



Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg
Hamburg University of Applied Sciences

Masterarbeit

Mohammad Bijani

Analyse und Optimierung medizinischer Hüftschrauben zur Fixierung eines Oberschenkelhalsbruches

*Fakultät Technik und Informatik
Department Maschinenbau und Produktion*

*Faculty of Engineering and Computer Science
Department of Mechanical Engineering and
Production Management*

Mohammad Bijani

**Analyse und Optimierung medizinischer
Hüftschrauben zur Fixierung eines
Oberschenkelhalsbruches**

Masterarbeit eingereicht im Rahmen der Bachelor-/Masterprüfung

im Studiengang Konstruktionstechnik und Produktentwicklung im Maschinenbau
am Department Maschinenbau und Produktion
der Fakultät Technik und Informatik
der Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg

Erstprüferin: Prof. Dr.-Ing. Anna Kerstin Usbeck
Zweitprüfer: Prof. Dr.-Ing. Andreas Baumgart

Abgabedatum: 10. Juli 2021

Zusammenfassung

Mohammad Bijani

Thema der Masterarbeit

Analyse und Optimierung medizinischer Hüftschrauben zur Fixierung eines Oberschenkelhalsbruches

Stichworte

Medizinische Implantate, Oberschenkelhalsbruch, Femurfraktur, Dynamische Hüftschraube, Modellierung mit Catia V5, FEM Analyse mit Altair Inspire, Werkstoffauswahl

Kurzzusammenfassung

Die dritthäufigste Frakturlokalisierung bei Erwachsenen ist die Fraktur des proximalen Femurs, wobei der Schenkelhals der fragilste Teil ist, der zu Brüchen neigt. Diese Arbeit widmet sich dem mechanischen Verhalten des Oberschenkelimplantats. Dafür wird die Kraftanalyse im Hinblick auf die Anatomie und Gelenkbewegung durchgeführt. Die Implantate werden mit dem Programm Catia modelliert und die FEM Analyse wird durch das Programm Altair Inspire vollzogen. Eine Werkstoffänderungsempfehlung für das Implantat ist am Ende aufgeführt.

Mohammad Bijani

Title of the paper

Analysis and Optimization of medical hip screw to fixing a femoral neck fracture

Keywords

Medical implants, Femoral neck fracture, Dynamic hip screw, Modelling with Catia V5, FEM analysis with Altair Inspire

Abstract

The third most common fracture location in adults is fracture of the proximal femur and the femoral neck is the most fragile part which is prone to fracture. This paper addresses the mechanical behavior of the femoral implant. For this purpose, the force analysis is performed with respect to the anatomy and joint movement. The implants are modelled with the program Catia and FEM analysis is performed by Altair Inspire program. A material modification recommendation for the implant is proposed at the end.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei Frau Prof. Dr. Anna Kerstin Usbeck bedanken, die mich während der Anfertigung dieser Masterarbeit unterstützt und motiviert hat.

I. Inhaltsverzeichnis

I.	Inhaltsverzeichnis	V
II.	Abbildungsverzeichnis	VII
III.	Tabellenverzeichnis	IX
IV.	Abkürzungsverzeichnis	IX
1	Einleitung	1
1.1	Motivation	1
1.2	Problemstellung	1
1.3	Zielsetzung	2
2	Stand der Technik	4
2.1	Untersuchung des Mechanismus des Hüftgelenks	4
2.1.1	CCD- und AT-Winkel	5
2.1.2	Eigenschaften des Oberschenkelknochens	6
2.1.3	Gelenkbewegungen	7
2.1.4	Ursachen des Oberschenkelhalsbruches	8
2.1.5	Klassifikationen der Schenkelhalsfraktur	9
2.2	Untersuchung der Oberschenkelbelastungen	11
2.2.1	Kraftanalyse beim Stehen	11
2.2.2	Kraftanalyse im Einbeinstand	12
2.2.3	Kraftanalyse von normalen Aktivitäten	13
2.3	Implantattechnik	15
2.3.1	DHS - Omega3 System - Firma Stryker	16
2.3.2	Femoral Neck System – DePuy Synthes	21
3	Modellierung	25
3.1	Schraube	25
3.2	Schutzplatte	26
3.3	Kortikale Schrauben	27
3.4	Oberschenkelknochen und Montage	27
4	Analyse	29
4.1	Kraftmodellierung	29
4.2	Validierung und Verifikation	30

