

<b>Inhaltsverzeichnis</b>	<b>5</b>
<b>0 Einführung</b>	<b>7</b>
<b>1 Knochen</b>	<b>10</b>
1.1 Funktion der Knochen	10
1.2 Einteilung der Knochen	10
1.3 Das Brustbein	11
1.4 Aufbau von Knochen	12
1.5 Besondere Eigenschaften von Knochen	16
<b>2 Materialeigenschaften des menschlichen Knochens</b>	<b>20</b>
2.1 Einflüsse auf die Materialeigenschaften	20
2.2 Anisotropie des Knochens	23
2.3 Physikalisch nichtlineares Materialverhalten	27
2.4 Zeitabhängige Effekte	31
<b>3 Kontaktmechanik</b>	<b>32</b>
3.1 Grundlagen	32
3.2 Das Lagrange-Verfahren	35
3.3 Das Penalty-Verfahren	35
<b>4 Algorithmus</b>	<b>37</b>
4.1 Die Geometrie des Sternums und der Schlaufe	37
4.2 Der Vernetzungsalgorithmus	40
4.3 Ergebnisse	41
<b>Quellenangaben</b>	<b>46</b>
<b>Bildverzeichnis</b>	<b>49</b>
<b>Anhang: Quelltexte der verwendeten Dateien</b>	<b>51</b>
01_Geometrie_Schlaufen_Volumen.txt	51
02a_Materialien_L.txt	54
02b_Materialien_NL.txt	55

03_Vernetzung_Schlaufen_Volumen.txt	56
04_Kopplung_Sternum.txt	57
05_Kontakterstellung_Volumen.txt	58
06_Lagerbedingungen_Sternum.txt	61
07a_Sternum_LF1	62
07b_Sternum_LF2	63
<b>Selbstständigkeitserklärung</b>	<b>65</b>

## 0 Einführung

Mit der vorliegenden Bachelorarbeit wird, wie auch schon mit den ihr vorangegangenen Studien- und Diplomarbeiten, ein Gebiet besprochen, welches für Bauingenieure recht ungewöhnlich ist. Dies gilt nicht nur in Hinblick auf den Gegenstand der Untersuchung, der eigentlich im Bereich der Biomechanik und/oder Medizintechnik anzusiedeln ist sondern auch für das betrachtete Material.

Knochen ist, im Gegensatz zu den im Bauwesen verwendeten Baustoffen, kein inerte Werkstoff, sondern ein lebendes Gewebe mit einer Vielzahl von äußerst bemerkenswerten Eigenschaften.

Der Gegenstand der Untersuchung ist das Zusammenwirken von menschlichem Brustbein (*Sternum*) mit postoperativen Verschlusstechniken. Bei chirurgischen Eingriffen am Brustkorb ist es nämlich trotz *minimalinvasiver Verfahren* immer noch oft erforderlich, dass das Brustbein mitsamt der den Knochen umhüllenden Gewebeschichten durchtrennt wird, damit der behandelnde Arzt Zugriff zu Herz, Lunge und Blutgefäßen erlangt.

Nach vollendeter Operation werden die beiden Hälften des Brustkorbes wieder geschlossen und mittels Drahtschlaufen miteinander verbunden. Für die Ausführung dieser Schlaufen gibt es mehrere Möglichkeiten:

1. Eine einfache Drahtschleife, die parallel zu den Rippen (*Costae*) zwischen den Rippenzwischenräumen (*Intercostalräume*) hindurchgeführt wird. Es findet sich für diese Verschlusstechnik auch die Bezeichnung *Parallelschleife*.
2. Die sogenannte *Achterschleife*, bei welcher der Draht zwischen zwei benachbarten Interkostalräumen hindurchgeführt und auf der Rückseite des Sternums gekreuzt wird.
3. Die ineinandergreifenden Achterschlaufen (*interlocking figure-of-eight technique*) [1], bei der mehrere Achterschlaufen ineinander geflochten werden.
4. Der Verschluss mittels dem sogenannten *Sterna-Band*, einem vergleichsweise breiten Stahlband. Es findet hauptsächlich Anwendung bei brüchigeren Knochen.

Die Drahtenden werden zum Schluss gegeneinander verdreht und so eine Vorspannung in die Schlaufe eingebracht. Als Material für die Drähte dient hauptsächlich Edelstahl, seltener werden Kunststoff-Fäden verwendet.

Unabhängig von der Ausführungsart haben die eben genannten Techniken alle das gleiche Ziel: Sie dienen dazu, die Bewegungen der beiden Sternumhälften gegeneinander zu verhindern. Diese Verschiebungen (*sternale Dehiszenz*) behindern nicht nur das Verwachsen des Knochens sondern erhöhen auch erheblich das Risiko einer *postoperativen Sterno-Mediastinitis*, einer bakteriellen Entzündung des Mittelfells (*Mediastinum*). Diese Probleme treten zwar nur in 0,75-1,4% der behandelten Fälle auf [2], aber da ihre Mortalitätsrate zwischen 19% und 39% liegt [1] machen sie sternale Dehiszenz zu einer ernstzunehmenden Komplikation.

Laut [3] ist sternale Dehiszenz zum überwiegenden Teil auf ein Einschneiden der Edelstahldrähte in den Knochen zurückzuführen, verbunden mit dem Abbau der Vorspannung. Weitere Versagensmechanismen sind der Bruch des Drahtes aufgrund Überlastung oder das „Aufdrieseln“ der Drahtenden.

Am Institut für Strukturmechanik der Bauhaus-Universität Weimar laufen - in Zusammenarbeit mit der Abteilung für Herz-Thorax-Gefäßchirurgie des Klinikums der Friedrich-Schiller-Universität Jena – seit Januar 2002 Versuche zum Tragverhalten des menschlichen Brustkorbs.

Beginnend mit Untersuchungen zur allgemeinen Modellierung von Brustkorb und Fixierungen [4], über die semi-automatische Generierung eines Finite-Elemente-Modells aus Computer-Tomographie-Daten [5] konnten in [6] Aussagen über das mechanische Verhalten verschiedener Nahtarten getroffen werden. Auch eine verbesserte Kontaktmodellierung des Drahtes wurde in einer Studienarbeit [7] schon einmal untersucht.

Alle diese Untersuchungen haben einen wichtigen Faktor außer Acht gelassen: das nichtlineare Verhalten des Knochenmaterials. Als Materialgesetz wurde jeweils ein linear-elastisches Verhalten vorausgesetzt, wohingegen Knochen aber ein ausgeprägtes plastisches Verhalten aufweist. Auch wird von starkem viskosen Verhalten berichtet, d.h. der Knochen „kriecht“ unter der aufgebrachten Last –

ein zeitabhängiges Verhalten welches auch bei Baustoffen mehr oder weniger stark auftritt, beispielsweise bei Beton.

Auch lag bei den oben genannten Arbeiten der Schwerpunkt mehr auf der Modellierung der anatomischen Gegebenheiten des Brustkorbes und der Rippen als auf der detailgetreuen Abbildung des Kontaktbereiches zwischen dem Verschlussdraht und der Oberfläche des Sternums. So wurde in [4-6] der Draht nicht frei beweglich um das Sternum herum modelliert, sondern mittels eines Balkenelementes am virtuellen Brustbein „befestigt“, um Starrkörperbewegungen der Schlaufe zu verhindern. In [7] wird auf einen solchen Ansatz mit einem Balken zur Befestigung verzichtet, dafür wurden jedoch mehrere Freiheitsgrade der Drahtschlaufe gesperrt.

## 1.0 Knochen

### 1.1 Funktion der Knochen

Als ein wesentlicher Teil des menschlichen Organismus und des Organismus aller anderen Wirbeltiere fungieren die Knochen als Stützgerüst, welches, analog dem Tragwerk eines Gebäudes, die auf den Körper einwirkenden Lasten abträgt.

Im Zusammenspiel mit Muskeln, Bändern und Sehnen bilden die Knochen den Bewegungs-, Halte- und Stützapparat [8].

Eine weitere wichtige Aufgabe ist die Schutzfunktion: das Gerüst aus Knochen bildet einen Panzer um wichtige innere Organe – hier ist als Beispiel der Schädelknochen (*Cranium*) zu nennen, der das Gehirn umgibt – oder umschließt die Organe wie ein Rahmensystem, gut zu erkennen beim Brustkorb. Hier umschließen die Rippen, ausgehend von der Wirbelsäule (*Columna vertebralis*), unter anderem die beiden Lungenflügel und das Herz und laufen am Brustbein wieder zusammen.

Dieser Verband aus Rippen und Brustbein wirkt beim Husten, wobei sehr hoher Lungenbinnendruck entsteht, wie ein Zugband welches diese enormen Lasten abfängt. Ist das Brustbein durchtrennt, muss diese Kraftübertragung durch die Verschlussdrähte stattfinden.

Eine weitere, oft vom Betrachter nicht wahrgenommene Funktion ist das Dasein der Knochen als Stoffwechseldepot. So sind ungefähr 99% des körpereigenen Calciums und etwa 75% des im Körper vorhandenen Phosphates in den Knochen gespeichert [9]. Im Bedarfsfall wird vom Körper auf dieses Reservoir zurückgegriffen, so dass der Anteil der im Knochen vorhandenen Spurenelemente in Abhängigkeit von den Ernährungsgewohnheiten schwankt.

### 1.2 Einteilung der Knochen

Die Knochen des menschlichen Körpers werden nach ihrer Form klassifiziert. Dazu werden folgende Kategorien verwendet [8]:

1. Die langen Knochen oder Röhrenknochen (*Ossa longa*) wie zum Beispiel der Oberarmknochen (*Humerus*) oder der Oberschenkelknochen (*Femur*). Bei Röhrenknochen ist im Schaft (*Diaphyse*) eine Markhöhle (*Cavum medullare*) ausgebildet. In dieser befindet sich das Knochenmark (*Medulla ossium*), welches einen wichtigen Teil des Blutbildungsapparates darstellt.
2. Die platten Knochen (*Ossa plana*) zu denen die Rippen zählen. Sie erfüllen vorrangig Schutzfunktionen.
3. Die kurzen Knochen (*Ossa brevia*) zu welchen ungeformte Knochen wie die Handwurzelknochen gehören, die hauptsächlich für Stabilität sorgen
4. Die sogenannten Sesambeine (*Ossa sesamoidea*), beispielsweise die Kniescheibe (*Patella*). Sie dienen im Allgemeinen als Umlenkknöchel für Sehnen.
5. Die luftgefüllten Knochen (*Ossa pneumatica*) wie das Stirnbein (*Ossa frontale*). Sie bewirken eine Gewichtsreduktion oder erfüllen Resonanzfunktionen.
6. Die unregelmäßig geformten Knochen (*Ossa irregularia*) zu denen unter anderem die Wirbelkörper (*Vertebrae*) oder der Kieferknochen gehören.

### 1.3 Das Brustbein

In dieser Arbeit ist der vorherrschende Untersuchungsgegenstand das Brustbein, weswegen hier kurz sein Aufbau wiedergegeben wird. Das Brustbein gehört zur Kategorie der platten Knochen. Es ist von schwertähnlicher Form und unterteilt in den Griff (*Manubrium sterni*), den Körper (*Corpus sterni*) und den Schwertfortsatz (*Processus xiphoideus*) [10]. Am Griff setzen die Schlüsselbeine (*Claviculae*) an. Die Rippen sind alle mit dem Körper verbunden, am Schwertfortsatz sind keine Rippen mehr angeschlossen.

## 1.4 Aufbau von Knochen

Knochen setzt sich auf der Nanoskala zusammen aus ca. 15% zellulärer Phase, etwa 40% organischer Grundsubstanz und etwa 45% mineralischen Anteilen [9]. Die Mineralphase besteht aus Hydroxylapatitkristallen ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ). Diese Kristalle enthalten Verunreinigungen mit (u.a.) Magnesium, Natrium, Strontium und Chlor, was dazu führt, dass das im Knochen enthaltene Mineral eine geringere chemische Stabilität besitzt als das in der Natur vorkommende Mineral [9] – eine wichtige Voraussetzung für die Auf- und Umbauprozesse, die im Knochen stattfinden.

Die organische Grundsubstanz ist *Kollagen*, eine hoch zugfeste Eiweißverbindung, die neben ihrem Vorkommen in Knochen und den Zähnen auch den Hauptbestandteil von Bändern, Sehnen und der Haut darstellt. In seiner denaturierten Form ist es unter der Bezeichnung *Gelatine* zu finden.

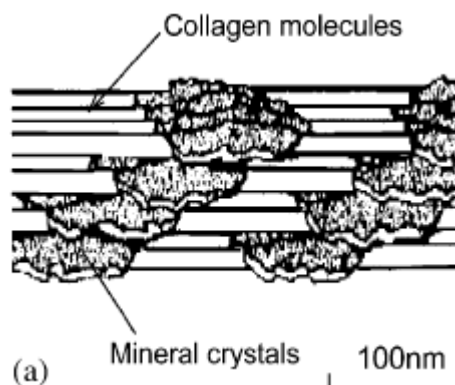


Abb.1: Die Nanostruktur von Knochen: Hydroxylapatitkristalle sind in einem gestaffelten Muster in eine Matrix aus Kollagen eingebettet

Diese Bestandteile bilden zusammen ein Komposit (Abb.1), welches die Vorteile der Komponenten in sich vereint: die anorganischen Bestandteile sind verantwortlich für die Druckfestigkeit und die Steifigkeit des Komposites während die organischen Anteile ihre Zugfestigkeit beisteuern [11].

Diese Grundsubstanz bildet den Baustoff des Knochens. Es gibt zwei Arten von Knochenmaterial die aus dieser Grundsubstanz bestehen [11]: Faserknochen (*woven bone*) und Lamellenknochen (*lamellar bone*). Die Erstere kommt im Körper nur in den ersten Lebensjahren oder an Bruchstellen des Knochens vor.

Sie besitzt ein großes Wachstumspotential und eine geringe Festigkeit, die darauf zurückzuführen ist, dass die Mineralkristalle und die Kollagenfasern mehr oder weniger zufällig angeordnet sind [11,12]. Im Laufe der Zeit werden die Faserknochen, ausgelöst durch mechanische Reize, in Lamellenknochen umgebildet. Lamellenknochen hingegen besitzt im Vergleich zu Faserknochen eine größere Stabilität aufgrund einer parallelen Ausrichtung der Lamellen und einer starken inneren Organisation [11]. Lamellenknochen wird jedoch nur langsam gebildet. Auf- und Umbauprozesse werden gesteuert durch ein Wechselspiel aus verschiedenen Zellen, namentlich die *Osteoblasten* (die Knochen aufbauenden Zellen) und die *Osteoklasten* (die Knochen zersetzenden Zellen). In einem stetigen Prozess finden diese Abläufe im Körper statt – nicht durch individuelle Zellen sondern durch hoch organisierte „Kolonnen“, den sogenannten „*Basic multicellular units*“ (kurz BMUs).

Diese gehen immer nach dem Schema A-R-F vor: Aktivierung – Resorption – Formation [11]. An der Spitze dieser BMUs lösen Osteoklasten die Mineralphase mit Säure auf und resorbieren die organischen Bestandteile des Knochens mittels Enzymen. Ihnen folgen die Osteoblasten, welche die organische Knochengrundsubstanz (*Osteoid*) ausscheiden, die dann ausmineralisiert [9]. Während dieses Vorganges werden einige Osteoblasten in das neue Gewebe eingebettet, sie werden als Osteozyten bezeichnet und sind untereinander über kleine Kanäle (*Canaliculi*) verbunden. Es wird vermutet, dass sie als Mechanosensoren fungieren und somit verantwortlich sind für die Aktivierung des Gewebeumbaus durch die BMUs.

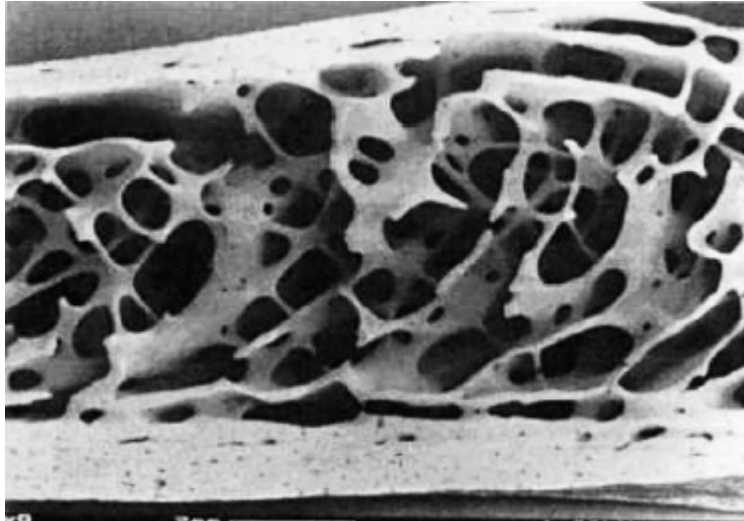


Abb.2: Kortikalis und Spongiosa an einem Schnitt durch einen Knochen

Auf der Ebene der Makrostruktur können zwei Arten von Knochenstruktur unterschieden werden: kortikaler Knochen (*Substantia compacta*) und trabekulärer Knochen (*Substantia spongiosa*). Der kortikale Knochen (oder auch *Kortikalis*) weist eine dichte, feste Struktur von geringer Porosität auf. Er bildet, nach der Knochenhaut, dem *Periosteum*, die äußerste Schicht des Knochens. Die Knochenhaut enthält die den Knochen versorgenden Blutgefäße sowie Nerven, was sie - im Gegensatz zum Knochen selbst - sehr schmerzempfindlich macht [13]. Ihr Gegenstück ist das *Endosteum*, die Knochenhaut, die den kortikalen und den trabekulären Knochen an den innenliegenden Knochenoberflächen gegen das Knochenmark abgrenzt. Aus dem Periosteum führen Blutgefäße in die Kortikalis, die Rinde des Knochens und von dort weiter bis in das Mark des Knochens. Außerdem sind die Knochenhäute - zusammen mit den *Haversschen* und *Volkmannschen Kanälen* - die Wirkungsstätten der BMUs.

