

**Biomechanische Untersuchung
eines Hüftgelenkimplantates
mit Hilfe eines dreidimensionalen Computermodells**

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines
Doktors der Naturwissenschaften

der Fakultät für Physik
der Eberhard–Karls–Universität zu Tübingen

vorgelegt von
Volker Pussel
aus Stuttgart

2000

Selbstverlegt von: Volker Pussel
Pfarrgasse 18
71032 Böblingen

Tag der mündlichen Prüfung: 13.3.2000
Dekan: Prof. Dr. K. Werner
1. Berichterstatter: Prof. Dr. H. Ruder
2. Berichterstatter: Prof. Dr. W. Kalender

Abstract

VOLKER PUSSEL

BIOMECHANISCHE UNTERSUCHUNG EINES HÜFTGELENKIMPLANTATES

In der vorliegende Arbeit wird ein in Geometrie und Materialeigenschaften realistisches dreidimensionales Computermodell des Oberschenkelknochens (Femur) vorgestellt und den mechanischen Belastungen durch Muskeln, Sehnen und Gelenkkräfte ausgesetzt, wie sie in einem gegebenen biomechanischen Szenario auftreten. Die Eingangsdaten der Modellierung werden durch computergestützte Aufbereitung bildgebender medizinischer Verfahren gewonnen. Die Modellierung und Lösungsberechnung erfolgt mit der Methode der Finiten Elemente. Das Resultat ist die mechanische Spannungsverteilung im Femur in dieser statischen Belastungssituation. Damit ist es möglich, das zugrundegelegte biomechanische Modell zu beurteilen und Rückschlüsse auf die funktionellen Aufgaben bestimmter Knochenformgebungen zu ziehen.

Vom Fall des gesunden menschlichen Hüftgelenkes ausgehend wird das Femur nach totalem Hüftgelenkersatz untersucht. Das Finite-Elemente-Modell des Femur wird analog zur in-vivo-Situation am Schenkelhals abgeschnitten und mit einer Endoprothese versehen, die die Gelenkkugel und einen Teil des Schenkelhalses ersetzt und mit einem metallenen Schaft in der Markhöhle des Knochens verankert wird. Auch in diesem Modell wird die Spannungsverteilung ermittelt. Durch die unterschiedlichen Materialeigenschaften von Metall und Knochen ergibt sich eine signifikante Veränderung.

Diese Spannungsänderungen werden mit in der Praxis auftretenden Knochenveränderungen verglichen. Hier muß auf Erfahrungswerte aus Orthopädie und Endoprothetik zurückgegriffen werden, da die heute existierenden Modelle für das Knochenverhalten bei mechanischer Belastung alleine keine schlüssige Interpretation erlauben. Ziel dieser Betrachtungen ist eine Bewertung, welche Änderungen in der Belastungssituation des Knochens zu einer Beeinträchtigung des Verbundes von Knochen und Prothese führen.

Im letzten Teil der Arbeit wird die Formgebung des Prothesenschaftes gezielt modifiziert, um die Beeinträchtigungen herabzusetzen und für den Knochen verträglicher zu gestalten. Die gewonnenen Erkenntnisse werden dazu verwendet, eine in ihrer biomechanischen Wirkung verbesserte Formgebung für Hüftendoprothesen vorzuschlagen.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Einordnung dieser Arbeit	1
1.2	Zielsetzung	1
1.3	Vorgehen	1
1.4	Vergleich zu anderen Arbeiten	2
2	Erstellung des Modells	3
2.1	Datengewinnung mittels Röntgencomputertomographie	3
2.1.1	Aufnahmeverfahren eines CT	3
2.1.2	Struktur der Daten	3
2.1.3	Wichtige Parameter der Rekonstruktion	4
2.1.4	Primärschnitte und Sekundärschnitte	5
2.2	Segmentierung mit digitaler Bildverarbeitung	7
2.2.1	Grauwertmanipulation	7
2.2.2	Kantenfindung per Schwellwert	7
2.2.3	Kantenfindung nach Huiskes	7
2.2.4	Laplace-Kantenfindung	8
2.2.5	Glättung von Kanten	8
2.2.6	Maskierung und Schwerpunkte	8
2.2.7	Struktur der Ergebnisdaten	9
2.2.8	Beispiele der Ergebnisse digitaler Bildbearbeitung	10
2.3	Koordinatensystem des Femur	11
2.3.1	Motivation	11
2.3.2	Kriterien zur Auswahl geeigneter Punkte	11
2.3.3	Kondylenachse	11
2.3.4	Proximale Schaftachse	12
2.3.5	Schenkelhalsachse	12
2.3.6	Femurzentrum	12
2.3.7	Femurebene	12
2.3.8	Femurkopfmittelpunkt	12
2.3.9	Länge der Schenkelhalsachse	14
2.3.10	Länge der Schaftachse	14
2.3.11	Festlegung des Koordinatensystems	14
2.3.12	Resektionsebene	17
2.4	Kontinuumsmechanische Grundlagen	18
2.4.1	Kontinuum und Kontinuumsgrößen	18
2.4.2	Verschiebungen und Verzerrungen	18
2.4.3	Spannungen	19
2.4.4	Materialgesetze	19
2.4.5	Materialgrößen des linear elastischen Materials	20
2.5	Modellierung mit der Methode der Finiten Elemente	21
2.5.1	Grundlagen	21
2.5.2	Einordnung des Problems	22
2.5.3	Aufbereitung der Geometrie	22
2.5.4	Materialeigenschaften	26
2.5.5	Lastsituation	29

2.5.6	Weitere Eigenheiten der Modellierung	32
2.5.7	Darstellung durch ANSYS	32
2.5.8	Lösung	33
2.6	Modell des Femur im natürlichen Zustand	34
2.7	Prothesenmodellierung	35
2.7.1	Erzeugung der Prothesenform mittels Kontakten	35
2.7.2	Verallgemeinerung der Prothesenformdefinition	36
2.7.3	Format der Parameter	41
2.7.4	Format der erzeugten Daten	42
2.7.5	Biomechanische Regeln	42
3	Ergebnisse	45
3.1	Ergebnisse des anatomischen Femur	45
3.1.1	Verschiebungen des Modells	46
3.1.2	Spannungsverteilungen im Gesamtmodell	49
3.1.3	Spannungsverteilung im proximalen Femur	51
3.1.4	Zusammenfassung der Ergebnisse	53
3.2	Ergebnisse der konventionellen Prothese	54
3.2.1	Entwurfskriterien	54
3.2.2	Ergebnisse	55
3.2.3	Erfahrungen aus der Praxis	58
3.2.4	Variation der Prothesenlänge	58
3.3	Biomechanisch verbesserte Prothese	63
3.3.1	Entwurfskriterien	63
3.3.2	Zusammenfassung der Ergebnisse	65
4	Studie zur Entwurfsoptimierung	66
4.1	Variation der Schaftlänge	66
4.2	Variation des Mindestabstandes	68
4.3	Variation der Anformung in der Frontalebene	70
5	Zusammenfassung	72
5.1	Erreichter Stand	72
5.2	Verbesserungsvorschläge und Ausblick	72
A	Biomechanische Grundlagen	74
B	Grundlagen der Endoprothetik	75
C	EDV-Ausstattung	78
D	Begriffserklärungen	79

1 Einleitung

1.1 Einordnung dieser Arbeit

Die Endoprothetik hat zum Ziel, die Funktion von erkrankten oder zerstörten Gelenken unter Austausch der Gelenkflächen gegen Kunstmaterialien wieder herzustellen. Neben der Auswahl geeigneter Materialien ist die zuverlässige und dauerhafte Verankerung der Implantate im Knochen bis heute das Hauptproblem geblieben.

Intensive Bemühungen auf dem Gebiet der Materialforschung haben heute Werkstoffe und Oberflächenbehandlungen zum Ergebnis, die sich im Körper verträglich verhalten und der mechanischen Belastung gewachsen sind. Die Problematik von Abstoßungsreaktionen und von Implantatversagen wie Abnutzung und Ermüdungsbruch ist damit weitgehend gelöst und wird in dieser Arbeit nicht weiter verfolgt.

Der Bereich der diagnostischen und operativen Techniken ist Gegenstand intensiver medizinischer Diskussion und wird hier ebenfalls nicht behandelt. Es sei nur bemerkt, dass bei der Formgebung eines Implantates Rücksicht auf die Durchführbarkeit und die Fehleranfälligkeit der Implantation genommen werden muss.

Wesentlicher Faktor für das Verhalten einer Prothese ist die Kraftübertragung vom Implantat zum Knochen. Hier wird die Hauptursache für die beobachtete Lockerung von Hüftendoprothesen vermutet. Zur Beurteilung und Prognose insbesondere des Langzeitverhaltens ist daher ein besseres Verständnis der *im Knochen* auftretenden Kraftverteilung erforderlich. Da diese experimentell nur beschränkt zugänglich ist, muss sie aus theoretischen biomechanischen Überlegungen gewonnen werden. Dies ist der Gegenstand der vorliegenden Arbeit.

1.2 Zielsetzung

Es soll ein theoretisches Modell erstellt werden, in dem die mechanische Spannungsverteilung im Femur sowohl im natürlichen Zustand als auch im Zustand nach totalem Gelenkersatz untersucht werden kann. Das Modell des Femur soll dreidimensional, geometrisch exakt und mit realistischen Belastungen und Materialeigenschaften ausgestattet sein.

Insbesondere soll es im Modell möglich sein, den Einfluss von Formvariationen des Implantates auf die Spannungsverteilung im Femur zu veranschaulichen.

1.3 Vorgehen

Geometrie und mechanische Eigenschaften des Modells werden über digitale Bildverarbeitung aus anatomischen Röntgen-Computertomographieaufnahmen gewonnen. Die Geometriedaten werden zu einem dreidimensionalen Modell zusammengeführt. In dieses werden die ebenfalls aus den bildgebenden Verfahren abgeleiteten Materialeigenschaften übertragen.

Das Modell wird mit realistischen Muskel- und Gelenkkraften beaufschlagt. Sie stammen aus einer biomechanisch konsistenten Simulation der unteren Extremität [Krieg, 96]. Die resultierende mechanische Spannungsverteilung wird mit der Methode der Finiten Elemente berechnet.

Die Prothesenform wird vom Knocheninnenraum ausgehend modelliert. In diesem Rechen-schritt können Parameter wie Länge, Stärke, Abstand zur Knochenwand an bestimmten Punkten etc. variiert werden. Die Ergebnisse werden in Kapitel 3 vorgestellt und diskutiert.

Anhand von Überlegungen aus der orthopädischen Praxis wird in Kapitel 4 versucht, verschiedene Parameter der Prothesenform zu variieren und die Veränderungen in der Spannungsverteilung nach biomechanischen Gesichtspunkten zu beurteilen.

Zum Abschluss werden die Ergebnisse zusammengefasst und mögliche Verbesserungen des Modells diskutiert.

In Anhang A und B werden Grundlagen aus der Biomechanik und der Endoprothetik wiedergegeben, die für die Einordnung dieser Arbeit herangezogen wurden.

1.4 Vergleich zu anderen Arbeiten

Die computergestützte Auswertung von Röntgen-CT-Aufnahmen zur Anfertigung von Endoprothesen wird schon seit mehreren Jahren verfolgt. Ziel war meistens die Erstellung einer individuellen Prothese mit optimaler Passform, wobei unter optimal die Ausfüllung des zur Verfügung stehenden Markraumes verstanden wird [Aldinger, 83], [RöFo, 84].

In dieser Arbeit soll nicht eine maximale Ausfüllung des Markraumes durch die Prothese untersucht werden, sondern der Einfluss einer gezielten Abweichung davon auf die räumliche Kraftverteilung im Femur.

Mit der Methode der Finiten Elemente wurde in zwei- und in dreidimensionalen Modellen die Spannungsverteilung untersucht. Viele Arbeiten belasten das Femur ausschließlich mit der resultierenden Hüftkraft. Andere Ansätze berücksichtigen zusätzlich die Muskelstränge, die am Becken entspringen und am Trochanter Major ansetzen.

In dieser Arbeit wird die Lastsituation aus einem biomechanisch errechneten Szenario entnommen, in dem sich nicht nur der Oberkörper und der Oberschenkel im Kräfte- und Momentengleichgewicht befinden, sondern in dem auch die Zugkräfte auf die einzelnen Muskeln so verteilt sind, dass sich eine minimale Biegebeanspruchung für das Femur ergibt.

2 Erstellung des Modells

2.1 Datengewinnung mittels Röntgencomputertomographie

Dieser Abschnitt beschreibt das Verfahren zur Gewinnung und die Struktur der zur Modellierung benutzten Daten.

2.1.1 Aufnahmeverfahren eines CT

Bei der Röntgen-Computertomographie wird ein zu untersuchender Gegenstand in Schritten entlang einer Achse bewegt und in dazu senkrecht stehenden Ebenen mit Röntgenstrahlen durchleuchtet. In der vorliegenden Arbeit wird die Vorschubachse als z -Achse und die Durchleuchtungsebene als xy -Ebene festgelegt. Handelt es sich bei dem untersuchten Gegenstand um einen menschlichen Körper, so bezeichnet die z -Achse die Körperlängsachse und die xy -Ebene die Transversalebene.

Zu solchen Ganzkörperaufnahmen werden die Patienten in liegende Position gebracht und auf einem Tisch durch die Aufnahmeapparatur gefahren. Die Aufnahme erfolgt durch ein um den Patienten rotierendes Paar von Röntgenquelle und Röntgensensorleiste. Der durchleuchtende Strahl ist in der Aufnahmeebene fächerförmig und hat senkrecht dazu eine einstellbare Schichtdicke, die zwischen 0.5 mm und mehreren mm liegt. In einem Rekonstruktionsverfahren wird aus den von den Sensoren aufgenommenen Intensitätsdaten ein Röntgenabsorptionswert für jeden Punkt eines kartesischen Rasters in der Durchleuchtungsebene ermittelt. Eine geeignet skalierte Darstellung dieser Werte als Bild ergibt eine Art Röntgenaufnahme der Schnittebene. Diese wird als Schnittbild (*slice image*) bezeichnet. Die Rekonstruktion ist geometrisch exakt, da sich die Strahlung geradlinig ausbreitet.

2.1.2 Struktur der Daten

Ein Schnittbild hat bei dem von uns verwendeten Computertomographen der Marke SIEMENS Somatom DRH eine Auflösung von 512×512 Pixeln, wobei der Pixelabstand zwischen 0.05 und 1 mm wählbar ist. Jedes Pixel stellt einen mit 12 Bit (4096 Stufen) aufgelösten Röntgenabsorptionswert dar. Dieser Wert wird in Einheiten von HOUNSFIELD (HU) gemessen. Die HOUNSFIELD-Skala ist linear und reicht von -1024 bis 3071 , wobei ein Wert von -1024 HU dem Röntgenabsorptionswert von Luft entspricht, 0 HU dem von Wasser. Weichteil-Gewebe und Spongiosa liegen ebenfalls im Bereich um 0 HU, die Werte für Knochen reichen bis ca. 1700 HU.

Eine CT-Untersuchung besteht aus einer Reihe solcher Schnittbilder, die in definiertem Abstand voneinander aufgenommen werden. Durch diese Abstände ist die Position des Schnittbildes auf der z -Achse festgelegt. Üblich ist ein Schnittbildabstand von 2 mm in Bereichen hohen Interesses wie zum Beispiel Gelenken und von 5 mm oder mehr in den restlichen Bereichen. Die Strahlenbelastung akkumuliert mit jedem Schnittbild, man versucht deshalb, mit möglichst wenigen Schnittbildern auszukommen.

Die Koordinaten eines Pixels im Schnittbild können mit dem Pixelabstand und der z -Koordinate in Raumkoordinaten umgerechnet werden. Der Pixelabstand d ist durch die Parameter der bildzeugenden Transformation festgelegt und kann zwischen 1 mm und 0.07 mm gewählt werden.

Üblicherweise fertigt man per CT einen Satz von mehreren Schnittbildern in zueinander parallelen Ebenen an. Die Schnittbilder stellen näherungsweise die Röntgenabsorption in jedem Punkt des durchleuchteten Volumens des Untersuchungsobjektes dar. Der Datensatz kann als Menge von Grafikdateien vom CT auf konventionelle Computer transferiert und dort weiterverarbeitet werden.

Seien x_i, y_i die diskreten Pixelkoordinaten mit dem Wertebereich $x, y \in [0..N - 1]$ bei einem quadratischen Bild der Kantenlänge von N Pixeln und einem Pixelabstand von d in mm. Der Ursprungspunkt $0,0$ wird oben links gewählt. Ferner wird dem Bild bei der Aufnahme durch den Tomographen eine Z -Koordinate Z_{Table} zugewiesen, die den Vorschub auf der Längsachse des Untersuchungstisches angibt und vom Kopf- zum Fußende verläuft. Damit wird ein globales kartesisches Koordinatensystem X, Y, Z eingeführt mit

$$\begin{aligned} X &= x_i d \\ Y &= -y_i d \\ Z &= Z_{Table} \end{aligned}$$

Der Vorzeichenwechsel in der y -Achse wird dabei eingeführt, um ein rechtsdrehendes Koordinatensystem X, Y, Z zu erhalten.



Abbildung 1: Ausschnitt aus einem Primärschnittbild. Gezeigt ist ein Schnitt in der Transversalebene auf Höhe der Hüftgelenkköpfe.

2.1.3 Wichtige Parameter der Rekonstruktion

Die Rekonstruktion der Schnittbilder aus den Rohdaten durch den Computertomographen kann, abhängig von Hersteller und Ausstattungsumfang, mit verschiedenen Parametern durchgeführt werden. Zur Aufbereitung von Schnittbildern für die digitale Bildbearbeitung sollte eine Parametereinstellung mit maximaler Rauschreduktion verwendet werden. Hierdurch verschlechtert sich zwar die für das menschliche Auge wichtige Konturschärfe; dies muß aber in Kauf genommen werden, da die im folgenden Abschnitt 2.2 beschriebenen Algorithmen zur Bildverarbeitung am besten bei geringem Rauschen arbeiten.

Die für die vorliegende Arbeit zur Verfügung stehenden CT-Aufnahmen wurden ausschließlich mit Geräten vom Typ SIEMENS Somaton erstellt. Dieser Gerätetyp bietet für die genannte Problematik mehrere Einstellungen des Rekonstruktionsverfahrens auf einer Skala von "low noise – soft image" bis "high noise – sharp image". Erstere Einstellung lieferte bei der digitalen Bildweiterverarbeitung die besten Ergebnisse, letztere ist in der Diagnostik üblich.

2.1.4 Primärschnitte und Sekundärschnitte

Die vom Computertomographen erzeugten Schnittbilder sollen im Folgenden als Primärschnitte bezeichnet werden. Diese Schnitte liegen alle in parallelen Ebenen. Für die weitere Modellierung ist es jedoch notwendig, Bilddaten in beliebig gelegenen und orientierten Ebenen zu gewinnen und zu bearbeiten. Solche zusätzlichen Schnittbilder werden durch Translation, Rotation, Skalierung und Interpolation aus den Primärdaten berechnet. Sie sollen als *Sekundärschnitte* bezeichnet werden. Für jeden Sekundärschnitt wird ein rechtsdrehendes kartesisches Koordinatensystem $K' = X', Y', Z'$ eingeführt, dessen Ursprung mit den Pixelkoordinaten $(0, 0)$ des Sekundärschnittes zusammenfällt und dessen Achse Z' senkrecht auf der Bildebene steht. Die Pixelkoordinaten x', y' hängen wieder über den Pixelabstand d' mit K' zusammen:

$$\begin{aligned} X' &= x'_i d' \\ Y' &= -y'_i d' \\ Z' &= 0 \quad \text{in der Bildebene} \end{aligned}$$

Das Koordinatensystem K' geht aus dem globalen Koordinatensystem durch eine Transformation T hervor. T besteht allgemein aus einer Translation L mit dem Translationsvektor (X_L, Y_L, Z_L) und einer Rotation M , die durch die Eulersche Drehmatrix \mathbf{M} mit den Eulerwinkeln ϕ, θ, ψ angegeben wird. Die Transformation wird damit ausgedrückt als

$$\underline{X}' = T\underline{X} = \mathbf{M}(\underline{X} + \underline{X}_L)$$

Für die Berechnung des interpolierten Röntgen-Absorptionswertes eines Pixels in einem solchen Sekundärschnitt müssen die Pixelkoordinaten x', y' in das globale kartesische Koordinatensystem umgerechnet werden. Dies geschieht durch Umkehrung der Transformation T :

$$\underline{X} = T^{-1}\underline{X}' = \mathbf{M}^T \underline{X}' - \underline{X}_L \quad (1)$$

wobei man ausnutzt, daß bei Drehmatrizen die inverse Matrix gleich der transponierten Matrix ist: $\mathbf{M}^{-1} = \mathbf{M}^T$. Da der transformierte Punkt \underline{X} zu einem Pixel (x', y') in der Regel nicht mit einem Pixel (x, y) in einem Primärschnitt mit der Koordinate Z_{Table} zusammenfällt, wird der gesuchte Röntgenabsorptionswert durch lineare Interpolation der jeweils 4 benachbarten Pixeln in den zwei benachbarten Primärschnitten berechnet. Sollte der transformierte Punkt außerhalb des durch die Primärschnitte abgedeckten quaderförmigen Volumens liegen, so wird ihm ein Absorptionswert von 0 (= -1024 HU) zugewiesen. Dies ist mit denjenigen Primärschnitten verträglich, die am Bildrand Luft zeigen und daher dort ebenfalls verschwindende Röntgenabsorption haben.

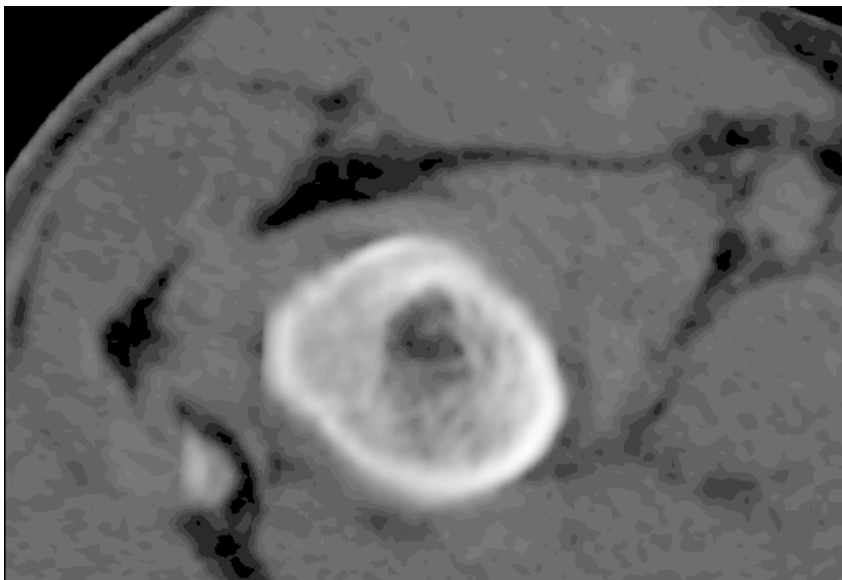


Abbildung 2: Ein durch Interpolation berechnetes Sekundärschnittbild in Blickrichtung entlang der Schenkelhalsachse und zum Oberkörper hin. Links davon ist ein Stück des Trochanter Major angeschnitten. Im Weichteilgewebe erkennt man einzelne Muskelstränge am Kontrast zum Bindegewebe.

2.2 Segmentierung mit digitaler Bildverarbeitung

Die Segmentierung liefert eine Unterteilung eines Ausgangsbildes in Bereiche mit verschiedener anatomischer Bedeutung. Die Unterteilung ist zumeist auf jeder Ebene disjunkt (Beispiel: Segmentierung Gewebe/Knochen, letzteren wiederum in Kortikalis/Spongiosa). Algorithmen der Bildverarbeitung leisten nur eine Unterteilung von Bildbereichen mit unterschiedlichen Eigenschaften; die anatomische Zuordnung und/oder Identifizierung muß durch Heranziehung einer zusätzlichen Wissensbasis geschehen; dies ist meist der Benutzer des Bildverarbeitungsprogrammes.

Alle Funktionalitäten zur Manipulation der Darstellung der Bilddaten, zum Erzeugen und Editieren der Segmentierungsinformation und deren Abspeicherung sind in das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Programm integriert worden. Bis auf die Algorithmen zur Bildverarbeitung sind dies gewöhnliche Programmaufgaben, die hier nicht weiter beschrieben werden. Die eingesetzten Bildverarbeitungsverfahren sollen jedoch in ihrer Arbeitsweise und nach ihrem Ergebnis dokumentiert werden.

2.2.1 Grauwertmanipulation

Die Darstellung der Computertomographie-Aufnahmen auf dem Bildschirm erfolgt gezwungenermaßen unter Umsetzung der 4096 Ausgangswerte in eine auf dem Bildschirm darstellbare Anzahl von Graustufen. Es wurden 64 Graustufen in logarithmischer Abstufung benutzt, was etwa dem Unterscheidungsvermögen des menschlichen Auges bei Graustufenabbildungen entspricht. Die Zuordnung der Ausgangswerte zu einer Graustufe erfolgt durch lineare Skalierung, wobei die Parameter Untergrenze, Steilheit und Obergrenze der Umsetzungsfunktion interaktiv eingestellt werden können. Dadurch werden anatomische Segmente für den Betrachter auf dem Bildschirm unterscheidbar und die Ergebnisse der Segmentierungsalgorithmen kontrollierbar.

2.2.2 Kantenfindung per Schwellwert

Zur Auffindung eines ersten, groben Umrisses einer Knochenstruktur macht man sich den großen Kontrast zum umliegenden Gewebe zunutze. Es wird manuell ein Schwellwert eingestellt, bei dem die Struktur von Interesse auf der Houndsfieldskala komplett darüber liegt. Dies wird durch eine Schwarzweißdarstellung verifiziert. Unter Angabe eines Startpunktes in der Nähe des Überganges findet ein Suchalgorithmus eine geschlossene Linie mit definiertem Umlaufsinn, die die Struktur umfaßt. Die Eigenschaften des Algorithmus sind in [Pavlidis] beschrieben.

Aufgrund des hohen Kontrastes zwischen Knochen und umliegendem Gewebe ist bei Wahl eines geeigneten Schwellwertes die gefundene Umrißlinie bereits als Knochenkontur brauchbar. Zur Auffindung der Innenkontur eignet sich das Verfahren allerdings nicht, da der Kontrast im Knocheninneren durch die Spongiosa nicht hoch genug ausfällt. Hier werden andere Verfahren eingesetzt.

2.2.3 Kantenfindung nach Huiskes

Das Kantenfindungsverfahren nach HUISKES wird zur Bestimmung einer Knocheninnenkante bei gegebener Außenkontur eingesetzt. Die durch den Schwellwertalgorithmus bestimmte Linie der Außenkontur ist dafür ausreichend.

Auf einer gegebenen Anzahl von Radialen vom Mittelpunkt der Außenkontur aus wird der maximale Houndsfieldwert ermittelt. Dieser stellt die dichteste Stelle der Kortikalis dar. Aus die-

sem Wert und dem Houndsfieldwert am Ausgangspunkt der Radialen wird das Mittel berechnet. Der Punkt auf der Radialen mit diesem Houndsfieldwert wird als Innenkonturpunkt verwendet.

Nachteile dieses Verfahrens sind die Abhängigkeit von dem einzelnen Houndsfieldwert im Mittelpunkt, der starkem Rauschen unterliegt, sowie die mögliche Mehrdeutigkeit des zu bestimmenden Punktes. Dies ist besonders dann der Fall, wenn die gegebene Außenkontur konkave Stellen besitzt. Insgesamt eignet sich das Verfahren eher für den distalen Knochenbereich, wo die Knochenwand Ringform hat und ein klarer Kontrast zwischen Kortikalis und Markraum besteht.

2.2.4 Laplace-Kantenfindung

Die Bezeichnung Laplace-Kantenfindung rührt von der Anwendung einer zweifachen Differenzierung her. Die Methode geht von einer geschlossenen Kontur mit bekanntem Umlaufsinn aus, die das Objekt umfaßt. Auf einem Streifen senkrecht zur Kontur werden gemittelte Houndsfieldwerte berechnet. Sie bilden eine Kurve, auf der durch numerische Differentiation der Wendepunkt mit extremer Steigung bestimmt wird. Dieser Punkt wird als Kantenpunkt verwendet.

Die Methode ist unabhängig von Schwellwerten und liefert damit reproduzierbare Ergebnisse. Der Wendepunkt als Punkt mit dem steilsten Anstieg des Houndsfieldwertes hat die mathematische Eigenschaft der räumlichen Invarianz gegen eine symmetrische Punktabbildungsfunktion des bildgebenden Verfahrens (siehe [Heitz, 95]). Allerdings ist das Verfahren der numerischen Differentiation empfindlich gegen Rauschen.

2.2.5 Glättung von Kanten

Zu Glättung von Kantenlinien wird eine Mittelung über eine einstellbare Anzahl N von benachbarten Pixeln verwendet. Dabei wird N ungerade gewählt: $N = 2k + 1$

$$\underline{x}_{i,smooth} = \frac{1}{2k+1} \sum_{j=i-k}^{i+k} \underline{x}_j \quad (2)$$

Die Methode eliminiert Zacken zuverlässig, verkleinert allerdings auch den Radius gekrümmter Linienbereiche. Daher darf N nicht beliebig groß gewählt werden; bei einem geschlossenen Polygon aus 400 Punkten sollte $N < 25$ gehalten werden.

2.2.6 Maskierung und Schwerpunkte

Die von einer Kantenlinie umschlossene Fläche kann mit einer Bitmaske versehen werden. Hierdurch wird eine Unterscheidung zwischen den Pixeln getroffen, die innerhalb der Linie liegen, und denen, die außerhalb liegen. Die Punkte der Linie selbst werden der Fläche zugerechnet.

Eine Verarbeitung dieser Pixelmenge erlaubt die diskretisierte Berechnung von physikalischen Größen, die sonst durch ein Flächenintegral ausgedrückt werden. Dies ist zum Beispiel der Flächenschwerpunkt \underline{x}_S einer Fläche A , auf der ein kartesisches Koordinatensystem $\underline{x} = (x, y)$ eingeführt ist:

$$\underline{x}_S = \frac{1}{A} \int_A \underline{x} dx dy \approx \frac{1}{N} \sum_{i,j}^{Area} \underline{x}(i, j) \quad \text{mit} \quad N = \sum_{i,j}^{Area} 1 \quad (3)$$

Analog wird der Schwerpunkt des Röntgenabsorptionswertes α berechnet:

$$\underline{x}_{S,\alpha} = \frac{1}{N} \sum_{i,j}^{Area} \underline{x}(i, j) \alpha(\underline{x}(i, j)) \quad (4)$$

2.2.7 Struktur der Ergebnisdaten

Die durch die Kantenfindungsalgorithmen erzeugten Linien liegen als geordnete Menge von benachbarten Pixeln vor, die ein geschlossenes Polygon mit definiertem Umlaufsinn bilden. Die Masken sind als zweidimensionale, diskrete Felder realisiert, die pro Pixel des Ausgangsbildes ein Bit enthalten. Die Schwerpunkte liegen als Pixel-Koordinatenpaar in Gleitkommadarstellung vor, da die Methode der Berechnung eine Genauigkeit von unter einem Pixel ermöglicht.

Die Gesamtheit dieser Daten wird von dem erwähnten Programm pro Schnittbild und darin pro anatomischem Segment gepflegt. Damit stehen sie dem Zugriff unter dem Namen dieses Segmentes und geordnet nach der Z-Koordinate des Schnittbildes zur Verfügung. Zusätzlich sind Begleitdaten enthalten, die die Lage des Schnittbildes im Raum und seine Auflösung beschreiben, um die Umrechnung von Pixeln in globale Koordinaten und umgekehrt zu ermöglichen.

2.2.8 Beispiele der Ergebnisse digitaler Bildbearbeitung



Abbildung 3: Hauptfenster des selbstentwickelten Programms zur digitalen Bildbearbeitung. Zu sehen ist ein Schnittbild auf der Höhe des Adamschen Bogens. Das Programm hat die Außenkontur des Femur bestimmt und die Linie dunkel markiert. Der helle Rand außerhalb der markierten Kontur ist eine Ausstrahlung, die durch die Unschärfe der Bilderzeugung verursacht wird.

2.3 Koordinatensystem des Femur

2.3.1 Motivation

Ziel der Einführung eines eigenen Koordinatensystems ist es, die zur Modellierung verwendeten Punkte des Femur in Koordinaten auszudrücken, die von der Lage des Patienten im Tomographen und von seiner Körpergröße unabhängig sind. Hierzu muß ein Koordinatensystem in Abhängigkeit von leicht aufzufindenden ausgezeichneten Punkten in Lage und Skalierung definiert werden.