4.2.1	Experimentelle/FEA Ergebnisse aus der Literatur	30
4.2.2	Das vereinfachte Model und das CAD-modellierte Femur	31
4.2.3	Vergleich der Ergebnisse	33
4.3	FEM-Analyse	34
4.3.1	Oberschenkelknochen	35
4.3.2	Oberschenkelknochen mit Implantat	37
4.4	Zusammenfassung im Rahmen einer vereinfachten Modellierung	42
5	Werkstoffauswahl	44
5.1	Schrauben aus menschlichem Knochen	44
5.2	Neues Material	45
5.3	Analyse mit Implantat aus dem neuen Material	49
5.3.1	Verschiebung	49
5.3.2	Spannung	51
5.3.3	Ergebnis	52
6	Diskussion und Zusammenfassung der Ergebnisse	53
6.1	Notwendige Festigkeit der Schrauben	53
6.2	Entfernung des Implantats	54
6.3	Material des Implantats	56
7	Optimierungspotenzial	57
7.1	Optimierung der Modellierung	57
7.2	Ergänzende physikalische Tests	57
8	Auswirkung der Ergebnisse	58
9	References	59

II. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2-1: Das Hüftgelenk a) Ansicht bei geöffnetem Gelenk, b) Ansicht auf den Bandapparat zur Gelenksicherung [1]	4
Abbildung 2-2: Oberes Femurende	5
Abbildung 2-3: (a) Normales Femur; überwiegend Druckspannungen und kleine Zugspannungen im Schenkelhals; (b) kleiner CCD-Winkel (varus); große Druckspannungen und Zugspannungen; (c) großer CCD-Winkel (valgus), nur Druckspannungen im Schenkelhals [7]	5
Abbildung 2-4: AT-Winkel [9]	6
Abbildung 2-5: Architektur des Oberschenkels [7]	7
Abbildung 2-6: Die Bewegungen der Hüfte in den verschiedenen Ebenen [11]	8
Abbildung 2-7: AO-Klassifikation für Schenkelhalsfrakturen [3]	9
Abbildung 2-8: Pauwels Klassifikation: a) Pauwels I; b) Pauwels II; c) Pauwels III [4]	10
Abbildung 2-9: Einwirkende Kräfte auf den Oberschenkelknochen im statischen Zustand [16]	11
Abbildung 2-10: Einwirkende Kräfte auf den Oberschenkelknochen im Einbeinstand [7]	12
Abbildung 2-11: Druckbeanspruchung des Schenkelkopfes in der Standphase des Gehens [11]	13
Abbildung 2-12: Druckbeanspruchung des Schenkelkopfes während des Gehens [11]	14
Abbildung 2-13: Lastanalyse im Zustand "Beugen der Knie mit Unterstützung der Hände" [17]	14
Abbildung 2-14: Schraubenosteosynthese [14]	16
Abbildung 2-15: Lag screw [15]	16
Abbildung 2-16: Oberschenkelplatte [15]	17
Abbildung 2-17: Sperreinsatz [15]	17
Abbildung 2-18: Sperrschraube [28]	17
Abbildung 2-19: Kortikalisschraube [15]	18
Abbildung 2-20: Einführung des zweiten Stifts [15]	18
Abbildung 2-21: Einstellbare Winkelführung [15]	18
Abbildung 2-22: Vorbohrung und Platzschaffung für GS [15]	19
Abbildung 2-23: GS mit Adapter [15]	19
Abbildung 2-24: Positionierung der Platte [15]	20
Abbildung 2-25: GS mit abgeschrägten Kanten	20
Abbildung 2-26: Nutzung der zweiten Schraube im Oberschenkelkopf [15]	21
Abbildung 2-27: Bolzen des FNS Systems [16]	22
Abbildung 2-28: ARS-Schraube [16]	22
Abbildung 2-29: Platten des FNS Systems [16]	22
Abbildung 2-30: Verriegelungsschraube [16]	23
Abbildung 2-31: Messung der Tiefe des Einführungsdrahts durch Messstab [16]	23
Abbildung 2-32: Zusammenbau und Einführung des Implantats [16]	24
Abbildung 2-33: Einführung der ARS ins Femur [16]	24