Die Kortikalis besteht aus *Osteonen*, womit man die Bündel aus Lamellenknochen bezeichnet, die konzentrisch um ein zentrales Blutgefäß im *Haversschen Kanal* angeordnet sind. Die Kollagenfasern einer Lamellenschicht sind jeweils unter 90° gegenüber den Fasern der benachbarten Lamellenschichten orientiert [14] – ähnlich dem Aufbau von Sperrholz, bei dem die Holzlagen quer zueinander verklebt sind und so gegenseitig die Verformungen der einzelnen Lagen behindern. Die Haversschen Kanäle sind untereinander durch die Volkmannschen Kanäle verbunden (siehe Abb.3), in denen auch Blutgefäße verlaufen.

Die Spongiosa ist ein schwammartiges, räumliches Geflecht aus kleinen Knochenbalken (*Trabekel*) und -plättchen (Abb.2), die ebenfalls aus Lamellenknochen bestehen. In ihren Zwischenräumen befindet sich das Knochenmark. Sie ermöglicht die Einsparung von Substanz bei gleichzeitigem Erhalt der Stabilität und die Verringerung von Gewicht [15].

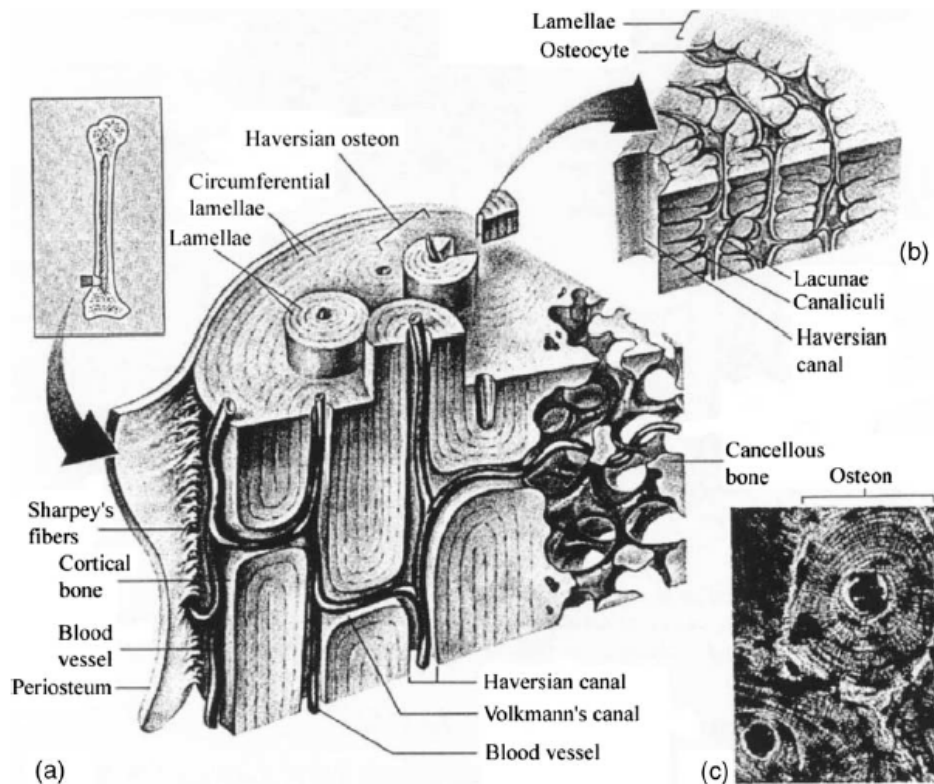


Abb.3: Der mikroskopische Aufbau von kortikalem Knochen

## 1.5 Besondere Eigenschaften von Knochen

Knochen verfügt, da es ein lebendes Gewebe ist, über zwei faszinierende Eigenschaften: die Regeneration von Schädigungen und die Anpassung seiner mechanischen Eigenschaften an die auf den Knochen einwirkenden Belastungen. Bei beiden Vorgängen spielen die knochenbildenden und die knochenzersetzenden Zellen sowie die Schädigungsvorgänge im Knochen eine wichtige Rolle (siehe Abschnitt 1.4).

Schädigung findet im Knochen in zwei Maßstäben statt: die Schädigung des Knochenmaterials auf der Mikroskala und der makroskopische Bruch des Knochens (*Fraktur*). Der Knochenbruch aufgrund eines Sturzes oder einer anderen mechanischen Einwirkung (*traumatischer Bruch*) sei hier nicht betrachtet.

Der Schaden auf der Mikroebene (*Microdamage*) ist auf Materialermüdung zurückzuführen [14], denn Knochen ist, wie auch alle anderen Materialien, anfällig gegenüber zyklischen Lasten. Diese Schädigungen bewirken auch schon recht früh in der Belastungsgeschichte – auch bei niedrigen Spannungs- und Dehnungswerten – relativ große Verluste der Materialsteifigkeit [14], die aber nicht zum Versagen des Systems führen. Ist die Geschwindigkeit der Akkumulation dieser Schädigungen größer als die Geschwindigkeit der Remodellierung führt dies langfristig zu einem teilweisen oder sogar zu einem vollständigen Bruch des Knochens (*Stressfraktur*), da sich die vielen kleinen Schädigungen zu größeren Rissen summieren und so einen Bereich der strukturellen Schwäche schaffen, welcher dann unter Belastung versagt. Besonders gefährdet sind Individuen mit erhöhter, repetitiver physischer Aktivität [11], wie Athleten, Balletttänzer und Soldaten oder aber auch Rennpferde. Die Gründe dafür sind in der – im Vergleich zu Knochen – höheren Anpassungsgeschwindigkeit der Muskeln an neue Belastungsszenarien zu finden. Das Resultat ist ein mechanisches Ungleichgewicht: die verstärkte Muskelaktivität auf den relativ schwächeren Knochen verursacht Deformationen sowie die Akkumulation von Schädigungen und verursacht somit über längere Zeit einen Bruch [16].

Der andere Bruchmechanismus tritt vor allem bei älteren Menschen auf: altersbedingt oder aufgrund von Krankheiten kann der Knochen so stark geschädigt

oder in seiner Struktur geschwächt sein, dass der Knochen durch die Anspannung eines Muskels bricht (*Pathologische Fraktur*) [11].

Der Körper reagiert auf diese Mikroschädigung mit den stetigen Gewebeumbauprozessen (*Remodellierung*), die im Knochen stattfinden. Der Schaden auf mikroskopischer Ebene wird durch die BMUs (siehe Abschnitt 1.4) repariert. Dieser Vorgang wird in [14] als „*drill and fill*“ bezeichnet: Der Verbund aus Osteoklasten und Osteoblasten bewegt sich, zeitlich versetzt, durch das geschädigte Gewebe und ersetzt es. Dabei wird durch die Osteoklasten ein Tunnel von etwa 0,2mm Durchmesser und mit einer Länge von mehreren Millimetern [14] erzeugt und von den Osteoblasten mit neuer Knochensubstanz verschlossen.

Die Reparaturmechanismen für Frakturen sind von anderer Natur: Durch den Bruch werden die Blutgefäße des Knochens verletzt, es strömt Blut an der Bruchstelle aus und gerinnt. Ist die Lücke zwischen den Bruchenden klein und besitzen die Stücke eine stabile Lage spricht man von einer „*Primärheilung*“, die Knochenstücke wachsen direkt zusammen. Mit „*Sekundärheilung*“ wird hingegen der Umstand bezeichnet wenn zwischen den Knochenstücken eine Lücke besteht, die erst überbrückt werden muss – in diesem Fall wächst ein *Kallus* (Abb.4), eine Manschette aus Knochenmaterial und Bindegewebe welche die Bruchenden lose fixiert, um die Bruchstelle herum. Die Osteoblasten formen Faserknochen an den Außenseiten der Knochen, während im Kern des Kallus' Knorpel entsteht. Der Knorpel wird anschließend in Faserknochen umgebildet und damit die Bruchstücke fixiert. Abschließend wird der Faserknochen durch die BMUs in Lamellenknochen umstrukturiert, was Zeiträume zwischen mehreren Wochen bis zu einem Jahr in Anspruch nehmen kann [11].

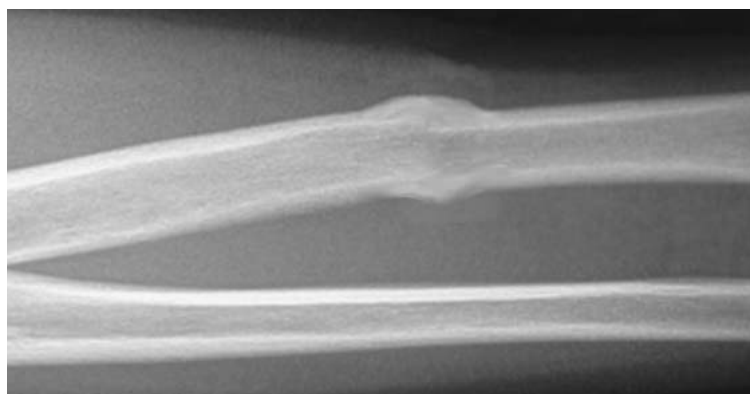


Abb.4: Röntgenaufnahme eines Kallus am Unterarm

Die zweite bemerkenswerte Eigenschaft von Knochen ist seine Fähigkeit, seine Struktur derart umzugestalten, dass er an die auf ihn einwirkenden mechanischen Belastungen ideal angepasst ist. Dies äußert sich zum einen darin, dass das Knochenmaterial in hochbelasteten Zonen von höherer Dichte ist als im umliegenden Gewebe und zum anderen, dass sich die Ausrichtung der Trabekel im spongiosen Knochen an den Trajektorien der Spannung orientiert.

Hierfür werden die Prozesse der Remodellierung unterschieden in die interne und in die externe Remodellierung [17]. Erstere findet in den Haversschen und den Volkmannschen Kanälen statt und bewirkt eine Veränderung der Materialeigenschaften des Knochens wohingegen die zweite die Geometrie des Knochens verstärkt (oder sie in niedrig beanspruchten Regionen auch verringert). Die externe Remodellierung - oder auch Oberflächenremodellierung - findet auf den Oberflächen des Knochens statt, also auf Periosteum, Endosteum und den Oberflächen der Trabekel.

Zur Remodellierung des Knochens gibt es aus den 1960er Jahren ein Modell nach H.M. Frost, der den Knochenaufbau und die Resorption in Abhängigkeit von der maximalen elastischen Verformung des Knochens setzt [18]. Als Einheit für die Verformungen nimmt er  $\mu\text{Strain}$  (Formelzeichen  $E$ ) an. Diese entsprechen der klassischen „Ingenieurdehnung“, es gelten die Beziehungen:

$$\text{Strain } E = \frac{\Delta l}{l}$$

$$1000\mu\text{Strain} = \varepsilon = 0.001\%$$

Des weiteren gibt er vier Bereiche von  $\mu\text{Strain}$  mit den korrespondierenden Adaptionprozessen an:

1. *Disuse*:  $E < 800\mu\text{Strain}$ , Knochenmasse wird abgebaut und die Steifigkeit des Knochens reduziert
2. *Adapted State*:  $800\mu\text{Strain} \leq E < 1500\mu\text{Strain}$ , die Knochenmasse und die Steifigkeit bleiben erhalten
3. *Overload*:  $E > 1500\mu\text{Strain}$ , die Knochenmasse wird vermehrt und die Steifigkeit des Knochens nimmt zu

4. *Fracture*:  $E > 15.000 \mu\text{Strain}$  , der Knochen hat seine Festigkeitsgrenze erreicht - es kommt zum Bruch

Als Ursache für die Auslösung des Remodellierungsprozesses werden die Mikroschäden vermutet [16], die durch die Überlastung des Knochens im *Overload*-Zustand entstehen: Der Knochen repariert sich selbst und passt sich gleichzeitig an die neue Belastung an. Die Effektivität dieser Methode ist besonders gut am Femur zu sehen, dem Oberschenkelknochen (Abb.5). Auf der rechten, oberen Seite der Abbildung ist der Femurkopf (*Caput femoris*) mit seiner runden Gelenkfläche zu sehen. Er ist das Verbindungsstück des Femurs zum Beckenknochen. An ihn schließt der Schenkelhals (*Collum femoris*) an.

Rein mechanisch betrachtet ist die Ausbildung des Gelenkes sehr ungünstig, da durch die exzentrische Lasteinleitung im Übergang zwischen Femurkopf und Schenkelhals ein Moment erzeugt wird. Die Trabekel sind jedoch sehr gut an diese Belastung angepasst. Die horizontal und vertikal verlaufenden Trabekel im Femurkopf und Schenkelhals sind in Abbildung 5 gut zu erkennen – die vertikalen Knochenbälkchen werden auf Druck belastet, die horizontalen Streben sind zugbeansprucht. Auch ist die Kortikalis am Femurkopf nur sehr dünn, sie dient ausschließlich der Lastverteilung in die Spongiosa und muss daher nicht stark ausgebildet sein – im Gegensatz zum Schaft (Diaphyse) des Knochens, wo die Kortikalis sehr stark belastet wird und im Gegenzug die Spongiosa kaum vorhanden ist .



Abb.5: Längsschnitt durch den menschlichen Femur

## 2.0 Materialeigenschaften des menschlichen Knochens

### 2.1 Einflüsse auf die Materialeigenschaften

Knochen ist ein organisches Gewebe mit einer komplexen anisotropen und heterogenen Mikrostruktur sowie einem starken nichtlinearen Verhalten. Dieses Verhalten äußert sich sowohl auf der Nanoskala als auch auf der makroskopischen Betrachtungsebene. Seine Materialeigenschaften, primär also der E-Modul und die maximal aufnehmbaren Spannungen (unabhängig davon, ob es sich um kortikalen oder spongiosen Knochen handelt), hängen zum größten Teil von der Dichte des Gewebes und von seinem Mineralgehalt ab. Letzterer wird repräsentiert durch die sogenannte Aschedichte, die man durch das Verbrennen des getrockneten Knochens im Labor erhält [19]. Auf die letzten beiden genannten Kenngrößen wirken wiederum eine Vielzahl anderer Parameter ein, die teilweise voneinander abhängen oder in ihrer Wirkung miteinander verknüpft sind:

- Das **Alter** und das **Geschlecht** des Individuums bestimmen über den Hormonhaushalt oder den Lebenswandel (entweder eine überwiegend sitzende Tätigkeiten oder aktive sportliche Betätigung) das Ausmaß der Remodellierung des Knochens. So ist im Alter die Anzahl der Mikrorisse im Knochen deutlich höher als im Knochen eines jungen Menschen (dennoch ist die Größe der Mikrorisse etwa die gleiche wie bei einem Jugendlichen) [20].
- Die **Ernährungsgewohnheiten** des Menschen wirken auf die Menge des in den Knochen gespeicherten Calciums ein: eine eiweißreiche Ernährung, Salz, Kaffee und Alkohol verstärken die Ausscheidung von Calcium aus dem Körper während der Verzehr von Käse, Milchprodukten und bestimmten Gemüsesorten die Calciumaufnahme steigert [21]. Damit der Körper das in der Nahrung enthaltene Calcium allerdings aufnehmen kann, benötigt er Vitamin D. Dieses kann vom Körper unter Einstrahlung von UV/B-Licht in der Haut synthetisiert werden - was eine Verbindung zum oben erwähnten Lebenswandel herstellt.
- Die **Belastungs- und auch die Schädigungsgeschichte** des Knochens, zusammen mit seiner anatomischen Lage, verändern durch

Remodellierung über die Jahre die Struktur des Knochens und passen ihn an (siehe Abschnitt 1.5).

- Der **Gesundheitszustand** des Individuums: Die Prozesse der Remodellierung können durch bestimmte Krankheitsbilder in ihrem Gleichgewicht gestört sein. *Rachitis/Osteomalazie* (aufgrund von Mangelernährung) bewirken durch ungenügende Einlagerung von Calcium eine mangelhafte Stabilität des Knochens.

Eine verstärkte Tätigkeit der Osteoklasten führt zu *Osteoporose*. Diese äußert sich im Abbau von Knochenmasse und der Zersetzung der Mikroarchitektur des Knochens (siehe Abb.6), was insgesamt zu einer erhöhten Brüchigkeit des Knochens führt. Die Krankheit tritt vor allem bei älteren Menschen und bei post-menopausalen Frauen auf. Durch Medikamente lässt sich zwar der fehlerhafte Remodellierungsprozess einschränken, doch dafür begünstigt man die Materialermüdung des Knochens, indem die Reparatur von Mikroschäden unterbunden wird [14].