2.3.2 Kriterien zur Auswahl geeigneter Punkte

Um die oben genannten Kriterien zu erfüllen, muß ein geeigneter Punkt durch Methoden der digitalen Bildverarbeitung auffindbar sein. Er sollte aus einer Mittelung möglichst vieler Punkte hervorgehen, um Schwankungen zu reduzieren. Aus diesem Grund ist zum Beispiel ein Punkt nach der Maßgabe "Punkt mit der größten z-Koordinate" ungeeignet. Eine weitere Forderung ist Invarianz der relativen Lage des Punktes gegen die individuellen Abmessungen des Knochens. Dadurch skaliert ein daraus abgeleitetes Koordinatensystem mit der Patientengeometrie. Gut geeignet sind Punktdefinitionen wie Linien- oder Flächenschwerpunkte von Umrißlinien oder Ausgleichsgeraden durch mehrere solcher Punkte.

2.3.3 Kondylenachse

Die Kondylenachse ist eine Hilfslinie zur Konstruktion eines Koordinatensystems und hat mit einer anatomischen Kondylenachse wie etwa "Achse der Bewegung bei Kniebeugung" nichts zu tun.

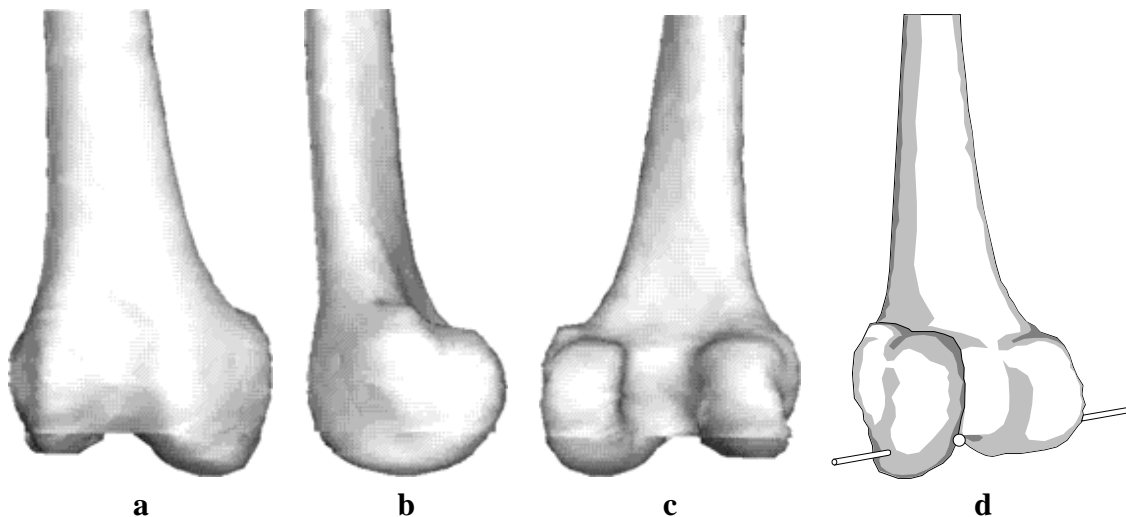


Abbildung 4: Zur Definition der Kondylenachse. **a)** Distales Ende eines rechten Femur von ventral **b)** von medial **c)** von dorsal **d)** von dorsal-medial mit Kondylenachse

Die Kondylenachse wird als die Linie definiert, die parallel verläuft zum dorsalen und zum distalen Abschluß der Kondylen und die durch den höchsten Punkt der Fossa intercondylaris in der Frontalansicht hindurchgeht. Die hierzu notwendigen Punkte werden durch manuelle Markierung in einem interaktiven Programm gewonnen. Der dabei gemachte Fehler von wenigen mm wirkt sich bei einer Femurlänge von etwa 50 cm auf die daraus abgeleiteten Größen nicht sehr stark aus.

2.3.4 Proximale Schaftachse

Die proximale Schaftachse \underline{s} wird als Ausgleichsgerade durch die Flächenschwerpunkte der Außenkonturen im proximalen Drittel des Femurschaftes festgelegt. Als proximales Drittel werden die CT-Schnitte von proximal des Trochanter minor bis ein Drittel der Länge vom Trochanter major zur Fossa intercondylaris verwendet. Der Einheitsvektor \hat{s} ist nach distal orientiert. Siehe Abbildung 5.

2.3.5 Schenkelhalsachse

Es werden von Hand zwei Markierungspunkte angegeben, von denen der eine etwa im Femurkopfmittelpunkt, der andere im Femurzentrum liegen sollte. Auf der Verbindungslinie der beiden Punkte werden in gleichen Abständen von etwa 4 mm senkrechte, zueinander parallele Ebenen definiert. Mit Hilfe dieser Konstruktion sollen die Ebenen die Knochenwand des Schenkelhalses möglichst senkrecht schneiden. In diesen Ebenen wird nach der in Abschnitt 2.1.4 beschriebenen Methode der Sekundärschnitte je ein Schnittbild rekonstruiert und darin die oben beschriebene Kantenfindung angewandt. Die Schenkelhalsachse \underline{n} wird als Ausgleichsgerade durch die Flächenschwerpunkte der Außenkonturen des Schenkelhalses festgelegt. Es werden nur diejenigen Konturen verwendet, deren Gestalt nicht zu stark von der Kreisform abweicht. Solche Abweichungen treten am Übergang vom Schenkelhals in den Femurschaft oder in den Kugelkopf auf. Der Einheitsvektor \hat{n} ist nach cranial orientiert.

2.3.6 Femurzentrum

Das Femurzentrum \underline{c} wird als Mittelpunkt auf dem Raumlots \underline{d} von Schenkelhalsachse und Schaftachse festgelegt. Das Raumlots ist die Verbindungslinie, die auf beiden Achsen senkrecht steht und ist immer eindeutig.

Die Festlegung über das Raumlots ist notwendig, da die beiden Achsen windschief sein können und sich nicht schneiden müssen. Die Abweichung, ausgedrückt als Abstand d der Achsen voneinander, liegt im Bereich einiger Millimeter. Der Abstandsvektor \underline{d} ist von der Schenkelhalsachse zur Schaftachse orientiert.

2.3.7 Femurebene

Die Femurebene P hat als Aufpunkt das Femurzentrum \underline{c} . Der Normalenvektor \underline{n}_P wird derart festgelegt, daß die Schenkelhalsachse und die Schaftachse parallel zur Femurebene verlaufen: $\underline{n}_P \parallel \hat{n} \times \hat{s}$ und \underline{n}_P nach ventral orientiert.

2.3.8 Femurkopfmittelpunkt

In Schnittebenen parallel zur Transversalebene bestimmt man die Außenkonturen des Femurkopfes und legt eine Ausgleichsgerade durch die Schwerpunkte der umschlossenen Flächen. Es können allerdings nur die kranialen Konturen von genügend kreisähnlicher Gestalt verwendet werden. Abweichungen von der Kreisform ergeben sich medial durch die Fovea capitis femoris sowie lateral durch den Übergang der Gelenkkugel in den Schenkelhals. Bei einem Schnittbildabstand von 2 mm verbleiben etwa 6 CT-Schnitte mit brauchbaren Konturen. Die Ausgleichsgerade verläuft hauptsächlich in Richtung kranial-kaudal.

Der Femurkopfmittelpunkt wird als Mittelpunkt auf dem Raumlots von Schenkelhalsachse und dieser Achse festgelegt, analog zu Abschnitt 2.3.6.

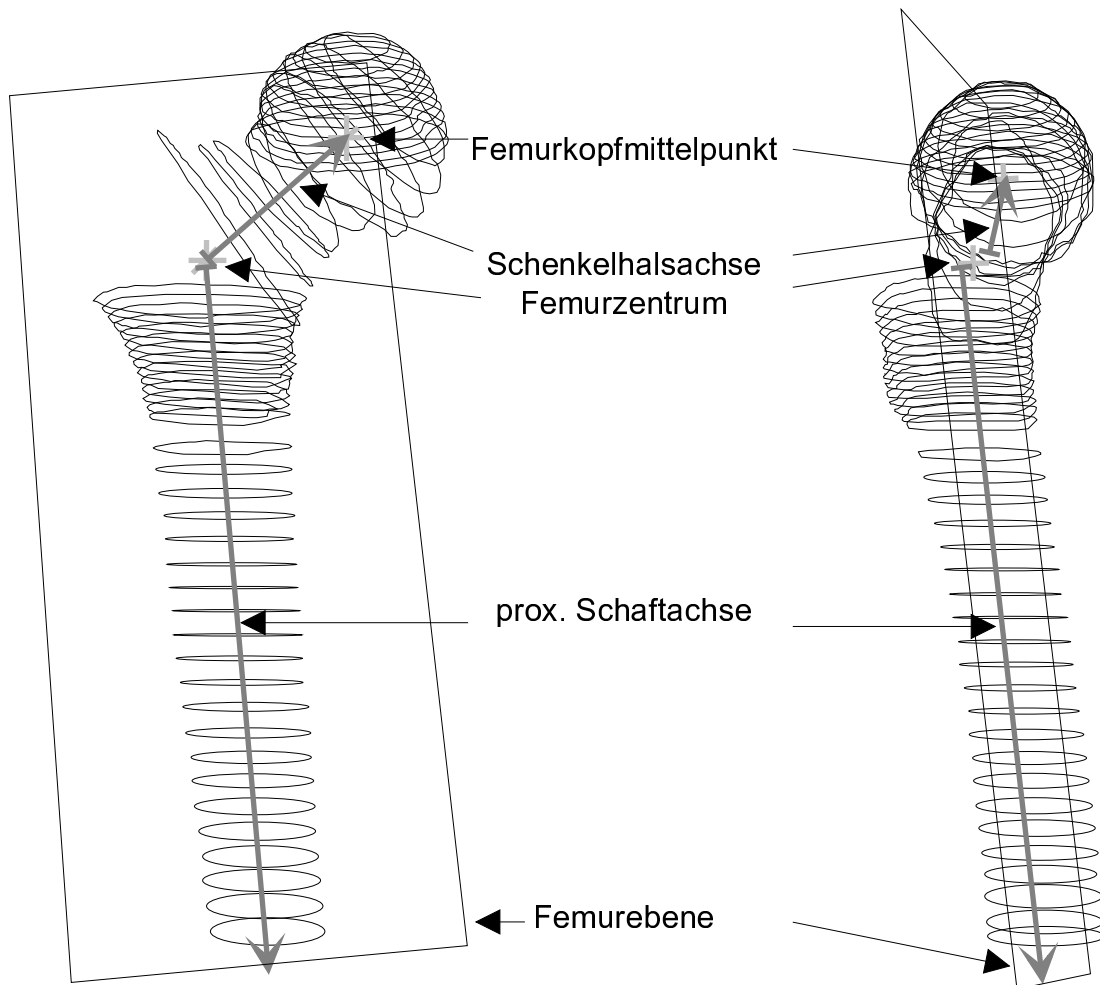


Abbildung 5: Überblick über die Anthropometrie eines rechten Femur in Frontalansicht (links) und Ansicht von lateral (rechts).

2.3.9 Länge der Schenkelhalsachse

Die Länge der Schenkelhalsachse L_n wird als Streckenlänge zwischen den Achsenpunkten gemessen, die dem Femurkopf bzw. dem Femurzentrum am nächsten liegen. Der dem Femurzentrum nächste Achsenpunkt der Schenkelhalsachse wird als Aufpunkt \underline{n}_0 der Achse definiert. Damit lässt sich die Schenkelhalsachse mit einem Achsenparameter v beschreiben als

$$\underline{n}(v) = \underline{n}_0 + \hat{n}L_n v \quad \text{mit} \quad v \in [0, 1] \quad (5)$$

2.3.10 Länge der Schaftachse

Die Schaftachsenlänge L_s wird als ein Drittel der Streckenlänge zwischen den Achsenpunkten geringsten Abstandes zum Femurzentrum bzw. zur Kondylenachse definiert. Auch hier soll der nächste Achsenpunkt zum Femurzentrum als Aufpunkt \underline{s}_0 verwendet werden. Als Achsenparameter wird σ eingeführt, die Achsenbeschreibung lautet

$$\underline{s}(\sigma) = \underline{s}_0 + \hat{s}L_s \sigma \quad \text{mit} \quad \sigma \in [0, 1] \quad (6)$$

2.3.11 Festlegung des Koordinatensystems

Das Femur wird in einem gebogenen zylindrischen Koordinatensystem beschrieben. Die z -Achse wird als gekrümmte Linie durch das Femur gelegt, die vom Kopf in den Schaft verläuft. Die Achse geht vom Hüftkopfmittelpunkt aus, folgt der Schenkelhalsachse \underline{n} und geht stetig differenzierbar in einen Ellipsenbogen über, der sich wiederum stetig differenzierbar an die Schaftachse \underline{s} anschmiegt. Die Punkte, an denen der Ellipsenbogen ansetzt, werden jeweils über eine relative Längenangabe definiert: Auf der Schenkelhalsachse hat der Punkt den Abstand $R_n = r_n L_n$ vom Achsenaufpunkt, auf der Schaftachse den Abstand $R_s = r_s L_s$.

Der Ellipsenbogen entsteht durch die affine Transformation eines Viertelkreises mit Radius 1 auf die windschiefen Achsen, wobei die Länge 1 auf einen definierten Längenabschnitt R_n bzw. R_s jeder Achse abgebildet wird. Der Ellipsenbogen überwindet ebenfalls den Abstand d der beiden Achsen, und liegt damit nicht mehr in einer Ebene.

Die Achse \underline{a} wird mit der Koordinate ζ parametrisiert. ζ ist ein zusammengesetzter Parameter und auf jedem Achsenteil getrennt definiert. Der auf der Schenkelhalsachse verlaufende Anteil der Koordinatenachse wird beschrieben durch

$$\underline{a}_n(\zeta) = \underline{n}(v = \zeta - 1) \quad \text{für} \quad \zeta < 1 - r_n \quad (7)$$

Damit liegt der Achsenpunkt $\underline{a}(\zeta = 0)$ beim Femurkopfmittelpunkt. Für den Ellipsenbogen wird in Hilfskoordinaten ξ, η ein Viertelkreis um den Punkt $(1, 1)$ formuliert mit

$$\xi(\beta) = 1 - \sin \beta \quad (8)$$

$$\eta(\beta) = 1 - \cos \beta \quad (9)$$

mit der Hilfsvariablen $\beta \in [0, \pi/2]$. Die affine Abbildung überführt die Koordinate ξ in den Abschnitt mit der Länge R_n auf der Schenkelhalsachse und die Koordinate η in den Abschnitt mit der Länge R_s auf der Schaftachse. Der Abstandsvektor \underline{d} zwischen den Achsen wird beim Übergang mit der Funktion $\sin^2 \beta$ ausgeglichen, da diese an den Grenzen des Intervalls $[0, \pi/2]$ mit waagrecht Tangente ausläuft. Die Achsenpunkte des Ellipsenbogens im Raum berechnen sich damit

durch

$$\begin{aligned} \underline{a}_e(\beta) = \underline{n}_0 &+ \underline{\hat{n}}R_n(1 - \sin\beta) \\ &+ \underline{\hat{s}}R_s(1 - \cos\beta) \\ &+ \underline{d}\sin^2\beta \end{aligned} \quad (10)$$

Die Koordinate β berechnet sich aus ζ durch

$$\beta = \begin{cases} (\zeta - (1 - r_n))/r_n & \text{für } \zeta \in [1 - r_n, 1] \\ 1 + (\zeta - 1)/r_s & \text{für } \zeta \in [1, 1 + r_s] \end{cases} \quad (11)$$

Schließlich ist noch der auf der Schaftachse liegende Teil der Koordinatenachse definiert durch

$$\underline{a}_s(\zeta) = \underline{s}(\sigma = 1 + \zeta) \quad \text{für } \zeta > 1 + r_s] \quad (12)$$

Damit ist die Koordinatenachse $\underline{a}(\zeta)$ stückweise und mit stetig differenzierbaren Übergängen definiert. Die zur vollständigen Abbildung des Raumes noch fehlenden Koordinaten werden analog zu Zylinderkoordinaten eingeführt: r und ϕ erfassen die Ebene senkrecht auf der ζ -Achse. r mißt den Abstand zur Achse, ϕ eine Drehung um die Achse. Als $\phi = 0$ wird die Richtung parallel zur Femurebene nach medial orientiert definiert.

Das hiermit eingeführte Koordinatensystem von Einheitsvektoren \underline{e}_r , \underline{e}_ϕ und \underline{e}_ζ ist für ein rechtes Femur linksdrehend und für ein linkes Femur rechtsdrehend. Es leistet eine eindeutige Abbildung jeder Koordinatenangabe (r, ϕ, ζ) in einen Punkt des kartesischen Raumes. Die Umkehrung ist nicht eindeutig für Punkte, deren Abstand zur Achse r größer ist als der Krümmungsradius der Achse im zugehörigen Bereich von ζ . Durch geeignete Wahl der Achsenabschnitte R_n und R_s , die die Krümmung bestimmen, kann man erreichen, daß alle in Frage kommenden Punkte auf der Femuroberfläche eindeutig in das Koordinatensystem überführt werden.

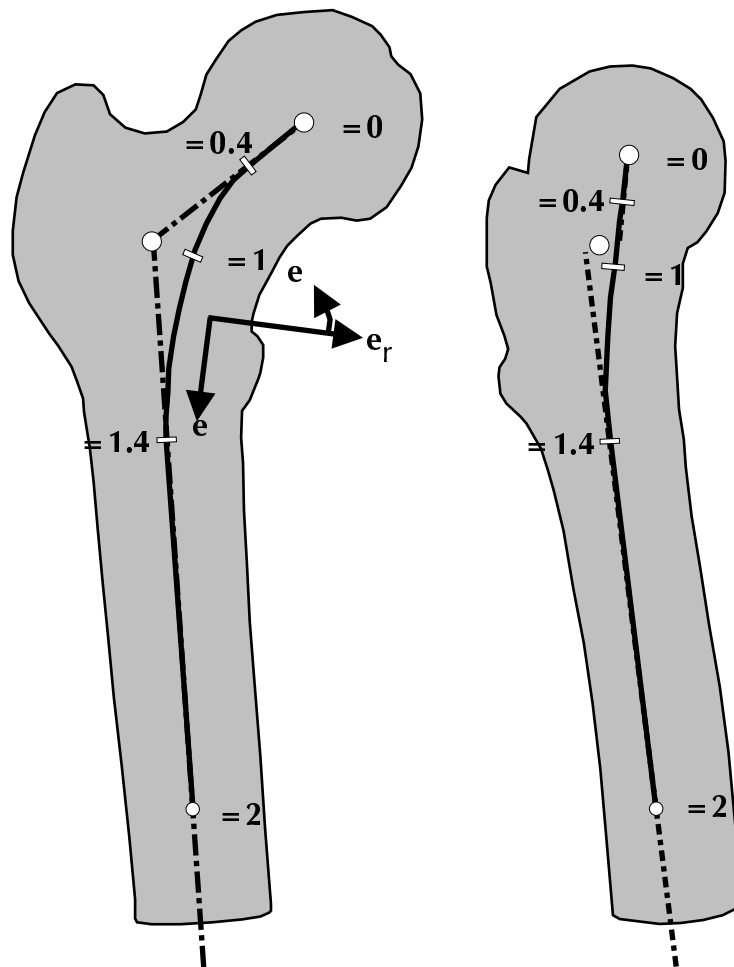


Abbildung 6: Koordinatensystem für ein rechtes Femur in Frontalansicht (links) und Ansicht von lateral (rechts).

2.3.12 Resektionsebene

Zur Implantation einer Prothese wird der Schenkelhals abgetrennt (reseziert). Die Ebene des Schnittes wird als Resektionsebene bezeichnet. Bei der Operationsplanung wird die Resektionsebene durch Anlegen von Schablonen in Röntgenbildern bestimmt; für die Modellierung eines resezierten Femur muß die Resektionsebene über geeignete Punkte am Femur aufgefunden werden.

Bei der Modellierung der Resektionsebene wird als Aufpunkt der distal tiefste Punkt der Inzessur zwischen Trochanter major und dem Schenkelhals gewählt. Durch diesen Punkt wird die Resektionsebene derart gelegt, daß sie senkrecht auf der Femurebene steht und gegen die Transversalebene einen Winkel von 30 Grad nach medial distal einschließt.

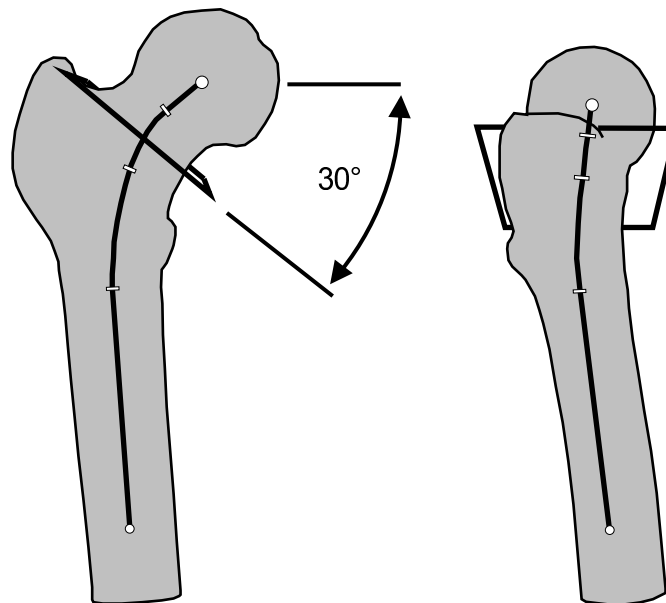


Abbildung 7: Resektionsebene bei einem rechten Femur in Frontalansicht (links) und Ansicht von lateral (rechts).

2.4 Kontinuumsmechanische Grundlagen

Dieser Abschnitt leitet die physikalischen Grundbegriffe her, die in der Modellrechnung Verwendung finden.

2.4.1 Kontinuum und Kontinuumsgrößen

Unter einem *Kontinuum* versteht man ein Gegenstand, der ein räumlich ausgedehntes Gebiet einnimmt, in dem physikalische Größen an jedem Punkt definiert sind. Dies stellt einen Gegensatz zu diskreten Systemen dar wie etwa einem mechanischen Mehrkörpersystem. Obwohl auch ein Kontinuum aus einzelnen Atomen und Molekülen besteht, so werden die physikalischen Größen so definiert, daß sie davon unabhängig werden, zum Beispiel durch Mittelung über ein Teilvolumen, das zwar sehr viele Atome enthält, dessen Abmessungen aber sehr viel kleiner sind als das betrachtete Gesamtsystem. Ein Beispiel für eine solche kontinuierliche Größe ist die Fließgeschwindigkeit in einem Bach.

2.4.2 Verschiebungen und Verzerrungen

Das *Verschiebungsfeld* $\underline{u}(\underline{x})$ ist die wichtigste der im Folgenden betrachteten Größen. Sie gibt die Ortsänderung \underline{u} eines jeden Punktes \underline{x} bei einer Deformierung des Kontinuums an. Zur besseren Anschauung bezieht man das Verschiebungsfeld meist auf einen ausgezeichneten Referenzzustand \underline{x}_0 wie etwa den Startzeitpunkt eines umkippenden Wassereimers oder den spannungsfreien Zustand eines Gummibandes:

$$\underline{u}(\underline{x}_0) = 0$$

Jedes Verschiebungsfeld kann dabei in einen Verschiebungsvektor, eine Rotation und eine *Verzerrung* des Kontinuums aufgespalten werden. Für die mechanischen Spannungen in deformierbaren, elastischen Festkörpern sind allein die Verzerrungen relevant, da diese angeben, wie zwei benachbarte Punkte gegeneinander verschoben werden. Zur Zerlegung wird der Jacobische *Distortionstensor* \mathbf{F} eingeführt als Differentiation des Verschiebungsvektors $\underline{u} = (u, v, w)$ nach den Ortskoordinaten $\underline{x} = (x, y, z)$:

$$\mathbf{F} = \begin{pmatrix} \frac{\delta u}{\delta x} & \frac{\delta v}{\delta x} & \frac{\delta w}{\delta x} \\ \frac{\delta u}{\delta y} & \frac{\delta v}{\delta y} & \frac{\delta w}{\delta y} \\ \frac{\delta u}{\delta z} & \frac{\delta v}{\delta z} & \frac{\delta w}{\delta z} \end{pmatrix}$$

Der Verschiebungsanteil entfällt durch die Differentiation. \mathbf{F} wird *polar zerlegt* in

$$\mathbf{F} = \mathbf{R}\mathbf{U} \quad \text{mit} \quad \mathbf{U} = (\mathbf{F}^T \mathbf{F})^{1/2}$$

Die so definierte Matrix \mathbf{U} ist symmetrisch und positiv definit, das heißt, sie kann durch Transformation auf ihre Hauptachsen geschrieben werden als

$$\mathbf{U} = \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{pmatrix}$$

mit den Eigenwerten $\lambda_i > 0$. Die Matrix \mathbf{R} ist eine eigentliche Drehung, das heißt die Determinante $\det(\mathbf{R})$ ist 1 und nicht -1 wie bei einer Spiegelung. Sie trägt zur Verzerrung nicht bei. Damit wird der *Greensche Verzerrungstensor* $\boldsymbol{\varepsilon}$ definiert als

$$\boldsymbol{\varepsilon} = 1/2(\mathbf{F}\mathbf{F}^T - \mathbf{E}) = 1/2(\mathbf{U}^2 - \mathbf{E}) \quad \text{mit dem Einheitstensor } \mathbf{E} \quad (13)$$

Der Tensor ϵ ist symmetrisch.

Für den Fall kleiner Verzerrungen, das heißt $\epsilon_{ij} \ll 1$, können die in ϵ quadratischen Glieder bei der Transformation vernachlässigt werden. Die Diagonalelemente stellen dann die Längenänderung in der jeweiligen Achsenrichtung dar:

$$\begin{aligned}\epsilon_{xx} &> 0 && \text{Dehnung in X-Richtung} \\ \epsilon_{xx} &= 0 && \text{keine Verzerrung} \\ \epsilon_{xx} &< 0 && \text{Stauchung in X-Richtung}\end{aligned}$$

Die Nichtdiagonalelemente werden bei Schubdehnungen ungleich 0 und geben die halbe Winkeländerung zwischen zwei Achsen an:

$$\epsilon_{xy} + \epsilon_{yx} = 2\epsilon_{xy} \approx \cos(90^\circ - \alpha) = \sin \alpha \approx \alpha$$

mit dem Winkel $90^\circ - \alpha$ zwischen den verzerrten Einheitsvektoren $\underline{e}'_x, \underline{e}'_y$.

2.4.3 Spannungen

Zur Betrachtung von Spannungen wird der *Spannungsvektor* \underline{t} eingeführt, der an jedem Oberflächenelement oder denkbarem Flächenelement innerhalb des Kontinuums die Kraftdichte auf diesem Flächenelement angibt. \underline{t} hängt dabei nur vom Ort \underline{x} des Flächenelementes und seinem Normalenvektor \hat{n} ab. Eine Zeitabhängigkeit soll nicht betrachtet werden. Die Gleichgewichtsbedingung *actio = reactio* fordert außerdem

$$\underline{t}(\underline{x}, \hat{n}) = -\underline{t}(\underline{x}, -\hat{n})$$

Daraus kann gezeigt werden, daß eine lineare Abhängigkeit von \underline{t} zu \hat{n} besteht, die sich in Tensor Schreibweise bringen läßt:

$$\underline{t} = \mathbf{T}\hat{n}$$

Darin ist \mathbf{T} der *Cauchy'sche Spannungstensor* 2. Stufe. \mathbf{T} ist symmetrisch, er kann also auf seine Hauptachsen transformiert werden, in der alle Nichtdiagonalelemente verschwinden. Physikalisch bedeuten die Hauptachsen die Richtungen, in denen die größten und die kleinsten Spannungswerte $|\underline{t}|$ auftreten. Sie werden als *Hauptspannungsrichtungen* bezeichnet. Das Verschwinden der Nichtdiagonalelemente heißt, daß die Ebenen senkrecht zu einer Hauptspannungsrichtung schubspannungsfrei sind.

2.4.4 Materialgesetze

Reale Materialien lassen sich nur unter Energieaufbringung deformieren. Geht man von einem spannungsfreien Ausgangszustand aus, so definiert man dafür eine Verzerrungsenergie $W(\epsilon) = 0$. Da dies der Zustand minimaler Verzerrungsenergie ist, gilt außerdem $\frac{\delta W(\epsilon)}{\delta \epsilon} = 0$. Bei einer Taylorentwicklung in ϵ treten demnach nur quadratische und höhere Glieder auf:

$$\begin{aligned}W(\epsilon) &= 1/2 \left. \frac{\delta^2 W(\epsilon)}{\delta \epsilon^2} \right|_{(\epsilon=0)} \epsilon \epsilon + 1/6 \left. \frac{\delta^3 W(\epsilon)}{\delta \epsilon^3} \right|_{(\epsilon=0)} \epsilon \epsilon \epsilon + \dots \\ &= 1/2 C_{ijkl} \epsilon_{ij} \epsilon_{kl} + 1/6 C_{ijklmn} \epsilon_{ij} \epsilon_{kl} \epsilon_{mn} + \dots\end{aligned}$$

Die Größe C_{ijkl} hat 81 Komponenten. Durch Symmetrie von ϵ und von C selbst reduziert sich das auf 21 unabhängige Komponenten.

2.4.5 Materialgrößen des linear elastischen Materials

Schränkt man die Betrachtung auf lineare Materialien ein, so entfallen die C höherer Ordnung. Fordert man weiterhin isotrope Materialeigenschaften, dann muß der Tensor C_{ijkl} invariant gegen beliebige Drehungen und Spiegelung sein. Dies reduziert die Anzahl unabhängiger Komponenten auf 2:

$$C_{ijkl} = \lambda \delta_{ij} \delta_{kl} + \mu (\delta_{ik} \delta_{jl} + \delta_{il} \delta_{jk})$$

Das linear elastische isotrope Material kann also mit nur zwei Konstanten beschrieben werden, den *Lamé-Konstanten*. Der Cauchy-Spannungstensor berechnet sich damit aus dem Verzerrungstensor ϵ mit

$$\mathbf{T} = 2\mu\epsilon + \lambda\mathbf{E} \text{Spure} \quad (14)$$

Die Lamé-Konstanten können in andere Paare von Konstanten transformiert werden, die die Materialeigenschaften anschaulicher beschreiben. Untersucht man den Fall einer Dehnung in einer Koordinatenrichtung (zum Beispiel z) durch eine Spannung σ in dieser Richtung, so findet man durch Einsetzen in die vorige Gleichung den Zusammenhang

$$\epsilon_{zz} = \frac{\mu + \lambda}{\mu(2\mu + 3\lambda)} \sigma$$

Wie vorher definiert, drücken die Diagonalelemente von ϵ relative Längenänderungen aus. Die Antwort eines Materials auf Spannung in Form einer Dehnung mißt der *Youngsche Elastizitätsmodul* E :

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon_{ii}} = \frac{\sigma}{\Delta l/l} \quad (15)$$

Je dehnungsärmer ein Material bei Spannung, desto größer ist E . E wird in Einheiten von Kraft pro Fläche angegeben; alle festen Materialien haben Werte $E > 0$.

Weiterhin wird die *Querkontraktionszahl* ν festgelegt als Verhältnis der Längenänderung senkrecht zur Längenänderung parallel der Spannung, beispielsweise x - zu z -Richtung bei Spannung in z -Richtung:

$$\nu = -\frac{\epsilon_{xx}}{\epsilon_{zz}} = \frac{\lambda}{2(\mu + \lambda)} \quad (16)$$

ν ist dimensionslos und liegt im Wertebereich $-1 \leq \nu \leq 1/2$. Materialien mit $\nu < 0$ sind nicht bekannt; $\nu = 1/2$ bedeutet Inkompressibilität ($\epsilon_{xx} + \epsilon_{yy} + \epsilon_{zz} = 0$ bei Spannung in z -Richtung).

2.5 Modellierung mit der Methode der Finiten Elemente

Dieser Abschnitt beschreibt den Problembereich der vorliegenden Arbeit, der mit dem Einsatz von Finite-Elemente-Berechnungen gelöst wurde.