Abbildung 2-34: Einführung der Verriegelungsschraube [16]	25
Abbildung 3-1: Modellierte Schraube mit Catia V5	25
Abbildung 3-2: Modellierte Schutzplatte mit Catia V5	26
Abbildung 3-3: Kortikale Schrauben	27
Abbildung 3-4: Montierte Knochen, Schraube und Platte in Catia V5	27
Abbildung 4-1: Versuchsaufbau [18]	30
Abbildung 4-2: Verbindung zwischen a) der Kraft und Verschiebung b) der Kraft und Von-Mises-Spannung [18]	31
Abbildung 4-3: Verschiebung im a) vereinfachten Model und b) Femur mit 490N	32
Abbildung 4-4: Von-Mises-Spannung beim vereinfachten- und Femur-Modul a) Von-Mises-Spannung für vereinfachtes Model unter 1300N und 4100N b) Von-Mises-Spannung für Femur Model unter 1300N und 4100N	33
Abbildung 4-5: Verschiebung im Femur mit 1300N	35
Abbildung 4-6: Von-Mises-Spannung im Femur mit 1300N	36
Abbildung 4-7: Von-Mises-Spannung in der Schnittansicht des Femurs mit 1300N	37
Abbildung 4-8: Verschiebung im Femur mit Implantat	38
Abbildung 4-9: Verschiebung in der Platte und Schraube	39
Abbildung 4-10: von-Mises-Spannung im Knochen mit Implantat aus Edelstahl	40
Abbildung 4-11: Von-Mises-Spannung in der Platte und Schraube aus Edelstahl	41
Abbildung 4-12: Von-Mises-Spannung in der Schnittansicht des Femurs mit der Schraube. Die Schraube verursacht eine Spannung im Femurkopf	42
Abbildung 4-13: Von-Mises-Verhalten vom Knochen unter Einfluss des Implantats mit verschiedenen Materialien	43
Abbildung 5-1: Angewendete Filter für die Werkstoffauswahl	47
Abbildung 5-2: Ergebnis der Materialauswahl mit Filtern: E-Modul < 60 GPa; Streckgrenze >210 MPa; eingeschränkte Haltbarkeit in schwachen Säuren	48
Abbildung 5-3: Eigenschaften des ausgewählten Materials, WE54A	49
Abbildung 5-4: Verschiebung im Femur mit Implantat aus Mg	50
Abbildung 5-5: Verschiebung in der Platte und Schraube aus Mg	50
Abbildung 5-6: Von-Mises-Spannung in der Platte und Schraube aus Mg	51
Abbildung 5-7: von-Mises-Spannung im Knochen mit Implantat aus Mg	52
Abbildung 6-1: Spannungsaufnahme durch Implantat a) aus Mg b) aus Edelstahl	53
Abbildung 6-2: Die Von-Mises-Spannung im Schenkelkopf: a) mit Implantat aus Edelstahl, b) mit Implantat aus Mg	54
Abbildung 6-3: Testanalyse mit drei Materialien: Edelstahl, Al, Mg	55

III. Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1: Vergleich der Ergebnisse des Tests, des vereinfachten Modells und des CAD-Femurs</i>	34
<i>Tabelle 2: Spannungsvergleich zwischen Femur ohne Implantat und mit Implantat</i>	40
<i>Tabelle 3: Anforderungsliste der Materialauswahl für die Schraube</i>	46
<i>Tabelle 4: Vergleich der Ergebnisse der Von-Mises Spannung in der Testanalyse</i>	55

IV. Abkürzungsverzeichnis

Al	Aluminium
ARS	Antirotationsschraube
AT-Winkel	Antetorsion Winkel
BW	Body Weight
CCD	Centrum-Collum-Diaphysenwinkel
DHS	Dynamische Hüftschraube
FEA	Finite Elemente Analyse
FNS	Femoral Neck System
GEH	Gestaltänderungshypothese
GS	Gleitschraube
Mg	Magnesium
OP	Operation

1 Einleitung

1.1 Motivation

Die dritthäufigste Frakturlokalisation bei Erwachsenen ist die Fraktur des proximalen Oberschenkels und die meisten Brüche im Oberschenkel passieren in Oberschenkelhals. Das Lebenszeitrisko, eine Fraktur des koxalen Femurs zu erleiden, beträgt bei Frauen etwa 11 bis 23 % und bei Männern 5 bis 11 %. Allein in Deutschland werden mehr als 100.000 Frakturen in diesem Bereich jährlich behandelt, was ca. 2,5 Milliarden Euro kostet. Mit der steigenden Lebenserwartung und dem stetig steigenden Anteil älterer Menschen an der Bevölkerung bedeutet dies auch eine Zunahme von Schenkelhalsfrakturen. So ist in den nächsten 60 Jahren eine Vervierfachung der Inzidenz zu erwarten. Ein sehr bedeutender Punkt ist, dass die perioperative Mortalität bei ca. 7% und die Sterberate in einem Jahr nach der Fraktur bei 20% liegt. Diese großen Kosten, Risiken, sozioökonomischen Probleme und Leiden, die eine große Anzahl der Menschen betreffen, machen das Forschungspotenzial in diesem Bereich deutlich.