Die verminderte Tätigkeit der Osteoklasten hingegen führt zur *Osteopetrose*, der Marmorknochenkrankheit. Die pathologische Verdickung der Knochenstruktur erhöht die Anfälligkeit für Frakturen infolge einer verminderten Flexibilität des Knochens.

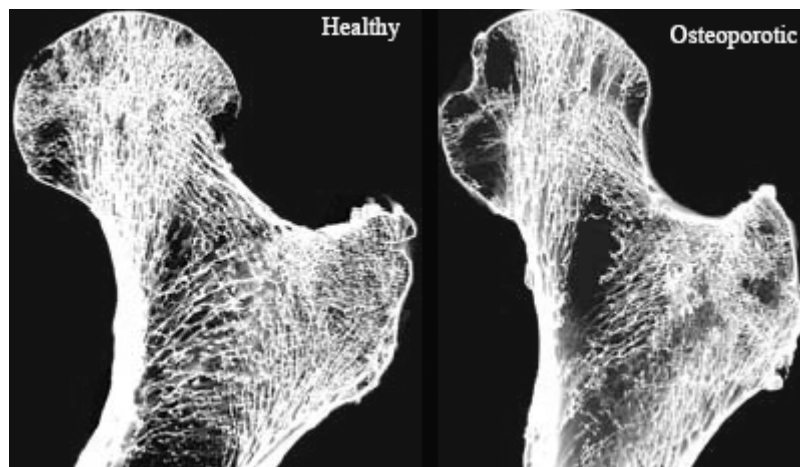


Abb.6: Die Knochenstruktur eines gesunden Femurknochens (links) im Vergleich zu einem osteoporotischen Femurknochen (rechts)

Wie aus den getroffenen Aussagen erkannt werden kann, ist es ziemlich schwer, für Knochen allgemeine Materialparameter anzugeben, anders als es der Fall bei

im Bauwesen verwendeten Baustoffen ist. Denn bei Werkstoffen kann die Wahrscheinlichkeit des Materialversagens durch Vorgabe von entsprechend niedrigen Kennwerten minimiert werden. Diese Vielzahl an Einflüssen macht sich auch in der Streubreite der Werte bemerkbar, die in der Literatur zu finden sind. In Tabelle 1 ist eine Auswahl an Materialwerten für kortikalen Knochen zusammengestellt.

Knochendichte	E-Modul	Bruchspannung	Quelle
[g/cm <sup>3</sup> ]	[GPa]	[MPa]	
1,8-2,4	8-19	90-140	[23]
-	10,7-15,1	72,6-105	[24]
-	10-20	100	[25]
-	10-20*	-	[26]
-	7-30	50-230**	[27]
-	18,5	-	[28]
-	5	100-150**	[29]
-	18	150	[30]
-	15-22	123-156	[31]
2,0	11500	-	[4]

Tab.1: Übersicht über die Streubreite der in der Literatur gefundenen Materialkennwerte

---

\* In der Quelle sind E-Moduli in longitudinaler und transversaler Richtung vermerkt und hier der Übersichtlichkeit halber vermischt angegeben

\*\* Die Quelle nennt maximale Spannungen für Druck- und Zugbelastung, die hier zusammen angegeben werden

## 2.2. Anisotropie des Knochens

Wie eingangs erwähnt wurde, ist Knochen ein anisotropes Material. Diese Eigenschaft ist nicht nur auf der makroskopischen Betrachtungsebene zu finden, sondern macht sich schon im Nanobereich bemerkbar [32]. Auf der Makroskala wird die Anisotropie verursacht durch die Ausrichtung der Trabekel in der Spongiosa bzw. durch die Orientierung der Osteone in der Kortikalis [11]. Im Nanobereich bewirkt die Ausrichtung der Hydroxylapatitkristalle in der Kollagenmatrix das richtungsabhängige Verhalten.

Die Anisotropie hat Auswirkungen auf die Anzahl der Variablen, die für die Beschreibung des Spannungszustandes und für die Berechnungen mittels einem FE-Programm notwendig sind. Die Spannungs-Dehnungs-Beziehung in einem homogenen, linear-elastischen und isotropischen Material lässt sich durch die Angabe von zwei linear unabhängigen Parametern herstellen: E-Modul und Querdehnzahl.

Die matrizielle Formulierung des räumlichen Spannungszustandes eines isotropen, linear-elastischen Materials nach Hooke [33] ist:

$$\begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E} & -\nu & -\nu & 0 & 0 & 0 \\ -\nu & \frac{1}{E} & -\nu & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu}{E} & \frac{-\nu}{E} & \frac{1}{E} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{xy} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} \end{bmatrix} \quad \text{mit } G = \frac{E}{2(1+\nu)}$$

Das heißt, die Materialeigenschaften sind vom verwendeten Koordinatensystem unabhängig.

Für ein orthotropes Material, d.h. ein anisotropes Material in dem für die Materialeigenschaften drei Symmetrieebenen vorliegen, geht der obige Zusammenhang über in [34]:

$$\begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & \frac{-\nu_{12}}{E_2} & \frac{-\nu_{13}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{21}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & \frac{-\nu_{23}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{31}}{E_1} & \frac{-\nu_{32}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{13}} \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{xy} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} \end{bmatrix}$$

Das bedeutet, dass aus den zwei linear unabhängigen Parametern beim isotropen Materialverhalten werden nun beim anisotropen Spannungszustand zwölf unabhängige Kenngrößen werden (oder neun unabhängige Kenngrößen, wenn man annimmt, dass die Querdehnzahlen wechselseitig symmetrisch sind), von denen alle den gleichen Einflüssen und Schwankungen unterworfen werden, von denen schon die zwei Variablen im isotropen Fall betroffen waren. Nimmt man also bei Berechnungen ein isotropes Materialverhalten an, ist das zwar eine Abstraktion vom wirklichen Verhalten, aber der vorsätzliche Modellfehler ist notwendig, um den Aufwand für Recherche, Materialtests und Rechendurchgänge nicht ins Unermessliche zu treiben. Auch drängt sich die Frage auf, wie sehr die Streubreite aller Eingangsvariablen, so man denn die vollständige Beschreibungsmethode wählt, die Genauigkeit des Ergebnisses beeinflusst. In der Literatur [19] finden sich Kennwerte, die unter Anwendung von Zugversuchen und Ultraschallmessungen ermittelt wurden. Bei Ultraschallmessungen bedient man sich des proportionalen Zusammenhangs zwischen Schallgeschwindigkeit und Elastizitätsmodul [19]. Die Werte weichen schon für die beiden Messmethoden recht stark von einander ab. Ebenso wenig finden sich an der genannten Stelle Bemerkungen über die Anzahl der durchgeführten Messungen und Versuche. Dennoch können die Parameter durchaus als Anhaltspunkte verstanden werden und können für Berechnungen unter Annahme von Anisotropie zugrundegelegt werden.

Das Materialverhalten auf der Makroskala ist, wie an den vorangegangenen Ausführungen zu erkennen sein sollte, sehr schwer zu beschreiben. Anders hingegen

das Verhalten auf der Nanoskala. Hier reduzieren sich die Einflüsse auf die Festigkeit effektiv auf zwei Faktoren:

- Die Dichte des Minerals und der Matrix aus Kollagen.
- Der Mineralgehalt.

Das mechanische Verhalten des Komposits aus Kollagen und Hydroxylapatit ist dementsprechend auch gut erforscht.

	Volume fraction	Young's modulus	Strength (MPa)	Fracture toughness
Collagen	55–60%	50–100 MPa	20	—
Mineral	40–45%	50–100 GPa	30	$\ll 1 \text{ MPa m}^{1/2}$
Bone	—	10–20 GPa	100	$2\text{--}7 \text{ MPa m}^{1/2}$

Tab.2: Die Festigkeitseigenschaften von Kollagen, Mineral und der aus beiden zusammengesetzten Knochengrundsubstanz; aus: [25]

Es gibt zwei Ansätze, die Steifigkeit eines zusammengesetzten Materials abzuschätzen: die Modelle nach Voigt (*Isostrain*, eine Anordnung aus Materialschichten unter gleicher Dehnung) und Reuss (*Isostress*, eine Schichtung aus unterschiedlichen Materialien unter gleicher Spannung) [25]. Beide stellen die Steifigkeit des Komposites in Abhängigkeit von den Volumenanteilen von Matrix und Einschlüssen dar und lassen die Form und die Anordnung der Komponenten außer Betracht. Obwohl diese Modelle recht einfach sind, stellen sie eine gute Näherung für die obere (Voigt-Modell) und die untere Grenze (Reuss-Modell) der Kompositsteifigkeit dar [32].

$$\text{Modell nach Voigt: } E = E_I * \Phi + E_M * (1 - \Phi)$$

$$\text{Modell nach Reuss: } \frac{1}{E} = \frac{\Phi}{E_I} + \frac{1 - \Phi}{E_M}$$

Hier repräsentiert  $\Phi$  den Volumenanteil des Einschlusses, die Indizes I und M bezeichnen die Anteile der Einschlüsse (*Inclusions*) respektive die der Matrix.

Wie Ji und Gao in [25,32] ausführen, tendiert die Gesamtsteifigkeit des Komposites gegen die Grenze von Voigt – obwohl die Steifigkeit des Proteins etwa ein Tausendstel der Steifigkeit des Minerals beträgt (siehe Tab.2).

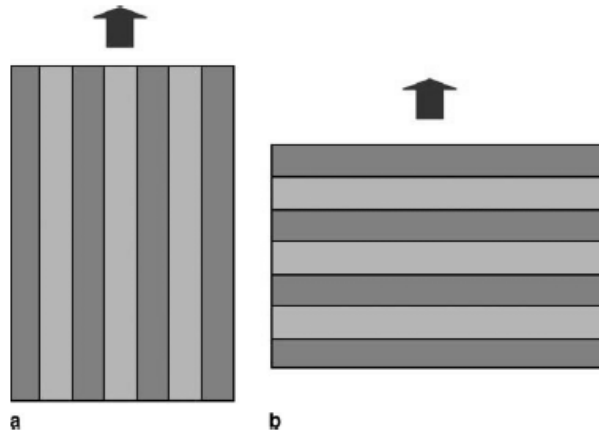


Abb. 7: Die schematische Darstellung der Modelle nach Voigt (a) und Reuss (b)

Sie erklären dieses Verhalten mit der versetzten Anordnung der Mineralkristalle in der Kollagenmatrix (siehe Abb.1) und haben dafür ein entsprechendes Modell aufgestellt: die sogenannte Zug-Scher-Kette (*Tension-Shear-Chain-Model*, abgekürzt *TSC*) [25]. Ji und Gao nehmen an, dass die Mineraleinschlüsse hauptsächlich auf Zug beansprucht werden und dass die Kraftübertragung zwischen den Kristallen nur durch das umhüllende Protein stattfindet, welches nur auf Abscheren beansprucht wird (siehe Abb.8).

$$\text{TSC-Modell: } \frac{1}{E} = \frac{4(1-\Phi)}{\mu_p \Phi^2 \rho^2} + \frac{1}{\Phi E_M}$$

Mit  $\Phi$  als Volumenanteil der Einschlüsse,  $\mu_p$  als Schermodul (G) des Proteins und  $\rho$  als Längenverhältnis  $L/h$  der Mineralkristalle (Index M).

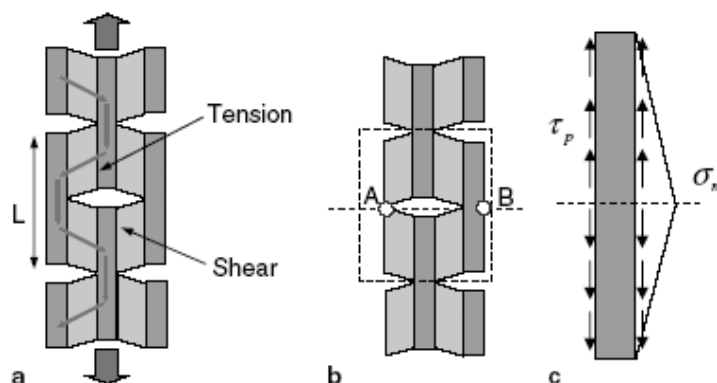


Abb.8: Das Tension-Shear-Chain-Modell

Mit zunehmendem Seitenverhältnis, d.h. für eine überwiegende Länge der eingebetteten Mineralkristalle, konvergiert die vom TSC-Modell vorausgesagte

Steifigkeit gegen die Voigt-Grenze. In [32] haben sie ihr Modell noch erweitert und zeigen, dass mit größer werdendem Seitenverhältnis in transversaler Richtung das Steifigkeitskriterium gegen die untere Grenze nach Reuss konvergiert. Beides lässt sich anhand der Abbildungen 7 und 8 gut nachvollziehen.

Ji und Gao betonen aber, dass es zur Zeit nicht möglich ist, das Verhalten des Knochenmaterials auf der Nanoebene mit dem Verhalten des Knochens auf der Makroskala zu verknüpfen.

### 2.3 Physikalisch nichtlineares Materialverhalten

Linear-Elastische Materialbeschreibungen basieren auf dem Gesetz nach Hooke, welches die Spannungen in proportionaler Abhängigkeit von den Dehnungen ausdrückt. Ein Körper unter eindimensionaler Belastung wird sich unter einer einwirkenden Kraft verformen. Nach Entlastung wird sich der Körper wieder in seine Ausgangslage zurückverformen und sämtliche Dehnungen werden wieder auf Null abgebaut.

Physikalisch nichtlineares Verhalten liegt dann vor, wenn die Steifigkeit, welche die Dehnungen mit den Spannungen verknüpft, nicht mehr konstant ist, sondern - beispielsweise - von den Dehnungen abhängt und die Dehnungen nach Überschreiten eines Grenzwertes bei Entlastung nicht mehr vollständig abgebaut werden.

In einem gewissen Bereich der Dehnungen unterliegt das Material auch weiterhin der linearen Beziehung zwischen Spannungen und Dehnungen, bei Erreichen der sogenannten Fließgrenze (eine Grenzspannung oder Grenzdehnung) jedoch geht die lineare Beziehung über in:

$$\sigma = E(\varepsilon) * \varepsilon$$

Die Spannungs- und Dehnungszustände lassen sich in einem Material unter räumlicher Betrachtung vorteilhaft mit Spannungs- und Dehnungstensoren beschreiben:

$$\underline{\underline{S}} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{xy} & \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{xz} & \tau_{yz} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \quad \underline{\underline{V}} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \frac{1}{2}\gamma_{xy} & \frac{1}{2}\gamma_{xz} \\ \frac{1}{2}\gamma_{xy} & \varepsilon_{yy} & \frac{1}{2}\gamma_{yz} \\ \frac{1}{2}\gamma_{xz} & \frac{1}{2}\gamma_{yz} & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix}$$

Diese lassen sich je in einen *hydrostatischen Anteil* (Index H) und einen sogenannten *Deviatoranteil* zerlegen. Der Spannungsdeviator erzeugt eine elastische Gestaltänderung bei konstantem Volumen und der hydrostatische Anteil erzeugt eine Volumenänderung [35]. Nach [36] greifen die meisten Plastizitätsmodelle auf diese Aufteilung zurück. Für die Betrachtungen nach der Plastizitätstheorie werden noch die *Invarianten* des Spannungstensors benötigt. Unter Annahme eines isotropen Materials transformiert man das zugrundeliegende Koordinatensystem so, dass es mit den Hauptspannungsrichtungen übereinstimmt. Der Spannungstensor enthält dann als einzige Elemente nur noch die Hauptspannungen. Der hydrostatische Anteil und der Deviatoranteil des Spannungstensors ist:

$$\sigma_H \delta = \begin{bmatrix} \sigma_H & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_H & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_H \end{bmatrix} \quad \text{mit } \sigma_H = \frac{1}{3}(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3)$$

$$\underline{\underline{s}} = \begin{bmatrix} (\sigma_1 - \sigma_H) & 0 & 0 \\ 0 & (\sigma_2 - \sigma_H) & 0 \\ 0 & 0 & (\sigma_3 - \sigma_H) \end{bmatrix} \quad \underline{\underline{S}} = \sigma_H \delta + \underline{\underline{s}}$$

Die Invarianten ergeben sich für die Hauptspannungsrichtungen zu [36]:

$$I_1 = \sum \sigma_{ii} = \sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3 = 3\sigma_H$$

$$I_2 = \frac{1}{2} \sum s_{ij}^2 = \frac{1}{6} [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]$$

Diese Werte können nun in *Fließbedingungen* ( $f=0$ ) eingesetzt werden. Dazu sollen an dieser Stelle beispielhaft zwei dieser Bedingungen vorgestellt werden: das von-Mises-Kriterium und das vom aufgebrachten Druck abhängige Drucker-

Prager-Fließkriterium. Im Kern sagen beide aus, dass das zugrundeliegende Material bei Erreichen einer Spannungsgrenze zu fließen beginnt [36]. Das von-Mises-Kriterium ist äquivalent zum Erreichen eines Maximums der Verzerrungsenergie [36].

$$\text{von-Mises: } f = \sqrt{I_2} - \tau_0 = 0$$

$$\text{Drucker-Prager: } f = \alpha I_1 + \sqrt{I_2} - \tau_0 = 0$$

In beiden Formeln sind die Variablen  $\alpha$  und  $\tau$  Materialparameter [36]. Beim Drucker-Prager-Fließkriterium hat der hydrostatische Spannungszustand eine entscheidende Rolle inne, da bei zunehmenden hydrostatischen Druck der Toleranzbereich zwischen Spannungszustand und Fließgrenze abnimmt.