2.5.1 Grundlagen

Die Methode der Finiten Elemente erlaubt die numerische Lösung von Aufgabenstellungen, die aufgrund komplexer Geometrie oder Randbedingungen analytisch nicht zugänglich sind. Prinzipiell besteht die Vorgehensweise in der Zerlegung des Problems in Bereiche endlicher Ausdehnung und einfacher Topologie (eben finiter Elemente), innerhalb von denen das physikalische Verhalten des Vorbildes durch Ansätze mit einfachen Formfunktionen wie zum Beispiel Polynomen 1. oder 2. Grades angenähert werden kann. Aus solchen Elementen wird die Geometrie des gegebenen Problems aufgebaut. Die finiten Elemente werden dabei für homogene Materialien mit identischen Materialeigenschaften ausgestattet, für inhomogene Materialien näherungsweise mit dem Mittelwert des Material-Teilvolumens, das sie repräsentieren. Die Definition des Problems wird durch Randbedingungen wie Auflagepunkte, Krafteinleitungen usw. vervollständigt. Das Gesamtproblem stellt sich damit als gekoppeltes Randwertproblem von berechenbaren Teilen dar und läßt sich als solches lösen.

Hier zeigen sich die Grenzen, die der Methode gezogen sind: Die Diskretisierung in finite Elemente muß fein genug sein, um Geometrie und Materialinhomogenitäten des Vorbildes in hinreichender Genauigkeit wiederzugeben, andererseits ist die Gesamtzahl der Elemente beschränkt durch die Verarbeitungskapazität des Computers, der das FE-Modell aufbauen und nach einem gegebenen Verfahren lösen muß.

Eine Einführung in die Methode der Finiten Elemente ist unter anderem in [Argyris] zu finden.

Verwendete Begriffe

Ein *finite Element* ist ein Gebilde von ein-, zwei- oder dreidimensionaler Topologie. Es faßt Punkte im Raum, die *FE-Knoten*, zu einer Einheit mit bekannten physikalischen Eigenschaften zusammen wie Wärmeleitfähigkeit, Elastizität etc. Das aus Knoten und Elementen aufgebaute Objekt als Ganzes wird als *FE-Netz* bezeichnet.

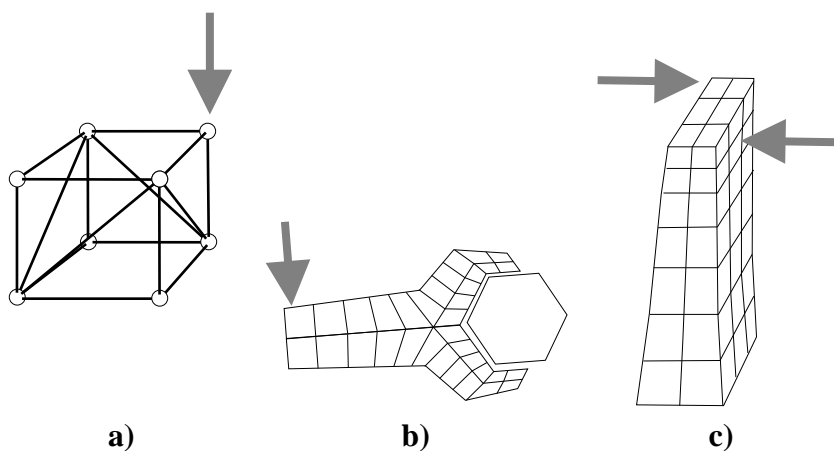


Abbildung 8: Beispiele von FE-Netzen: **a)** Gitterrohrstruktur aus linearen Elementen. **b)** Modell eines Gabelschlüssels aus Flächenelementen. **c)** Räumliche Struktur aus Volumenelementen.

Die Gesamtzahl von Elementen E und Knoten N ist ein Maß für die Komplexität des Modells. Die mittlere Anzahl von durch Elemente miteinander gekoppelten Knoten (*Root Mean Square Wavefront*, RMS) bestimmt die benötigte Rechenzeit t_{Solve} zur Invertierung der Gesamtmatrix des Problems:

$$t_{Solve} \propto N^2 \times \text{RMS}$$

Die maximal auftretende Anzahl von durch Elemente miteinander gekoppelten Knoten wird als *Wavefront* bezeichnet. Sie bestimmt die Größe der bei der Lösung auftretenden, nicht weiter vereinfachbaren Untermatrizen.

2.5.2 Einordnung des Problems

Die vorliegende Aufgabenstellung der mechanischen Belastungssituation des Femur wird in der FE-Methode unter strukturmechanischer Analyse behandelt. Eine geometrische Struktur wird mit Materialeigenschaften und mit Randbedingungen in Form von Fixpunkten und angreifenden Kräften versehen. Im Falle kleiner Verzerrungen und niedriger Spannungsgradienten kann in guter Näherung ein lineares Materialgesetz angewendet werden.

Die beim Femur vorliegende Materialanisotropie in Form der Trabekelstruktur findet aufgrund mangelnder Information über deren Einfluß auf die Elastizität keine Berücksichtigung.

Die relevante Ausgangsgröße einer strukturmechanischen FE-Rechnung ist das Vektorfeld der Verzerrung \underline{u} , das an den diskreten Knotenlokationen \underline{x}_i vorliegt. Durch numerische Differentiation leitet ANSYS den Spannungstensor σ am Knotenort ab. Aufgrund seiner Symmetrie läßt sich σ immer auf Hauptachsenform transformieren, die entsprechenden Komponenten σ_1 , σ_2 und σ_3 werden als Hauptspannungsrichtungen bezeichnet. Aus ihnen leitet sich die VON-MISES-Spannung σ_M ab:

$$\sigma_M = \sqrt{(\sigma_2 - \sigma_1)^2 + (\sigma_3 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2} \quad (17)$$

Die skalare, positive Größe σ_M eignet sich als Maß für die Ungleichverteilung der Spannung.

Als vorzeichenbehaftete Größe wird außerdem die z -Komponente des Spannungstensors ausgewertet, wobei z die Hochachse in jedem Finiten Element ist. Sie fällt mit der interessierenden Belastungsrichtung, nämlich der Femurachse zusammen.

2.5.3 Aufbereitung der Geometrie

Das Femur wird mit einer zylindrischen Topologie modelliert, wie in Abschnitt 2.3.11 beschrieben. Dieses Gebilde muß in Teilvolumina von kubischer Topologie unterteilt werden, um es innerhalb des FE-Programmes mit hexahedralen Elementen darstellen zu können. Zu diesem Zweck wird entlang der Zylinderachse ein achteckiges Prisma in das Femur gelegt und der Zwischenbereich zwischen Prisma und Knochenoberfläche mit je acht schalenartigen Volumina erfaßt. Abbildung 9 stellt die Vorgehensweise in der Schnittebene dar.

Dieses Verfahren wird für die Kantenpolygone in jeder Sekundärschnittebene ausgeführt. Das Achteck wird dabei im innersten Polygon platziert, die weiteren Polygone ergeben zusätzliche, nach außen fortlaufende Vierecke. Schließlich werden zur Definition von Volumina korrespondierende Punkte in übereinanderliegenden Sekundärschnittebenen miteinander verbunden.

Die Aufbereitung der Kantenpolygone erfolgt in jeder Sekundärschnittebene nach dem gleichen Muster. Sie wird deshalb nur für eine Ebene beschrieben, das heißt für einen Satz aus einem Außenkantenpolygon, einem Innenkantenpolygon und eventuell einem Polygon für die Oberfläche der Prothese.

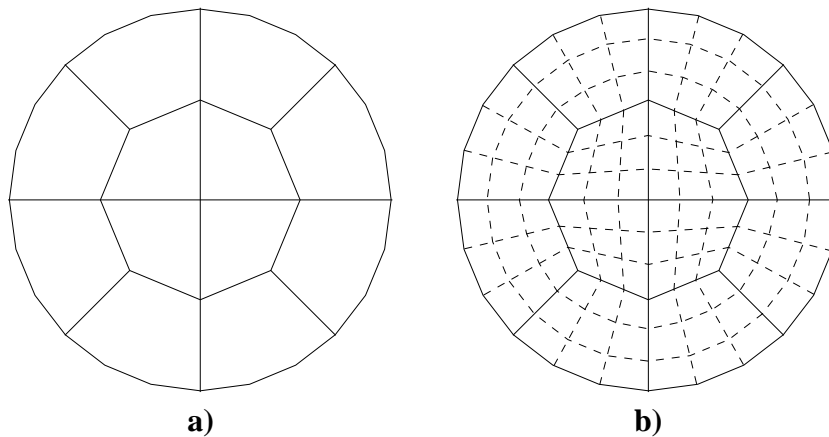


Abbildung 9: Typisches Vorgehen zur Vernetzung einer Kreisform: **a)** Aufteilung in Gebiete mit möglichst orthogonalen Ecken. **b)** Vernetzung mit finiten Elementen.

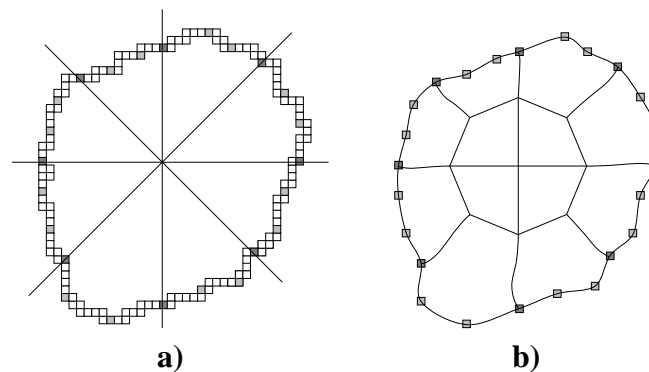


Abbildung 10: Vektorisierung eines Kantenpolygons: **a)** Auswahl von Punkten des Kantenpolygons. **b)** Verbindung durch Splines.

Zur Generierung eines FE-Netzes mit der im vorigen Abschnitt vorgestellten Topologie müssen die Kantenpolygone unterabgetastet werden. Aus der Menge von etwa 150 bis 800 Punkten pro Polygon werden acht Eckpunkte zur Verbindung mit dem Oktagon ausgewählt. Hierzu wird jeweils derjenige Polygonpunkt bestimmt, der dem Durchstoßpunkt der Verlängerung der Oktagonradialen am nächsten ist. Zur genaueren Wiedergabe des Polygons werden zwischen je zwei Durchstoßpunkten auf demselben Polygon zwei weitere Unterabstastpunkte in Abständen gleicher Bogenlänge herausgesucht und mit den Durchstoßpunkten durch Splines verbunden.

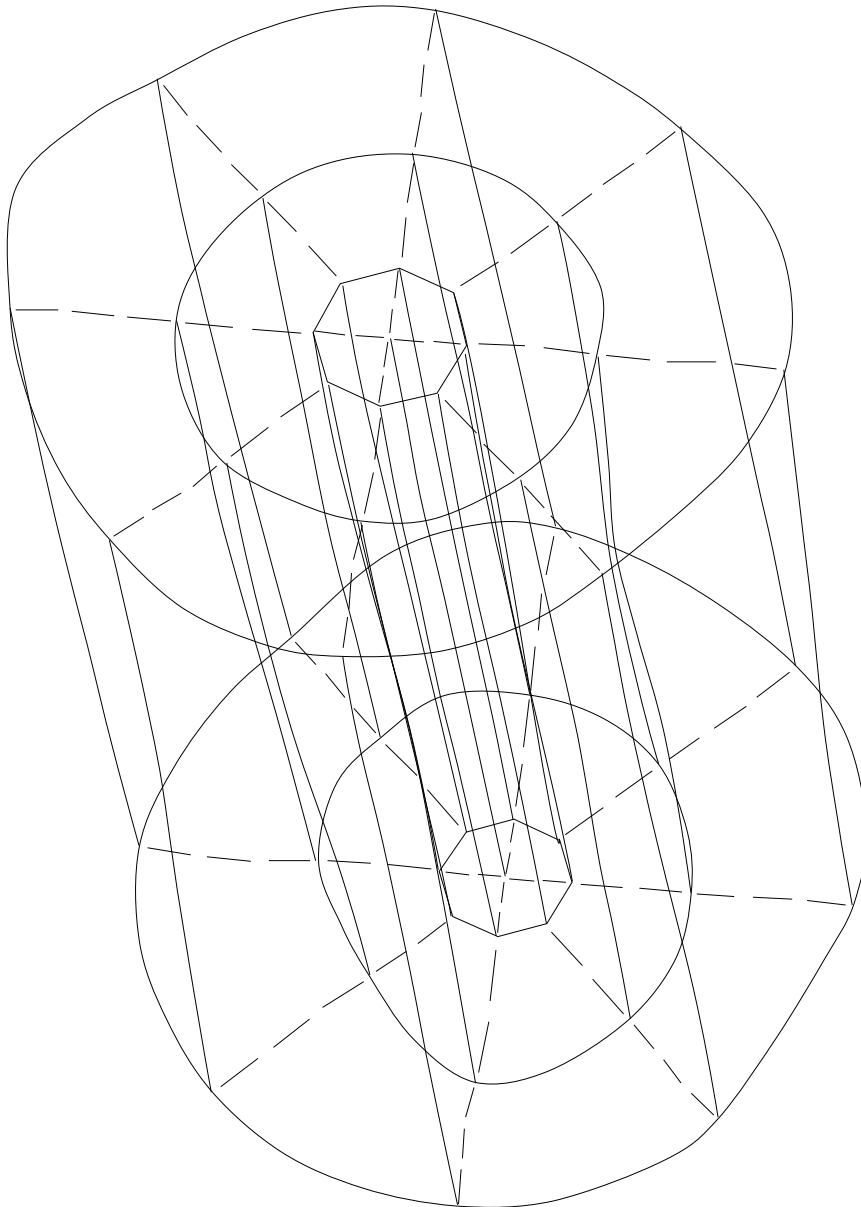


Abbildung 11: Volumenmodellierung des Femur, getrennt nach Kortikalis und Spongiosa. In der Mitte ist zu Modellierungszwecken ein achteckiges Prisma eingefügt, das als Hilfskonstruktion zur Vernetzung mit finiten Elementen dient.

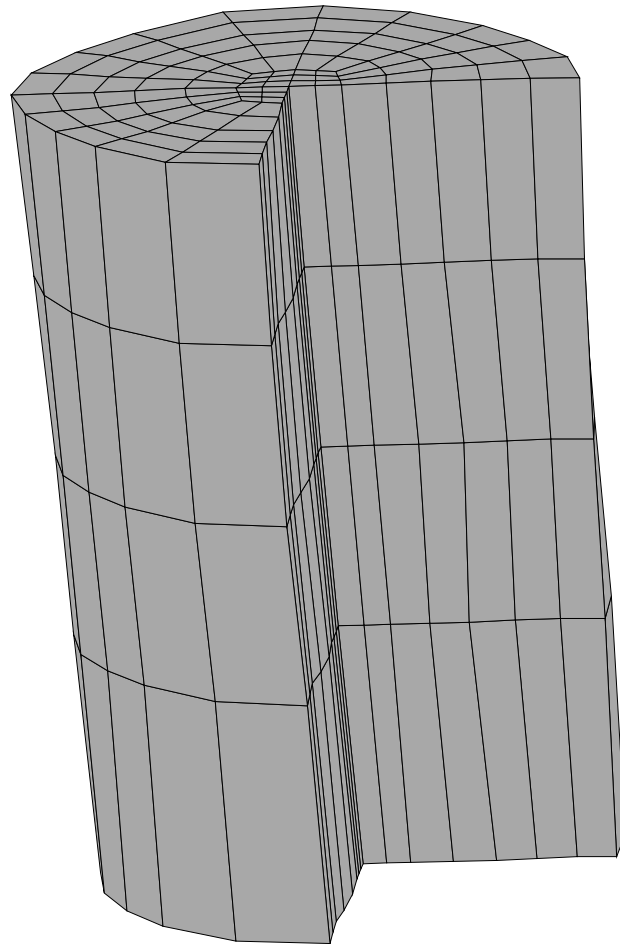


Abbildung 12: Teilnetz finiter Elemente für das Femurmodell. Die Kortikalis wird in radialer Richtung in drei Elemente unterteilt, um Spannungsverläufe und unterschiedliche Materialeigenschaften fein genug aufzulösen. Der Zwischenraum von Kortikalis-Innenwand bis zum achteckigen Mittelstück wird in zwei Elemente unterteilt. Entlang des Umfanges werden beide Bereiche mit fünf Elementen pro Quadrant dargestellt.

2.5.4 Materialeigenschaften

Dieser Abschnitt beschreibt die Modellierung des Young-Moduls E für die unterschiedlichen im Modell vorkommenden Materialien. Sämtliche Materialien werden als isotrop und linear elastisch modelliert. Als weitere Materialkenndaten wurden eine Poissonzahl von $\nu = 0.3$ und ein Schermodul $G = E/(2 + 2\nu)$ verwendet. Diese Zahlen werden durch das ANSYS-Programm automatisch vorgegeben, wenn man nicht explizit Werte angibt.

Die Elastizität des *Knochens* wird als E-Modul-Feld aus den Hounsfieldwerten der CT-Aufnahmen unter Ausnutzung des Zusammenhanges zwischen Röntgenabsorptionsvermögen und Festigkeit ermittelt.

Knochenmaterial besteht aus einer kristallinen, porösen Matrix aus Kalziumhydroxylapatit (chemische Formel $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$), deren Zwischenräume mit Gewebe, das heißt unter Vernachlässigung des Fettanteiles mit Wasser gefüllt ist [Rauber, 87]. Durch Subtraktion des Hounsfieldwertes für Wasser und geeignete Skalierung, geeicht durch einen Probenkörper, kann man so aus einer CT-Aufnahme den Mineralgehalt ρ_{min} eines Voxels von Knochenmaterial bestimmen:

$$\rho_{min} = \frac{CT}{1024\text{HU}} \quad \text{in} \quad \left[\frac{\text{g}}{\text{cm}^3} \right] \quad (18)$$

Dieser Mineralgehalt wird in eine Massendichte umgerechnet und mit der in der Literatur verbreiteten, von Carter und Hayes [Carter, Hayes, 77] vorgeschlagenen Beziehung in einen E-Modul umgerechnet:

$$E = 3790\rho^3\dot{\epsilon}^{0.06} \quad \text{in} \quad \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \left(\frac{\text{g}}{\text{cm}^3} \right)^{-3} \right] \quad (19)$$

Hierbei bezeichnet $\dot{\epsilon}$ die zeitliche Änderung der Dehnung. Für schnelles Gehen wird ein Wert von $\dot{\epsilon} = 0.01\text{s}^{-1}$ angegeben, bei Unfällen wird $\dot{\epsilon} = 1\text{s}^{-1}$ erreicht.

Bei den für die vorliegende Arbeit verwendeten CT-Aufnahmen lagen keine Eichwerte vor. Zur Umrechnung der Mineraleichte ρ_{min} in die Massendichte ρ wurde deshalb ein Korrekturfaktor eingeführt, der den höchsten auftretenden CT-Wert von etwa 800 HU in den experimentell bestimmten maximalen Festigkeitswert an Knochenpräparaten von 22 GPa überführt.

Zur Einbringung der Knochenhärte in das Finite-Elemente-Modell wird jedem Knotenpunkt des FE-Netzes ein E-Modulwert zugewiesen. Dieser Wert entsteht durch abstandsabhängige Gewichtung der E-Moduln derjenigen acht CT-Bild-Pixel, die der geometrischen Knotenlokation benachbart sind. Abbildung 13 verdeutlicht die Berechnungsmethode.

Für die *Prothese* sind die Materialeigenschaften genau bekannt. Ein häufig verwendetes Material für Prothesenschäfte ist die Titanlegierung TA6V. Als Materialkenndaten für TA6V wird ein Young-Modul von $E = 110$ GPa verwendet [Fröhling, 95].

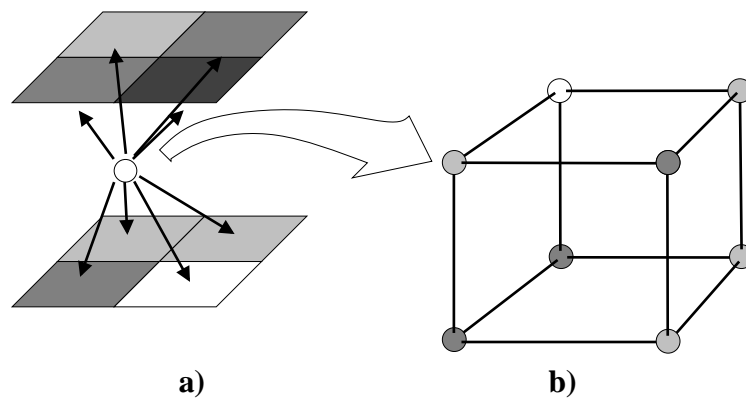


Abbildung 13: **a)** Berechnung des E -Modulwertes eines FE-Knotens durch Interpolation aus den acht benachbarten CT-Bild-Pixel. **b)** Die Steifigkeitsmatrix eines Elementes wird von ANSYS aus den E -Modulwerten seiner Knoten berechnet.

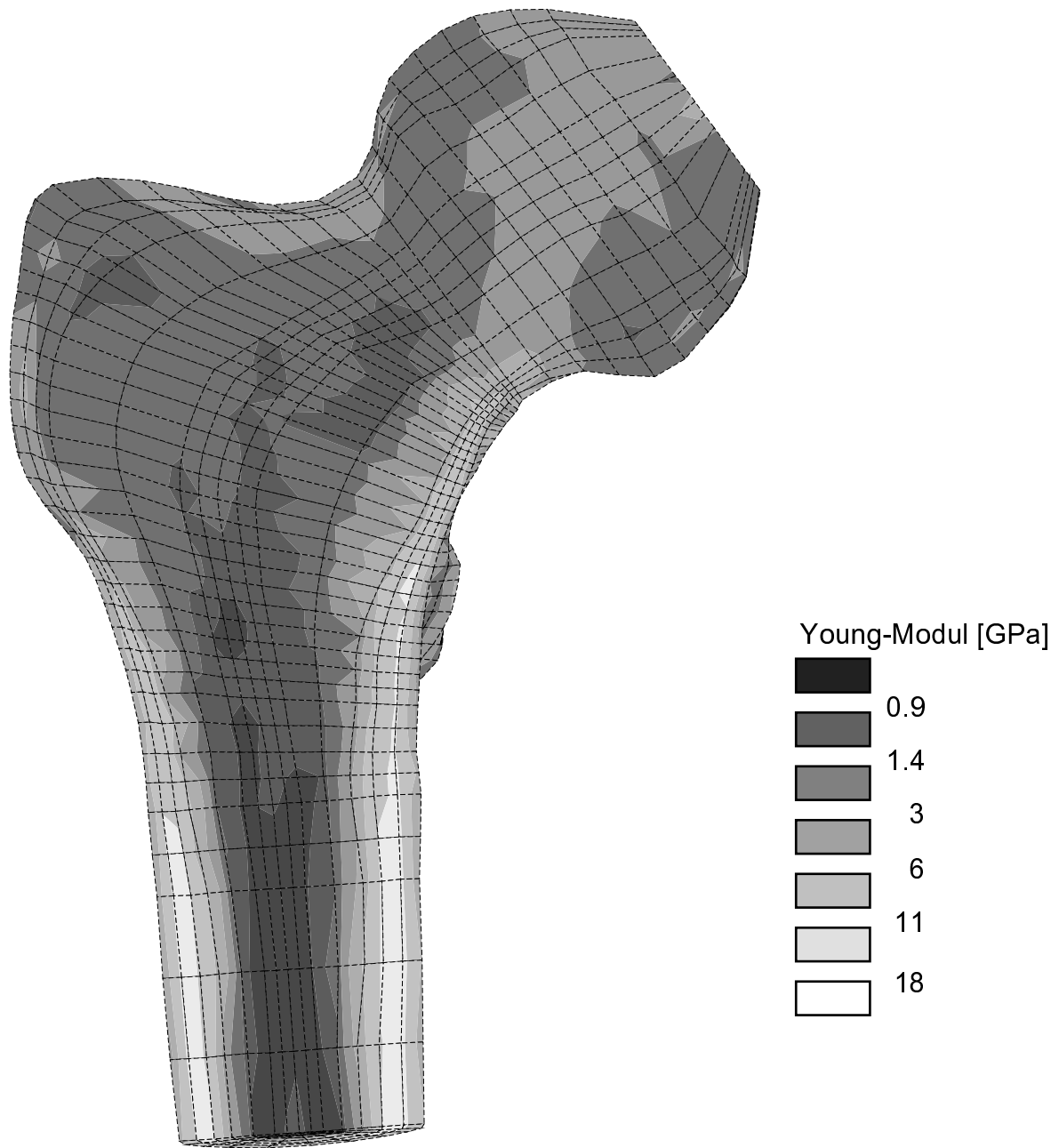


Abbildung 14: Modellierung der dichteabhängigen Elastizität des Femur. Dargestellt ist der E-Modul an der Oberfläche des aufgeschnittenen Modells. Der Bereich erhöhter Festigkeit im Adamschen Bogen setzt sich gut sichtbar quer durch die Gelenkkugel fort.

2.5.5 Lastsituation

Von [Krieg, 96] wurde ein Modell des muskulär stabilisierten Einbeinstandes vorgestellt. Die Muskulatur ist durch diskrete Zugfäden dargestellt, Hüftknochen, Femur und Tibia als mit Kugelgelenken verbundene, masselose Starrkörper.

Die Muskelfäden repräsentieren Muskelstränge in ihrem Verlauf vom Ursprung zum Ansatz, wobei im Verlauf Umlenkungen stattfinden können. Manche der beteiligten Muskeln überspannen das Hüftgelenk, wobei sie dann am Becken oder an der Wirbelsäule entspringen, oder sie laufen über das Kniegelenk hinweg und setzen an der Tibia an. Diese Muskelpunkte finden im FE-Modell keine Beachtung. Es werden nur solche Kraftvektoren in das FE-Modell übernommen, die auf das modellierte Teil des Femur wirken.

Von den Gelenkkraften, die in dem Starrkörpermodell wirken, wird nur der resultierende Vektor der Gelenkkraft berücksichtigt, der von der Hüfte auf die Kugel des Oberschenkelknochens wirkt.

Da das Problem des Einbeinstandes im Modell unterbestimmt ist, sind von [Krieg, 96] verschiedene, gleichberechtigte Lösungen aufgeführt. Es wird davon eine Lösung mit typischen Werten für die Größe und Richtung der Hüftgelenkskraft ausgewählt. Darin hat der Hüftkraftvektor einen Betrag von 3.64 G5 und schließt in der Frontalprojektion mit der z-Achse des Modells einen Winkel von 26.9° ein.

Innerhalb des FE-Modells lassen sich äußere Kräfte nur als diskrete Kraftvektoren an den FE-Knoten anbringen. Es stellt sich also das Problem, einen aus der biomechanischen Simulation stammenden Kraftvektor mit gegebenem Ansatzpunkt geeignet auf die umliegenden, diskreten Knotenlokationen zu verteilen, von denen unter Umständen keine mit dem Kraftansatzpunkt zusammenfällt. Diese Verteilung soll nach Möglichkeit die gleiche Gesamtkraft und das gleiche Gesamtmoment wie der gegebene Kraftvektor entwickeln. Außerdem ist die Verteilung auf eine nicht zu kleine Anzahl von Knoten wünschenswert, um hohe lokale Verzerrungen der finiten Elemente zu vermeiden.

Hierzu wurde folgende Lösung gewählt: Zur Einbringung eines Kraftvektors \underline{F} in das FE-Modell wird jedem Kraftwirkungspunkt \underline{R} ein Radius d_0 zugeschrieben. Alle FE-Knoten auf der Netzoberfläche innerhalb einer Kugel mit diesem Radius um den Kraftansatzpunkt werden mit einer zum gegebenen Kraftvektor parallelen Teilkraft beaufschlagt. Der Betrag der Teilkraft \underline{f}_i berechnet sich aus dem Abstand zum Kraftansatzpunkt $\underline{R} - \underline{r}_i$ und dem von dem FE-Knoten repräsentierten Oberflächenteil A_i gemäß

$$|\underline{f}_i| = kA_i(d_0 - |\underline{R} - \underline{r}_i|) \quad (20)$$

Das Näherungsverfahren zur Berechnung der Fläche A_i ist in Abbildung 16 dargestellt. Die Proportionalitätskonstante k dient zur Normierung auf die Gesamtkraft:

$$\sum \underline{f}_i = \underline{F} \quad (21)$$

Dieser Ansatz erfüllt die Forderung nach Erhaltung des eingeleiteten Momentes nicht. Deshalb wird auf jeden Knoten eine Korrekturkraft aufgebracht.

Die Momentendifferenz hat den Wert

$$\underline{M}_{diff} = \underline{R} \times \underline{F} - \sum \underline{r}_i \times \underline{f}_i \quad (22)$$

Daraus läßt sich ein Differenz-Hebel für das Moment errechnen

$$\underline{R}_{diff} = \underline{R} - \sum \underline{r}_i \quad (23)$$

Mit Hilfe des Kraftvektors \underline{F} wird daraus ein Dreiein von Einheitsvektoren $\underline{e}_i, \underline{e}_j, \underline{e}_k$ gebildet mit

$$\underline{e}_i \parallel \underline{F} \quad (24)$$

$$\underline{e}_j \parallel \underline{F} \times \underline{R}_{diff} \quad (25)$$

$$\underline{e}_k = \underline{e}_i \times \underline{e}_j \quad (26)$$

Für den Fall, daß $\underline{F} \times \underline{R}_{diff} = 0$ ist, entfällt die Errechnung von Korrekturkräften, da in diesem Fall ja \underline{R}_{diff} gleich 0 oder parallel zum Kraftvektor \underline{F} ist. Ansonsten berechnet sich die Korrekturkraft für jeden FE-Knoten aus dem Anteil des Knotens am Hebel für jede zu \underline{F} orthogonale Raumrichtung:

$$\sigma_1 = \sum r_i \underline{e}_1 \quad (r_i - \underline{R}_{diff}) \underline{e}_1 \quad a_i \quad (27)$$

$$\sigma_2 = \sum r_i \underline{e}_2 \quad (r_i - \underline{R}_{diff}) \underline{e}_1 \quad a_i \quad (28)$$

$$\tau_1 = \sum r_i \underline{e}_1 \quad (r_i - \underline{R}_{diff}) \underline{e}_2 \quad a_i \quad (29)$$

$$\tau_2 = \sum r_i \underline{e}_2 \quad (r_i - \underline{R}_{diff}) \underline{e}_2 \quad a_i \quad (30)$$

Diese Anteile werden mit der jeweiligen Komponente des Differenzmomentes ausmultipliziert

$$\beta = F * (\underline{R}_{diff} \underline{e}_k * \frac{\tau_2}{\sigma_1 \tau_2 - \sigma_2 \tau_1}) \quad (31)$$

$$\gamma = F * (\underline{R}_{diff} \underline{e}_k * \frac{\sigma_2}{\sigma_2 \tau_1 - \sigma_1 \tau_2}) \quad (32)$$

und auf die FE-Knoten aufgebracht

$$\underline{f}_i' = a_i (\beta (r_i - \underline{R}_{diff} \underline{e}_i) + \gamma (r_i - \underline{R}_{diff} \underline{e}_2)) \underline{e}_k \quad (33)$$

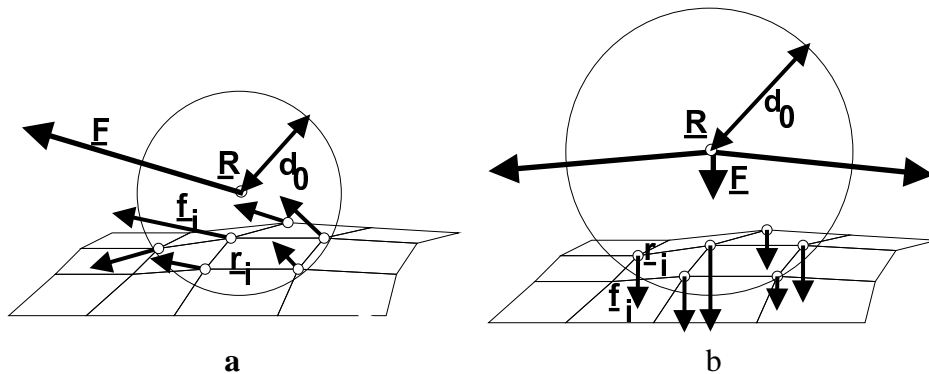


Abbildung 15: Krafteinleitung ins FE-Modell **a)** eines Muskelansatzes oder -ursprungs **b)** eines Muskelumlenkungsmodells.

Im Gegensatz zur biomechanischen Modellierung in [Krieg, 96] stehen die auf das FE-Modell des Femur aufgetragenen Kräfte und Momente nicht miteinander im Gleichgewicht. Dies ist auf die fehlenden Krafteinleitungen im distalen Femur zurückzuführen, da das FE-Modell hier abgeschnitten ist. Es fehlen vor allem die Gelenkkkräfte im Knie.