In Osteosyntheseverfahren (Osteosynthese bedeutet Knochenverbindung. Es geht um ein operatives Verfahren zur Behandlung von Knochenbrüchen, bei dem die Bruchstücke mit Hilfe von Schrauben, Platten, Nägeln oder Drähten verbunden werden) werden die kannülierte Schraubenosteosynthese oder die dynamische Hüftschraube (DHS) als Lösung betrachtet. Um die Bruchteile zusammenzuziehen, zusammenzuhalten und wachsen zu lassen, wird eine Schraube bis zu einigen Millimetern vom Femurkopf entfernt in den Femurhals eingeführt. [1] & [2]

Der Heilungsprozess kann bis zu vier Monate dauern. In Osteosyntheseverfahren bleiben die Implantate in den meisten Fällen im Körper. Allerdings, wenn die Patienten sich dies wünschen, werden die Implantate nach einem Jahr ab der OP entfernt.

In dieser Arbeit wird die wirkende Last und Spannung auf das Femur betrachtet und der Einfluss des Implantats auf den Oberschenkelkopf analysiert.

1.2 Problemstellung

Die Hälfte der Patienten mit Schenkelhalsfrakturen erleiden Langzeitschäden, ein Viertel ist dauerhaft auf Hilfe angewiesen [2]. Es gibt die Wahrscheinlichkeit, dass die Patienten als Spätkomplikation eine Pseudarthrose erleiden können. Außerdem kommt es in vielen Fällen vor, dass der Patient noch längere Zeit nach der OP im Bereich des Hüftgelenks Schmerzen hat.

Eine Befragung von älteren Menschen zeigte, dass nach der Schenkelhalsfraktur in 24% aller Fälle ein Hüftschmerz auftritt. Das Implantat kann nach der Operation im Körper bleiben und nicht entfernt werden, außer bei besonderen Fällen wie bei Infekten, Fehllagen, Störungen durch seitlich überstehendes Material oder auf Wunsch des Patienten. [3]

Je jünger der Patient ist, desto anatomischer sollte repositioniert werden und mit zunehmendem Alter kann leicht valgisiert (als valgisiert bezeichnet man eine Fehlstellung, bei der der körperfernere Teil über das Normalmaß hinaus von der Mittellinie weg weist (Erklärung von Wikipedia)) fixiert werden. In Fällen mit anatomischer Reposition beträgt die Rate der Coxarthrosen lediglich 21% und bei Operationen in mehr als 5° Valgisierung 56%.

Jede Operation und jedes Einsetzen von Implantaten birgt eine Infektionsgefahr.

Eine weitere Komplikation dieser Operationen könnte die Entstehung der Kopfnekrose (abgestorbenes Gewebe, das nicht wieder lebendig wird, aber die Wundheilung stört) sein, die ab vier Monaten bis fünf Jahren nach der Operation auftreten könnte. Bei der Hüftkopfnekrose handelt es sich um die Zerstörung des gelenknahen Knochens des Oberschenkelkopfes im Rahmen einer Durchblutungsstörung [4] & [5]. Die Auftretenswahrscheinlichkeit einer Kopfnekrose bei über 60-jährigen beträgt mehr als 50%. [1]

Als Komplikation nach der Schenkelhals-Operation kann die Beinlängendifferenz genannt werden. Der Anteil der Patienten mit einer Beinlängendifferenzen von zwei bis vier cm ist relativ groß. [3]

1.3 Zielsetzung

Das Ziel der Arbeit lautet wie folgt:

- Zusammenbau mit FE-Methode bezüglich Spannungen, Dehnungen und Verformungen analysieren
- Die medizinischen Operationsverfahren und -methoden mechanisch betrachten
- Spannungen bewerten und Maßnahmen zur Optimierung erarbeiten / vorschlagen

In dieser Arbeit wird die Verbindung zwischen dem Implantat und dem Oberschenkel betrachtet und analysiert. Zuerst wird der Mechanismus des Oberschenkels und die auf ihn einwirkenden Lasten erläutert. Es geht weiter mit der Vorstellung der Dynamische-Hüftschraube(DHS)-Formen und den entsprechenden Operationstechniken.