Reduziert man die Betrachtung vom dreidimensionalen Zustand auf eine ein-dimensionale Situation vereinfacht sich das von-Mises-Kriterium (mitsamt der Invarianten  $I_2$ ) auf die Bedingung (*Ansatz von Odqvist* [36]):

$$f(\sigma, \sigma_y) \equiv F(\sigma) - \sigma_y = 0$$

Zu finden ist diese Betrachtung beispielsweise bei einem Fachwerkstab, in dem definitionsgemäß als einzige Schnittkraft eine Normalkraft auftritt.

Die Entwicklung der Spannungs-Dehnungsbeziehung im plastischen Zustand wird mittels eines *Verfestigungsgesetzes (hardening law)* beschrieben – wobei der Begriff auch entfestigendes Verhalten einschließt. In einfachen Fällen bedient man sich des Tangentenmoduls  $H$  (also einer linearen Beziehung zwischen Spannungen und Dehnungen) und erhält so die Beziehung für ein elastoplastisches Material als ein bilineares Verhältnis der Spannungen zu den Dehnungen (siehe Abb.9). Setzt man den Tangentenmodul auf Null erhält man die Beziehung für ein elastisch-idealplastisches Material: nach Erreichen der Fließgrenze nehmen die Verzerrungen (unter Beibehaltung des Spannungsniveaus) unbestimmt zu.

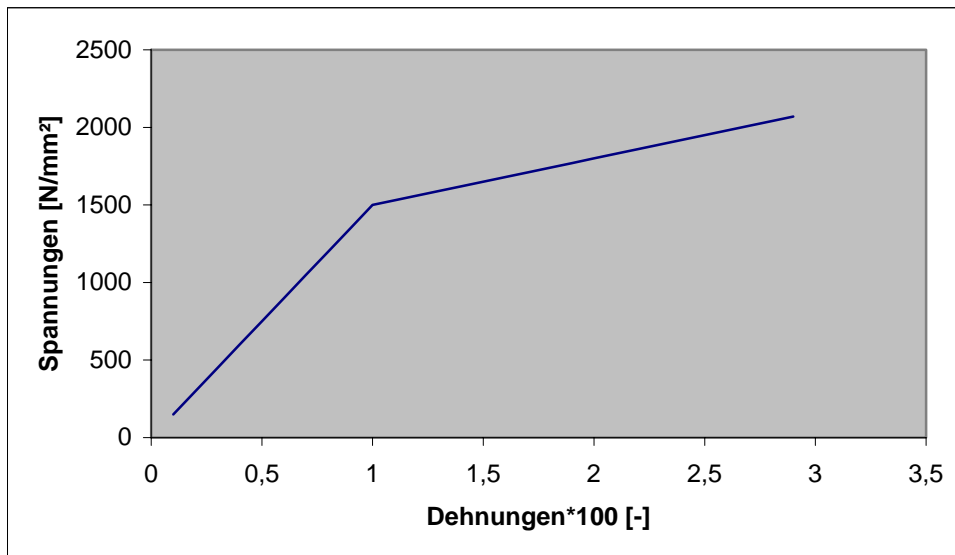


Abb.9: Ein Spannungs-Dehnungs-Diagramm für ein beliebiges elastoplastisches Material

Der Schritt von den Formulierungen der Plastizitätstheorie hin zur Schädigungsmechanik ist kurz. Dort wird die innere Schädigung – mitsamt ihrer Auswirkung auf die Steifigkeit – durch eine Schädigungsvariable wiedergegeben. Diese kann Werte zwischen 0 und 1 annehmen, bei einem Wert von 0 ist das Material unbeschädigt, bei einem Wert von 1 ist sämtliche Steifigkeit abgebaut. Das Verfestigungsgesetz wird ersetzt durch ein Schädigungsgesetz, welches die größten je aufgetretenen Dehnungen zur Ermittlung der Schädigungsvariable verwendet. Die Schädigungsvariable bleibt immer auf dem höchsten je erreichten Niveau. Das Kriterium des Strukturversagens geht dementsprechend von einer Bruchspannung über in eine Grenzschädigung, der eine Grenzdehnung zugeordnet ist [37].

Die Berücksichtigung von Materialschäden ist eine angemessene Abbildung der Vorgänge im belasteten Knochen. Denn die (scheinbare) Plastizität des Gewebes ist in Wirklichkeit verursacht durch Schädigungsvorgänge im Knochen: beispielsweise brechen durch Überlastung die Trabekel im spongösen Knochen zusammen [19] oder in kortikalen Knochen bilden sich Makrorisse. Auch ist die Belastungs- und Schädigungsgeschichte des Knochens ein wichtiger Faktor für die Festigkeit der Biostruktur. Für Betrachtungen über eine längere Zeit hinweg kann jedoch die Reparaturfähigkeit des Knochens (und damit der zwangsläufige Rückgang der Schädigungsvariable) nicht vernachlässigt werden.

## 2.4 Zeitabhängige Effekte

Knochen zeigt, wie alle biologischen Gewebe, ein viskoelastisches Verhalten, d.h. ein zeitabhängiges Verhalten. Dazu zählt in erster Linie das sogenannte „Kriechen“, also die Eigenschaft eines Stoffes, unter konstanter Spannung einen zeitabhängigen Dehnungszuwachs zu erhalten. Ebenfalls zu dieser Kategorie kann folgender Zusammenhang gezählt werden: die Steifigkeit und die Bruchfestigkeit des Knochens ist sehr stark abhängig von der Belastungs- bzw. der Dehngeschwindigkeit des Knochenmaterials. Bei hohen Dehnungsraten ist eine sehr hohe Materialsteifigkeit und ebenso eine sehr hohe Bruchfestigkeit zu erkennen (Abb.10). Nach [19] treten solch hohe Dehnraten im Alltag aber nicht auf, für physiologische Dehnraten wird ein Bereich  $\dot{\epsilon} = 0,001 - 0,01/s$  angegeben. In [25] wird dieses Verhalten auf den hohen Anteil von Kollagen im Knochen zurückgeführt – es zeigt sich schon dort auf der Nanoskala. Das Kollagen wirkt wie ein Dämpfer innerhalb des Knochenmaterials.

Vergleicht man das Spektrum der Anfangssteifigkeiten für die physiologisch auftretenden Dehnraten in Abbildung 10 mit dem Bereich der Materialsteifigkeiten aus Tabelle 1 (siehe Abschnitt 2.1) kann man erkennen, dass das viskose Verhalten des Knochens in Berechnungen ohne explizite Berücksichtigung von zeitlichen Vorgängen außer Betracht gelassen werden kann

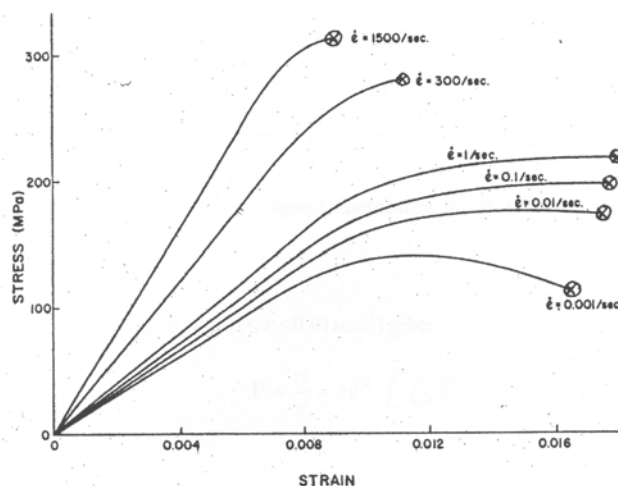


Abb.10: Der Zusammenhang zwischen Dehngeschwindigkeit und Materialfestigkeit des Knochens

### 3.0 Kontaktmechanik

#### 3.1 Grundlagen

In der Mechanik spricht man von *Kontakt*, wenn zwei (oder mehr) Körper mit ihren Körperbegrenzungen zusammentreffen [38]. Kontakt ist in eigentlich jedem Tragwerk zu finden, da die Lasten aus den Teilen eines Tragwerks sämtlich über Kontakt in andere Strukturelemente weitergeleitet werden [39].

Es handelt sich bei Kontaktberechnungen immer um ein nichtlineares Problem: Kräfte können nur übertragen werden, wenn der Abstand der beiden Körper Null beträgt, jedoch muss verhindert werden, dass sich die Körper gegenseitig durchdringen (was, im Gegensatz zu gesunden Menschenverstand, in einer numerischen Simulation durchaus vorkommen kann). Da unbekannt ist, welche Körper wo in Kontakt treten, welche Größe die Kontaktflächen besitzen und welche Kontaktkräfte dabei übertragen werden sind Kontaktprobleme von solch hoher Komplexität [39].

In der einfachsten Formulierung kann ein Kontaktzustand beschrieben werden mit nicht mehr als mit Newtons Dritten Gesetz und dem Coulomb'schen Reibungsgesetz (siehe Abb.11).

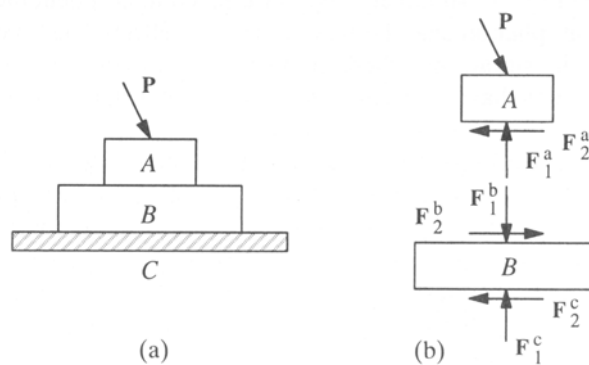


Abb.11: Ein einfacher Kontaktzustand

Aus den beiden oben genannten Gesetzen folgt [39]:

$$F_1^A = F_1^B \quad F_2^B = F_2^A \quad F_2^A \leq \nu_1 F_1^A \quad F_2^C \leq \nu_2 F_1^C$$

Diese Form eignet sich aber nur zur Ermittlung der totalen Kräfte, die im System auftreten, man erhält daraus nicht die Verteilung der Spannungen über die Flächen, wie sie beispielsweise für Schädigungsbetrachtungen oder für die Berücksichtigung plastischer Effekte vonnöten wären [39].

Kontakt kann in mehreren Detailgraden modelliert werden, jede höhere Stufe erfordert mehr Rechenaufwand und liefert im Gegenzug tendenziell bessere Ergebnisse. Es können verwendet werden:

- Die Kontaktart Knoten-Knoten (*Node-to-Node*)
- Die Kontaktformulierung Knoten-Oberfläche (*Node-to-Surface*)
- Die Modellierung des Kontaktes zwischen zwei Oberflächen (*Surface-to-Surface*)

Die einfachste Modellierung ist dabei der Kontakt zwischen zwei Knoten. Diese wird nur noch selten verwendet, da sie strenge Bedingungen hinsichtlich der Diskretisierung stellt – die Elementnetze müssen übereinander liegen (siehe Abb.12a), was sich nur bei einfachsten Geometrien bewerkstelligen lässt – und sie grundsätzlich die Annahme kleiner Verformungen voraussetzt. Sie eignet sich dennoch zur Einführung in die Kontaktmechanik.

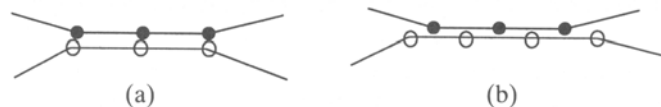


Abb.12: Zwei (ebene) Kontaktformulierungen: Knoten-zu-Knoten (a) und Knoten-zu-Fläche (b)

In Kontaktformulierungen wird die drückende Fläche (respektive ein Knoten) immer als Kontaktfläche (*contact surface*) bezeichnet und die gedrückte Fläche trägt dementsprechend die Bezeichnung Zieloberfläche (*target surface*)

In einer eindimensionalen Betrachtung ergibt sich der (vertikale) Abstand zweier Knoten zu [38]:

$$g = \tilde{x}_2^s - \tilde{x}_2^m = (\tilde{X}_2^s + \tilde{u}_2^s) - (\tilde{X}_2^m + \tilde{u}_2^m)$$

Ist  $g$  größer als Null besteht kein Kontakt; ist  $g$  gleich Null herrscht Kontakt, ist es kleiner als Null durchdringen sich die Körper, deren Teil die Knoten sind. Das Ziel aber ist es, diese Durchdringung zu verhindern. Dazu wird in das globale Gleichungssystem, welches die Struktur beschreibt, für jedes Kontaktpaar

(unabhängig davon, welche Formulierung verwendet wird) eine Zwangsbedingung (*constraint equation*) eingesetzt und somit die *Penetration* der Körper von vornherein verhindert. Auch für diese Zwangsbedingungen (die im übrigen nicht nur Anwendung in der Kontaktmechanik finden) gibt es wiederum mehrere Varianten. Die zwei bekanntesten (auf deren Basis alle anderen fußen) sind das *Penalty*- und das *Lagrange*-Verfahren. Zu ihrer Erläuterung muss etwas weiter ausgeholt werden:

Es gibt zwei Unterarten von Systemen, die in Finite-Elemente-Verfahren betrachtet werden, die sogenannten diskreten Systeme, die aus einer begrenzten Anzahl von Strukturelementen wie Balken, Trägern und Stützen bestehen, und die kontinuierlichen Systeme, die aus *Kontinua* von Stoffen bestehen. In diskreten Systemen gibt jedes Element eine bestimmte, analytisch bestimmbare Antwort auf die aufgebrachten Belastung. In kontinuierlichen Systemen hingegen wird die Verteilung der Spannungen und Dehnungen im Inneren durch ein System von Differentialgleichungen beschrieben. Im Prinzip lautet die, beiden Arten innewohnende, grundlegende Bedingung: **Innere Kräfte und äußere Belastungen müssen im Gleichgewicht zueinander stehen**. Zur Ermittlung des Gleichgewichtszustandes werden Variationsformulierungen oder das *Prinzip der virtuellen Arbeiten* (auch *Prinzip der virtuellen Verschiebungen*) verwendet. In beiden ist es das Ziel, das Potential der Energie im System zu minimieren. Für ein diskretes System ergibt sich [40]:

$$\Pi = \frac{1}{2} u^T k u - p u$$

Mit der Bedingung  $\frac{\partial \Pi}{\partial u} = 0$  folgt daraus  $k u = p$ , also die grundlegende Gleichung

des sogenannten *Weggrößenverfahrens* (Selbstverständlich repräsentieren die obigen Parameter matrizielle Ausdrücke anstelle von skalaren Variablen).

Für ein kontinuierliches System gilt die Formel [36]:

$$\int_V \sigma^T \delta \varepsilon dV = \int_{S_f} \bar{t}^T \delta u dS + \int_V \bar{b}^T \delta u dV$$

Beide Methoden der Zwangsbedingungen erweitern nun die obigen Gleichungen um bestimmte Arbeitsausdrücke (der Einfachheit halber im folgenden nur für diskrete Systeme).

### 3.2 Das Lagrange-Verfahren

Das *Lagrange-Verfahren* (auch das *Verfahren der Lagrange'schen Multiplikatoren* genannt) führt als neue Unbekannte die Kontaktkräfte in die Systemsteifigkeitsmatrix ein und vergrößert somit das Problem, welches zu lösen ist [39]:

$$\Pi_L(u, \Lambda) = \frac{1}{2} u^T k u - u^T F + \Lambda^T (Q u + {}^0 P)$$

Die Bedingung für ein Minimum des Funktionals  $\Pi_L$  sind:  $\frac{\partial \Pi_L}{\partial u} = 0$  und  $\frac{\partial \Pi_L}{\partial \Lambda} = 0$ , das führt letztendlich auf [39]:

$$K_L U_L = F_L$$

mit  $K_L = \begin{bmatrix} K & Q^T \\ Q & 0 \end{bmatrix}$        $F_L = \begin{bmatrix} U \\ -{}^0 P \end{bmatrix}$        $U_L = \begin{bmatrix} U \\ \Lambda \end{bmatrix}$

Der Vorteil des Verfahrens liegt darin begründet, dass die (rechnerischen) Durchdringungen (und im Falle von reibungsbehafteten Problemen auch die tangentialen Verschiebungen) der Körper immer Null betragen [41], im Gegenzug wird aber die globale Systemsteifigkeitsmatrix erweitert, was vor allem bei einer hohen Anzahl von Kontaktpaaren erheblichen Rechen-Mehraufwand bedeuten kann. Die Multiplikatoren  $\Lambda$  entsprechen den übertragenen Kontaktkräften.