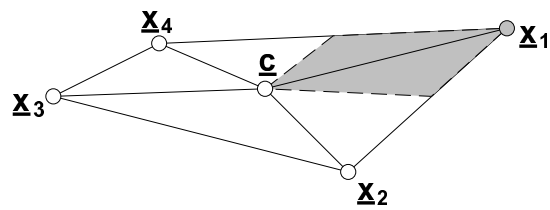


Abbildung 16: Zur Fläche A_1 des Knotens bei \underline{x}_1 tragen jeweils die halbe Fläche der Dreiecke $\triangle \underline{x}_1 \underline{x}_2 \underline{c}$ und $\triangle \underline{x}_4 \underline{x}_1 \underline{c}$ bei. Der Punkt \underline{c} ist dabei der Mittelpunkt der Knotenlokationen: $\underline{c} = (\underline{x}_1 + \underline{x}_2 + \underline{x}_3 + \underline{x}_4)/4$.

nicht rechtwinklig. Die *Formfunktion* berechnet eine physikalische Größe u durch lineare Interpolation aus den Werten an den Eckpunkten:

$$\begin{aligned}
 u = & \frac{1}{8} (u_I(1-s)(1-t)(1-r) + u_J(1+s)(1-t)(1-r) \\
 & + u_K(1+s)(1+t)(1-r) + u_L(1-s)(1+t)(1-r) \\
 & + u_M(1-s)(1-t)(1+r) + u_N(1+s)(1-t)(1+r) \\
 & + u_O(1+s)(1+t)(1+r) + u_P(1-s)(1+t)(1+r))
 \end{aligned}$$

Die *Integration* einer Größe führt ANSYS bei diesem Element mit Gaußscher numerischer Integration durch. Ein Raster von $2 \times 2 \times 2$ Integrationspunkten unterteilt jede Kante in ein Intervall mit zwei Punkten. Diese liegen bei den Koordinatenwerten ± 0.577350269189626 und werden gleich gewichtet.

Von der Option zusammenfallender Eckpunkte des hexahedralen Elementes zu einem dreieckigen Prisma (K=L, O=P) oder zu einem Tetraeder (K=L, M=N=O=P) wurde in dem generierten Femurmodell kein Gebrauch gemacht.

Für die Abweichung der Elementgeometrie von der Würfelform gibt es Grenzen: Die Kantenwinkel müssen zwischen 45° und 135° liegen; die Längenverhältnisse dürfen ein bestimmtes Verhältnis nicht überschreiten; die vier Eckpunkte einer Stirnfläche müssen genügend nahe an einer Ebene liegen (warping); gegenüberliegende Stirnflächen dürfen nicht so weit gegeneinander verdreht sein, daß das Element in zwei getrennte Volumina zerfällt (twisting). Ist eine dieser Beschränkungen für irgendein Element bei der Geometriedefinition oder durch Verschiebung bei der Lösungsberechnung nicht erfüllt, so bricht ANSYS die Verarbeitung ab.

2.5.8 Lösung

Das fertig formulierte Problem besteht aus etwa 7500 finiten Elementen und knapp 9000 FE-Knoten. Es wird innerhalb von ANSYS mit dem sogenannten frontalen Lösungsverfahren bearbeitet. Hierbei wird einfach die Gesamtsteifigkeitsmatrix des Problems in Untermatrizen zerlegt und einzeln invertiert. Die Abmessung der größten dabei auftretende Matrix, die sogenannte *Wavefront*, beträgt 378. Die Lösungsberechnung erfolgt auf einem Rechner mit Intel-Pentium-Prozessor mit 133 MHz Taktfrequenz und erforderte eine Rechenzeit von etwa 30 Minuten pro Modell. Die Ergebnisse werden in Kapitel 3 vorgestellt.

2.6 Modell des Femur im natürlichen Zustand

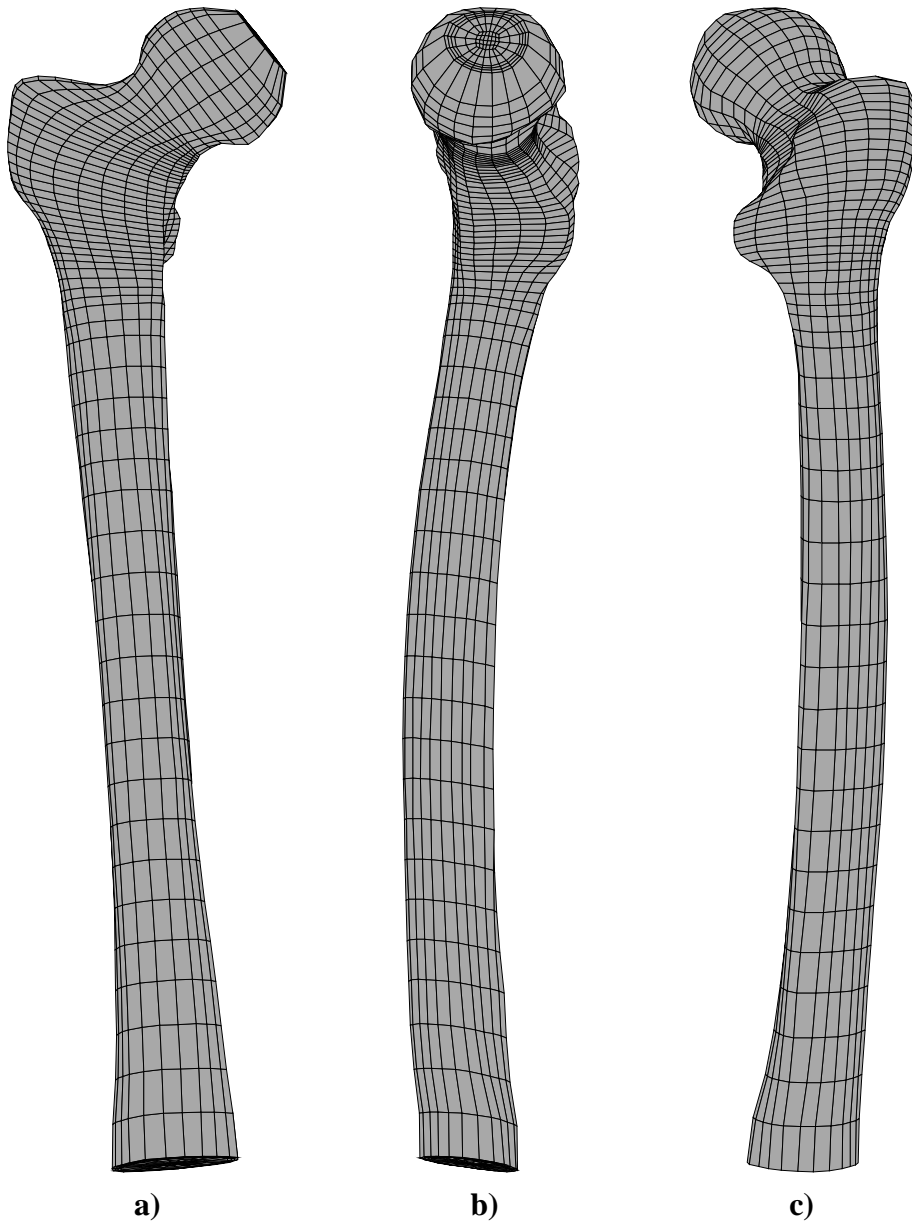


Abbildung 18: *FE-Modell eines rechten Femur. a) Frontalansicht. b) Ansicht von medial. c) Ansicht von dorso-lateral.*

2.7 Prothesenmodellierung

Im Gegensatz zu den Geometriedaten des Femur sind die Abmessungen der Prothese nicht vorgegeben, sondern Gegenstand einer Modellierung und gezielter Formänderung. Die Prothesenform wird deshalb durch geeignete Modellierungsansätze im Femurkoordinatensystem beschrieben, wodurch gleichzeitig die vorgesehene Lage nach Implantation vorweggenommen wird.

Die Prothese gliedert sich in Prothesenkopf, Hals und Schaft. Der Prothesenkopf kann in seinem Durchmesser und seiner Lage angepaßt werden. Übliche Durchmesser für den Prothesenkopf sind 28 und 32 mm. Individuelle Unterschiede der Gelenkpfannengröße werden durch die Größe der in die Gelenkpfanne eingesetzten Kunstgelenkpfanne ausgeglichen [Fröhling, 95].

Prothesenhals und -schaft werden üblicherweise aus einem Stück gefertigt. Wesentliche Aufgabe des Halses ist dabei die Wiederherstellung oder gezielte Veränderung der Gelenkgeometrie. Durch einen dünnen Prothesenhals und flache Kunstgelenkpfannen soll eine Kollision der artikulierenden Gelenkpartner vermieden werden.

Ein wesentliches Ziel der Endoprothetik ist die Bestimmung einer geeigneten Form des Implantates. Diese Form bestimmt die Implantierbarkeit, die Stabilität, den Grad der knöchernen Integration und das Belastungsmuster, dem der Knochen ausgesetzt ist. Aufgrund dieser Priorität ist im folgenden mit "Prothese" meist nur der Teil des Prothesenschaftes gemeint, der im Inneren des Knochens zu liegen kommt.

2.7.1 Erzeugung der Prothesenform mittels Kontakten

Die Prothese wird als zylindrischer Körper definiert, dessen Achse die in Abschnitt 2.3 definierte Koordinatenachse ist. Auf dieser Achse nimmt die Prothese ein Intervall von der Resektionsebene bis zu einem festen ζ -Wert ein, der die Prothesenlänge im proximalen Femurschaft bestimmt. Die Dicke r , die die Prothese an einer gegebenen Stelle erhalten soll, wird als Relativangabe des Abstandes R von der Koordinatenachse zur Innenwand der Kortikalis angegeben, abzüglich eines frei zu wählenden Mindestabstandes a . Diese Angabe R soll im folgenden als *Kontakt* c bezeichnet werden. Es ist also

$$r = c(R - a) \quad (34)$$

Abbildung 19 demonstriert die Berechnung von r .

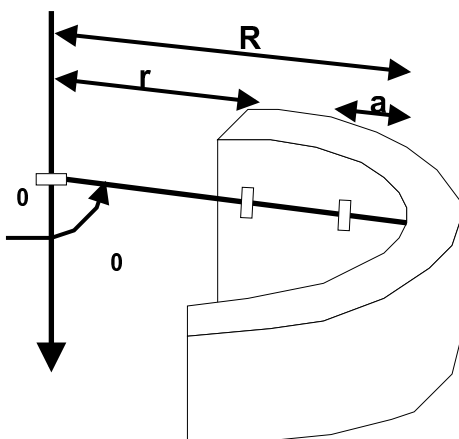


Abbildung 19: Berechnung der Prothesendicke r aus dem Kortikalisabstand R und dem Mindestabstand a bei den Koordinatenwerten ϕ_0 und ζ_0 .

Die Kontaktangabe c ist abhängig von der Achsenkoordinate ζ und dem Winkel ϕ . Der benötigte Wert von c wird durch lineare Interpolationen aus einer Menge von Stützpunkten bestimmt.

Diese Stützpunkte liegen gruppiert in sogenannten *Profilen* zu jeweils einem bestimmten Winkel ϕ_i vor. Damit berechnet sich $c(\phi, \zeta)$ aus den zu ϕ benachbarten Profilen ϕ_i, ϕ_{i+1} durch

$$c(\phi, \zeta) = c(\phi_i, \zeta) \frac{\phi - \phi_i}{\phi_{i+1} - \phi_i} + c(\phi_{i+1}, \zeta) \frac{\phi_{i+1} - \phi}{\phi_{i+1} - \phi_i} \quad (35)$$

Der Kontaktwert $c(\phi_i, \zeta)$ zum Profil mit dem Winkel ϕ_i wird wiederum durch lineare Interpolation berechnet:

$$c(\phi_i, \zeta) = c_k \frac{\zeta - \zeta_k}{\zeta_{k+1} - \zeta_k} + c_{k+1} \frac{\zeta_{k+1} - \zeta}{\zeta_{k+1} - \zeta_k} \quad (36)$$

Die Gruppierung von Kontaktangaben zu Profilen mit einem bestimmten Winkel ϕ beschreibt die Prothesendicke in einer gegebenen Raumrichtung, ausgehend von der Koordinatenachse. Durch die in Abschnitt 2.3 festgelegte Orientierung der Koordinate ϕ kann diese Richtung immer mit einer anatomischen Bezeichnung in Einklang gebracht werden, und zwar unabhängig davon, ob ein rechtes oder ein linkes Femur vorliegt. Die Angabe $\phi = 0^\circ$ bezeichnet so zum Beispiel immer die Richtung nach medial, $\phi = 90^\circ$ bezeichnet dorsal usw.

Mit dieser Vorgehensweise kann die Prothesenform für alle Werte von ζ durchgeführt werden, für die in der zugehörigen Sekundärschnittebene eine Innenkante vorliegt.

2.7.2 Verallgemeinerung der Prothesenformdefinition

Durch diese Festlegung wäre die Prothese in ihren Abmessungen exakt durch den individuell vorliegenden Knochen bestimmt. Da die vorliegende Arbeit aber zum Ziel hat, Formvorschläge für Endoprothesen unter allgemeinen Gesichtspunkten zu machen, muß die Abhängigkeit der Prothesenform von der individuellen Geometrie reduziert werden: Eine gewisse Abstraktion wird notwendig.

Einen Ansatz hierzu liefern morphometrische Reihenuntersuchungen von Femora. Hierbei wurde eine Unterteilbarkeit der verschiedenen Femorausprägungen nach der Konizität der Markhöhle des proximalen Schaftes festgestellt. Man spricht von der Trompetenform, der Sektglasform und der Ofenrohrform, je nachdem in welchem Maß sich die Markhöhle in diesem Abschnitt verjüngt [Rauber, 87]. Eine Berücksichtigung dieser drei Familien ist durch Evaluation des Markhöhlendurchmessers an drei verschiedenen Koordinatenpunkten ζ möglich.

Die Abmessungen des Markraumes werden zur Definition einer Rohform des Prothesenschaftes herangezogen. Es sei betont, daß diese Rohform nichts mit einem Rohling im Sinne eines Prothesenproduktionsprozesses zu tun hat, sondern die erste Stufe in einem mehrstufigen Modellierungsverfahren bezeichnet.

In einem ersten Schritt wird der Abstand zur Kortikalis in beispielsweise 8 verschiedenen, äquidistanten Werten von ϕ an den in Abbildung 20 aufgeführten Koordinatenwerten von ζ und in der Resektionsebene festgestellt. Diese Abstände werden der Prothesendickenberechnung gemäß Gleichung (34) unterzogen. Es wird für alle Winkel ϕ_i das gleiche Profil und der gleiche Mindestabstand verwendet. Das Resultat von je 8 Punkten in 4 Sekundärschnittebenen wird in ζ durch Splines verbunden. Abbildung 21 zeigt die sich ergebende Rohform.

Zur Interpolation von $r(\zeta)$ werden lokale kubische Splines aus [Num. Recipes] eingesetzt. Um ein Überschwingen der Spline-Polynome in den Bereich $r < 0$ zu vermeiden, werden aus den Werten von r_k an den Stützpunkten ζ_k vor Berechnung der Spline-Koeffizienten die Quadratwurzeln gebildet und zum Ausgleich die von der Spline-Interpolation gelieferten Werte quadriert. Wenn also $S(\zeta)$ die anhand der Stützpunkte $\sqrt{r_k(\zeta_k)}$ aufgestellte Splinefunktion ist, so berechnet sich der Radius durch

$$r(\zeta) = S^2(\zeta) \quad (37)$$

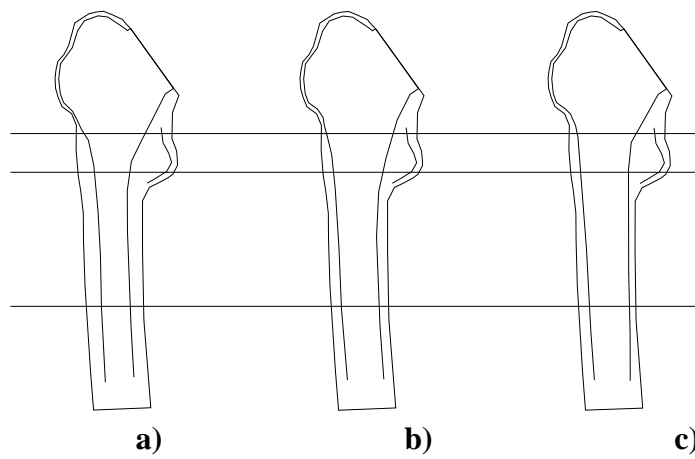


Abbildung 20: Vergleich von unterschiedlichen Ausprägungen der Konizität der Markhöhle: **a)** Trompetenform **b)** Sektglasform **c)** Ofenrohrform.

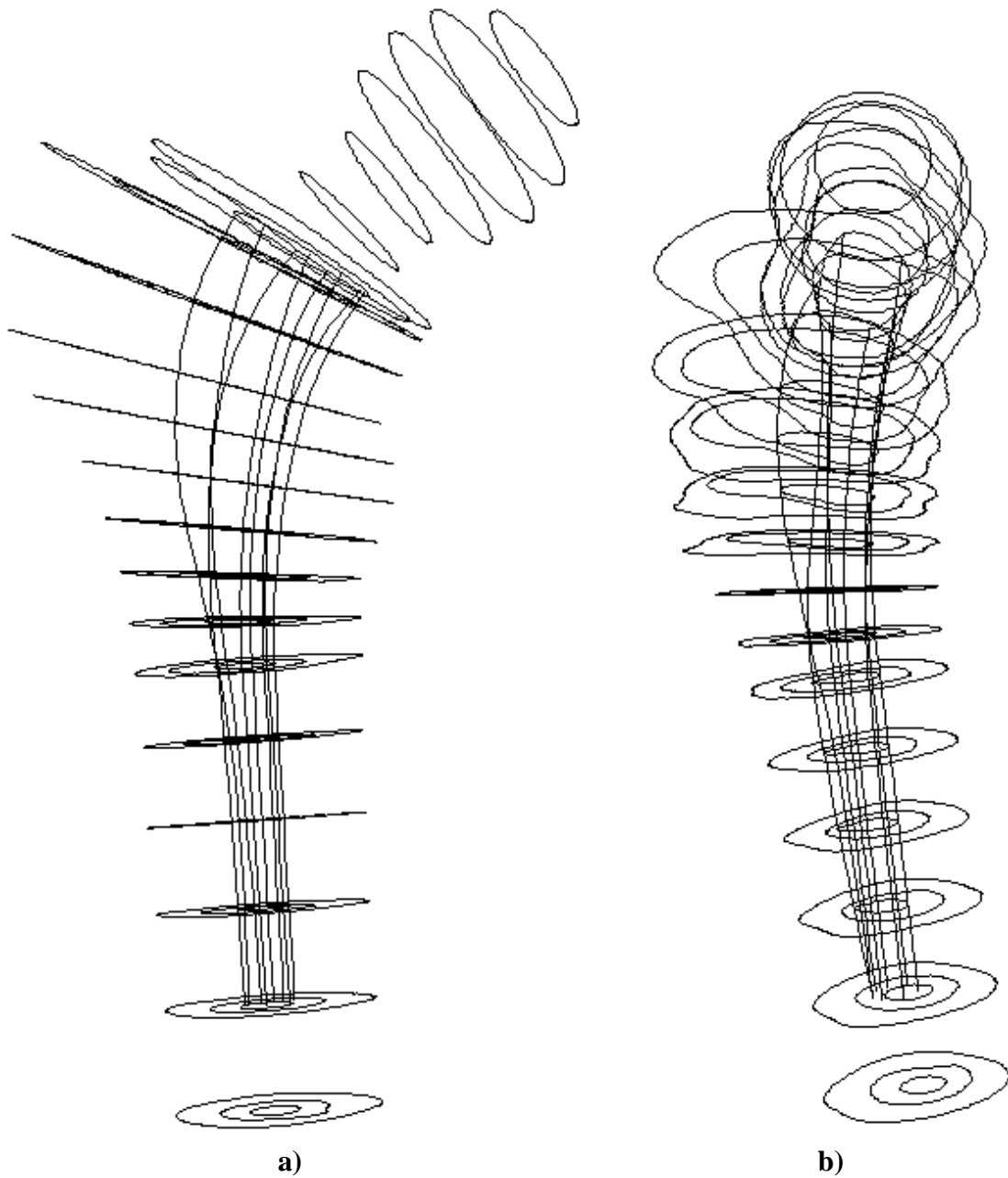


Abbildung 21: Rohform der Prothese nach einem ersten Modellierungsschritt, eingebettet in die Innen- und Außenkonturen des resezierten Femurs. Die Form entsteht durch Abtastung von 8 Winkeln ϕ in 4 Sekundärschnittebenen und Interpolation mit Splines. **a)** Frontalansicht **b)** Ansicht von lateral.

Ausgehend von dieser Rohform erhält die Prothese in einem zweiten Schritt entsprechend einem weiteren Satz von Profilen ihre endgültige anatomische Form. Hierbei wird der durch die Profile angegebene Kontakt $c(\phi, \zeta)$ nicht mehr gemäß Formel 34 auf den Abstand R von der Koordinatenachse ζ zur Kortikalisinnengrenze angewandt, sondern nur noch auf den Abstand von der Oberfläche der Rohform zur Kortikalis. Hierdurch wird erreicht, daß die Prothese in ihrer Form nicht mehr so stark von der individuell vorliegenden Geometrie abhängt, da der Zwischenschritt der Rohform eine gewisse Mittelung darstellt.

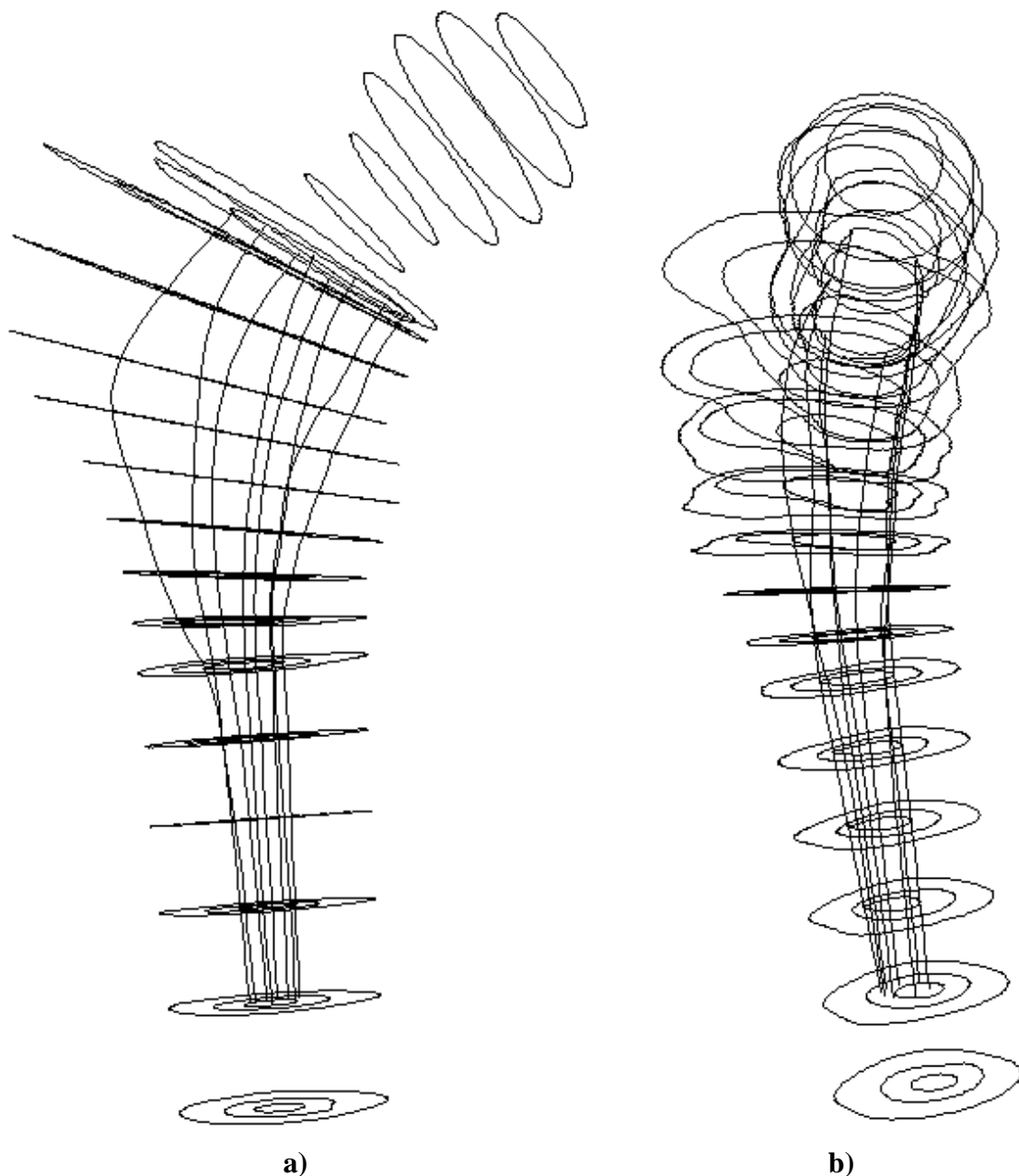


Abbildung 22: Endgültige Form der Prothese nach Anwendung unterschiedlicher Profile für jede anatomische Richtung. **a)** Frontalansicht **b)** Ansicht von lateral.

Abbildung 22 zeigt das Gittermodell der fertigen Prothese. Die Oberfläche in den Gitterzwischenbereichen wird durch Interpolation bestimmt: Zwischen zwei Sekundärschnittebenen ζ_k ,

ζ_{k+1} wird r linear interpoliert, zwischen zwei Winkeln ϕ_i, ϕ_{i+1} berechnet sich r durch die oben erwähnten kubischen Splines in $r(\phi)$.

2.7.3 Format der Parameter

Die zur Formbestimmung eingesetzten Profile sind jeweils einem Winkel ϕ zugeordnet. Jedes Profil besteht aus einer beliebigen Anzahl von Stützpunkten $c(\zeta)$. Die Definition erfolgt in einer Textdatei mit einer durch lex geprüften Syntax. Beispiel:

```
# Kontaktbeschreibungsdatei
name: lateral;
angle: 180.0;
contacts:
    (0.5: 0.0),
    (0.9: 0.3),
    (1.2: 0.9),
    (1.3: 0.98),
    (1.4: 0.4),
    (1.8: 0.0);
```

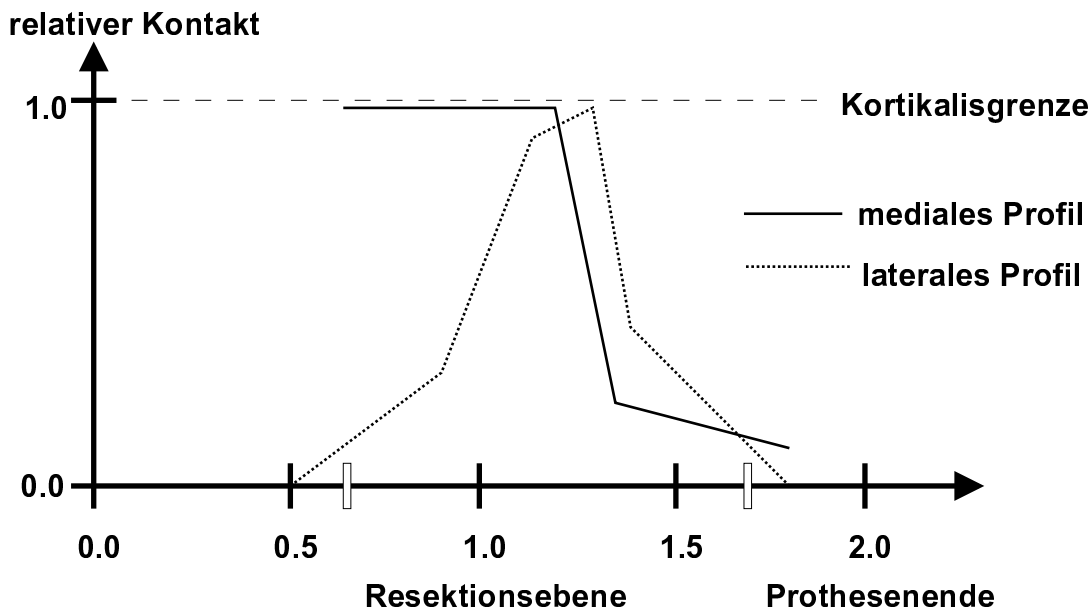


Abbildung 23: Graphische Darstellung zweier Profile $c(\zeta)$ für medial ($\phi = 0^\circ$) und lateral ($\phi = 180^\circ$).

2.7.4 Format der erzeugten Daten

Die Umrißlinien der Prothese liegen in den gegebenen Sekundärschnittebenen als sortierte Stützpunktmenge $r(\phi_i)$ vor. Zwischen den Stützpunkten wird mit einer kubischen lokalen Spline analog zu Gleichung 37 interpoliert. Die Splinefunktion wird an 50 äquidistanten Winkelwerten ϕ abgetastet, auf das Pixelraster des Sekundärschnittes übertragen und dort mit geraden Linienstücken zu einer geschlossenen Kurve verbunden. Damit liegt die Prothesenoberfläche in der gleichen Form vor wie die durch die Konturfundungsalgorithmen bestimmten Innen- und Außenkanten des Femur. Diese Umrißlinien sind in den Abbildungen 21 und 22 zu sehen.

Es sei noch erwähnt, daß in den Sekundärschnitten distal des Prothesenendes Hilfskreise mit dem halben Durchmesser der Innenkantenlinie in den Markraum hineinkonstruiert werden. Sie erleichtern die im nächsten Kapitel beschriebene Datenaufbereitung zum Finite-Elemente-Modell, haben aber in der Wirklichkeit keine physikalische Entsprechung.

2.7.5 Biomechanische Regeln

Die in den vorhergehenden Abschnitten beschriebene Methode der Prothesenmodellierung erlaubt sowohl die globale wie auch die detaillierte Einflußnahme auf die Form des Implantates mit einfachen Mitteln: Von den etwa 25 Kontaktangaben werden die gewünschten gezielt verändert und die Prothesenform durch das Modellierungsprogramm erneut aufgebaut. Das Ganze geschieht an der Computerconsole mit einer direkten graphischen Umsetzung und Kontrolle des Ergebnisses. Die dabei getesteten Formänderungen werden durch Vorstellungen und Erfahrungen aus der orthopädisch-chirurgischen Praxis [Fröhling, 95] und aus den Ergebnissen der Finite-Element-Berechnung gesteuert.

Mit der Zeit kristallisieren sich bestimmte Prothesenformen als besonders geeignet heraus. Die Parameter, die diese Form bestimmen, sind dank der Definition in einem femurbezogenen, rechts-links-invarianten Koordinatensystem auf andere Femora übertragbar bzw. mit den an anderen Femora gewonnenen Formparametern vergleichbar.

Die besonderen Formeigenheiten der Prothesen mit optimalen biomechanischen Eigenschaften müssen zu Entwurfsregeln abstrahiert werden. Sie nehmen dann die Form von Aussagen über die Prothesenlänge, Konizität, Verdickungen und Verdünnungen in bestimmten Regionen an. Diese Aussagen sollen als *biomechanische Regeln* für das Prothesendesign bezeichnet werden.

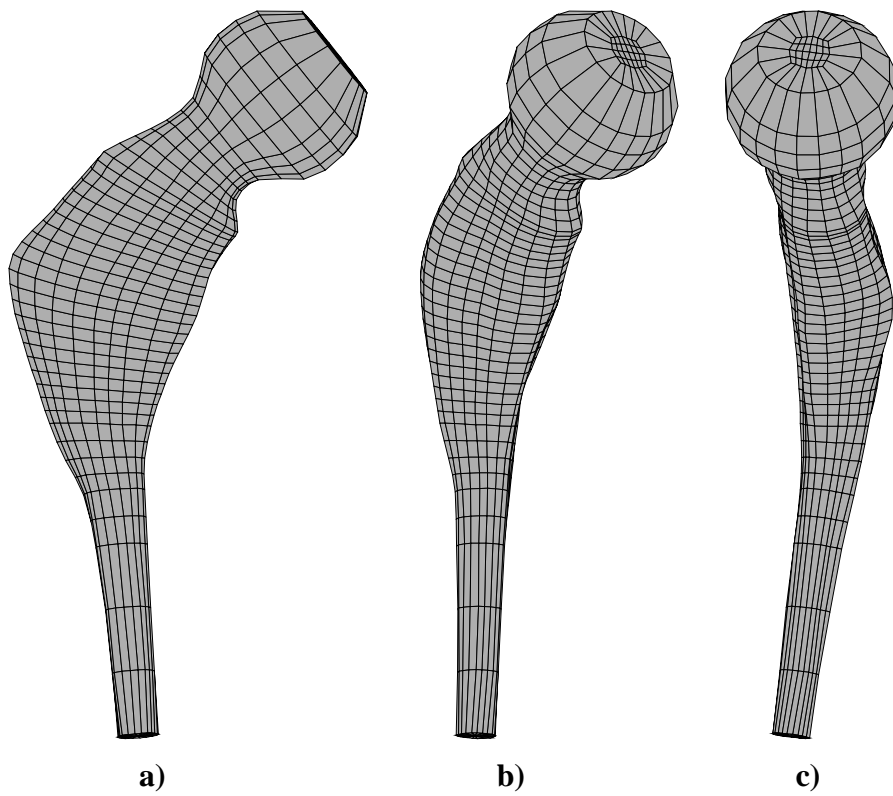


Abbildung 24: FE-Modell einer Prothese für ein rechtes Femur. **a)** Frontalansicht. **b)** Ansicht um 45 Grad nach medial rotiert. **c)** Mediale Ansicht.

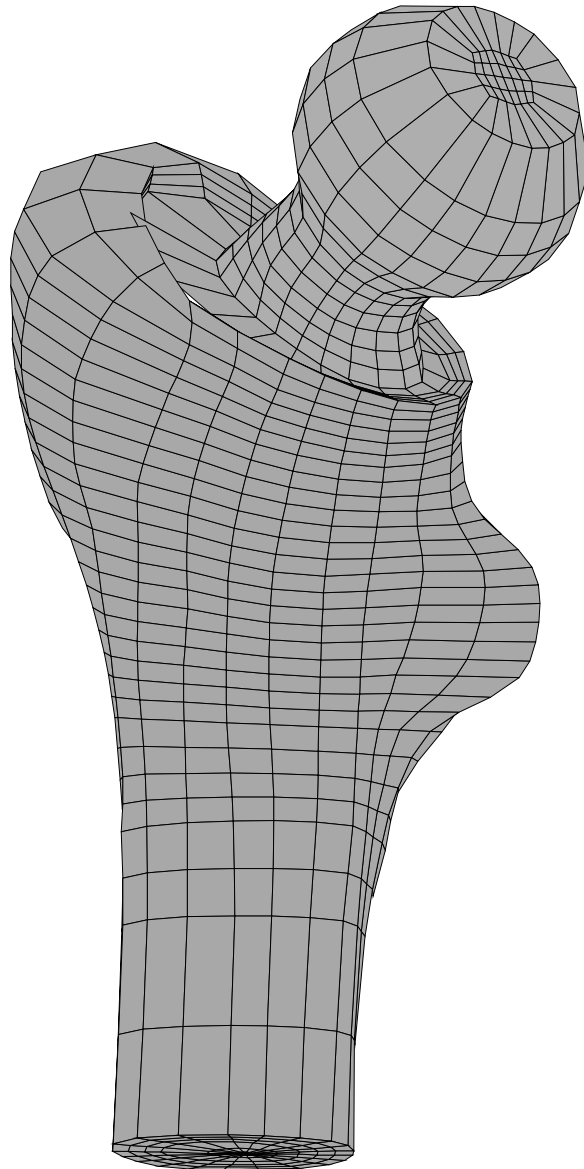


Abbildung 25: *FE-Modell eines resezierten und prothetisierten rechten Femur.*

3 Ergebnisse

Primäre Ergebnisgröße der FE-Berechnung ist das Verschiebungsfeld \underline{u}_j an den diskreten Knotenlokationen \underline{x}_j . Eine graphische Darstellung der Verschiebung des Gesamtmodells erlaubt eine Plausibilitätskontrolle des Ergebnisses im Hinblick auf die eingebrachten Kräfte.

Bei allen aufgebrachten Belastungen bleibt die Auslenkung des oberen Modellendes stets im Millimeterbereich. Die Näherung kleiner Verzerrungen ist damit erfüllt.

Die Spannungen berechnen sich aus der Differenz der Verschiebungen zwischen den Knoten eines finiten Elementes. In den Abbildungen stellt ANSYS die Bereiche in der gleichen Farbe dar, deren Spannungswerte zwischen den gleichen Grenzen liegen. Anders formuliert, die Grenze verschiedenfarbiger Bereiche stellt eine Linie mit dem gleichen Spannungswert dar.

Innerhalb des Volumens, das ein Element einnimmt, wird die Spannung durch lineare Interpolation berechnet. Aus diesem Grund verlaufen die Linien gleicher Spannung in einem Element immer geradlinig; Richtungsänderungen kann es nur an den Elementgrenzen geben, und Spannungsspitzen können nur an Element-Ecken auftreten.

3.1 Ergebnisse des anatomischen Femur

Dieser Abschnitt stellt die wichtigsten am anatomischen Femur untersuchten Größen in graphischer Form vor. Alle Auswertungen sind aus dem gleichen FE-Lösungsberechnungslauf gewonnen.

Nur für dieses Modell werden die Verschiebungen als Abbildungen dargestellt. Für die anderen Modelle des Femur mit Prothese sind die Verschiebungen sehr ähnlich und werden deshalb nicht gezeigt.

Wesentlich informativer sind die Abbildungen der Spannungsverteilung. Auf die Gesamtübersichten folgen Vergrößerungen des oberen Modellteils, in denen die Details besser zu erkennen sind.

3.1.1 Verschiebungen des Modells

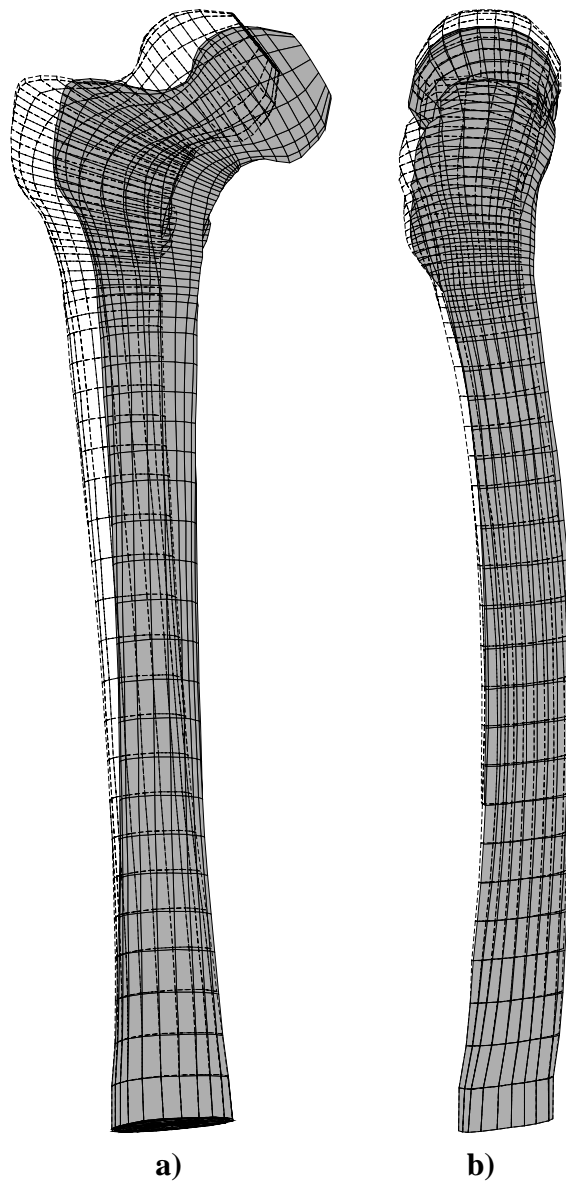


Abbildung 26: Verschiebung des Gesamtmodells. Die verschobene Geometrie ist in Volumendarstellung abgebildet, die unverschobene ist als Gitternetz dargestellt. Die Verschiebungen sind um einen **Faktor 25 vergrößert**. **a)** Frontalansicht. **b)** Ansicht von lateral.

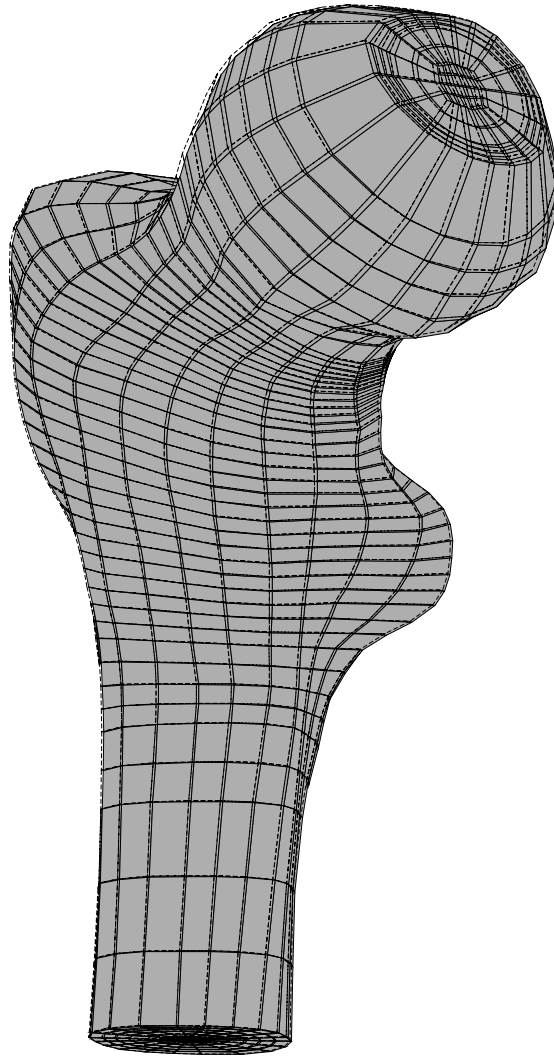


Abbildung 27: Ausschnittvergrößerung des Femurkopfes. Die verschobene Geometrie (Volumendarstellung) ist mit der unverschobenen (Gitternetzdarstellung) überlagert. Die Verschiebung ist **unskaliert**, d.h. die Abbildung ist maßstabgerecht. Die maximale Verschiebung liegt in der Größenordnung von 1 mm.

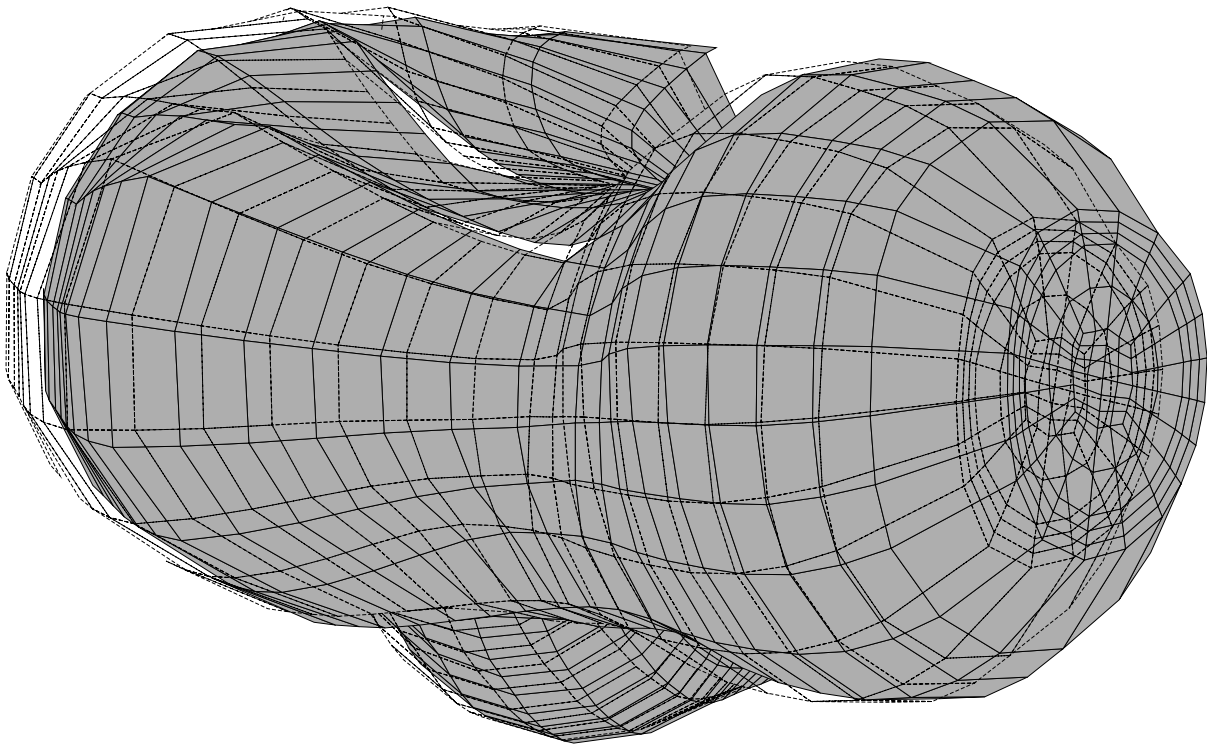


Abbildung 28: Verschiebung des Gesamtmodells, von kranial betrachtet. Die Verschiebung ist um einen **Faktor 5 vergrößert**. Durch Torsionswirkung wird der Femurkopf gegenüber dem Schaft innenrotiert.

3.1.2 Spannungsverteilungen im Gesamtmodell

Die in den folgenden Abbildungen dargestellte Ergebnisgröße ist die axiale Spannungsverteilung $\sigma_{z'}$ im Femur. Die Koordinate z' ist in jedem Element senkrecht auf der Grundfläche in der (r, ϕ) -Ebene orientiert (s. [ANSYS 5.0 User's Manual], Bd. III) und damit hinreichend parallel zu der eingeführten Femurachse. Die Spannung σ wird in der Druckeinheit MPa angegeben: $1 \text{ MPa} = 10^6 \text{ Pa} = 1 \text{ N/mm}^2 \hat{=} 10 \text{ kp/cm}^2$. Werte kleiner 0 bedeuten Druckspannung, das heißt, das Material wird dort in z' -Richtung komprimiert; Werte größer 0 bedeuten Zugspannung, das heißt, das Material wird gestreckt.

Auf die Darstellung weiterer Komponenten des Spannungstensors wie etwa σ_x , σ_y wurde verzichtet, da nicht anschaulich klar ist, welche Bedeutung ihnen zukommt.

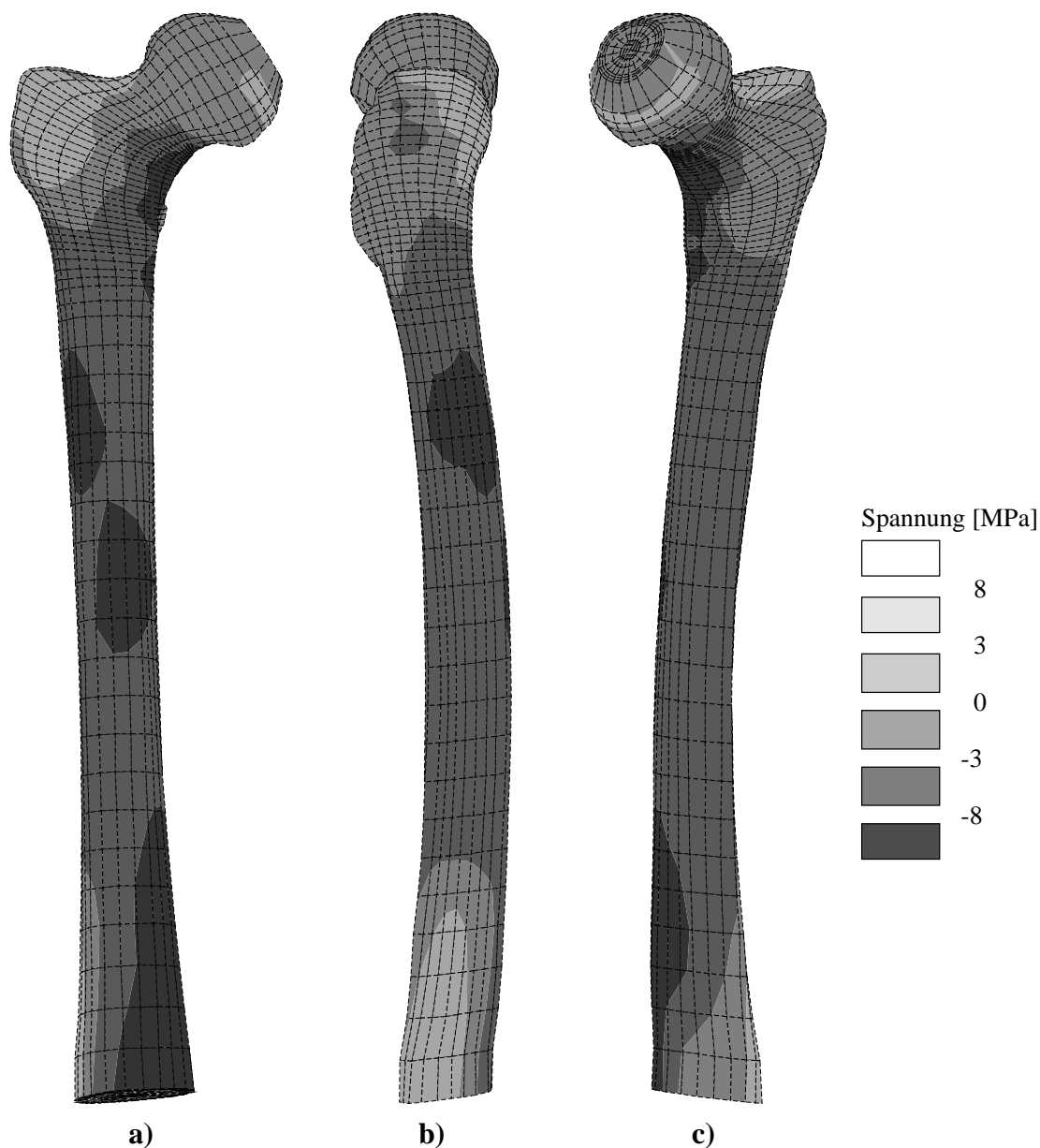


Abbildung 29: Axiale Spannungsverteilung $\sigma_{z'}$ an der Oberfläche des Modells. **a)** Frontalan-sicht. **b)** Ansicht von lateral. **c)** Ansicht von dorso-medial.

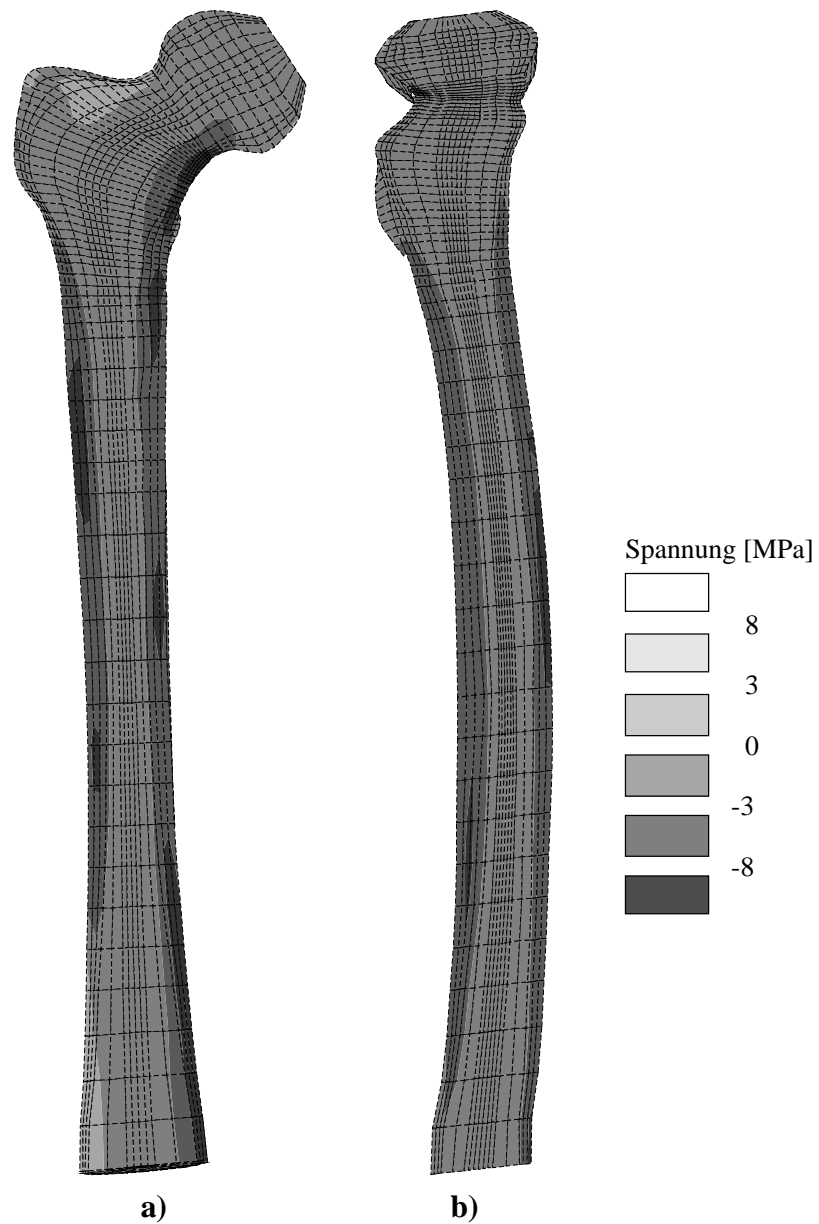


Abbildung 30: Axiale Spannungsverteilung σ_z im aufgeschnittenen Modell. **a)** Frontalan-
sicht. **b)** Ansicht von lateral.

3.1.3 Spannungsverteilung im proximalen Femur

Für die Beurteilung der Auswirkungen eines Implantates auf die Spannungsverteilung genügt die Betrachtung des proximalen Femurs. In den folgenden Abbildungen wird das Modell nur bis zu einer Länge von 16 cm, gemessen vom Femurkopfmittelpunkt, dargestellt. Die Berechnung der Spannungsverteilung erfolgte jeweils in einem wesentlich längeren Modell, um Artefakte durch die Randbedingungen am distalen Modellende vernachlässigen zu können.

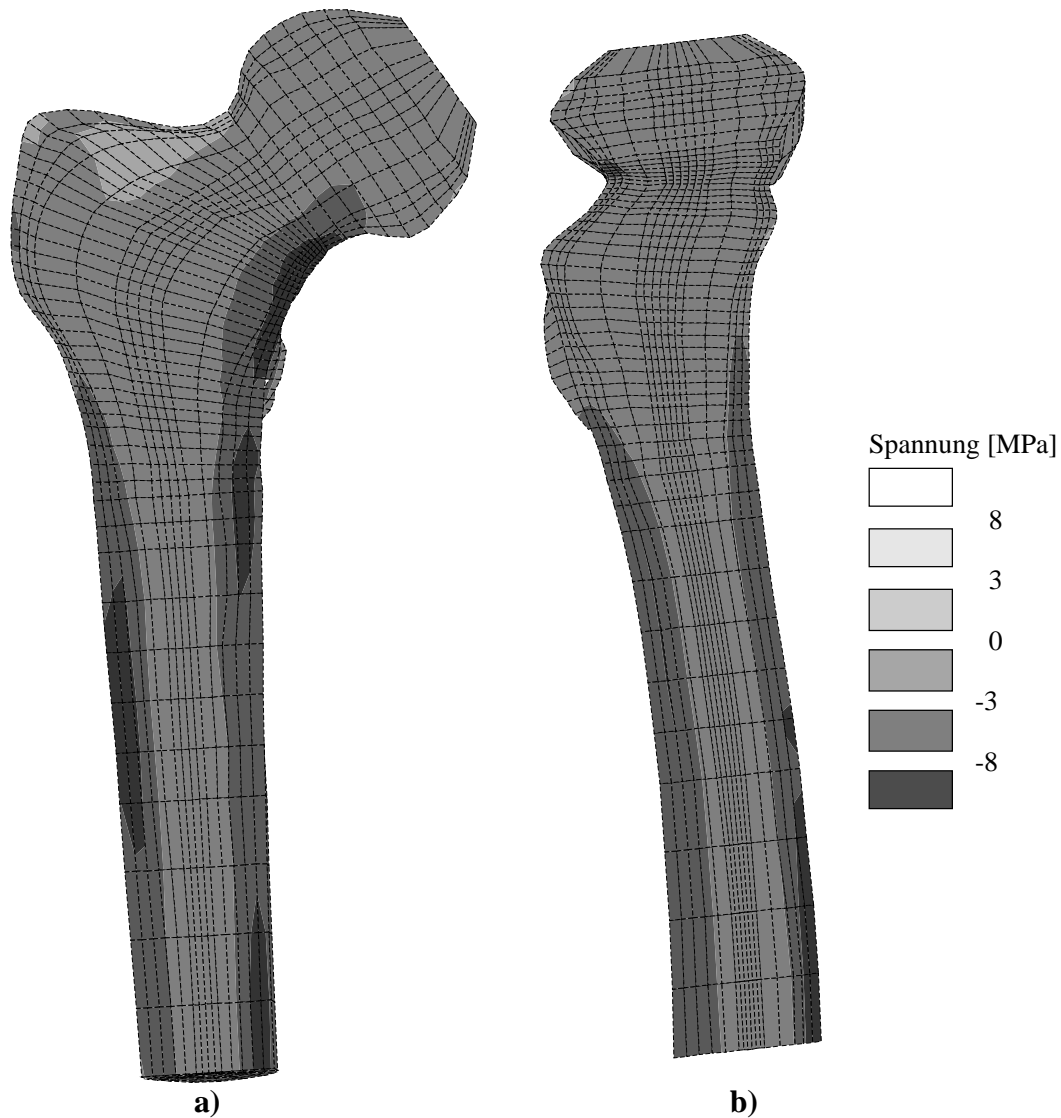


Abbildung 31: Axiale Spannungsverteilung σ_z im proximalen Teil des aufgeschnittenen Modells.
a) Frontalansicht. b) Ansicht von lateral.

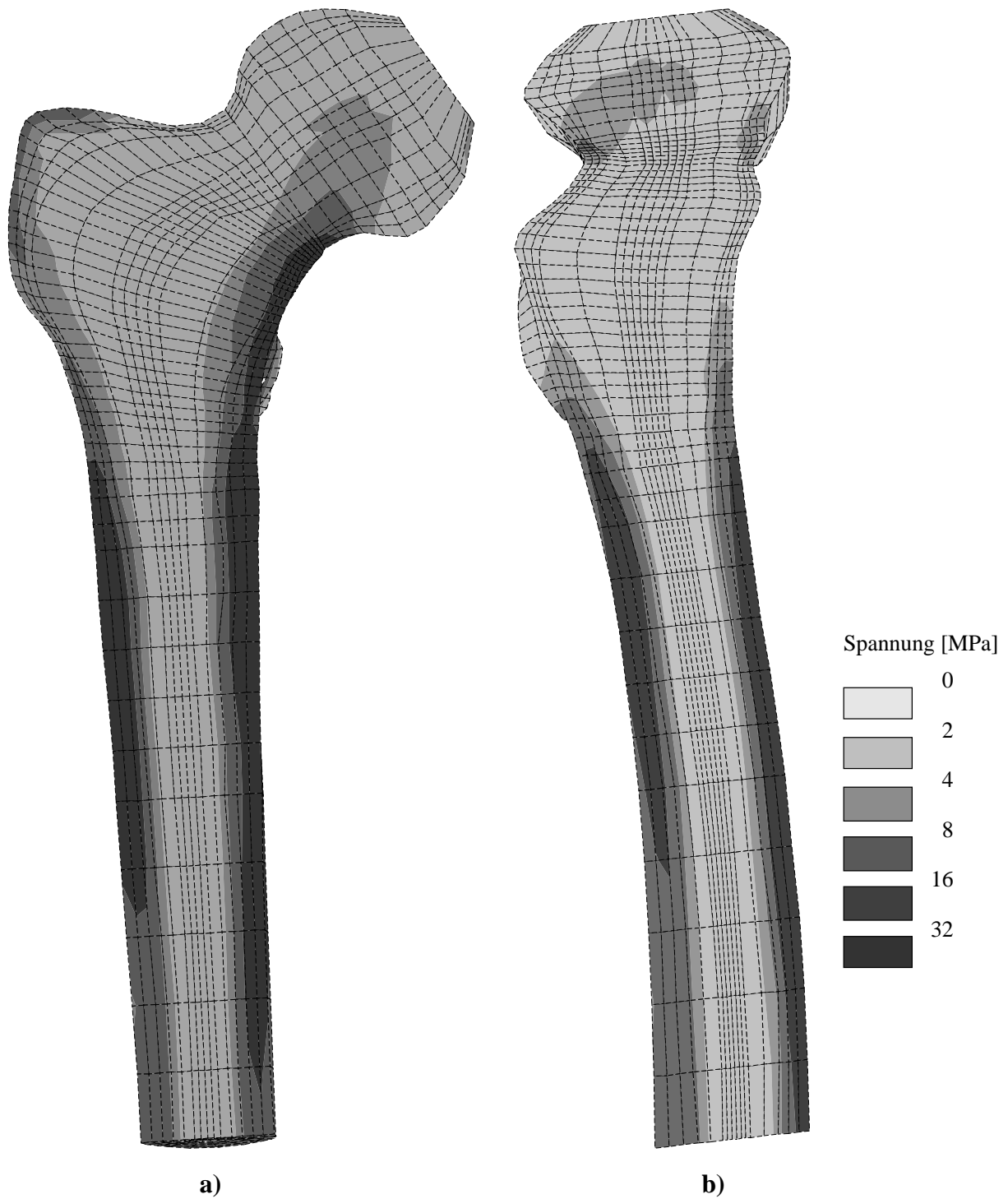


Abbildung 32: Von-Mises-Spannungsverteilung σ_M im proximalen Teil des aufgeschnittenen Modells. a) Frontalansicht. b) Ansicht von lateral.

3.1.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Spannungsverteilung im Femur ist mit der Hypothese verträglich, daß die Natur ein Leichtbaukonzept mit biegearmem Belastungsmuster verfolgt (siehe Anhang A). Bereiche hoher Belastung korrelieren mit Bereichen erhöhter Knochendichte und -wandstärke. Das Modell des Femur ist zum größten Teil frei von Zugspannung. Ausnahmen hiervon sind das distale Modellende und der Schenkelhals. Hier reichen die von der Muskulatur aufgebrauchten Kräfte nicht, um die Biegebelastung bis in den Bereich reiner Druckspannung zu kompensieren. Insbesondere im Schenkelhals, wo eine Zugspannung von 2 MPa auftritt, wäre diese nur durch eine wesentlich größere und flacher gerichtete Hüftkraft zu kompensieren.

3.2 Ergebnisse der konventionellen Prothese

3.2.1 Entwurfskriterien

Die erste Generation von anhand von CT-Aufnahmen individuell angefertigten Prothesen arbeiteten nach dem Prinzip einer möglichst vollständigen Ausfüllung des Markraumes [Aldinger, 83].

Andere Prothesen sind in erster Linie eng an den Adamschen Bogen angeformt, unter Bezug auf das Hüftkraftmodell von F. Pauwels [Pauwels, 48], [Pauwels, 50], [Pauwels, 54]. In diesem ist der Hüftkraftvektor relativ steil gerichtet. Die Formgebung lateral proximal zielt auf Implantierbarkeit, ohne zuviel vom Trochanter Major und der dorsalen Kortikalis auskehlen zu müssen. Distal des Trochanter Minor bis zum Prothesenende wird rundum ein enger Kontakt hergestellt. Die Schaftlänge, gemessen vom Mittelpunkt der Resektionsebene bis zur Schaftspitze, liegt bei 130 mm.

Als Folge erhält man eine Prothese, deren Konturen in der Frontalansicht auf ihrer ganzen Länge monoton nach medial gekrümmt sind. Diese Formgebung wurde nachmodelliert und die Ergebnisse sind hier dargestellt.