### 3.3 Das Penalty-Verfahren

Das Penalty-Verfahren arbeitet mit dem Penalty-Parameter, der als eine (Feder-) Steifigkeit interpretiert werden kann. Zuerst wird die Durchdringung zweier Körper ermittelt und in zweiten Schritt wird mittels der Kontaktsteifigkeit die Kraft errechnet, die auf die Körper aufgebracht werden muss, um die Penetration zu verhindern. Der Arbeitsausdruck ergibt sich zu [39]:

$$\Pi_p = \Pi + \pi_p = \frac{1}{2} u^T k u - u^T F + \frac{1}{2} P^T \alpha P$$

Die Minimierung des obigen Ausdrucks führt schließlich auf [39]:

$$K_p u = F_p \quad K_p = K + Q^T \alpha Q \quad F_p = F - Q^T \alpha^0 P$$

Die augenscheinlichste Eigenschaft des Penalty-Verfahrens: es führt keinerlei neue Unbekannte ein. Dafür liegt die Schwierigkeit in der Wahl des Penalty-Parameters begründet. Mit zunehmendem Betrag des Parameters konvergiert das Ergebnis der Berechnung gegen das richtige Ergebnis. Wählt man einen zu kleinen Parameter, wird die Durchdringung der Körper zu groß – wählt man den Parameter zu groß, können daraus numerische Probleme bei der Lösung des globalen Gleichungssystems folgen. Auch lässt die Penalty-Methode kleine Abweichungen zu: im Kontaktzustand gibt es (rechnerisch) kleine Durchdringungen und (unter Berücksichtigung von Reibung) im Zustand des Haftens treten kleine Tangentialverschiebungen auf [41].

## 4 Algorithmus

### 4.1 Die Geometrie des Sternums und der Schlaufe

Die Grundlage für die Bearbeitung der Aufgabenstellung stellt die Geometrie des Brustbeins dar. Diese liegt in Form eines Flächenmodells aus Dreiecksflächen im ANSYS-Dateiformat .db vor. Sie basiert auf der Arbeit von J.-P. Drücker [5]. Sie enthält nicht den gesamten Thorax sondern wurde auf das Sternum sowie auf einen Teil der an das Sternum anschließenden Rippen reduziert. In einem ersten Schritt wurden die verbleibenden Rippengeometrien entfernt. Die Lastübertragung findet ausschließlich am Sternum statt und somit verbleiben die Rippenansätze als überflüssige Geometrie, die außer Acht gelassen werden kann.

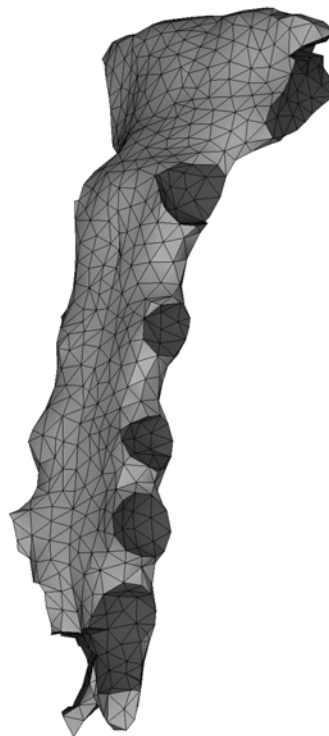


Abb.13: Isometrische Ansicht des vernetzten Grundmodells. Die dunklen Bereiche stellen die Markierung von ANSYS für die Unterseite von Schalenelementen dar (Daran ist gut die Ausrichtung der Flächennormalen zu erkennen)

Die in der Einleitung erwähnten Arbeiten erzeugten die Verschlusschlaufe mittels eines Flächenverschnittes, einer geometrischen Operation. Das Resultat ist die Schnittlinie der zwei Oberflächen. Diese Schnittlinie wurde in den genannten Arbeiten mit einem Faktor skaliert und versetzt kopiert, so dass eine

neue, zur Schnittlinie ähnliche Linie erhalten wurde. Dabei wurde die sehr unregelmäßige Geometrie des Sternums übernommen. Da das Sternum im Modell eine sehr unregelmäßige, facettenartige Oberfläche besitzt ist die Schnittlinie ein Polygon mit teilweise starken Einschnitten, d.h. es kommen Innenwinkel  $>180^\circ$  vor. Auch die Schlaufen weisen diese unregelmäßige Oberfläche auf, da sie ja direkt von der Schnittlinie abgeleitet werden.

Die Beschaffenheit der Oberflächen gewinnt bei Kontaktsimulationen aber erheblich an Einfluss: der Abstand zwischen den betrachteten Elementen wird im Allgemeinen über eine Flächennormale (also einen Vektor) ermittelt, Dieser geht entweder von der Kontakt- oder von der Zieloberfläche aus. Durch die unregelmäßige Oberfläche, die allen Finite-Elemente-Diskretisierungen inhärent ist kommt es zu Diskontinuitäten der Elementnormalen [38]. In Abbildung 13 ist das Problem gut zu erkennen: Die Punkte A bis C gehören zu zwei verschiedenen gerichteten Oberflächen, die Frage ist dementsprechend, welche Flächennormale ihnen je zuzuordnen ist (was nicht nur eine Frage der Programmierung darstellt sondern auch mathematisch nicht zu erklären ist).

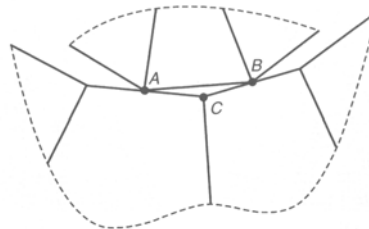


Abb.14: Zwei diskretisierte Körper in Kontakt zueinander

Daher gilt bei der Festlegung der Kontakt- und der Zieloberflächen der Grundsatz, dass von zwei Oberflächen die relativ scharfkantigere (oder konvexere) die drückende Oberfläche sein sollte und dementsprechend die gleichmäßige (oder konkavere) Oberfläche die Zielfläche darstellen sollte [42]. Unter Anwendung des Verfahrens aus [4-7] sind nun beide Oberflächen gemischt konvex-konkav, was zu Konvergenzschwierigkeiten führen kann.

Dies machte sich schon in einer ebenen Betrachtungsweise bemerkbar, die der Klärung der Frage diente ob sich der Verschlussdraht unter Vorspannung geradezieht. Dazu wurde eine an der Mittelachse symmetrische Scheibe mit einer Einbuchtung erstellt, um die eine Schlaufe aus Drahtelementen gelegt wurde.

Der Draht bog sich unter der Vorspannung (die sich entweder bei einigen Elementen über die elementeigenen *Real Constants* definieren lässt oder die mittels des ANSYS-Befehls **ISTRESS** zugewiesen werden kann) nur in die vermutete Form, wenn er eine regelmäßige Oberfläche aufwies – also nicht die Form, die beim Versetzen der Schnittlinie erhalten wurde. Auch musste die Oberfläche des Drahtes – gegensätzlich zum gesunden Menschenverstand – als die Zieloberfläche des Kontaktalgorithmus angegeben werden, da sie die konkavere Oberfläche der beiden war. Im gegenteiligen Fall kam es zu Konvergenzproblemen.

Zudem mussten im Flächenmodell von Drücker einige neue Komponenten erstellt werden und, am wichtigsten, einige Elementnormalen neu definiert werden. Es gab die Situation, dass (vor allem an den Ansatzstellen der Rippen) zwei benachbarte Elemente unterschiedliche Flächennormalen besaßen. Das bedeutet in der Praxis, dass der Kontaktalgorithmus für ein Element einen großen Abstand zwischen Kontaktknoten und Zieloberfläche ermittelt aber am Nachbarelement eine große Durchdringung errechnet – eine geometrische Unverträglichkeit. ANSYS erkennt solche Fälle und verweigert den Start des Lösungsvorganges. Es gibt zwei Lösungen für dieses Problem: zum einen den Befehl **ENORM**, der die Normalen der falsch ausgerichteten Elemente anhand der Normalen eines Referenzelementes neu orientiert und zum anderen den Befehl **AREVERSE**. Die Oberfläche von Flächenelementen wird in ANSYS mit der *Rechte-Hand-Regel* erzeugt. Das heißt am Beispiel von Abbildung 14, dass die Flächennormale der abgebildeten Fläche zum Betrachter weist, wenn die Fläche in der Reihenfolge A-B-C definiert wird. Analog weist die Flächennormale vom Betrachter weg, wenn die Fläche in der Reihenfolge C-B-A erzeugt wird. Der Befehl **AREVERSE** macht sich diesen Umstand zunutze, indem das zugrundeliegende Flächenelement neu erzeugt wird und somit die Elementnormale, die meistens mit der Flächennormale gleichgerichtet ist, in die gewünschte Richtung weist.

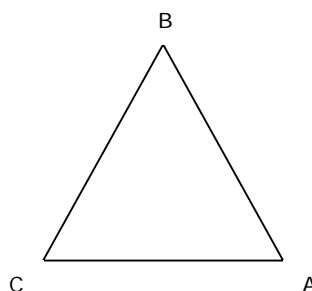


Abb.15: Die Recht-Hand-Regel für Flächenelemente

## 4.2 Der Vernetzungsalgorithmus

In den vorausgegangenen Arbeiten wurden die Schleifen durch ein Makro erstellt, welches, nach Wahl der Lage der Schlaufe, vollautomatisch die Geometrie erzeugte, diese vernetzte und die Kontaktbedingungen erstellte. Letzteres geschah in [4-6] mit dem ANSYS-Befehl **GCGEN**, den es in der aktuellen Version ANSYS 10.0 nicht mehr gibt. Das heißt, die Vernetzungsalgorithmen, die in den genannten Arbeiten programmiert wurden, können nicht mehr verwendet werden. In [7] wurde der Befehl **ESURF** verwandt, der auch hier zum Tragen kommt. In der momentanen Version von ANSYS werden Kontaktelemente über eine Eingabemaske, den sogenannten *ContactWizard* erzeugt. Im Hintergrund dieser Benutzerführung läuft ebenfalls der Befehl ESURF. Die Eingabemaske hat jedoch den Vorteil, dass alle *Keyoptionen* der Elemente über die Eingabemaske eingestellt werden und nicht mehr umständlich vom Nutzer Zeile für Zeile eingegeben werden müssen. Den Umfang dieses Vorhabens kann man leicht im Anhang ersehen: im Unterabschnitt „05\_Kontakterstellung\_Volumen.txt“ im Anhang ist der Quelltext dieser Routine für den Fall des Kontaktes der Schleifen mit dem Sternum und des Kontaktes der Sternumhälften untereinander in einer Lagrange-Formulierung angegeben. In der vorliegenden Form führt dieser Ansatz zu keiner konvergenten Lösung, er ist aber dennoch aufgeführt, da sich der Quelltext im Vergleich zu anderen Kontaktformulierungen nur in den Einstellungen der Keyoptionen unterscheidet. Im Gegensatz zu den früheren Versionen wird der Draht nun mit Volumenelementen modelliert. Dazu wird ein Rechteckquerschnitt (prinzipiell ist fast jede Fläche möglich) entlang der Mittelachse der Schlaufe extrudiert. Dadurch kann der Kontakt zwischen dem Draht und dem Sternum durch Flächenkontakt abgebildet werden.

Unter Vorgabe der „Sternum\_Flaechen\_Norm.db“ können n Schleifen erzeugt werden, indem nacheinander, in der Reihenfolge der Nummerierung am Namensanfang, die Eingabedateien eingelesen und durch ANSYS verarbeitet werden.

Innerhalb der Makros wird der Benutzer durch die Ausgabe von Aufforderungen durch die Schleife geführt. Die vom Anwender manuell zu verrichtenden Einzel-

schritte sind (beispielhaft für eine Schlaufe und in der Reihenfolge des Auftretens innerhalb aller Eingabedateien):

- Auswahl von zwei Keypoints am unvernetzten Sternum.
- Auswahl der Schnittlinie entlang des Sternums.
- Auswahl der neu erzeugten Keypoints der Schlaufe, die anschließend durch Splines (dabei handelt es sich um analytische Funktionen, die eine Anzahl von  $n$  Stützstellen durch eine Reihe von Polynomen verbindet) erzeugt wird. In diesem Algorithmus muss eine Lücke zwischen zwei benachbarten Keypoints bestehen bleiben.
- Schließen der Lücke mittels einer Geraden.
- Auswahl der gerade erzeugten Gerade und Transformation des Koordinatensystems in eine Lage normal zu dieser Linie und auf der Linie (In einem Verhältnis von 0.0-1.0 zur Länge der Linie).
- Auswahl des erzeugten Querschnittes des Drahtes (hier ein Quadrat im lokalen Koordinatensystem) und Auswahl der Linienstücke, entlang derer der Querschnitt extrudiert werden soll, dabei muss das letzte Linienstück frei bleiben und darf nicht ausgewählt werden.
- Paarweise Auswahl der gegenüberliegenden Knoten der Endstücke des Drahtes. Diese Knoten werden im Anschluss durch Kopplungsbedingungen miteinander verknüpft.

Alle anderen Eingaben werden durch die Eingabedateien getroffen und sind unabhängig vom Nutzer.

#### 4.3 Ergebnisse

Wie oben schon einmal erwähnt, ist der Kontaktalgorithmus sehr labil und konvergiert nicht bzw. er konvergiert nur selten ohne Fehler (zum Beispiel treten Verschiebungen des Drahtes in Größenordnungen von mehreren Metern auf oder der Draht liegt am Ende der Berechnung inmitten des Sternums und durchdringt die Kortikalis). Die Arbeiten zur Ergründung der Ursachen sind noch nicht abgeschlossen. Mögliche Gründe/Fehlerquellen sind:

- Aufgrund der Extrusion entlang der Kurvenlinie der Schlaufe erfährt die Querschnittsfläche eine leichte Verdrehung und/oder Torsion wodurch sie sich nach einem Umlauf entlang der Mittelachse der Schlaufe mit dem Anfangsstück des Drahtes teilweise durchdringt. Möglicherweise erlaubt ANSYS diese Durchdringung, sie wurde vorsichtshalber mit dem Freilassen einer Lücke umgangen. Die Endstücke werden mittels Kopplungsbedingungen miteinander verknüpft. Eine Variante wäre es, die Durchdringung zuzulassen und die Drahtenden mit einer *Booleschen Operation* miteinander zu verschmelzen.
- Die Berücksichtigung der Vorspannung im Draht wird momentan mit einem Temperaturlastfall abgebildet, der auf die Schlaufe einwirkt. Es ist zu überlegen, ob die Vorspannung überhaupt benötigt wird – bisher wurde nur der Lastfall untersucht, in dem eine Hälfte des Sternums fest gelagert ist und die andere Hälfte von der ersten direkt weggezogen wird.  
Für Lastfälle wie das Abscheren des Drahtes aufgrund einer tangentialen Verschiebung der Hälften gegeneinander sollte die Vorspannung aber in das Modell einfließen.
- Der Draht ist frei beweglich im virtuellen Raum, das heißt er hat keine räumliche Festhaltung oder Lagerung. Eine Möglichkeit wäre der Anschluss an einem sehr biegeweichen Balkenelement, welches an einem Punkt im Raum befestigt ist. Von der Methode, generell alle Freiheitsgrade der Schlaufe in der y- und der z-Richtung zu sperren, wie sie in [7] verwandt wurde, sollte abgesehen werden, da sie eventuelle Verschiebungen in tangentialer Richtung grundsätzlich verhindert.
- Der Kontaktalgorithmus: In [41] wird erwähnt, dass der Lagrange-Algorithmus für komplexe dreidimensionale Probleme ungeeignet sei. Die Alternativen wie das Augmented-Lagrange-Verfahren (eine Mischung aus dem Penalty- und dem Lagrange-Verfahren) oder der Penalty-Algorithmus konvergierten insgesamt besser aber sie sind ebenso wenig robust. Alle haben gemeinsam, dass der Benutzer aus einer Vielzahl von Keyoptionen zu wählen hat, die teilweise von einander abhängen oder die sich gegenseitig ausschließen.

- ANSYS bietet die Möglichkeit, mittels des Befehl **CNCHECK,ADJUST** eine Teillösung des Gleichungssystems durchzuführen und dadurch die Knoten in Kontakt zu bewegen. Die bisherigen Erfahrung zeigen, dass die Verwendung bzw. das Auslassen dieses Befehls über Konvergenz oder Divergenz entscheiden kann. Eine generelle Wertung über die Wirkung dieses Befehls ist aber keinesfalls möglich.

In wenigen, bis jetzt nicht rekonstruierbaren Fällen fand die Iteration einen Gleichgewichtszustand, daher gibt es ein paar Ergebnisse von Rechendurchgängen. Ihre Aussagen sind nur qualitativer Natur, zeigen aber eine Tendenz in die gewünschte Richtung an.

Für das nichtlineare Materialgesetz wurde ein bilinearer Ansatz mit isotropischer Verfestigung gewählt. Der Wert der Fließspannung wurde (willkürlich) auf 40 N/mm<sup>2</sup> festgelegt, damit auch bei geringen Spannungsniveaus schon ein plastischer Materialzustand erreicht werden kann. In Wirklichkeit müsste die Fließgrenze etwa dreimal höher liegen als die angenommenen 40 N/mm<sup>2</sup>.