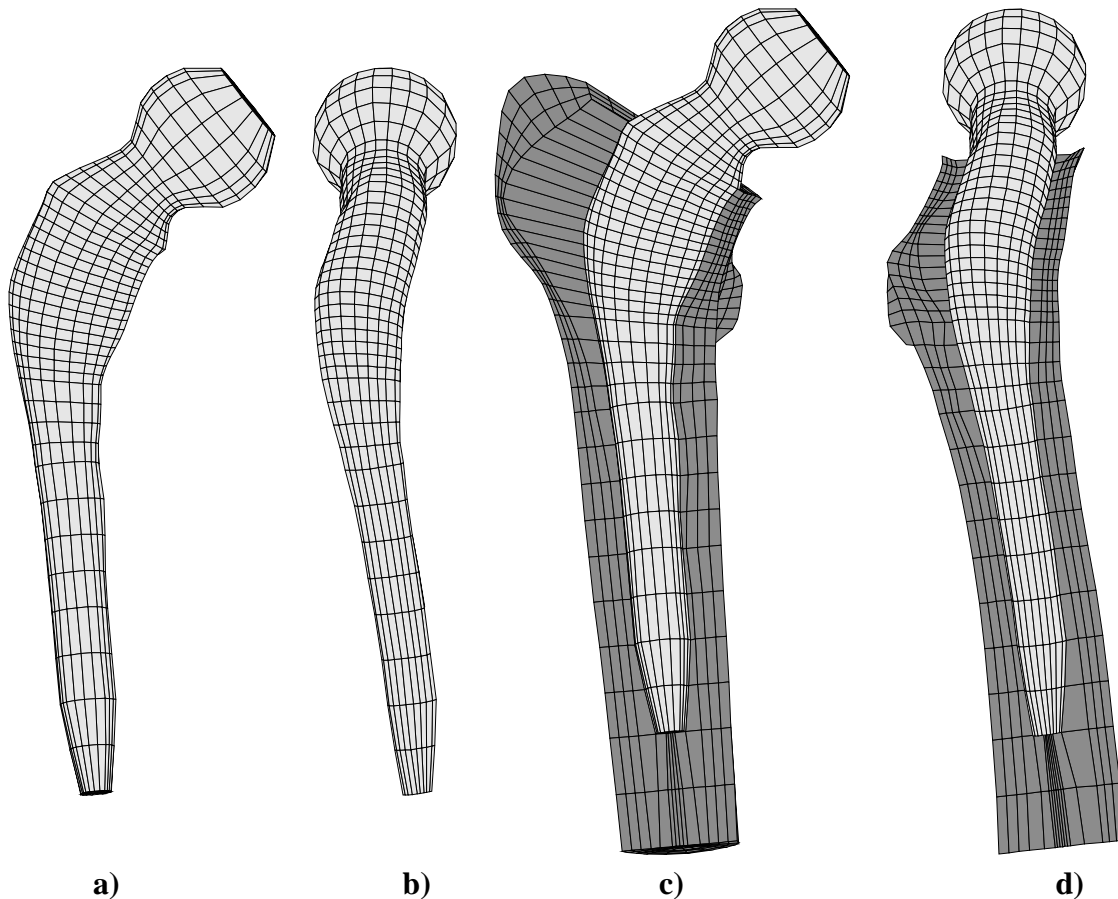


Abbildung 33: Geometrie der konventionellen Prothese Nr. 1. **a)** Frontalansicht der Prothese. **b)** Ansicht von lateral. **c)** Frontalansicht der Lage des Implantates im Femur. **d)** Ansicht von lateral.

3.2.2 Ergebnisse

Abbildung 34 zeigt die resultierende axiale Spannungsverteilung im prothetisierten Femur.

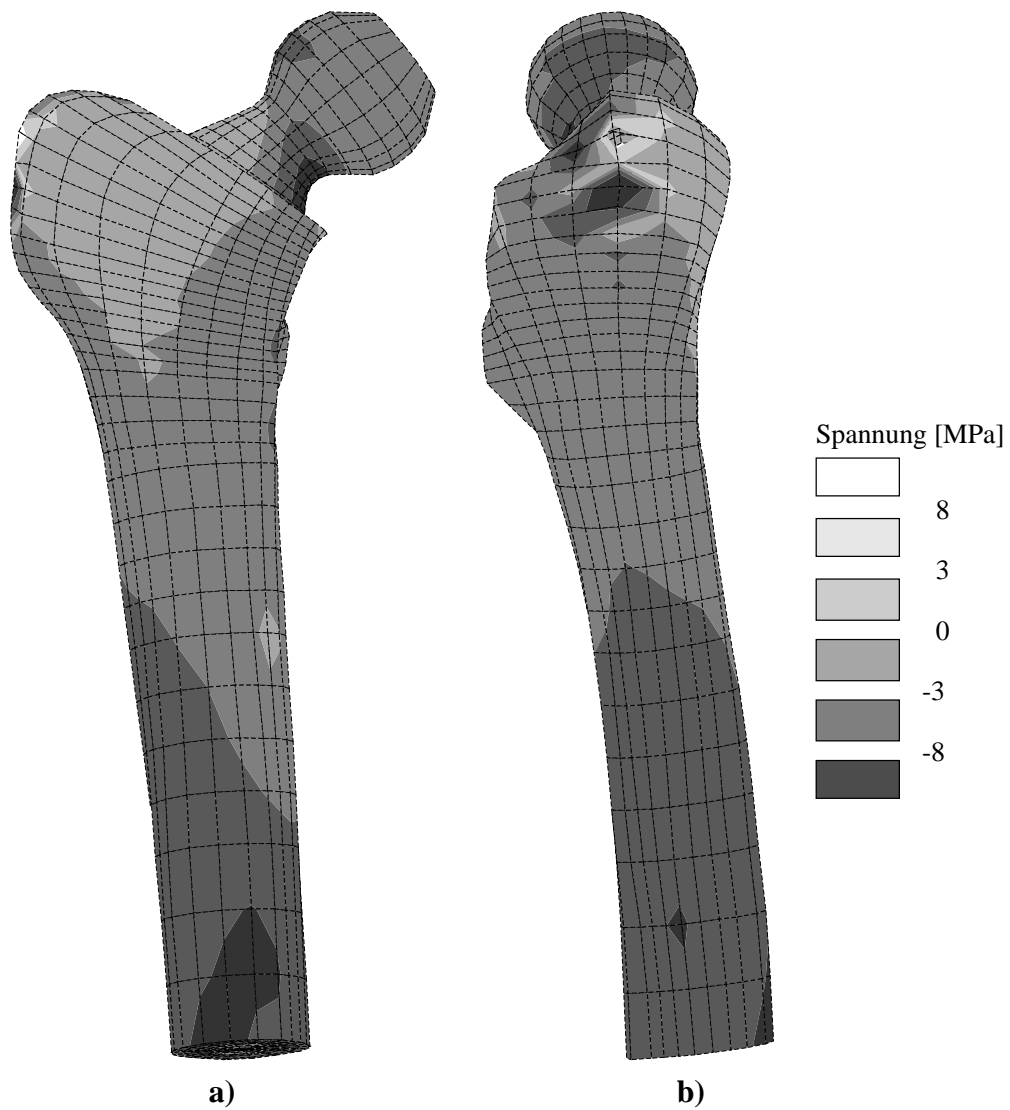


Abbildung 34: Axiale Spannungsverteilung σ_z im Femur mit konventioneller Prothese Nr. 1. **a)** Frontalansicht. **b)** Ansicht von lateral.

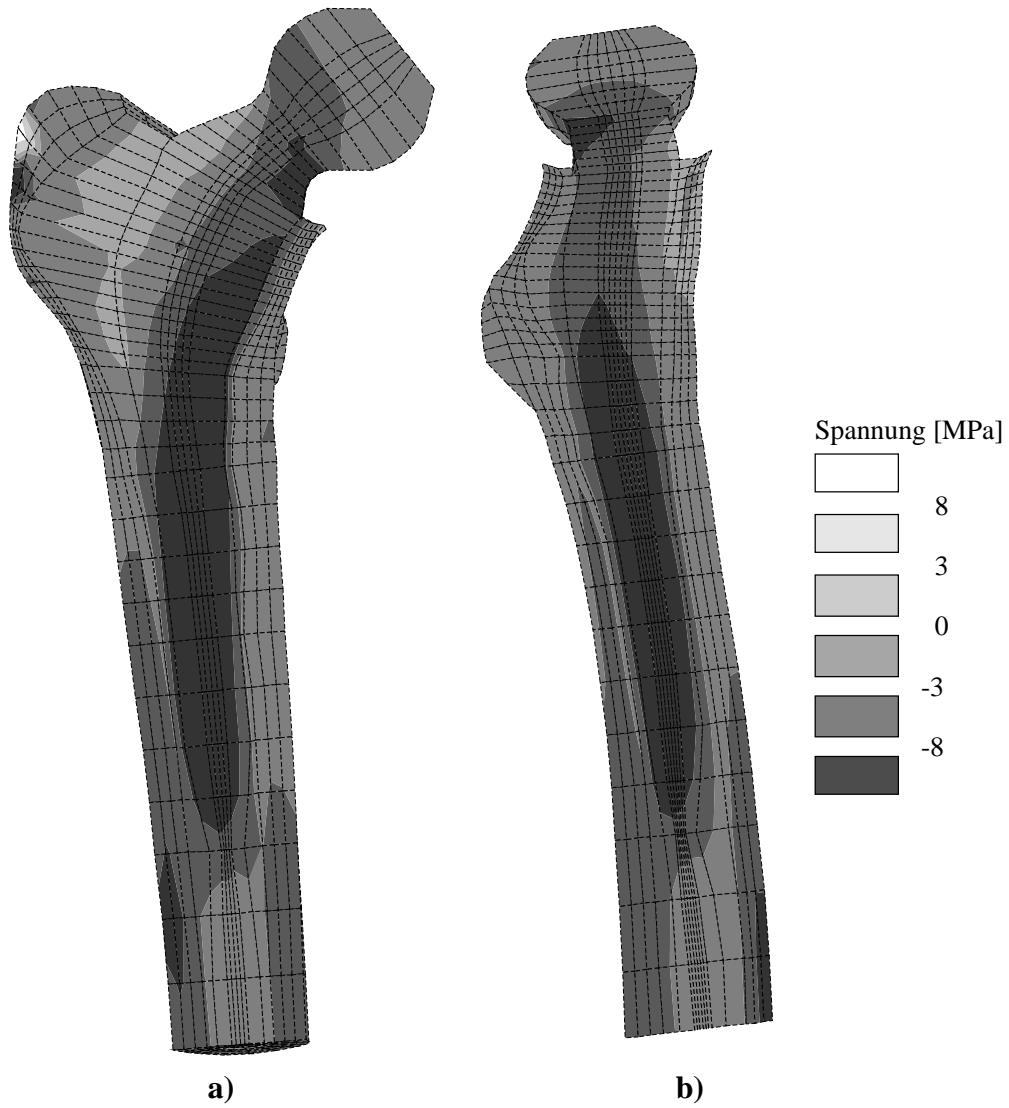


Abbildung 35: Axiale Spannungsverteilung im aufgeschnittenen Modell des Femur mit konventioneller Prothese. **a)** Frontalansicht. **b)** Ansicht von lateral.

Zum direkten Vergleich sind in der nächsten Abbildung die axiale Spannungsverteilung des Femur mit und ohne Prothese einander gegenübergestellt. Die Darstellung beider Modelle ist jeweils an der gleichen Stelle abgeschnitten; die Spannungsverteilung wurde in wesentlich längeren Modellen berechnet, um Artefakte durch die Randbedingungen am distalen Modellende ausschließen zu können.

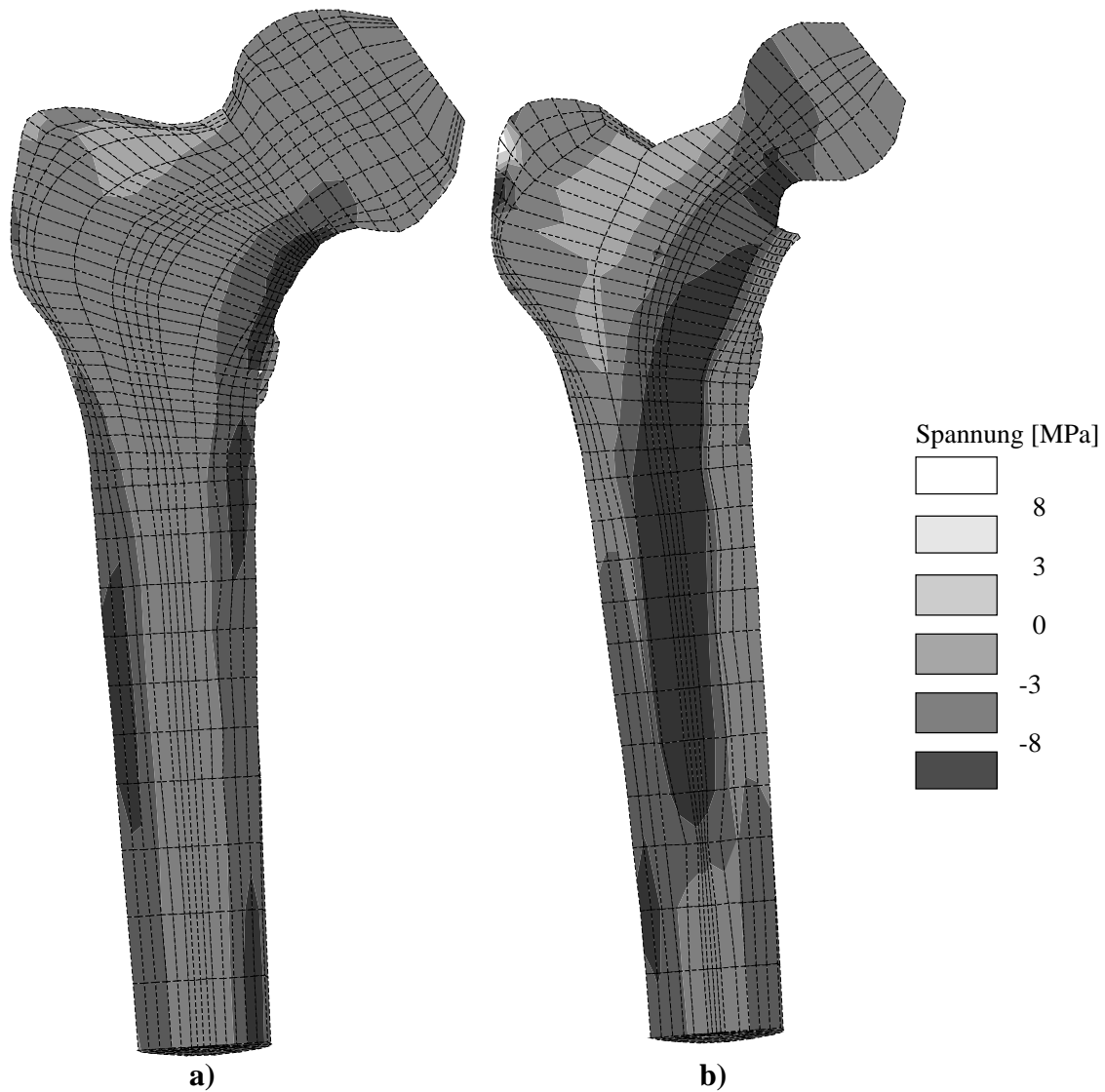


Abbildung 36: Axiale Spannungsverteilung σ_z im aufgeschnittenen Modell, Frontalan-sicht. **a)** Anatomisches Femur. **b)** Femur mit Standardprothese.

Durch die Prothese ändert sich die Belastung des Femurs grundlegend. Mehrere Effekte sind festzustellen:

1. Die Hüftkraft wird durch die Prothese weiter distal auf das Femur übertragen als im anatomischen Zustand.
2. Die proximale Kortikalis wird entlastet. Der größte Unterschied bildet sich im Calcar aus, dort reduziert sich die Spannung vom Maximalwert von ca. 19 MPa im anatomischen Zustand des Femur auf Werte zwischen 2 MPa und 4 MPa im prothetisierten Femur.

Mit den errechneten Spannungsverteilungen und den Ausgangshypothesen zum Knochenverhalten in Anhang A sollen nun Schlußfolgerungen über das Verhalten des Gesamtsystems Femur-Prothese gezogen werden.

Geht man von einer Adaption der Dichte und Stärke der Kortikalis an die mittlere Belastung aus, die durch Umbauvorgänge in Zeiträumen von Monaten bis Jahren erfolgt, so prognostiziert man für die oben abgebildete Prothese eine massive Abnahme der Knochendichte des proximalen Femurs [Fröhling, 95].

Der entgegengesetzte Effekt ist am Prothesenende zu erwarten. Hier wird durch die Kraftübertragung eine Zunahme der Knochendichte angeregt, jedenfalls solange die auftretenden Druckbelastungen unter der Toleranzgrenze des Knochenmaterials liegen, ab der eine langsame Zerstörung eintritt. Diese Knochenhypertrophie mauert die Prothesenspitze fest ein.

Bei einer konischen Prothesenform könnte der proximal entstehende Zwischenraum durch ein Nachsinken der Prothese in der Markhöhle kompensiert werden. Dieses Nachsinken wird aber gerade durch den festen Einschluß distal verhindert. Die Umbauvorgänge bewirken auf Dauer eine Verstärkung der oben dargelegten negativen Effekte, das heißt der Lasttransfer wird immer weiter nach distal verlagert, die proximale Kortikalis atrophiert und die Druckbelastung an der Prothesenspitze nimmt zu. Konsequenzen sind eine Zerstörung der Kortikalis am Prothesenende durch Überlastung sowie eine fortschreitende Lockerung des Prothesenschaftes in der Markhöhle.

3.2.3 Erfahrungen aus der Praxis

Das Phänomen der proximalen Entlastung des Femurs durch die Prothese wird als *stress shielding* bezeichnet. Langzeitstudien belegen eine entsprechende Atrophie der Kortikalis [Lord, 79].

Die Auswirkungen der Lockerung machen Revisionsoperationen notwendig, d.h. einen Austausch der Prothese gegen eine mit größeren Abmessungen. Hierbei werden oft zusätzlich zur Lockerung der Prothese ein fester Verbund am distalen Prothesenende oder aber Knochenschädigungen bis hin zur Perforation in diesem Bereich beobachtet.

Es soll nun durch Abänderung der Prothesenform versucht werden, diese als schädlich erkannten und belegten Effekte zu vermindern.

3.2.4 Variation der Prothesenlänge

Durch eine Verkürzung der Prothesenschaftlänge kann auf jeden Fall die Krafteinleitung nach proximal verlagert werden. Die sonstigen Entwurfsmerkmale der konventionellen Prothese sollen zunächst beibehalten werden. Die folgenden Abbildungen geben die Ergebnisse einer kurzen Versuchsreihe wieder.

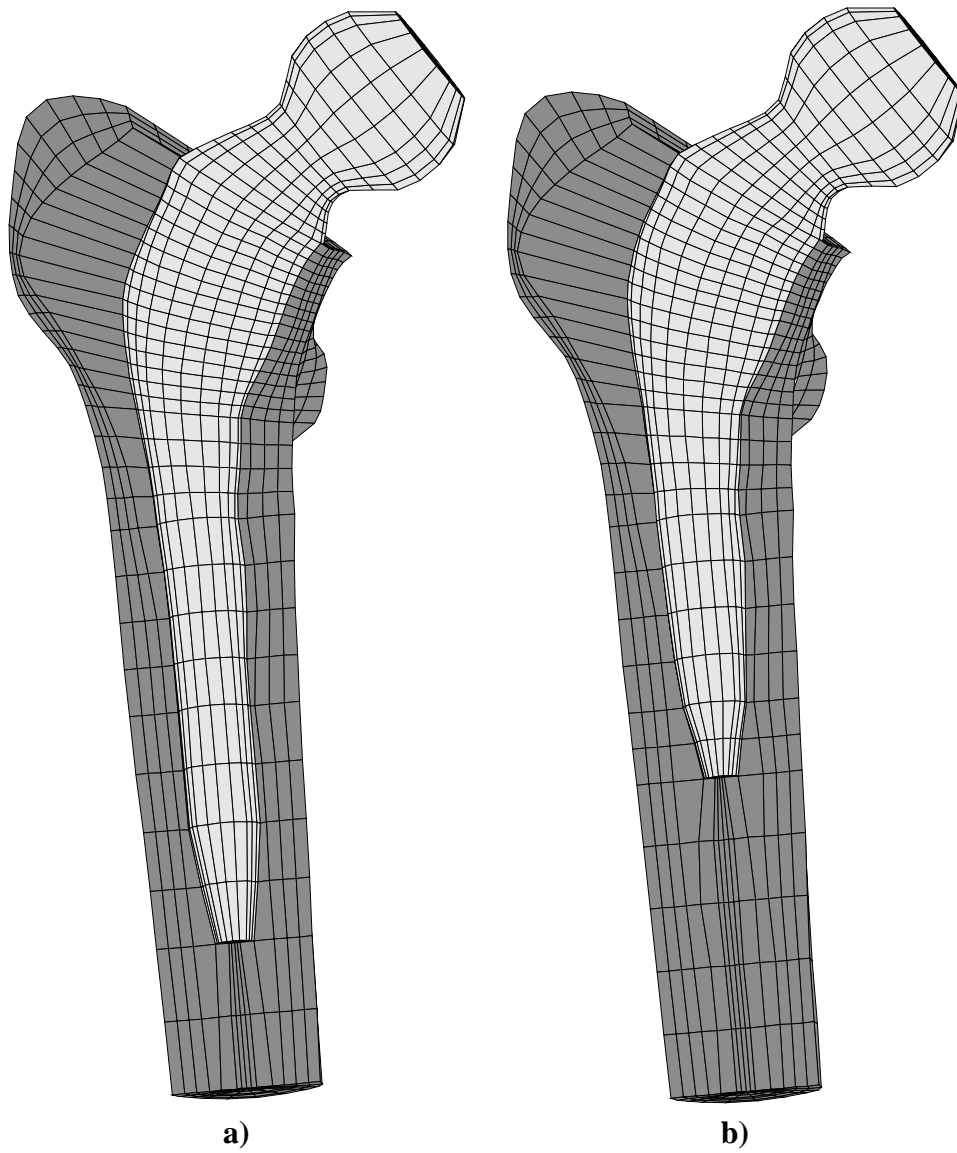


Abbildung 37: Variation der Schaftlänge bei einer Prothese mit konventionellem Design.
a) Schaftlänge 130 mm. **b)** Schaftlänge verkürzt auf 100 mm.

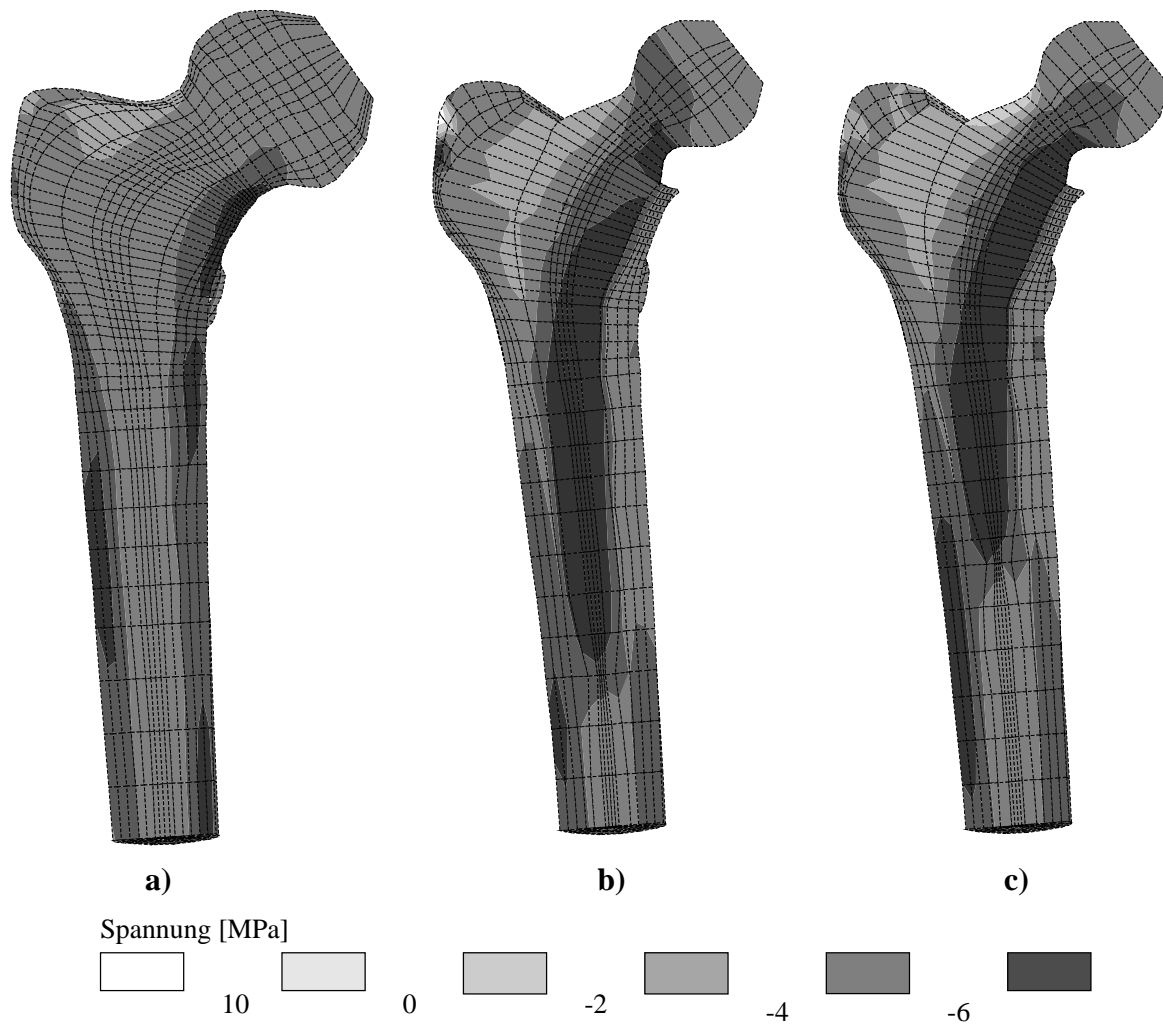


Abbildung 38: Axiale Spannungsverteilung im aufgeschnittenen FE-Modell mit konventioneller Prothese, Frontalansicht. **a)** Unprothetisiertes Femur. **b)** Femur mit konventioneller Prothese. **c)** Femur mit auf 100 mm verkürzter Prothese.

Die Ergebnisse zeigen, daß im Modell durch die kürzere Prothese die Krafteinleitung nach proximal verlagert wird.

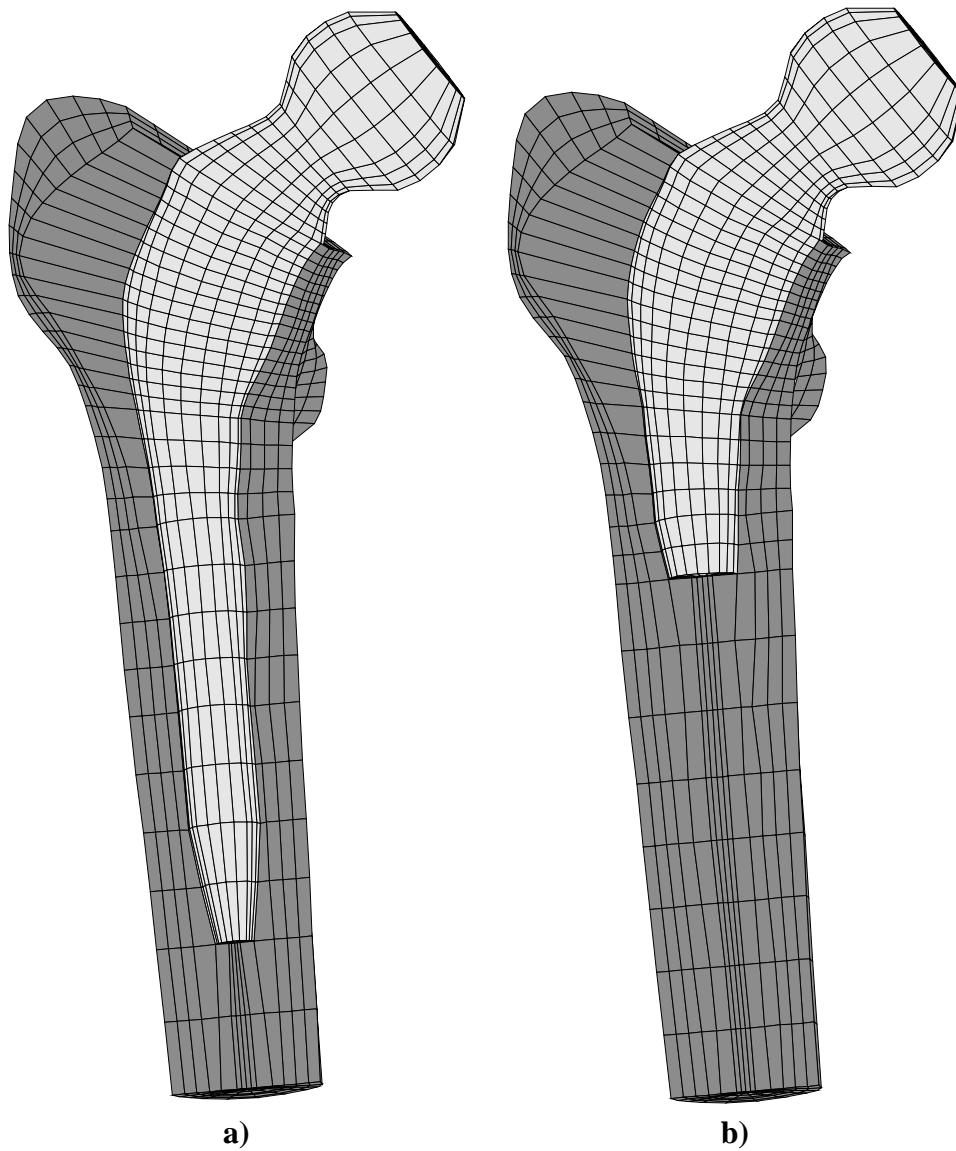


Abbildung 39: Eine weitere Variation der Schaftlänge bei einer konventionellen Prothese. **a)** Schaftlänge 130 mm. **b)** Schaftlänge verkürzt auf 76 mm.

Wie die folgende Abbildung zeigt, verbessert sich der Lasttransfer bei einer weiteren Schaftverkürzung nochmals. Allerdings muß bei der resultierenden Prothesenform eine erheblich reduzierte Primärstabilität des Implantates vermutet werden, besonders bei Torsion in der Transversalebene. Darüber hinaus besteht die Gefahr einer nicht achsengerechten Implantation.

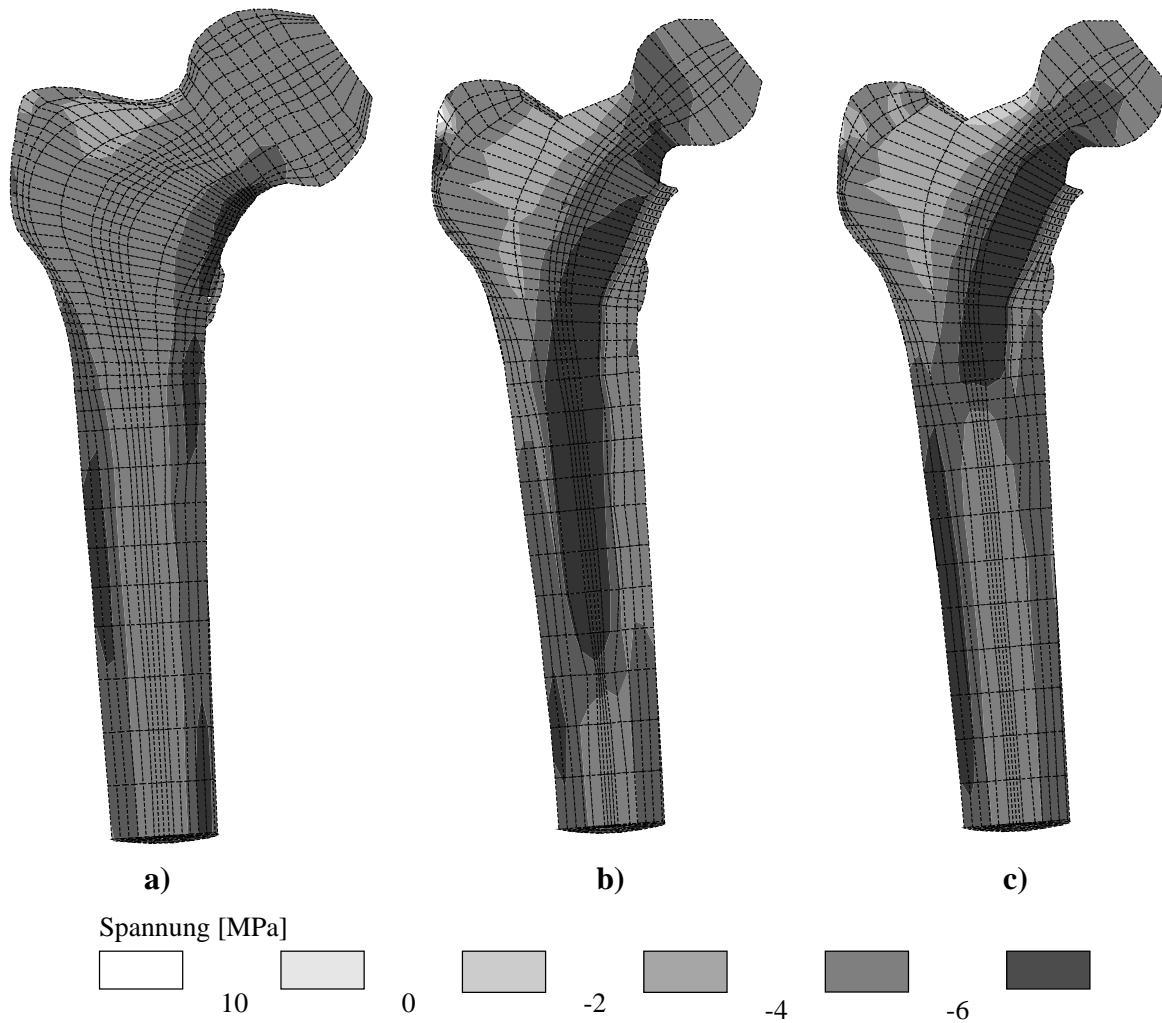


Abbildung 40: Axiale Spannungsverteilung im aufgeschnittenen FE-Modell mit konventioneller Prothese, Frontalansicht. **a)** Unprothetisiertes Femur. **b)** Femur mit konventioneller Prothese. **c)** Femur mit auf 76 mm verkürzter Prothese.

3.3 Biomechanisch verbesserte Prothese

Ansatzpunkt für eine biomechanisch verträglich gestaltete Prothese ist das Verständnis der Effekte, die zu den beobachteten Schädigungen führen. Der große Unterschied in der Spannungsverteilung des Femur mit und ohne Prothese ist auf die unterschiedliche Steifigkeit der beiden Systeme Femur und Prothese zurückzuführen. Sie hat ihre Ursache zum einen in den unterschiedlichen Elastizitätsmoduln von Knochen (Kortikalis etwa 1 bis 20 GPa) und Implantat (Titanlegierung TA6V 110 GPa), zum anderen in der Fläche des jeweils zum Tragen kommenden Materialquerschnitts.

So hat zum Beispiel die Diaphyse bei einem Kortikalisquerschnitt von 400mm^2 und einem Youngmodul von etwa 10 GPa eine Steifigkeit von $4 \times 10^7\text{N}$, was bei einer Titanprothese von kreisförmigem Querschnitt einem Durchmesser von 7 mm gleichkommt. Da der Prothesenschaft durchweg einen größeren Querschnitt hat, sind die Steifigkeiten nicht verträglich: Bei Belastung wird die Prothese viel weniger deformiert als der Knochen, und der Lasttransfer erfolgt an der Stelle des dichtesten Kontaktes zwischen ihnen. Dies ist die Schaftspitze, da dort die Prothese die Markhöhle fast vollständig ausfüllt.

Eine biomechanische Optimierung kann deshalb über eine Anpassung der Steifigkeit und eine gezielte Wahl der Bereiche hohen Kontaktes erfolgen.

3.3.1 Entwurfskriterien

Es ist nicht möglich, bei einem prothetisierten Knochen die gleiche Spannungsverteilung wie im natürlichen Zustand herzustellen. Die Einbringung von mechanisch tragfähigen Strukturen wird immer den Knochen zu einem gewissen Grad entlasten. Also muß durch eine geeignete Formgebung die Tragfähigkeit von Femur und Implantat aufeinander abgestimmt werden.

Eine Reduzierung von Länge und Durchmesser ist durch die Forderung nach *Primärstabilität* begrenzt. Hierunter ist die Festigkeit der Prothese gegen Lageänderung und Rotation im Knochen bei Belastungsspitzen zu verstehen. Die Primärstabilität wird am einfachsten durch große Abmessungen der Prothese hergestellt, so daß sich die Momente auf große Flächen verteilen und eine niedrige Kraftdichte bewirken. Dieses Vorgehen steht jedoch im Widerspruch zu den bisherigen Erkenntnissen, daß eine Reduktion der Implantatabmessungen zur Verbesserung des Belastungsmusters des Knochens führt. Es muß ein Kompromiß gefunden werden.

Zur weiteren Verlagerung des Lasttransfers nach proximal und zur Erhöhung der Primärstabilität wird die Prothese in ihrer Form geändert:

- Eine Reduktion des Durchmessers am distalen Schaftende verringert die verkeilende Wirkung in diesem Bereich.
- Eine deutlich ausgeprägte Anformung an den lateralen Verlauf der Kortikalis im proximalen Schaftbereich bewirkt einen weiter proximal gelegenen Lasttransfer. Diese Formgebung wird als *laterale Schulter* bezeichnet [Fröhling, 92].

Diese beiden Gestaltungsmerkmale führen zu einer Schaftform von starker Konizität. Abbildung 41 zeigt die resultierende Form bei einer Schaftlänge von 100 mm.

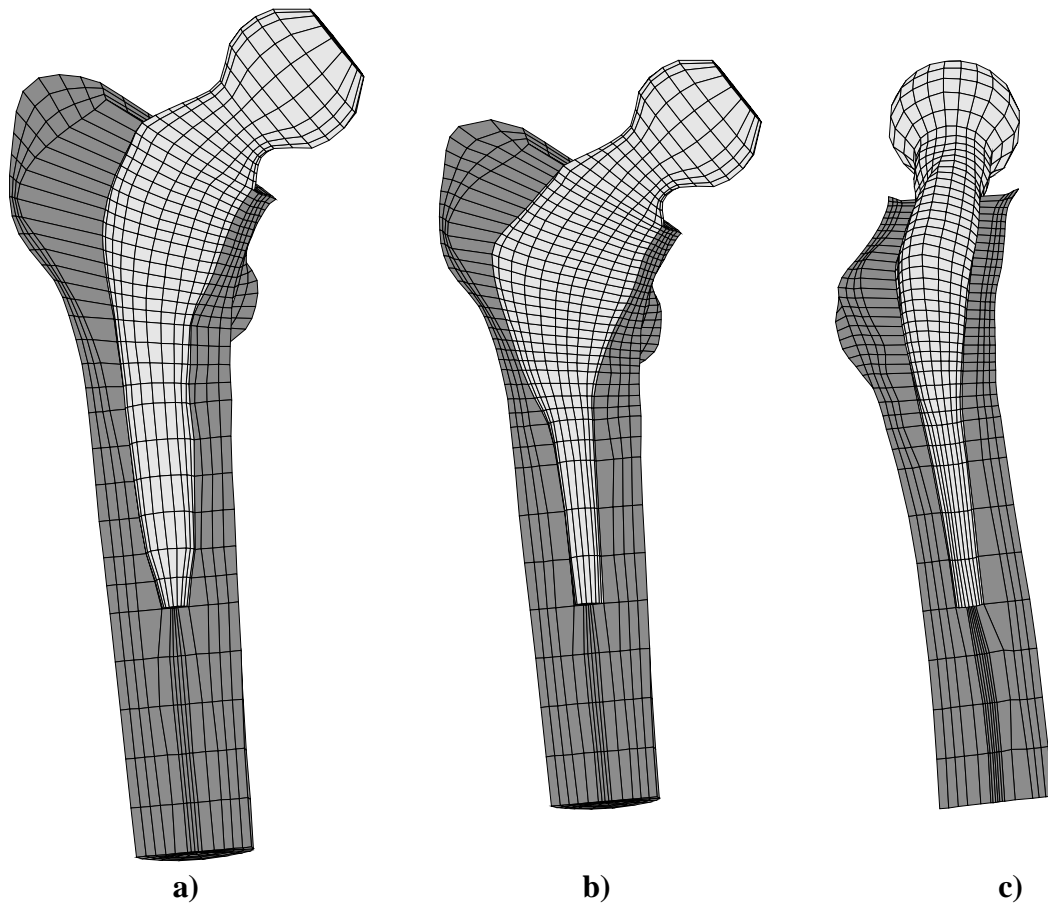


Abbildung 41: Vergleich der Formen eines konventionellen und eines nach biomechanischen Gesichtspunkten optimierten Implantates, mit einer Länge von jeweils 100 mm. **a)** Konventionelles Implantat. **b)** Biomechanisch optimiertes Implantat, Frontalansicht. **c)** Ansicht von lateral.

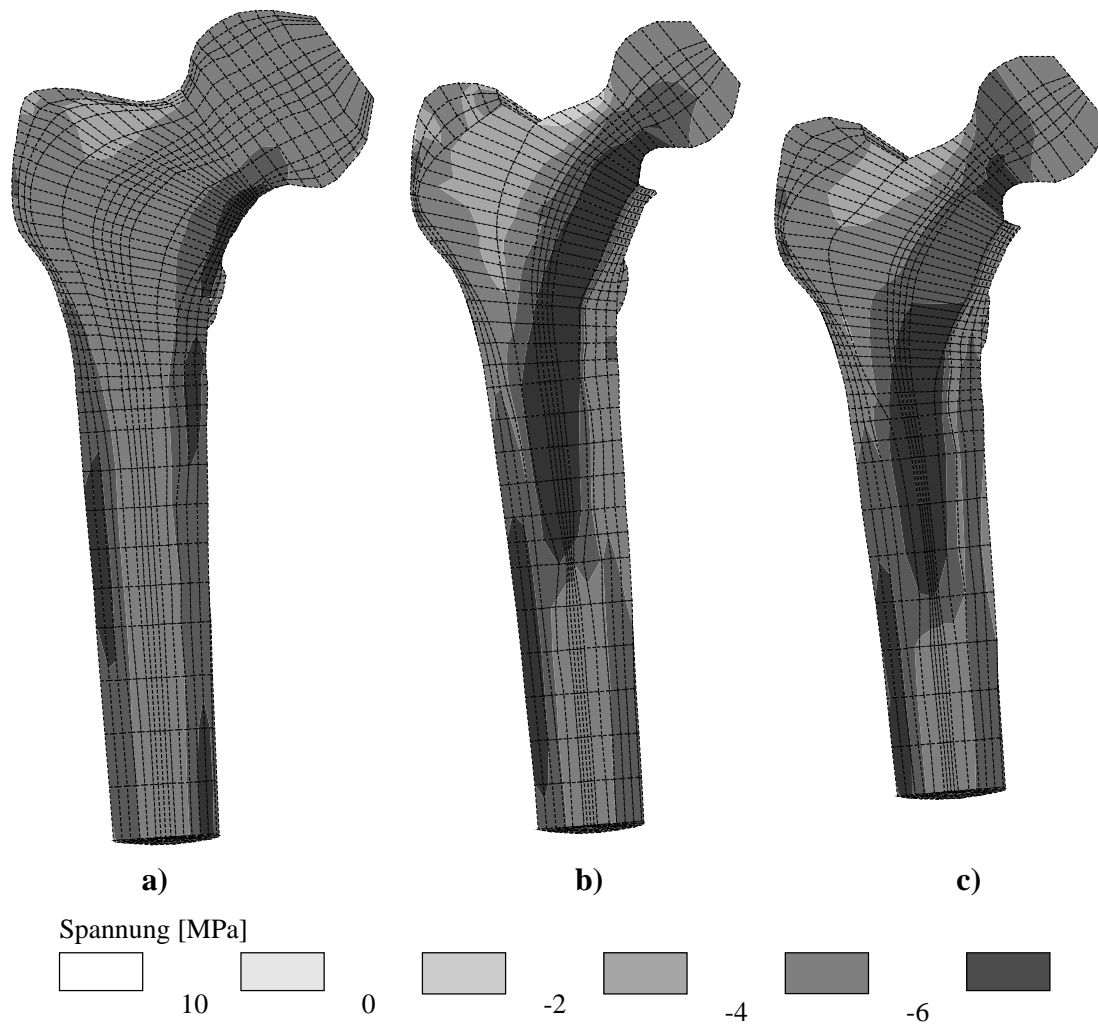


Abbildung 42: Axiale Spannungsverteilung $\sigma_{z'}$ im aufgeschnittenen FE-Modell, Frontalansicht. **a)** Unprothetisiertes Femur. **b)** Femur mit konventioneller Prothese. **c)** Femur mit optimierter Prothese, Länge 100 mm.

3.3.2 Zusammenfassung der Ergebnisse

Noch immer erfolgt die Weiterleitung der Hauptlast durch die Prothese. Durch Anwendung der zuvor aufgestellten Kriterien ist es gelungen, die Belastung der Kortikalis weiter nach proximal auszudehnen. Lateral ist eine geringfügige Verbesserung erkennbar, proximal wird der Adamsche Bogen stärker belastet.

Es kann also allein durch Umgestaltung der Prothesenform unter Beibehaltung der Schaftlänge eine signifikante Verbesserung der Femurbelastung erreicht werden.

4 Studie zur Entwurfsoptimierung

In diesem Abschnitt sollen weitere Formvariationen der biomechanischen Prothese durchgeführt und im FE-Modell erprobt werden.

Als wichtigster Parameter muß die Schaftlänge angesehen werden, da sie den größten Einfluß auf die Kraftverteilung hat. Nach Bestimmung des Wertes mit dem besten Ergebnis wird als nächstes der Minimalabstand variiert, der bei der Formerzeugung zwischen Prothese und Kortikalisinnenwand eingehalten wird. Auch hier ist das Modell mit dem jeweils besten Ergebnis Ausgangspunkt für die nächste Untersuchungsreihe.

Schließlich wird eine Variation der Prothesenabmessungen in der Frontalebene ausgeführt, und zwar durch Verschiebung des Überganges von engem Kontakt proximal zu großem Abstand distal entlang des Schaftes auf der lateralen und der medialen Seite. Diese Beschränkung auf die Frontalebene kann hingegenommen werden, da in dieser Ebene die größten Kräfte im System auftreten und die Effekte in allen anderen Betrachtungsebenen davon dominiert werden.

4.1 Variation der Schaftlänge

Von der letzten zuvor untersuchten Prothesenform ausgehend soll die Länge des Implantates nach oben und nach unten verändert werden.

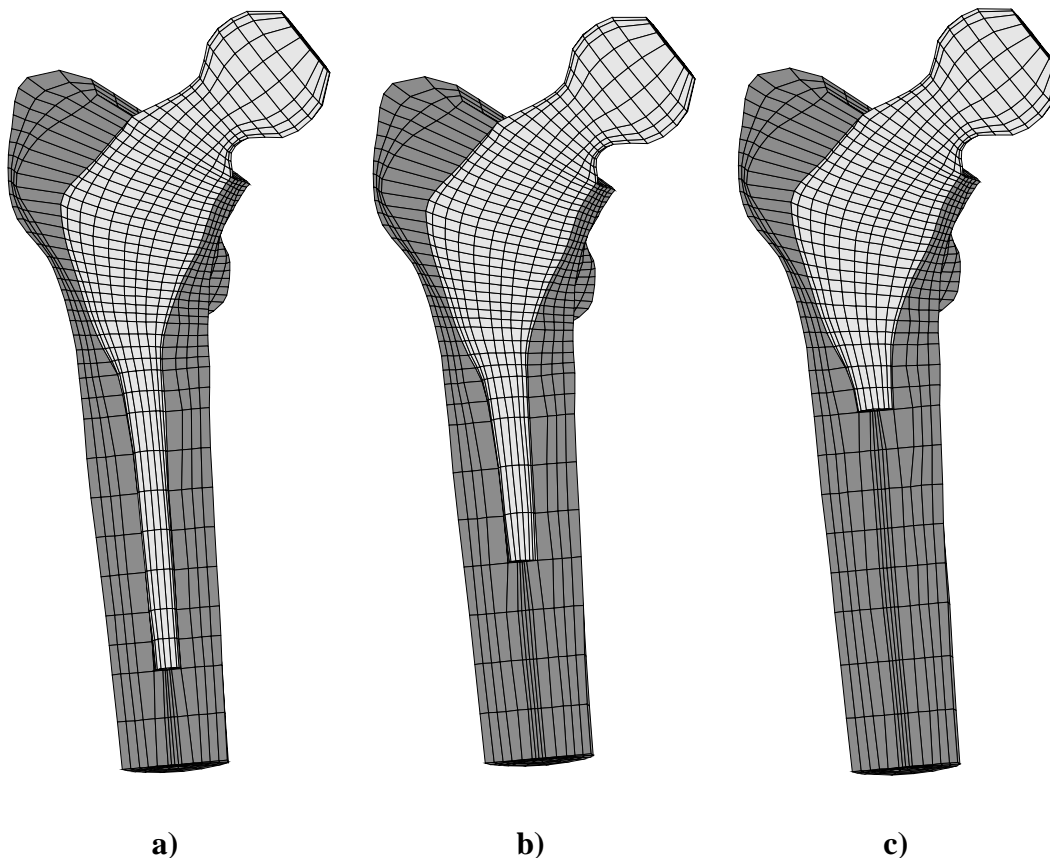


Abbildung 43: Variation der Schaftlänge beim biomechanisch optimierten Implantat. **a)** Länge 130 mm. **b)** Länge 100 mm. **c)** Länge 75 mm.

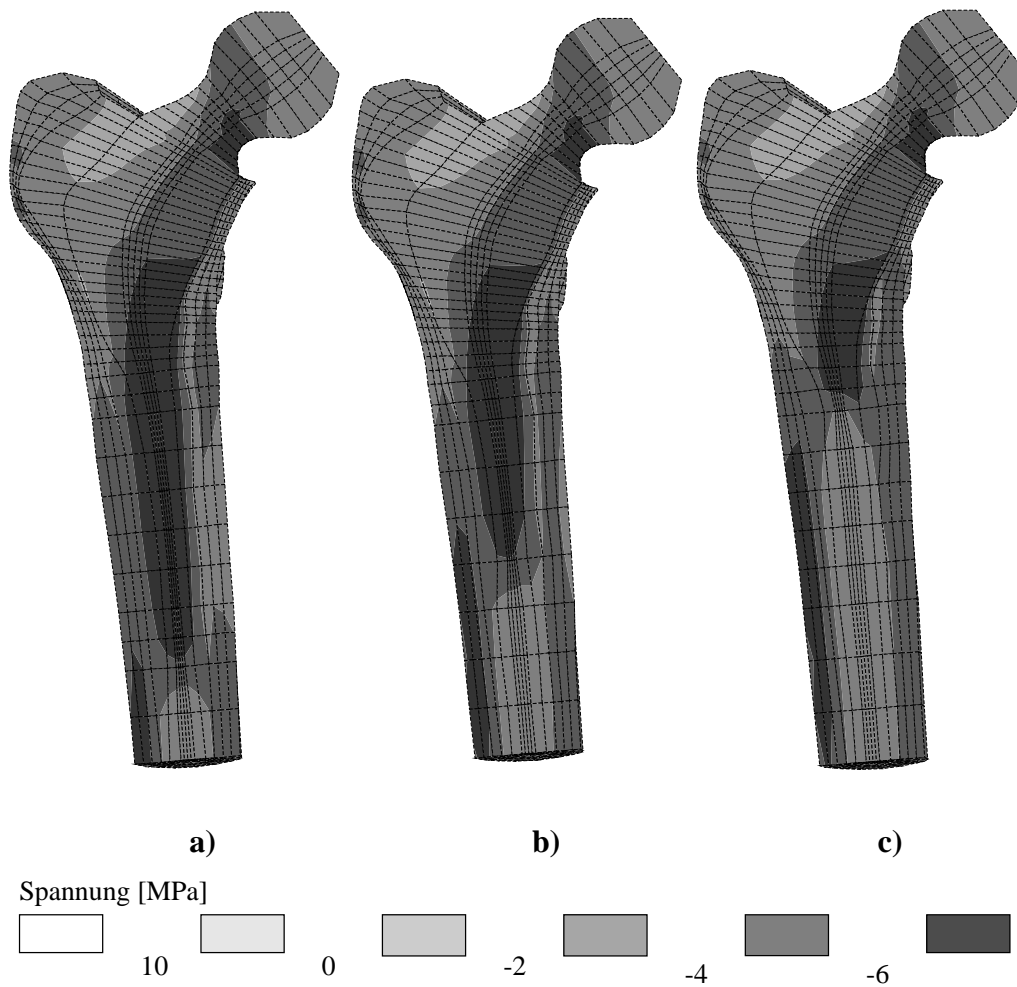


Abbildung 44: Axiale Spannungsverteilung σ_z im aufgeschnittenen FE-Modell, Frontalansicht. a) Länge 130 mm. b) Länge 100 mm. c) Länge 75 mm.

Die Spannungsverteilung ist bei der kürzesten Prothese am Besten, legt man wieder das Kriterium der physiologischen Belastung der Kortikalis an. Wie zuvor erwähnt, kann die Prothesenlänge jedoch nicht beliebig reduziert werden, da dem die Forderung der Primärstabilität entgegensteht. Es wird deshalb für die folgenden Modelle eine Länge von 75 mm beibehalten.

4.2 Variation des Mindestabstandes

Die folgenden Modelle untersuchen den Einfluß des Mindestabstandes, der zwischen Kortikalis und Implantat eingehalten wird, auf die sich im FE-Modell ergebende Spannungsverteilung. Es wird vom zuvor besten Implantat ausgegangen, jenem mit einer Schaftlänge von 75 mm. Dessen Geometrie wurde mit einem Mindestabstand von 0.8 mm von der Kortikalis erzeugt. Zwei weitere Modelle mit einem Mindestabstand von 1.2 mm und 1.6 mm dienen zum Vergleich.

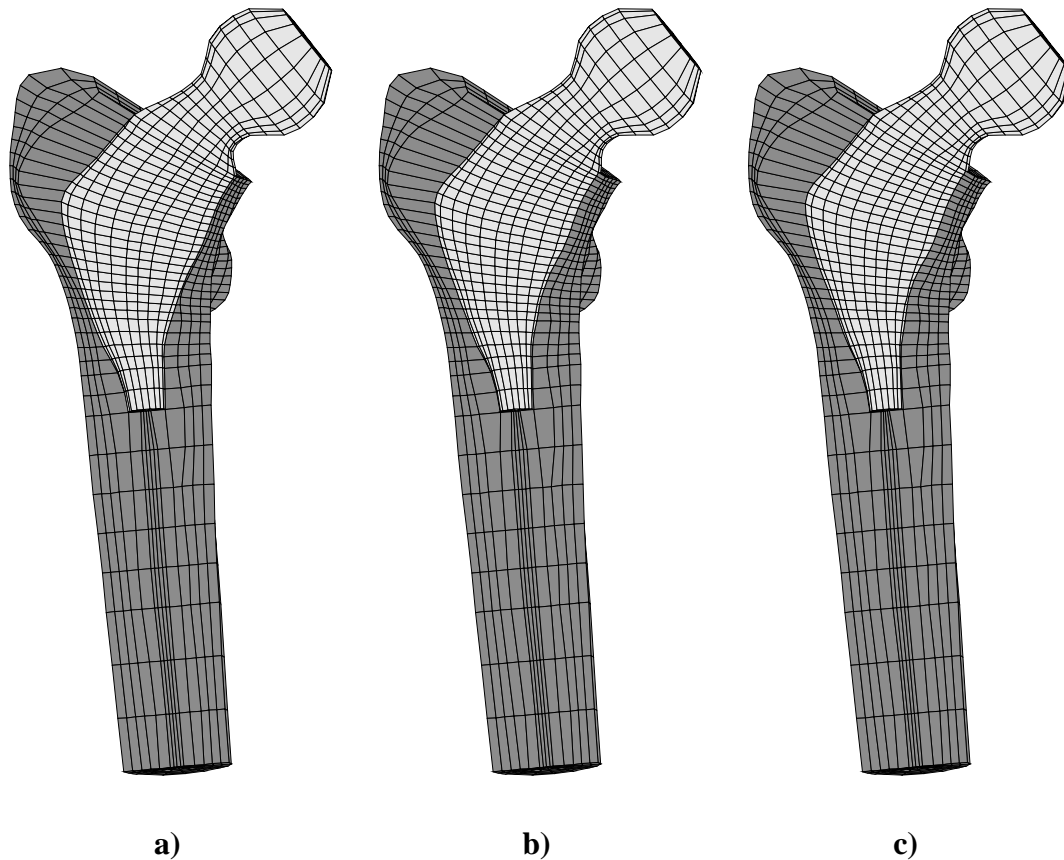


Abbildung 45: Variation des Mindestabstandes des Implantates von der Kortikalis. **a)** Mindestabstand 0.8 mm. **b)** Mindestabstand 1.2 mm. **c)** Mindestabstand 1.6 mm.

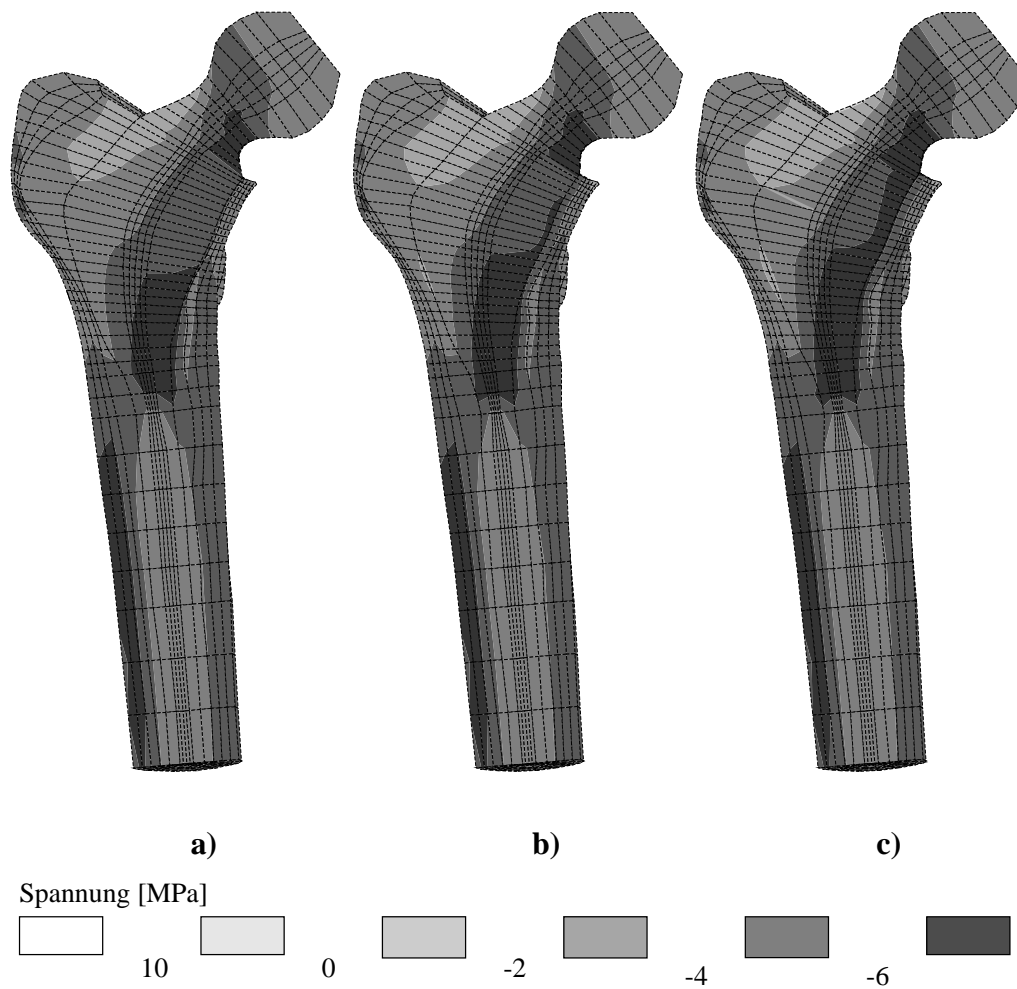


Abbildung 46: Axiale Spannungsverteilung σ_z im aufgeschnittenen Modell bei verschiedenen Mindestabständen. **a)** Mindestabstand 0.2 mm. **b)** Mindestabstand 1.8 mm. **c)** Mindestabstand 2.4 mm.

Bei dem Modell mit Mindestabstand von 2.4 mm vergrößern sich die Bereiche, in denen Zugspannungen auftreten. Dieser Wert des Mindestabstandes erscheint daher zu groß. Zwischen den beiden Modellen mit niedrigeren Werten sind dagegen keine signifikante Veränderung in der Spannungsverteilung zu erkennen. Daher wird für die weitere Untersuchung der vorige Wert von 0.8 mm beibehalten.

4.3 Variation der Anformung in der Frontalebene

Eine letzte Formvariante des Prothesenschaftes spielt die verschiedenen Stellen des Überganges von engem Kontakt zu großem Abstand in der Frontalebene durch. In einem Modell wird die Prothese weiter proximal, im anderen weiter distal verjüngt als in der im vorhergehenden Schritt definierten Form.

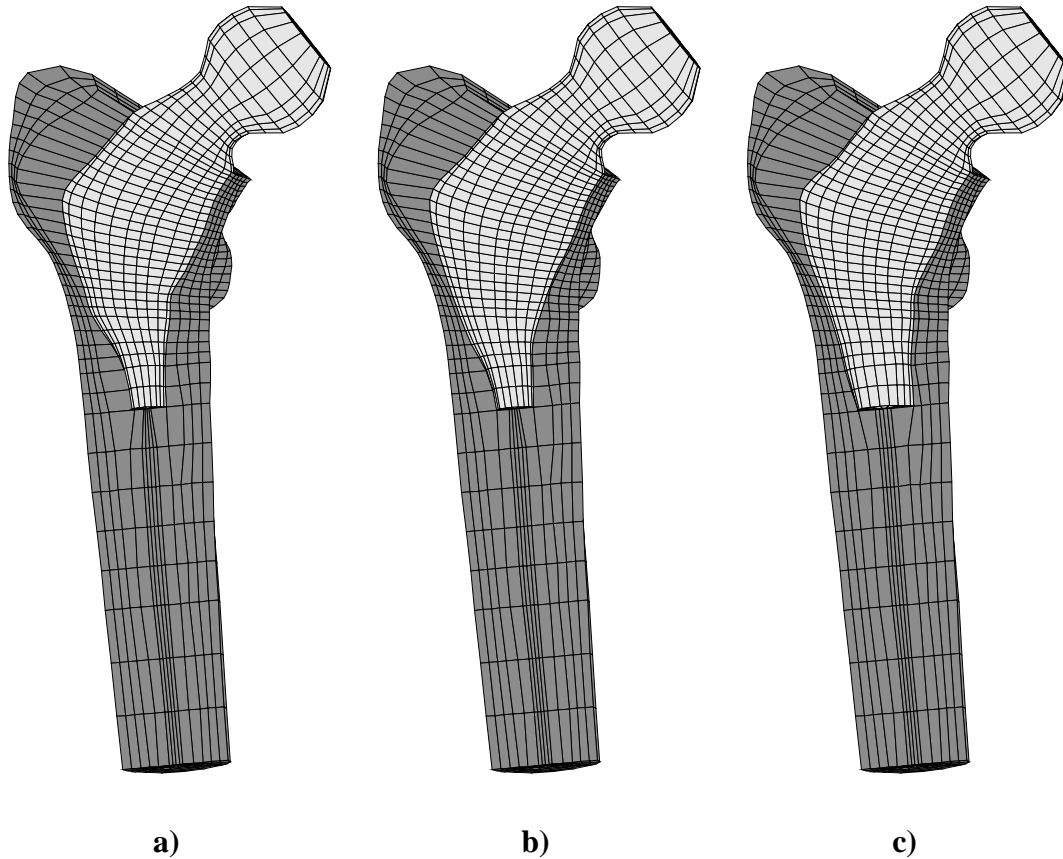


Abbildung 47: Variation der lateralen und medialen Anformung des Implantates an die Kortikalis. **a)** Verjüngung proximal. **b)** Verjüngung zentral. **c)** Verjüngung distal.