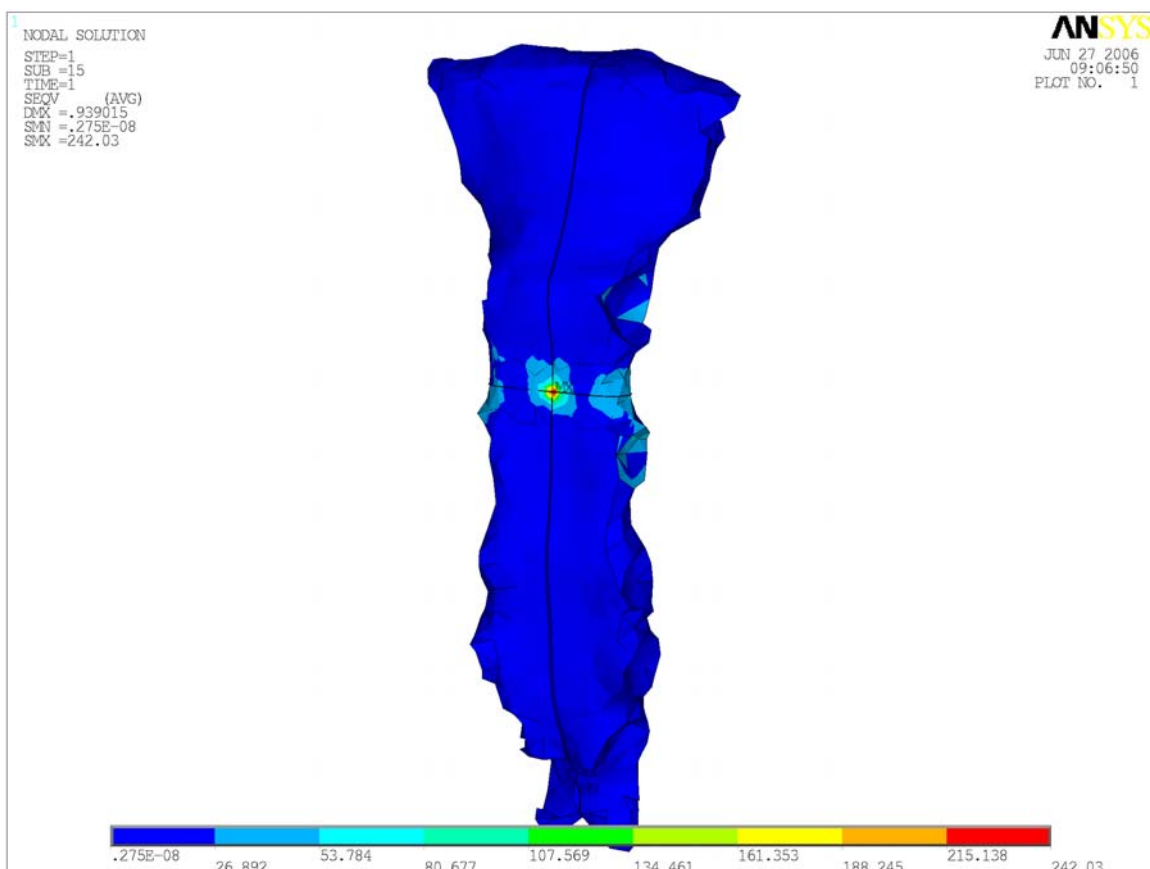


Abb.16: Die Von-Mises-Spannungen für eine Schlaufe mit nichtlinearem Materialverhalten der Kortikalis. Die Beanspruchungen rühren vom Auseinanderziehen der Sternumhälften her.

Die einzige fehlerfrei konvergierte Lösung ist ein Durchgang mit idealplastischem Materialverhalten (siehe Abb.16).

Am auffälligsten sind die Spannungsspitzen in der Mitte zwischen den Hälften des Sternums. Sie sind bei allen konvergierten Durchgängen vorzufinden und scheinen von einer Biegebeanspruchung des Sternums verursacht zu sein – die Lagerung der Hälften bzw. die Eintragung der Lasten erfolgt über die Ansatzstellen der Rippen, also jeweils zwischen den Schlaufen.

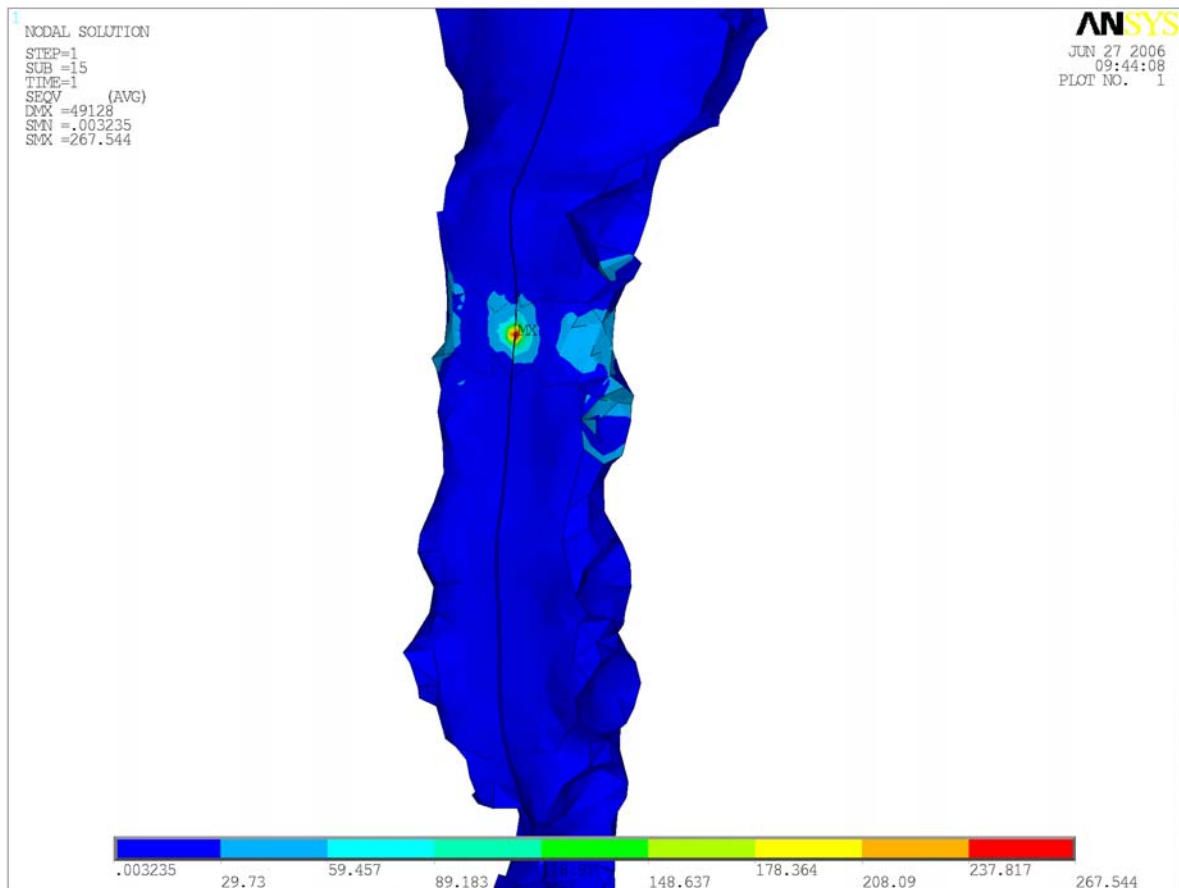


Abb.17: Von-Mises-Spannungen für eine Schlaufe unter Zugrundelegen eines linear-elastischen Materialverhaltens. Die Schlaufe

Erstaunlicherweise gibt es von den Versuchen mit linear-elastischem Materialverhalten keine fehlerfreie Lösung (in Abb.17 liegt die Drahtschlaufe etwa 49 m (!) neben dem Sternum), dennoch sind Spannungszustände ausgegeben worden. Aufgrund der hohen Verschiebung ist im linearen Fall der Plot der Verschiebungsvektorbeträge über die Oberfläche wenig aussagekräftig, da die Verschiebungen am Sternum vergleichsweise klein sind. Anders hingegen im nichtlinearen Fall. In Abb.18 ist gut die geringe Differenz der Verschiebungen im Mittelbereich des

Sternums, unterhalb des Verschlussdrahtes, zu erkennen. Ein starker Farbkontrast an der Schnittkante durch das Sternum deutet auf die Öffnung des Spaltes hin.

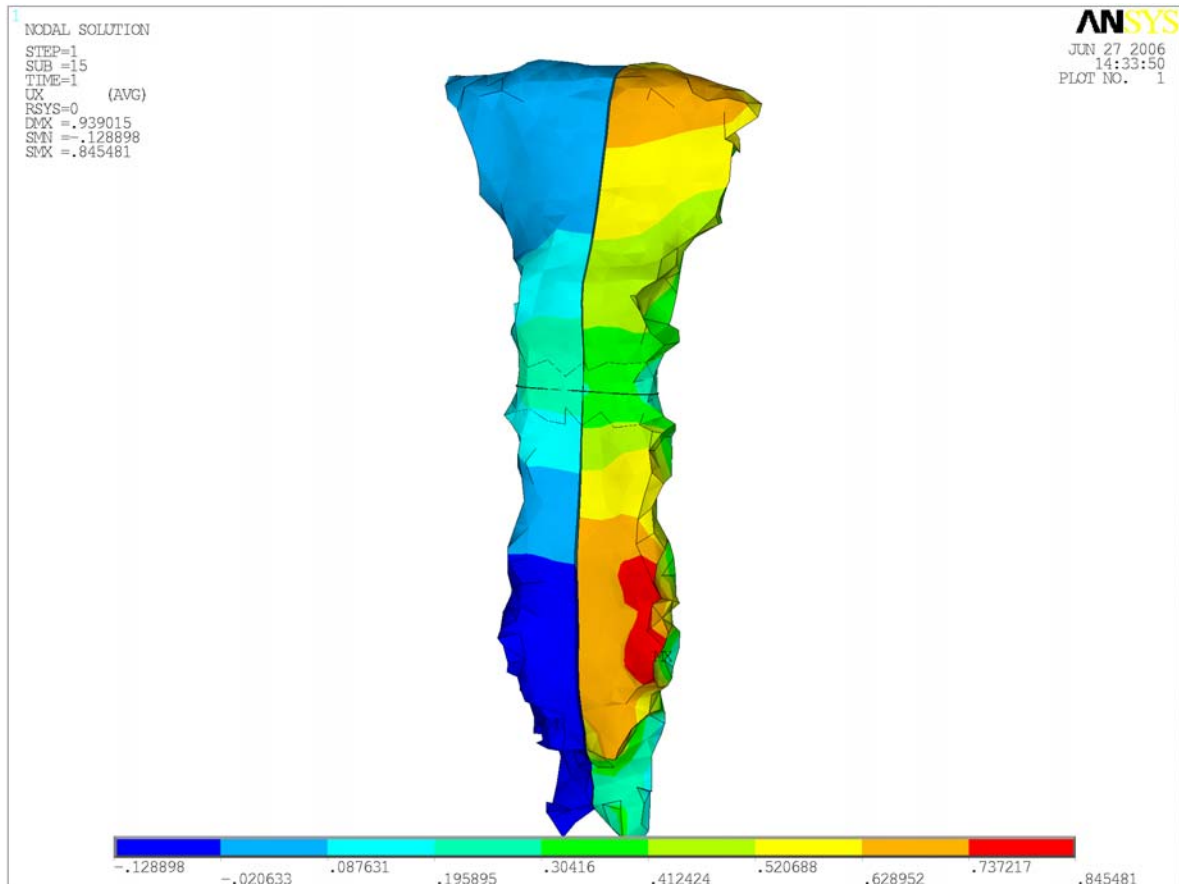


Abb.18: Darstellung der Verschiebungsvektorbeträge für das nichtlineare Materialverhalten

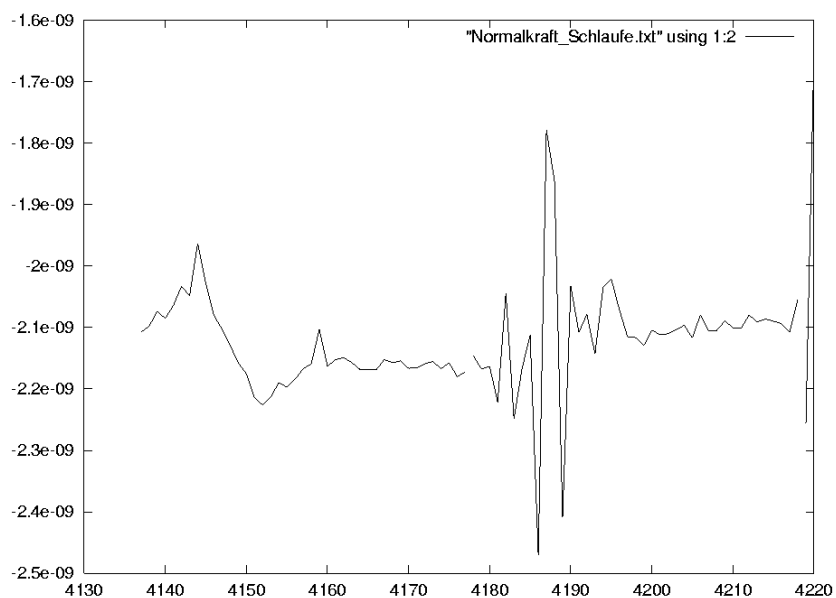


Abb.19: Die Verteilung der Normalspannungen innerhalb der Schlaufenelemente (Abszisse: Elementnummern)

## Quellen

- [1] R.F. DiMarco, jr., M.W. Lee, S. Bekoe, K.J. Grant, G.F. Woelfel, R.V. Pellegrini: „*Interlocking Figure-of-8 closure of the sternum*“, in: „*The Annals of Thoracic Surgery*“, Juli 1989
- [2] F. Robicsek: „*Postoperative Sterno-Mediastinitis*“, in: „*The American Surgeon*“, Februar 2000
- [3] W.S. Stoney, W.C. Alford, G.R. Burrus, R.A. Frist, C.S. Thomas, jr.: „*Median Sternotomy Dehiscence*“, in: „*The Annals of Thoracic Surgery*“, November 1978
- [4] B. Döring, J.-P. Drücker, S. Eckardt: „*Untersuchungen zur Modellierung von Brustkorbfixierungen nach operativen Eingriffen*“, Studienarbeit, Bauhaus-Universität Weimar, Februar 2002
- [5] J.-P. Drücker: „*Untersuchungen zur automatisierten Erstellung eines numerischen Modells zur Analyse von Brustkorbfixierungen nach operativen Eingriffen*“, Diplomarbeit, Bauhaus-Universität Weimar, August 2002
- [6] B. Döring: „*Untersuchungen von numerischen Simulationsmodellen zur Analyse des Tragverhaltens von Brustbeinfixierungen nach operativen Eingriffen*“, Diplomarbeit, Bauhaus-Universität Weimar, August 2002
- [7] M. Movahedi Najafabad: „*Contact Mechanics in Simulation of Thorax Biomechanics*“, Studienarbeit, Bauhaus-Universität Weimar, März 2004
- [8] Vorlesungsskript „*Einführung in die Anatomie und Anatomie des Bewegungsapparats*“, Institut für Anatomie und Zellbiologie der Universität Marburg
- [9] A. Claus: „*Zellbiologie der Knochenresorption – Osteoklasten und aktivierte Fibroblasten im Resorptionsassay*“, Dissertation, Georg-August-Universität Göttingen, 2002
- [10] [www.wikipedia.de](http://www.wikipedia.de), Suchbegriff „*Brustbein*“
- [11] M. Doblaré, J.M. García, M.J. Gómez: „*Modelling bone tissue fracture and healing: a review*“, in: „*Engineering Fracture Mechanics*“, August 2003
- [12] [www.wikipedia.de](http://www.wikipedia.de), Suchbegriff „*Ossifikation*“
- [13] [www.wikipedia.de](http://www.wikipedia.de), Suchbegriff „*Periost*“
- [14] M.B. Schaffler, K.J. Jepsen: „*Fatigue and repair in bone*“, in: „*International Journal of Fatigue*“, 2000

- [15] [www.wikipedia.de](http://www.wikipedia.de), Suchbegriff „Spongiosa“
- [16] T.C. Lee, F.J. O'Brien, D. Taylor: „*The nature of fatigue damage in bone*“, in: „*International Journal of Fatigue*“, 2000
- [17] V.A. Papathanasopoulou, D.I. Fotiadis, C.V. Massalas: „*A theoretical analysis of surface remodelling in long bones*“, in: „*International Journal of Engineering Science*“, Januar 2003
- [18] [www.wikipedia.de](http://www.wikipedia.de), Suchbegriff „Mechanostat“
- [19] C. Hartung: „*Biomechanik des Knochens*“, Medizinische Hochschule Hannover, Vorlesungsskript WS 2003/2004
- [20] D. Taylor, T.C. Lee: „*A crack growth model for the simulation of fatigue in bone*“, in: „*International Journal of Fatigue*“, November 2002
- [21] [www.wikipedia.de](http://www.wikipedia.de), Suchbegriff „Calcium“
- [22] [www.wikipedia.de](http://www.wikipedia.de), Suchbegriff „Osteopetrose“
- [23] A.J. Rapoff: „*Biomimetic design from bones*“, Folien zu einem Vortrag, Universität von Florida
- [24] G.X. Ni u.a.: „*Nano-mechanics of bone and bioactive bone cement interfaces in a load-bearing model*“, in: „*Biomaterials*“, Oktober 2005
- [25] B. Ji, H. Gao, „*Mechanical properties of nanostructure of biological materials*“, in „*Journal of the Mechanics and Physics of Solids*“, März 2004
- [26] Q.D. Yang u.a.: „*Fracture length scales in human cortical bone: The necessity of nonlinear fracture models*“, in: „*Biomaterials*“, November 2005
- [27] T. Kokubo, H.-M. Kim, M. Kawashita: „*Novel bioactive materials with different mechanical properties*“, in: „*Biomaterials*“, Januar 2003
- [28] S. Veerabagu u.a.: „*Strain distribution analysis of braided composite bone plates*“, in: „*Composites Science and Technology*“, Juni 2002
- [29] I. Sevostianov, V.E. Verijenko, C.J. von Klemperer: „*Overall properties of composites with physically non-linear discrete phase*“, in: „*Composite Structures*“, 2000
- [30] P. Brinckmann, W. Frobin, G. Leivseth: „*Orthopädische Biomechanik*“, Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2000
- [31] A.H. Burstein, T. Wright: „*Biomechanik in Orthopädie und Traumatologie*“, Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1997
- [32] B. Ji, H. Gao: „*Elastic properties of nanocomposite structure of bone*“, in: „*Composites Science and Technology*“, Oktober 2005

- [33] T. Schanz: "Bodenmechanik I+II", Bauhaus-Universität Weimar, Vorlesungsskript, 2005
- [34] O.C. Zienkiewicz, R.L. Taylor, J.Z. Zhu: „*The Finite Element Method: Its Basis & Fundamentals*“, 6. Auflage, Elsevier Butterworth-Heinemann, Oxford, 2005
- [35] W. Winter: „*Knochenfestigkeit und hydrostatische Spannungen*“, in: „*Biomedizinische Technik*“, 1996
- [36] M. Jirásek: „*Numerical Modelling of Deformation and Failure of Materials*“, RWTH Aachen, Seminarunterlagen, 1999
- [37] W. Winter: „Schädigungsmechanik und biomechanische Festigkeit des Femur“, in: „*Biomedizinische Technik*“, 1993
- [38] O.C. Zienkiewicz, R.L. Taylor: „*The Finite Element Method for Solid and Structural Mechanics*“, 6. Auflage, Elsevier Butterworth-Heinemann, Oxford, 2005
- [39] Z.-H. Zhong: „*Finite Element procedures for contact-impact problems*“, Oxford University Press, Oxford/New York/Tokyo, 1993
- [40] K.-J. Bathe: "Finite-Elemente-Methoden", 2. Auflage, Springer Verlag, Berlin/Heidelberg/New York, 2002
- [41] ANSYS-Newsletter 5/2004
- [42] G. Müller, C. Groth: „*FEM für Praktiker – Die Methode der Finiten Elemente mit dem FE-Programm ANSYS*“, 4. Auflage, expert-Verlag, Renningen-Malmsheim, 1999

## Bilderverzeichnis

- Abb.1: Die Nanostruktur von Knochen; aus: B. Ji, H. Gao: „*Mechanical properties of nanostructure of biological materials*“, in: „*Journal of the Mechanics and Physics of Solids*“, März 2004, Seite 1965
- Abb.2: Kortikalis und Spongiosa; aus: M. Doblaré, J.M. García, M.J. Gómez: „*Modelling bone tissue fracture and healing: a review*“, in: „*Engineering Fracture Mechanics*“, August 2003, Seite 1812
- Abb.3: Der mikroskopische Aufbau von kortikalem Knochen; aus: M. Doblaré, J.M. García, M.J. Gómez: „*Modelling bone tissue fracture and healing: a review*“, in: „*Engineering Fracture Mechanics*“, August 2003, Seite 1813
- Abb.4: Röntgenaufnahme eines Kallus, [www.wikipedia.de](http://www.wikipedia.de), Suchbegriff „Kallus“
- Abb.5: Längsschnitt durch den menschlichen Femur, <http://depts.washington.edu/bonebio/ASBMRed/structure/femur.jpg>
- Abb.6: Die Knochenstruktur eines gesunden Femurknochens im Vergleich zu einem osteoporotischen Femurknochen; Präsentationsfolien, [www.bioelectronics.ethz.ch/phalanx/pdf/Computational\\_Biomechanics.pdf](http://www.bioelectronics.ethz.ch/phalanx/pdf/Computational_Biomechanics.pdf)
- Abb.7: Die schematische Darstellung der Modelle nach Voigt und Reuss; aus: B. Ji, H. Gao: „*Elastic properties of nanocomposite structure of bone*“, in: „*Composites Science and Technology*“, Oktober 2005, Seite 2
- Abb.8: Das Tension-Shear-Chain-Modell; aus: B. Ji, H. Gao: „*Elastic properties of nanocomposite structure of bone*“, in: „*Composites Science and Technology*“, Oktober 2005, Seite 4
- Abb.9: Ein Spannungs-Dehnungs-Diagramm für ein elastoplastisches Material; eigene Anfertigung mit willkürlich gewählten Parametern
- Abb.10: Der Zusammenhang zwischen Dehngeschwindigkeit und Materialfestigkeit des Knochens; aus: C. Hartung: „*Biomechanik des Knochens*“, Medizinische Hochschule Hannover, Vorlesungsskript WS 2003/2004

- Abb.11: Ein einfacher Kontaktzustand; aus: Z.-H. Zhong: „Finite Element procedures for contact-impact problems“, Oxford University Press, Oxford/New York/Tokyo, 1993
- Abb.12: Zwei (ebene) Kontaktformulierungen; aus: Z.-H. Zhong: „Finite Element procedures for contact-impact problems“, Oxford University Press, Oxford/New York/Tokyo, 1993
- Abb.13: Isometrische Ansicht des vernetzten Grundmodells; erstellt mit ANSYS aus der „Sternum.db“
- Abb.14: Zwei diskretisierte Körper in Kontakt zueinander; aus: O.C. Zienkiewicz, R.L. Taylor: „The Finite Element Method for Solid and Structural Mechanics“, 6. Auflage, Elsevier Butterworth-Heinemann, Oxford, 2005
- Abb.15: Die Rechte-Hand-Regel für Flächenelemente; eigene Anfertigung
- Abb.16-18: Ergebnisplots von ANSYS für vorläufige Ergebnisse des Kontaktalgorithmus zur Simulation des Zusammenwirkens von Draht und Sternum
- Abb.19: Die Verteilung der Normalkräfte innerhalb der Schlaufe; eigene Anfertigung mit *GNUPlot*

## Anhang A: Quelltexte der verwendeten Programme

„01\_Geometrie\_Schlaufe\_Volumen.txt“

```
!***Makro zum automatischen Erstellen von n Schlaufen
!***fuer das Modell basierend auf "Sternum_Flaechen_Norm.db"
!***Peter Stein, 23. Juni 2006

FINISH
/PREP7
/PMACRO
ALLSEL,ALL

*ASK,ZAHL,Wieviele Schlaufen?,1

*DO,I,1,ZAHL

!***Erzeugung der Geometrie der Schlaufe***
!Abfrage der Schlaufenlage

*MSG,UI,
  Bitte waehlen Sie einen Keypoint am Sternum
KSEL,S,P
  *GET,NUM1,KP,0,NUM,MAX,,
  *GET,X1,KP,NUM1,LOC,X,,
  *GET,Y1,KP,NUM1,LOC,y,,
  *GET,Z1,KP,NUM1,LOC,Z,,
*MSG,UI,
  Bitte waehlen Sie noch einen Keypoint am selben Flaechenelement
KSEL,S,P
  *GET,NUM2,KP,0,NUM,MAX
  *GET,X2,KP,NUM2,LOC,X,,
  *GET,Y2,KP,NUM2,LOC,Y,,
  *GET,Z2,KP,NUM2,LOC,Z,,

SCHNITTLAENGE=((X1+X2)/2)

SCHNITTBREITE=((Y1+Y2)/2)

SCHNITTHOEHE=((Z1+Z2)/2)          !Der Schnitt wird zwischen den beiden ausgewählten
                                !Knoten geführt

NODE_DIST=SQRT((X1-X2)*(X1-X2)+(Y1-Y2)*(Y1-Y2)+(Z1-Z2)*(Z1-Z2))
                                !Die Kantenlaenge eines Elementes wird abgefragt

DELTA_Z=ABS((Z1-Z2))            !Berechnung des Winkels zwischen den Keypoints
DELTA_Y=ABS((Y1-Y2))            !die WP wird spaeter um diesen Winkel rotiert
                                !damit die Schlaufe rechtwinklig um das Sternum
                                !liegt

*AFUN,DEG                        !Umstellen der Ausgabe auf Winkelmass
ALPHA=ATAN((DELTA_Z/DELTA_Y))

ALLSEL,ALL

!Auswahl der an die Schlaufe angrenzenden Flaechen

CMSEL,S,STERNUM_AUSSEN_GANZ

WPAVE,SCHNITTLAENGE,SCHNITTBREITE,SCHNITTHOEHE          !Verschieben der WP
WPRO,,-(90-ALPHA)          !Drehen der WP; WP senkrecht zu Sternum
```

```

CSWPLA,11,0,1,1,                                !Erzeugen eines lokalen kartesischen KS

ASEL,R,LOC,Z,-1.75*NODE_DIST,1.75*NODE_DIST
CM,STREIFEN_STERNUM_BAND,AREA

!Verschneiden der Flaechen zur Erzeugung der kuenftigen Schlaufenlage

CMSEL,S,STREIFEN_STERNUM_BAND
  *GET,LINIENZAHL_GEOMETRIE,LINE,0,NUM,MAX
  *GET,KP_GEOMETRIE,KP,0,NUM,MAX

PCIRC,,60,,                                      !Erzeugen eines Kreises im Zentrum der WP
  *GET,LINIENZAHL_KREIS,LINE,0,NUM,MAX
  *GET,KREISZAHL,AREA,0,NUM,MAX
  *GET,KP_KREIS,KP,0,NUM,MAX
BOPTN,KEEP,YES
AINP,ALL                                          !Verschnitt des Kreises mit dem Sternum

  *GET,LINIENZAHL_INTER,LINE,0,NUM,MAX
ASEL,S,AREA,,KREISZAHL
ADELE,ALL                                        !Loeschen der ueberzaehligten Linien, KPs und
                                                !Flaechen
LSEL,S,LINE,,(LINIENZAHL_GEOMETRIE+1),LINIENZAHL_KREIS
LDELE,ALL
KSEL,S,KP,,(KP_GEOMETRIE+1),KP_KREIS
KDELE,ALL
LSEL,S,LINE,,(LINIENZAHL_GEOMETRIE+1),LINIENZAHL_INTER
CM,SCHNITT,LINE
ALLSEL,ALL

ASBL,STREIFEN_STERNUM_BAND,SCHNITT,DELETE,DELETE
ALLSEL,ALL

CMSEL,S,STREIFEN_STERNUM_BAND
ASEL,A,LOC,Z,-1.0*NODE_DIST,1.0*NODE_DIST
CMSEL,U,INNEN_1
CMSEL,U,INNEN_2
CM,STREIFEN_STERNUM_BAND,AREA

LSLA,S
CM,LINIEN_OU,LINE
LESIZE,ALL,3, , , ,1, , ,1,
ALLSEL,ALL

!Erstellen der Keypoints der spaeteren Schlaufe

CMSEL,S,STREIFEN_STERNUM_BAND
ASEL,R,LOC,Z,-1.2*NODE_DIST,1.2*NODE_DIST
CM,KONT_AREA%1%,AREA

CMSEL,S,STREIFEN_STERNUM_BAND
APLOT
LSLA,S
LSEL,R,LOC,Z,-0.1*NODE_DIST,0.1*NODE_DIST

*MSG,UI,
  Waehlen Sie bitte die Schnittlinien aus
LSEL,R,P
CM,SCHNITT,LINE

ALLSEL,ALL
CSYS,0
WPCSYS,-1,0

```

```

CMSEL,S,SCHNITT
KSL,S
KSUM
    *GET,CENT_X,KP,0,CENT,X
    *GET,CENT_Y,KP,0,CENT,Y
    *GET,CENT_Z,KP,0,CENT,Z
WPAVE,CENT_X,CENT_Y,CENT_Z

    *GET,MAX_Y_KP,KP,0,MXLOC,Y
    *GET,MIN_Y_KP,KP,0,MNLOC,Y
    *GET,MAX_Z_KP,KP,0,MXLOC,Z
    *GET,MIN_Z_KP,KP,0,MNLOC,Z

DELTA_Z_KP=ABS((MAX_Y_KP-MIN_Y_KP))
DELTA_Y_KP=ABS((MAX_Z_KP-MIN_Z_KP))

*AFUN,DEG
BETA=ATAN((DELTA_Z_KP/DELTA_Y_KP))
WPROTA,,-(90-BETA)
CSWPLA,11,1,1,1,

NUMCMP,KP
    *GET,KP_SCHNITT,KP,0,NUM,MAX
KGEN,2,ALL,,25,,,0      !Erzeugen der neuen KPs mittels Radiusinkrement
    *GET,KP_SCHLAUFE,KP,0,NUM,MAX
KSEL,S,KP,,(KP_SCHNITT+1),(KP_SCHLAUFE)
KPLOT
CM,KP_SCHLAUF,KP

CSYS,0                                !KS auf kartesisches KS setzen
WPAVE,0,0,0                          Zuruecksetzen der WP in den Ursprung
WPSTYLE,,,,,,,,0

CMSEL,S,SCHNITT,LINE
LESIZE,ALL,1,,,1,,1,
ALLSEL,ALL

!Erzeugen der Schlaufe

/GTYPE,1,NODE,0
/GTYPE,1,AREA,0
/GTYPE,1,ELEM,0

NUMCMP,KP
NUMCMP,LINE
NUMCMP,AREA

*GET,MAX_LINIE,LINE,0,NUM,MAX
CMSEL,S,SCHNITT,LINE
CMSEL,A,KP_SCHLAUF
GPLOT
/AUTO,1
/REP,FAST
CMSEL,R,KP_SCHLAUF

    *SET,SPLINES_FERTIG,1            !Abfragevariable fuer die folgende Schlaufe
/AUTO,1
/REP,FAST

*DOWHILE,SPLINES_FERTIG            !Schleife zum Ausrunden der Kanten mit Splines
    BSPLIN,P
    *MSG,UI,
        Wenn alle Ecken ausgerundet sind 0 eingeben - ansonsten ENTER

```

```
*ASK,SPLINES_FERTIG,FERTIG?,1
*ENDDO
```

```
LSTR,P
```

```
*GET,MAX_SPLINE,LINE,0,NUM,MAX
LSEL,S,LINE,,(MAX_LINIE+1),MAX_SPLINE
CM,SCHLAUFE,LINE
ALLSEL,ALL
```

```
CMSEL,S,SCHLAUFE
LPLOT
LWPL,-1,P,0.5
CM,Teillinie,LINE
```

```
BOPTN,KEEP,NO
LSBW,TEILLINIE
CSWPLA,11,0,1,1,
RECTNG,-0.05,0.05,-0.05,0.05,
VDRAG,P
VSEL,ALL
CM,DRAHT%I%,VOLU
ALLSEL,ALL
```

```
CMSEL,S,DRAHT%I%
ASLV,S
LSLA,S
LESIZE,_Y1,1, , , , , ,1
ALLSEL,ALL
```

```
CSYS,0
WPCSYS,-1,0
WPSTYLE,,,,,,,,0
```

```
!KS auf kartesisches KS setzen
!Zuruecksetzen der WP in den Ursprung
```

```
CMDELE,LINIEN_OU
CMDELE,SCHNITT
CMDELE,KP_SCHLAUF
CMDELE,SCHLAUFE
CMDELE,STREIFEN_STERNUM_BAND
CMDELE,TEILLINIE
ALLSEL,ALL
APLOT
/AUTO,1
/REP,FAST
*ENDDO
```

```
FINISH
```

```
„02a_Materialien_L.txt
```

```
!***Makro zum Zuweisen von linear-elastischen Materialeigenschaften
!***Peter Stein, 23. Juni 2006
```

```
FINISH
/PREP7
```

```
ET,1,SHELL43
```

```
!Elemente der Kortikalis und der Spongiosa
```

```
ET,2,SOLID45
KEYOPT,2,1,0
KEYOPT,2,2,0
KEYOPT,2,4,1
```

```
!Elemente des Verschlussdrahtes
```

```
!Element-KS relativ zur Ausrichtung des Elements
```

```

KEYOPT,2,5,0
KEYOPT,2,6,0

R,1,1.0, , , , ,      !Schalenstärke der Kortikalis auf 1mm gesetzt
RMORE, , ,

R,2,1.0, , , , ,      !Schalenstärke der Spongiosa auf 1mm gesetzt
RMORE, , ,

MPTEMP, , , , , , , , !Materialdaten Kortikalis; Linear Elastisch
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,1,,11500     !E-Modul= 11.500 N/mm2
MPDATA,PRXY,1,,0.3

MPTEMP, , , , , , , , !Materialdaten Spongiosa; Linear Elastisch
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,2,,40       !E-Modul= 40 N/mm2
MPDATA,PRXY,2,,0.45

MPTEMP, , , , , , , , !Materialdaten Edelstahlraht; Linear Elastisch
MPTEMP,1,0
UIMP,3,REFT,, , , , 0
MPDATA,ALPX,3,,1e-4
MPDATA,EX,3,,200000   !E-Modul=200.000 N/mm2
MPDATA,PRXY,3,,0.3

MPTEMP, , , , , , , , !Reibungskoeffizient fuer Sternum-Sternum
MPTEMP,1,0
MPDATA,MU,4,,0.2

MPTEMP, , , , , , , , !Reibungskoeffizient fuer Draht-Sternum
MPTEMP,1,0
MPDATA,MU,5,,0.2