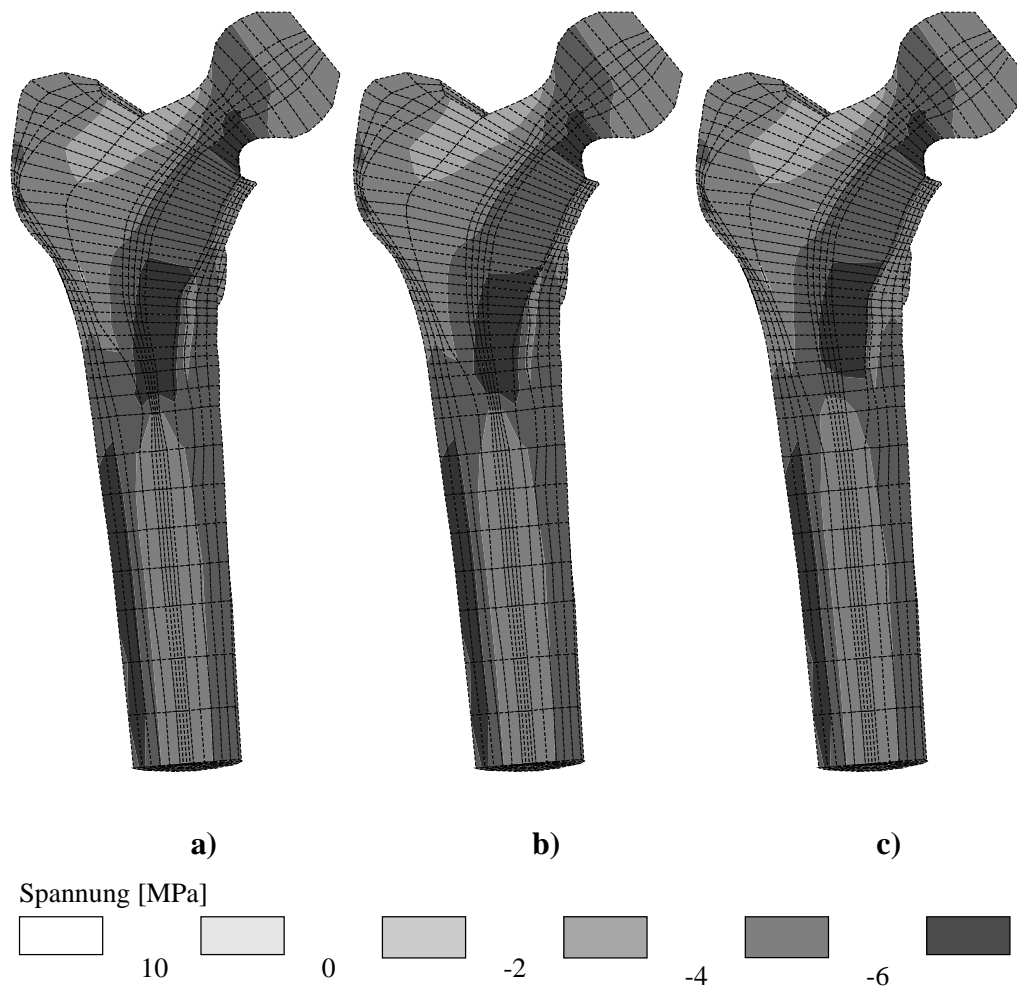


Abbildung 48: Axiale Spannungsverteilung $\sigma_{z'}$ im aufgeschnittenen FE-Modell, Frontalansicht. **a)** Verjüngung proximal. **b)** Verjüngung zentral. **c)** Verjüngung distal.

Beim Modell **a)** treten auf der Implantatoberfläche lateral kleine Zugspannungen auf. Diese sind unerwünscht. Das Modell **c)** mit distaler Verjüngung zeigt eine geringe Reduktion der Belastung im Bereich medial der Implantatspitze. Auch dies ist eine Verschlechterung gegenüber Modell **b)**. Insgesamt sind die Änderungen aber zu gering, um dem variierten Parameter einen großen Einfluß zuzuordnen.

5 Zusammenfassung

5.1 Erreichter Stand

In dem vorliegenden Modell wurde die Spannungsverteilung im Oberschenkelknochen sichtbar gemacht. Um realistische Aussagen machen zu können, wurde die Geometrie des Knochens sowie der angrenzenden Skeletteile aus einem medizinischen bildgebenden Verfahren extrahiert und mit der Methode der Finiten Elemente dreidimensional nachmodelliert. Weiterhin weist das Modell realistische Materialeigenschaften für die Knochensubstanz auf, indem die Mineraldichte für jedes Teilvolumen des Modells aus dem bildgebenden Verfahren errechnet wurde.

Wesentlicher Punkt der Modellierung ist jedoch die Beaufschlagung des Modells nicht nur mit dem resultierenden Kraftvektor des Hüftgelenkes, sondern auch mit den resultierenden Kräften der Muskulatur aus dem Bereich der Hüfte und des Oberschenkels, die als 56 Zugfäden mit insgesamt 200 Ansatz- oder Umlenkpunkten eingingen. Ohne ein solches Belastungsmuster wäre die Spannungsverteilung im Knochen nicht für eine biomechanische Beurteilung geeignet.

In verschiedenen Szenarien wurde der Oberschenkelknochen mit jeweils anders geformten Implantaten versehen und die resultierende Spannungsverteilung berechnet. Diese konnte mit der Spannungsverteilung im anatomischen Zustand, das heißt ohne Implantat, verglichen werden. Zum Vergleich der Szenarien wurde in einer zur Frontalebene parallelen Schnittebene durch das Modell die Spannungs Komponente in Längsrichtung des Oberschenkelknochens dargestellt.

Die Kraftübertragung zwischen Implantat und Knochen wurde nicht als Kontaktproblem modelliert, sondern es wurde von einem festen Verbund zwischen den beiden Körpern ausgegangen. Dies sollte dem anatomischen Zustand entsprechen, bei dem der Knochen auf die Implantatoberfläche fest aufgewachsen ist. Mit dieser Einschränkung war es im vorliegenden Modell nicht möglich, durch ein automatisches Verfahren die optimale Schaftlänge eines Implantates zu bestimmen. Diese wird durch die Forderung nach Primärstabilität beschränkt, das heißt, das Implantat soll bei den typischerweise auftretenden Belastungsmustern in seiner Lage verbleiben, ohne daß ein fester Verbund mit den Knochen vorliegt. Ansonsten könnte dieses Zusammenwachsen nicht stattfinden.

Bei Festlegung auf eine bestimmte Schaftlänge des Implantates konnten jedoch weitere Parameter der Formgebung variiert und ihr Einfluß auf die Spannungsverteilung studiert werden. Die Resultate waren allerdings so wenig unterschiedlich, daß keinem der Parameter eine hohe Signifikanz zugeordnet werden konnte. Wesentlich war immer nur die Ausgangsform, die aufgrund orthopädischer und anatomischer Überlegungen für das Implantat gewählt wurde. Damit war insbesondere die Aufstellung "biomechanischer Regeln" im Sinne von Faustregeln für eine biomechanisch optimale Implantatformgebung nicht möglich. Um einen möglichst weit proximal erfolgenden Lasttransfer vom Implantat auf den Knochen zu erzielen, kann für die Formgebung eines Implantates aber generell festgestellt werden:

- Die Prothese sollte möglichst kurz sein,
- proximal eng an den Knochen angeformt werden, und zwar sowohl medial am Adamschen Bogen wie auch lateral und
- distal stark verjüngt werden, um einen größeren Zwischenraum zur Kortikalis zu lassen.

5.2 Verbesserungsvorschläge und Ausblick

Die durchgeführte Parameterstudie zur Implantatform könnte anhand der Anatomie weiterer Probanden überprüft werden. Erst danach ließe sich eine Aussage machen, ob die vorgenomme-

nen Formänderungen generell eine biomechanische Verbesserung des Belastungsmuster bewirken oder nicht. Bei einer Modellierung der Wechselwirkung zwischen Knochen und Implantat als Kontaktproblem könnte eine Aussage über Primärstabilität und einen eventuellen Setzungsprozeß der Prothese gemacht werden. Allerdings stellt ein Kontaktproblem wesentlich höhere Anforderungen an die Modellierung der Grenzschicht und an den zu treibenden Berechnungsaufwand.

A Biomechanische Grundlagen

Beobachtungen zum Knochenverhalten

Das menschliche Skelett ist ein biologisches System und steht während der gesamten Lebenszeit in Wechselwirkung mit seiner Umgebung. Diese Anpassungsfähigkeit ist während der kindlichen Wachstumsphase am größten, besteht aber in verringerter Form auch im erwachsenen Zustand. Die Knochen reagieren insbesondere auf ihre mechanische Belastungssituation durch Umbauvorgänge in Form und Dichte. Erst ein genaues Verständnis dieses Knochenverhaltens erlaubt eine Optimierung der Wechselwirkung zwischen Knochen und Endoprothesen durch gezielte Formgebung.

Erkenntnisse, die über eine Beschreibung der Knochenform hinausgehen, lassen sich durch das Studium von Ausnahmesituationen gewinnen. Dies ist das Knochenverhalten, wie es sich bei Verletzungen, angeborenen Formabweichungen, anomalen Muskelbelastungsmustern oder in Wechselwirkung mit Implantaten entwickelt.

- Ein nach einer Fraktur krummlinig zusammengewachsener Knochen wächst wieder gerade. Bei Kindern und Jugendlichen heilt eine Krümmung vollständig aus.
- Im Tierexperiment wurde ein Rippenbogen durch eine Zugfeder erhöhter Belastung ausgesetzt. Er legte an Stärke und Festigkeit zu.
- Bei Spastikern tritt ein zu steiler Schenkelhalswinkel (coxa valga) auf. Nach einer operativen Korrektur bildet sich die Anomalie erneut aus. Sie stellt anscheinend den vom Knochen angestrebten Normalfall für das beim Spastiker vorliegende Muskelbelastungsmuster dar.

Alle genannten Beispiele lassen sich schlüssig mit der Hypothese erklären, dass der Knochen auf zusätzliche Druckbelastung lokal mit einer Zunahme der Dichte und der Abmessungen reagiert. Dies kann auch ein lokales Längenwachstum sein, durch welches der Knochen wieder in eine gerade Form wächst. Der Umkehrschluss der Knochenrückbildung bei fehlender Belastung ist ebenfalls belegt.

Als wichtigste Schlussfolgerung wird hieraus gezogen, dass der Knochen in seiner Form im Gleichgewicht mit der durchschnittlich auftretenden Belastung steht. Außerdem müssen die in dieser Belastungssituation auftretenden, durch Biegung hervorgerufenen Zugspannungen verschwinden oder klein sein, da der Knochen sonst abbaut und durch den Druck auf der gegenüberliegenden Seite zu einem Wachstum angereizt wird.

Ein biomechanisches Modell kann also von der Knochenform ausgehend auf das Belastungsmuster schließen und muss eine zugspannungsarme Spannungsverteilung ergeben.

Biomechanisches Szenario

Für jede Spannungsanalyse in einem Körper ist eine genaue Kenntnis der auf ihn einwirkenden Kräfte Vorbedingung. Im vorliegenden Fall des Oberschenkelknochens heißt das, dass außer den in den Gelenken wirkenden Kräften auch die Kräfte aller Muskeln und Bänder ermittelt werden müssen, die an Femur und Pelvis ihren Ursprung oder Ansatz haben oder daran umgelenkt werden.

Als Szenario wurde die einbeinige Standphase des aufrechten Ganges gewählt, da in dieser Phase der Spitzenwert einer typischen Alltagsbelastungssituation vorliegt. Experimentell wurde die Situation unter anderem von [Bergmann, 93] untersucht.

B Grundlagen der Endoprothetik

Schon in der ersten Hälfte dieses Jahrhunderts wurden Versuche unternommen, die Beweglichkeit von Hüftgelenken, die durch schmerzhafte Erkrankungen immobilisiert wurden, unter Austausch der Gelenkflächen gegen Fremdmaterialien wieder herzustellen.

Einsatzgebiet

Die Wiederherstellung der Beweglichkeit eines Gelenkes wird notwendig, wenn die Gelenkflächen oder die gelenknahen Skeletteile zerstört werden oder durch Formveränderung ihre mechanischen Aufgaben nicht mehr wahrnehmen können. Diese Zerstörungen werden meist durch Erkrankungen verursacht; selten sind Gelenkersatzoperationen, die durch Gewalteinwirkung bei einem Unfall notwendig werden. Typischerweise werden Funktionsstörungen durch Fehl- und Überbelastungen hervorgerufen oder durch Normalbelastung von erkrankten Skeletteilen verstärkt. Sie treten im höheren Lebensalter zunehmend auf. An erster Stelle sind hier arthritische Erkrankungen zu nennen, bei denen der Gelenkknorpel zerstört wird, danach rheumatische Erkrankungen und Gelenkdysplasien (Verformungen).

Fördernde Faktoren von Gelenkerkrankungen sind zum Beispiel zu eiweißreiche Ernährung, Übergewicht und Bewegungsarmut. Die zunehmende Verbreitung dieser sogenannten Zivilisationskrankheiten bewirkt zusammen mit der gestiegenen Lebenserwartung einen wachsenden Bedarf an künstlichen Gelenken. Als wichtigste betroffene Gelenke sind hier Hüfte und Knie zu nennen, da bei ihrer Fehlfunktion die Gehfähigkeit der betroffenen Personen beeinträchtigt wird oder ganz verlorenght, was eine wesentliche Einschränkung der Lebensqualität darstellt. Es besteht daher Bedarf an einer zuverlässigen, leistungsfähigen, dabei aber preiswerten Endoprothetik.

Stand der Endoprothetik

Beim totalen Hüftgelenkersatz werden die beiden das Gelenk formulierenden Knochen teilweise entfernt und durch Kunstmaterialien ersetzt. In der Gelenkpfanne des Hüftknochens wird eine Kunststoffkappe angebracht. Der Oberschenkelknochen wird gelenknah abgetrennt, ausgehöhlt und mit einem Metallimplantat versehen. Die Gelenkkugel des Implantates hat einen genormten Durchmesser, welcher geringer als der natürliche Femurkopf ist. Dies wird durch die Kunststoffkappe ausgeglichen, welche auf die Patientengeometrie abgestimmt wird.

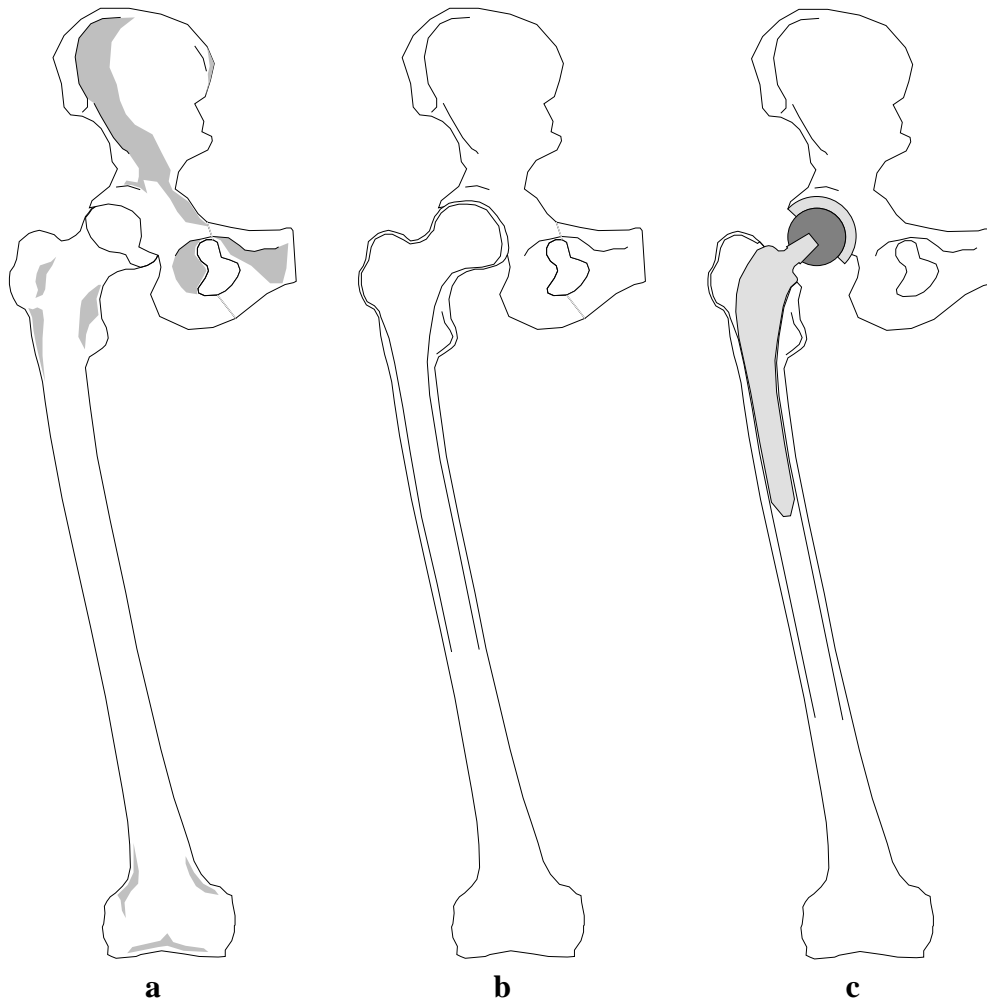


Abbildung 49: Zur Anatomie der Hüfte. **a)** Frontalansicht von Hüftknochen und Oberschenkelknochen (Femur) **b)** Aufschnitt des Femur **c)** Totalersatz des Gelenkes

Verwendete Materialien

Die Materialforschung in der Endoprothetik versucht die Biokompatibilität, Festigkeit, Verschleißarmut und Ermüdungsfreiheit der verwendeten Werkstoffe zu optimieren. Dies ergibt sich aus der Forderung nach Implantaten, die keine Abstoßungsreaktion des umgebenden Gewebes hervorrufen oder toxisch wirken, die den geforderten Bewegungsablauf millionenmal ausführen können und während ihrer Verweildauer nicht mechanisch versagen, das heißt brechen oder sich verformen.

Im Bereich der Hüftendoprothetik stellt sich für den in das Femur implantierten Prothesenschaft zusätzlich das Problem eines mit dem Knochen verträglichen Biegeverhaltens bei Belastung. Sie läßt sich durch Wahl eines Materials mit geeignetem Elastizitätsmodul einstellen. Allerdings haben in dieser Richtung unternommene Experimente keine klaren Resultate erbracht.

Derzeitiger Stand sind Prothesenschäfte aus einer Titanlegierung (TA6V). Sie verhalten sich in der biologischen Umgebung vollkommen inert, besitzen eine hohe Festigkeit und Ermüdungsfreiheit und erweisen sich in der Praxis als besser geeignet als Schäfte aus Stahl, der einen höheren Elastizitätsmodul hat.

Der Schaft wird mit Hydroxylapatit beschichtet. Dieses Calciummineral bildet auch die Grundsubstanz des Knochens. Hierdurch ermöglicht man ein festes Zusammenwachsen von Schaft und Kortikalis.

Der Prothesenschaft wird mit einem Konus in der Gelenkkugel verankert. Diese wird aus Stahl oder Keramik hergestellt und hat mit 32 mm einen geringeren Durchmesser als das natürliche Vorbild. In den so geschaffenen Zwischenraum wird eine Kunststoffkappe von geeigneter Größe eingesetzt und mit Schrauben in der Gelenkpfanne verankert. Die Innenfläche der Kappe ist mit Teflon beschichtet. Die Körperflüssigkeiten sorgen für eine ausreichende Schmierung der künstlichen Gelenkflächen.

Knochenverhalten nach Implantation

Als unmittelbare Reaktion auf die Implantation baut das umgebende Knochengewebe zunächst ab und weicht von dem Fremdkörper zurück [Smolinsky, 93]. Ein Wiederaufbau erfolgt nur bei einem ausreichenden mechanischen Reiz des Knochens. In diesem Fall füllt er den Raum zwischen Kortikalis und Prothese auf und kann mit der Prothese verwachsen.

Fehlt der mechanische Reiz, so atrophiert der Knochen, das heißt, er verliert Dichte und Stärke. Die Fortsetzung dieser Entwicklung über mehrere Jahre führt zu einem Stabilitätsverlust der Prothese und macht deren Austausch gegen ein Implantat mit größeren Abmessungen erforderlich.

C EDV-Ausstattung

Programme

Zur Erzeugung und Verarbeitung des Finiten-Element-Modells wurde das FE-Berechnungsprogramm ANSYS Rev. 5.0 der Firma Swanson Analysis Inc. eingesetzt. Alle Abbildungen, die das Finite-Elemente-Modell des Femur zeigen, wurden in der Datenaufbereitungs- oder in der Datenauswertungsstufe von ANSYS angefertigt und mit einem Hilfsprogramm in Postscript konvertiert, so daß sie in die vorliegende Arbeit eingebunden wurden.

Die Programme zur Aufbereitung der Daten von der Computertomographie zum FE-Modell wurden im Rahmen dieser Arbeit entwickelt. Sie sind in C++ geschrieben und verwenden X11/Motif und GL. Die Programmentwicklung erfolgte mit dem GNU C/C++ - Compiler gcc 2.6.3 und GNU Debugger gdb 4.9 auf IRIX sowie dem Sun C/C++ Development Kit 3.0.1 auf Solaris.

Diese Arbeit wurde mit L^AT_EX gesetzt, mit xdvi am Bildschirm bearbeitet und mit dvips zu Papier gebracht. Diese Programme wurden aus der DANTE-T_EX-Distribution entnommen. Die Zeichnungen und Diagramme wurden erstellt mit Micrografx Designer 4.0 und 4.1, GNU xfig und gnuplot.

Rechner und Einsatzbereich

Im Laufe dieser Arbeit wurden die folgenden Rechner eingesetzt:

- Dreidimensionale Grafikmodellierung auf einer *SiliconGraphics* Indigo Workstation mit *SiliconGraphics* Graphics Language (GL). Daten: MIPS R3000 32 Bit Prozessor mit 33 MHz, 48 MB Hauptspeicher, 2.3 GB Plattenkapazität. Betriebssystem IRIX 4.0.5F, graphische Benutzeroberfläche X11/Motif.
- Aufbereitung der Modellierungsdaten zu Eingabedateien für die FE-Berechnung auf einer Sun Workstation 5. Auf dieser Maschine wurde außerdem die vorliegende Arbeit erstellt, da die graphische Oberfläche *Display Postscript* beherrscht und damit unter xdvi eingebundene Postscript-Abbildungen darstellen kann. Daten: 32 Bit SPARC Prozessor mit 50 MHz, 32 MB Hauptspeicher unter SUN Solaris 2.4, graphische Benutzeroberfläche OpenWindows.
- FE-Berechnung mit ANSYS auf Personal Computer mit 133 MHz Pentium Prozessor, 64 MB Hauptspeicher und 1 GB Plattenkapazität unter Microsoft Windows NT 3.51.

D Begriffserklärungen

Medizinisch-anatomische Bezeichnungen

Adamscher Bogen siehe Calcar.

Atrophie Abbauprozess einer anatomischen Struktur, zum Beispiel Dichteverlust eines Knochens.

Calcar Körperinnere Seite der Biegung des Oberschenkelknochens zum Hüftgelenk hin. Hier hat das Femur seine größte Wandstärke und Dichte.

Diaphyse Die gesamte Knochenwand als tragende Struktur.

Hypertrophie Übernormale Zunahme einer anatomischen Struktur.

Kortikalis Knochenwand, besonders ausgeprägt bei einem Röhrenknochen.

Spongiosa Schwammartig aufgebautes Mineralgeflecht im Knocheninnern, besonders ausgeprägt in der Nähe der Gelenke.

Tibia Wadenbein.

Richtungsbezeichnungen

coxal In Richtung zum Hüftgelenk hin.

dorsal Auf der Körperrückseite.

ventral Auf der Körpervorderseite.

medial Zur Symmetrieebene in der Körpermitte hin.

kranial In Richtung zum Kopf hin.

kaudal In Richtung zu den Füßen hin.

lateral Von der Symmetrieebene hinwegweisend.

proximal Auf einer Extremität in Richtung zum Körper hin.

distal Auf einer Extremität in Richtung vom Körper weg.

Körper Ebenen

Medialebene Die Symmetrieebene in der Körpermitte.

Transversalebene Schneidet den Körper in Scheiben senkrecht zur Körperlängsachse.

Frontalebene Entspricht der Bildebene bei Vorderansicht.

Mathematisch-Physikalische Begriffe

E-Modul Der YOUNG'sche Elastizitätsmodul ist eine Maßzahl für die elastische Verformungsfestigkeit eines Materials bei mechanischer Belastung. Die physikalische Einheit ist Pascal: $1\text{Pa} = 1\text{N}/\text{m}^2$, $1\text{MPa} = 1\text{N}/\text{mm}^2$. Der E-Modul von Gummi ist etwa 1 MPa, der von Stahl 21 000 MPa.

isotrop Von der Raumrichtung unabhängige Eigenschaft. Gegenbeispiel: Holz ist anisotrop.

kartesisches Koordinatensystem Ein Koordinatensystem mit geradlinigen und aufeinander senkrecht stehenden Achsen.

Polygon Menge von Punkten, von denen jeweils einer mit dem nächsten durch eine gerade Linie verbunden ist. Ist auch der letzte Punkt wieder mit dem Ersten verbunden, so spricht man von einem *geschlossenen* Polygon. Beispiele: Sechseck, Trapez.

Spannung Im Rahmen dieser Arbeit ist mit Spannung die mechanische Belastung eines Festkörpers unter Krafteinwirkung gemeint. Positive Spannungswerte bezeichnen Zugbelastung, negative Druckbelastung. Die Spannung wird ebenfalls in Pascal angegeben.

Spannungstensor Feld aus 3 mal 3 Werten, das die mechanische Spannung in Abhängigkeit von der Raumrichtung beschreibt.

von-Mises-Spannung Umrechnung bestimmter Komponenten des Spannungstensors in eine Größe, die immer positiv ist und sich als Maß für die Gesamtbelastung eines Körpers eignet. Formel siehe 17.

Datenverarbeitungstechnische Begriffe

Pixel (*Picture Element*) Bildpunkt, kleinstes Element eines Computerbildes; meist quadratisch.

Voxel (*Volume Element*) kleinstes Element eines dreidimensionalen, diskreten Datensatzes.

Spline engl. für Lineal, beschreibt ein Interpolationsverfahren zur Berechnung gekrümmter Linien aus wenigen Stützpunkten.

Literatur

- [Aldinger, 83] Aldinger, G., A. Fischer, B. Kurtz: Computer aided manufacture of individual endoprostheses. *Arch. Orthop. Traumat. Surg.* **102** (1983) 31-55.
- [Argyris] Argyris, J., Mleinek, H. P.: Die Methode der Finiten Elemente. Friedr. Vieweg u. Sohn Verlagsgesellschaft mbh, Braunschweig 1986.
- [Becker, Bürger] E. Becker, W. Bürger: Kontinuumsmechanik. Reihe Teubner Studienbücher Mechanik. Verlag B. G. Teubner, Stuttgart, 1975.
- [Bergmann, 93] G. Bergmann, F. Graichen and A. Rohlmann: Hip Joint Loading During Walking and Running, Measured in Two Patients. *J. Biomechanics* **Vol. 26, No. 8**, pp. 969-990, 1993.
- [Carter, Hayes, 77] Carter, D. R., Hayes, W. C.: The elastic moduli of bone as a two phase porous structure. *J. Bone and Joint Surg* 1977, **59-A**: 954-962.
- [Fröhling, 92] M. Fröhling, M. Starker, W. Thomas: Securing proximal load transfer by a design modification of the Egoform-Stem, *J. Bone Joint Surg. (Br.)*, Vol. 74-B: SUPP II, p. 168, 1992.
- [Fröhling, 95] Dr. Markus Fröhling. Persönliche Mitteilungen, 1995.
- [Heitz, 95] Markus Heitz: Bestimmung von Dichte und Stabilität des menschlichen Oberschenkelknochens auf der Basis von CT-Daten. Dissertation am Institut für Theoretische Astrophysik an der Universität Tübingen 1995.
- [Krieg, 96] Michael Krieg: Berechnung von Muskel- und Gelenkkraften mit Hilfe eines dreidimensionalen Computermodells einer menschlichen Hüfte im Einbeinstand. Dissertation am Institut für Theoretische Astrophysik an der Universität Tübingen 1996.
- [Lord, 79] Lord, G. A., J. R. Hardy, F. J. Kummer: An uncemented total hip replacement: Experimental study and review of 300 madreporique arthroplasties. *Clin. Orthop.* 141 (1979) 2.
- [Num. Recipes] W. H. Press *et al.*: Numerical Recipes in C, Second Edition. Cambridge University Press, 1992.
- [Pauwels, 48] F. Pauwels. Die Bedeutung der Bauprinzipien des Stütz- und Bewegungsapparates für die Beanspruchung der Röhrenknochen. Gesammelte Abhandlung zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York 1965. *Z. Anat. Entwickl. Gesch.* 114 (1948), 129-166.
- [Pauwels, 50] F. Pauwels. Die Bedeutung der Muskelkräfte für die Regelung der Beanspruchung der Röhrenknochen. Gesammelte Abhandlung zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York 1965. *Z. Anat. Entwickl. Gesch.* 115 (1950), 327-351.

- [Pauwels, 54] F. Pauwels. Über die Verteilung der Spongiosadichte im coxalen Femurende und ihre Bedeutung für die Lehre vom funktionellen Bau des Knochens. Gesammelte Abhandlung zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York 1965. Morph. Jb. 95, (1954), 35-54.
- [Pavlidis] Theo Pavlidis: Algorithmen zur Grafik und Bildverarbeitung. Verlag Heinz Heise GmbH & Co. KG, Hannover 1990.
- [Rauber, 87] A. Rauber, F. Kopsch, H. Leonhardt (ed.), B. Tillman (ed.), G. Töndury (ed.), K. Zilles (ed.): Anatomie des Menschen. Band I: Bewegungsapparat. Georg Thieme Verlag Stuttgart · New York, 1987.
- [Röhrle, 77] H. Röhrle *et al.*: Der Kraftfluß bei Hüftendoprothesen. Arch. orthop. Unfall-Chir. 89, 49–60 (1977).
- [RöFo, 84] G. Aldinger, B. Kurtz: Fortschritt in der Endoprothetik durch die Computertomographie? Röntgenforschung, Organ der deutschen und der Österreichischen Röntgengesellschaft, Heft 5, Band 141, November 1984.
- [Scholten, 78] Scholten, R., Röhrle, H., Sollbach, W. Analysis of stress distribution in natural and artificial hip joints using finite-element method. *South African Mech. Eng.* 1978; **28**: 220-225.
- [ANSYS 5.0 User's Manual] ANSYS Rev. 5.0 User's Manual. Swanson Analysis Systems, Inc, 1992.
- [Smolinsky, 93] Patrick Smolinsky and Harry E. Rubash: Bone Remodeling around Total Hip Implants. In: High-Performance Computing in Biomedical Research, p.263 - 285. CRC Press, Inc., 1993.

Lebenslauf

- 13.10.1966 geboren in Stuttgart als Sohn des kaufm. Angestellten Wolfgang Pussel und Elisabeth Pussel, geb. Reiser.
- September 1972 Grundschule Sindelfingen
- September 1976 Stiftsgymnasium Sindelfingen
- Dezember 1985 Freiwillige Verpflichtung zum Dienst im Katastrophenschutz des Technischen Hilfswerkes, Ortsverband Böblingen.
- 05.06.1986 Abitur
- Oktober 1986 Studium der Physik an der Universität Stuttgart bei den Professoren Blind, Lesky, Mehring, Weidlein, Trebin, Weidlich, Hoffmann, Mahler, Haken, Wolf, Wunderlich, Eisenmenger, Schweitzer.
- 04.11.1988 Vordiplom
- SS 1991 – SS 1992 Diplomarbeit am Institut für Theoretische Physik der Universität Stuttgart, Teilinstitut III. Titel: *Visualisierung des Strahlungstransportes in der Umgebung eines akkretierenden Schwarzen Loches.*
- März 1992 Diplom in Physik
- 04/1992 – 12/1993 Anstellung als geprüfte wissenschaftliche Hilfskraft am Lehr- und Forschungsbereich Theoretische Astrophysik der Eberhard-Karls-Universität Tübingen.
- 06/1992 - 11/1999 Anfertigung der Dissertation unter der Anleitung von Prof. Dr. H. Ruder, Universität Tübingen und in Zusammenarbeit mit Dr. M. Fröhling, Orthopädische Universitätsklinik Frankfurt/Main.

Danksagung

Diese Arbeit entstand in enger Zusammenarbeit mit Michael Krieg, mit dem zusammen ich das anfängliche Computermodell entwickelt habe, sowie Dr. Markus Fröhling, mit dem die anatomischen und orthopädischen Aspekte diskutiert wurden.

Weiter danke ich Herrn Prof. Dr. Hanns Ruder, ohne dessen pragmatische Unterstützung die Schwierigkeiten bei der Bewältigung der Aufgabe viel größer gewesen wären, Roland Niemeier für die Hilfe bei der Gewinnung des tomographischen Datensatzes, Markus Heitz für seine Vorarbeiten bei der anatomischen Datenaufbereitung, sowie Matthias Laidig für die Mitarbeit bei der Finiten-Element-Modellierung.

Ebenfalls gedankt sei den Mitarbeitern des Institutes für Theoretische Astrophysik, Tübingen, deren Rat und Diskussion bei manchem Problem mir das Finden einer Lösung erleichtert hat: Harald König, Olaf Flebbe und Karsten Gaier für ihre kompetente Abhilfe bei Rechnerproblemen, und vielen anderen für die Anregungen, die ich aus Diskussionen mit ihnen erhalten habe.

Nennen will ich auch die Krieg & Moroff GmbH, die die Fertigstellung dieser Arbeit mit der Bereitstellung von erheblichen Sachmitteln ermöglicht hat und deren Mitarbeiter in dieser Zeit stets eine Unterstützung für mich waren.

Ein abschließender Dank geht an meine Eltern für das Korrekturlesen dieser Arbeit.