```

FINISH

„02b\_Materialien\_NL.txt“

!\*\*\*Makro zum Zuweisen von nichtlinearen Materialeigenschaften  
!\*\*\*Peter Stein, 23. Juni 2006

FINISH  
/PREP7

```

ET,1,SHELL43           !Elemente der Kortikalis und der Spongiosa

ET,2,SOLID45           !Elemente des Verschlussdrahtes
KEYOPT,2,1,0
KEYOPT,2,2,0
KEYOPT,2,4,1           !Element-KS relativ zur Ausrichtung des Elements
KEYOPT,2,5,0
KEYOPT,2,6,0

R,1,1.0, , , , ,      !Schalenstärke der Kortikalis auf 1mm gesetzt
RMORE, , ,

R,2,1.0, , , , ,      !Schalenstärke der Spongiosa auf 1mm gesetzt
RMORE, , ,

MPTEMP, , , , , , , , !Sternum: Bilinear Isotropic Hardening
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,1,,11500   !E-Modul= 11.500 N/mm2

```

```

MPDATA,PRXY,1,,0.3
TB,BISO,1,1,2,
TBTEMP,0
TBDATA,,15,0,,,,           !FlieBsspannung Sig_y= 15 N/mm2

MPTEMP,,,,,,,,             !Materialdaten Spongiosa; Linear Elastisch
MPTEMP,1,0
MPDATA,EX,2,,40           !E-Modul= 40 N/mm2
MPDATA,PRXY,2,,0.45

MPTEMP,,,,,,,,             !Materialdaten Edelstahldraht; Linear Elastisch
MPTEMP,1,0
UIMP,3,REFT,,,0
MPDATA,ALPX,3,,1e-4       !Temp.-Ausdehngs.-Koeffizient = 1e-4
MPDATA,EX,3,,200000       !E-Modul=200.000 N/mm2
MPDATA,PRXY,3,,0.3

MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,MU,4,,0.2         !Reibungskoeffizient fuer Sternum-Sternum

MPTEMP,,,,,,,,
MPTEMP,1,0
MPDATA,MU,5,,0.2         !Reibungskoeffizient fuer Draht-Sternum

FINISH

```

„03\_Vernetzung\_Schlaufen\_Volumen.txt“

```

!***Makro zur Automatischen Vernetzung des Sternums und der Schlaufen
!***Peter Stein, 23. Juni 2006

```

```

FINISH
/PREP7

CMSEL,S,INNEN_1
CMSEL,A,INNEN_2

TYPE,1
MAT,2
REAL,2

AMESH,ALL
ALLSEL,ALL

CMSEL,S,INNEN_1
ESLA,S
NSLE,S
CM,KNOTEN_I1,NODE

CMSEI,S,INNEN_2
ESLA,S
NSLE,S
CM,KNOTEN_I2,NODE

*DO,I,1,ZAHL

      CMSEL,S,KONT_AREA%I%

```

```
TYPE,1
MAT,1
REAL,1
AMESH,ALL
ALLSEL,ALL

CMSEL,S,KONT_AREA%I%
ESLA,S
NSLE,S
CM,KNOTEN_STERNUM%I%,NODE
ALLSEL,ALL
```

```
CMSEL,S,DRAHT%I%
ASLV,S
LSLA,S
LESIZE,ALL,1,,,,,,,,1
```

```
TYPE,2
MAT,3
MSHAPE,0,3D
MSHKEY,1
VMESH,ALL
MSHKEY,0
ALLSEL,ALL
```

```
CMSEL,S,DRAHT%I%
ESLV,S
NSLE,S
CM,KNOTEN_DRAHT%I%,NODE
ALLSEL,ALL
```

```
CMDELE,KONT_AREA%I%
CMDELE,DRAHT%I%
```

```
*ENDDO
```

```
CMSEL,S,STERNUM_AUSSEN_GANZ
TYPE,1
MAT,1
REAL,1
AMESH,ALL
```

```
ALLSEL,ALL
FINISH
```

"04\_Kopplung\_Sternum.txt"

```
!***Makro zum Zuweisen der Kopplungsbedingungen am vernetzten Sternum
!***fuer das Modell basierend auf "Sternum_Flaechen_Norm.db"
!***Peter Stein, 23. Juni 2006
```

```
FINISH
/PREP7
/PMACRO
```

```
*DO,I,1,ZAHL
```

```
CMSEL,S,KNOTEN_DRAHT%I%
NPLOT
```

```
*MSG,UI,
    Bitte waehlen Sie das erste zu koppelnde Knotenpaar aus
NSEL,S,P
```

```

CM,CP%J%1,NODE

*MSG,UI,
    Bitte waehlen Sie das zweite zu koppelnde Knotenpaar aus
NSEL,S,P
CM,CP%J%2,NODE

*MSG,UI,
    Bitte waehlen Sie das dritte zu koppelnde Knotenpaar aus
NSEL,S,P
CM,CP%J%3,NODE

*MSG,UI,
    Bitte waehlen Sie das vierte zu koppelnde Knotenpaar aus
NSEL,S,P
CM,CP%J%4,NODE

ALLSEL,ALL

CP,NEXT,ALL,CP%J%1
CP,NEXT,ALL,CP%J%2
CP,NEXT,ALL,CP%J%3
CP,NEXT,ALL,CP%J%4

CMDELE,CP%J%1
CMDELE,CP%J%2
CMDELE,CP%J%3
CMDELE,CP%J%4
ALLSEL,ALL
EPlot

/AUTO,1
/REP,FAST
EPlot

*ENDDO

```

„05\_Kontakterstellung\_Volumen.txt“

!\*\*\*Makro zum Generieren der Kontaktelemente  
!\*\*\*Peter Stein, 23. Juni 2006

```

FINISH
/PREP7
ALLSEL,ALL

```

```

/COM, CONTACT PAIR CREATION - START      !Erstellung des Kontaktes zwischen den
                                           !Sternumhaelften

```

```

CM,_NODECM,NODE
CM,_ELEMCM,ELEM
CM,_KPCM,KP
CM,_LINECM,LINE
CM,_AREACM,AREA
CM,_VOLUCM,VOLU
/GSAV,cwz,gsav,,temp
MP,MU,4,0.2
MAT,4
MP,EMIS,4,7.88860905221e-31
R,3
REAL,3
ET,3,170
ET,4,174
R,3,,,1.0,0.1,0,

```

```

RMORE,,,1.0E20,0.0,1.0,
RMORE,0.0,0,1.0,,1.0,0.5
RMORE,0,1.0,1.0,0.0,,1.0
RMORE,10.0
KEYOPT,4,4,1
KEYOPT,4,5,0
KEYOPT,4,7,0
KEYOPT,4,8,0
KEYOPT,4,9,0
KEYOPT,4,10,2
KEYOPT,4,11,0
KEYOPT,4,12,0
KEYOPT,4,2,4
KEYOPT,3,5,0

```

! Generate the target surface

```
NSEL,S,,,KNOTEN_I1
```

```
CM,_TARGET,NODE
```

```
TYPE,3
```

```
ESLN,S,0
```

```
ESURF
```

```
CMSEL,S,_ELEMCM
```

! Generate the contact surface

```
NSEL,S,,,KNOTEN_I2
```

```
CM,_CONTACT,NODE
```

```
TYPE,4
```

```
ESLN,S,0
```

```
ESURF
```

```
*SET,_REALID,3
```

!Die Referenznummer des Kontaktpaares

```
ALLSEL
```

```
ESEL,ALL
```

```
ESEL,S,TYPE,,3
```

```
ESEL,A,TYPE,,4
```

```
ESEL,R,REAL,,3
```

```
/PSYMB,ESYS,1
```

```
/PNUM,TYPE,1
```

```
/NUM,1
```

```
EPLT
```

```
ESEL,ALL
```

```
ESEL,S,TYPE,,3
```

```
ESEL,A,TYPE,,4
```

```
ESEL,R,REAL,,3
```

```
CMSEL,A,_NODECM
```

```
CMDEL,_NODECM
```

```
CMSEL,A,_ELEMCM
```

```
CMDEL,_ELEMCM
```

```
CMSEL,S,_KPCM
```

```
CMDEL,_KPCM
```

```
CMSEL,S,_LINECM
```

```
CMDEL,_LINECM
```

```
CMSEL,S,_AREACM
```

```
CMDEL,_AREACM
```

```
CMSEL,S,_VOLUCM
```

```
CMDEL,_VOLUCM
```

```
/GRES,cwz,gsav
```

```
CMDEL,_TARGET
```

```
CMDEL,_CONTACT
```

```
/COM, CONTACT PAIR CREATION - END
```

```
*DO,I,1,ZAHL
```

!Erstellung des Kontaktes zwischen Draht und  
!Sternum

```
R_NUM=3+%I%
```

```
E1_NUM=(2*%I%)+3
```

```
E2_NUM=(2*%I%)+4
```

```
ID_NUM=3+%I%
```

```

/COM, CONTACT PAIR CREATION - START
CM,_NODECM,NODE
CM,_ELEMCM,ELEM
CM,_KPCM,KP
CM,_LINECM,LINE
CM,_AREACM,AREA
CM,_VOLUCM,VOLU
/GSAV,cwz,gsav,,temp
MP,MU,5,0.2
MAT,5
MP,EMIS,5,7.88860905221e-31
R,R_NUM
REAL,R_NUM
ET,E1_NUM,170
ET,E2_NUM,174
R,R_NUM,,,1.0,0.1,0,
RMORE,,,1.0E20,0.0,1.0,
RMORE,0.0,0,1.0,,1.0,0.5
RMORE,0,1.0,1.0,0.0,,1.0
RMORE,10.0
KEYOPT,E2_NUM,4,1
KEYOPT,E2_NUM,5,0
KEYOPT,E2_NUM,7,0
KEYOPT,E2_NUM,8,0
KEYOPT,E2_NUM,9,0
KEYOPT,E2_NUM,10,2
KEYOPT,E2_NUM,11,0
KEYOPT,E2_NUM,12,0
KEYOPT,E2_NUM,2,4
KEYOPT,E1_NUM,5,0
      ! Generate the target surface
NSEL,S,,,KNOTEN_DRAHT%I%
CM,_TARGET,NODE
TYPE,E1_NUM
ESLN,S,0
ESURF
CMSEL,S,_ELEMCM
      ! Generate the contact surface
NSEL,S,,,KNOTEN_STERNUM%I%
CM,_CONTACT,NODE
TYPE,E2_NUM
ESLN,S,0
ESURF
      *SET,_REALID,ID_NUM
ALLSEL
ESEL,ALL
ESEL,S,TYPE,,E1_NUM
ESEL,A,TYPE,,E2_NUM
ESEL,R,REAL,,R_NUM
/PSYMB,ESYS,1
/PNUM,TYPE,1
/NUM,1
EPLT
ESEL,ALL
ESEL,S,TYPE,,E1_NUM
ESEL,A,TYPE,,E2_NUM
ESEL,R,REAL,,R_NUM
CMSEL,A,_NODECM
CMDEL,_NODECM
CMSEL,A,_ELEMCM
CMDEL,_ELEMCM
CMSEL,S,_KPCM
CMDEL,_KPCM
CMSEL,S,_LINECM
CMDEL,_LINECM

```

```

CMSEL,S,_AREACM
CMDEL,_AREACM
CMSEL,S,_VOLUCM
CMDEL,_VOLUCM
/GRES,cwz,gsav
CMDEL,_TARGET
CMDEL,_CONTACT
/COM, CONTACT PAIR CREATION - END
/MREP,EPLLOT

```

```

*ENDDO
ALLSEL,ALL
EPLLOT
FINISH

```

"06\_Lagerbedingungen\_Sternum.txt"

```

!***Makro zum Festlegen der Lagerbedingungen der vernetzten Sternums
!***Peter Stein, 23. Juni 2006

```

```

FINISH
/SOLU

```

```

NSEL,S,LOC,X,-6.0294
NSEL,R,LOC,Y,-127.70
NSEL,R,LOC,Z,-201.92
CM,L1,NODE

```

```

NSEL,S,LOC,X,-8.6231
NSEL,R,LOC,Y,-129.74
NSEL,R,LOC,Z,-184.53
CM,L2,NODE

```

```

NSEL,S,LOC,X,-5.7914
NSEL,R,LOC,Y,-119.56
NSEL,R,LOC,Z,-159.56
CM,L3,NODE

```

```

NSEL,S,LOC,X,-6.8056
NSEL,R,LOC,Y,-102.48
NSEL,R,LOC,Z,-129.14
CM,L4,NODE

```

```

NSEL,S,LOC,X,-22.598
NSEL,R,LOC,Y,-73.615
NSEL,R,LOC,Z,-103.89
CM,L5,NODE

```

```

ALLSEL,ALL
CMSEL,S,L1
CMSEI,A,L2
CMSEL,A,L3
CMSEI,A,L4
CMSEL,A,L5
CM,LAGER,NODE
D,LAGER, , , , ,UX,UY,UZ, , ,

```

```

CMDELE,L1
CMDELE,L2
CMDELE,L3
CMDELE,L4
CMDELE,L5
CMDELE,LAGER

```

```
ALLSEL,ALL
EPLOT
FINISH
```

„07a\_Sternum\_LF1.txt“

```
!***Makro zum Festlegen der Lagerbedingungen der vernetzten Sternums
!***Peter Stein, 23. Juni 2006
```

```
FINISH
/SOLU
```

```
NSEL,S,LOC,X,-6.0294
NSEL,R,LOC,Y,-127.70
NSEL,R,LOC,Z,-201.92
CM,L1,NODE
```

```
NSEL,S,LOC,X,-8.6231
NSEL,R,LOC,Y,-129.74
NSEL,R,LOC,Z,-184.53
CM,L2,NODE
```

```
NSEL,S,LOC,X,-5.7914
NSEL,R,LOC,Y,-119.56
NSEL,R,LOC,Z,-159.56
CM,L3,NODE
```

```
NSEL,S,LOC,X,-6.8056
NSEL,R,LOC,Y,-102.48
NSEL,R,LOC,Z,-129.14
CM,L4,NODE
```

```
NSEL,S,LOC,X,-22.598
NSEL,R,LOC,Y,-73.615
NSEL,R,LOC,Z,-103.89
CM,L5,NODE
```

```
ALLSEL,ALL
CMSEL,S,L1
CMSEI,A,L2
CMSEL,A,L3
CMSEI,A,L4
CMSEL,A,L5
CM,LAGER,NODE
D,LAGER, , , , ,UX,UY,UZ, , ,
```

```
CMDELE,L1
CMDELE,L2
CMDELE,L3
CMDELE,L4
CMDELE,L5
CMDELE,LAGER
```

```
ALLSEL,ALL
EPLOT
FINISH
```

"07b\_Sternum\_LF2.txt"

!\*\*\*Makro zum Generieren des Lastfalles 2  
!\*\*\*Vorspannung der Draehnte + Abscheren der Draehnte  
!\*\*\*Peter Stein, 23. Juni 2006

FINISH  
/SOLU

\*DO,I,1,ZAHL

BF,KNOTEN\_DRAHT%I%,TEMP,-100

\*ENDDO

NSEL,S,LOC,X,26.555  
NSEL,R,LOC,Y,-133.08  
NSEL,R,LOC,Z,-201.79  
CM,E1,NODE

NSEL,S,LOC,X,26.116  
NSEL,R,LOC,Y,-129.87  
NSEL,R,LOC,Z,-185.85  
CM,E2,NODE

NSEL,S,LOC,X,24.223  
NSEL,R,LOC,Y,-119.65  
NSEL,R,LOC,Z,-158.04  
CM,E3,NODE

NSEL,S,LOC,X,20.531  
NSEL,R,LOC,Y,-106.47  
NSEL,R,LOC,Z,-130.33  
CM,E4,NODE

NSEL,S,LOC,X,33.394  
NSEL,R,LOC,Y,-74.389  
NSEL,R,LOC,Z,-106.42  
CM,E5,NODE

ALLSEL,ALL  
CMSEL,S,E1  
CMSEI,A,E2  
CMSEL,A,E3  
CMSEI,A,E4  
CMSEL,A,E5  
CM,Einleitung,NODE  
F,Einleitung,FZ,-10

CMDELE,E1  
CMDELE,E2  
CMDELE,E3  
CMDELE,E4  
CMDELE,E5  
CMDELE,Einleitung

ALLSEL,ALL  
EPLOT

CNCHECK,ADJUST  
FINISH  
/SOLU  
NLGEOM,ON

SOLCONTROL,ON,ON  
AUTOTS,ON  
NSUBST,100  
OUTRES,ALL,1  
CNVTOL,F,0.01,0.05,2  
ALLSEL,ALL

## **Erklärung**

Ich erkläre, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Quellen und Hilfsmittel angefertigt habe.

Weimar, 27. Juni 2006