Um die Kraftmodellierung und die Analyse durchzuführen, wird mittels verschiedener Methoden aus der Literatur die wirkende Kraft auf das Femur untersucht.

Für die Modellierung der Operation wird das CAD-Model der Implantate benötigt, was hier mit Catia konstruiert wird. Für das Femur wird eine Step-Datei benutzt.

Hierbei ist es sehr wichtig zu analysieren, welche Auswirkung und welchen Unterschied die Existenz des Implantats im Knochen hat. Daher wird erst einmal das Verhalten des Oberschenkelknochens unter Beanspruchung ohne Implantat und anschließend mit Implantat analysiert und verglichen.

Nach diesem Schritt werden Möglichkeiten von konstruktiven Verbesserungen diskutiert. Es wird die Möglichkeit der Verwendung anderer Materialien untersucht.

2 Stand der Technik

2.1 Untersuchung des Mechanismus des Hüftgelenks

Das Hüftgelenk ist ein kugelförmiges Gelenk, das drei Freiheitsgrade besitzt. Es erlaubt einen großen Bewegungsumfang mit Drehungen um alle Raumachsen. Der Gelenkkopf ist ein Kugelabschnitt (ca. zwei Drittel einer Kugel). Der Gelenkkopf ist vom Gelenkknorpel bedeckt und steckt tief in der Hüftpfanne (Acetabulum).

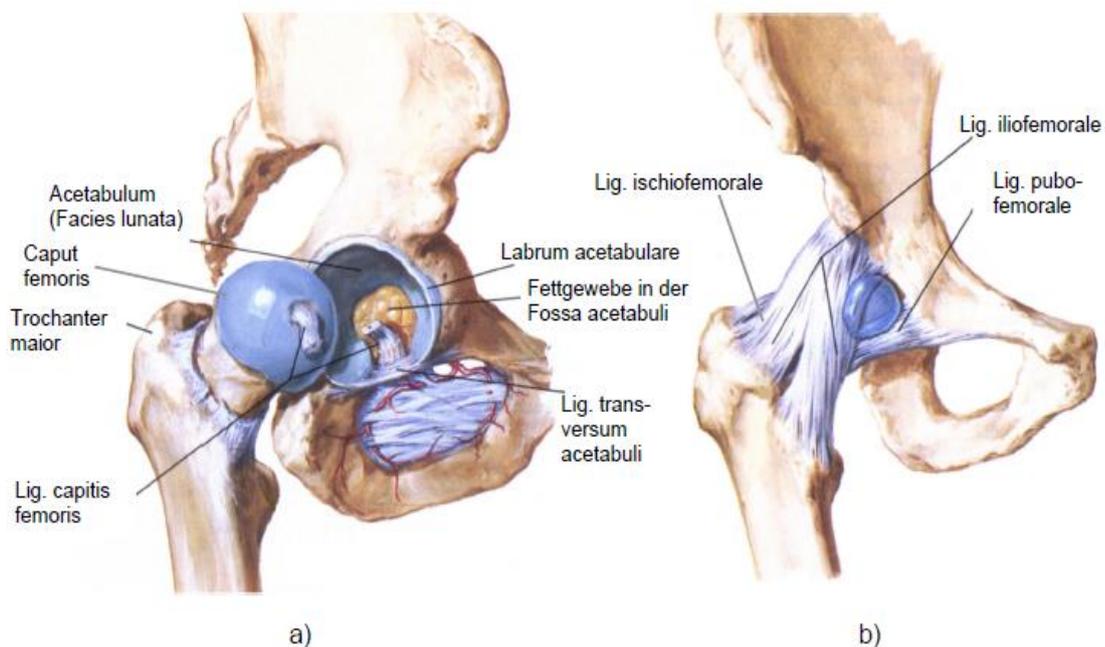


Abbildung 2-1: Das Hüftgelenk a) Ansicht bei geöffnetem Gelenk, b) Ansicht auf den Bandapparat zur Gelenksicherung [1]

Ein starker Bandapparat hält den Gelenkkörper zusammen (Abbildung 2-1). Die Bänder stellen eine flexible Struktur dar, die in verschiedenen Bewegungen und Situationen zu- und aufgedehnt wird. In der Standphase ist das Gelenk fest verbunden, in der Schwungphase gelockert.

Das obere Femurende besteht aus vier Teilen und zwar aus Oberschenkelkopf, Oberschenkelhals, Trochanter maior und Trochanter minor (Abbildung 2-2). [6] & [7]

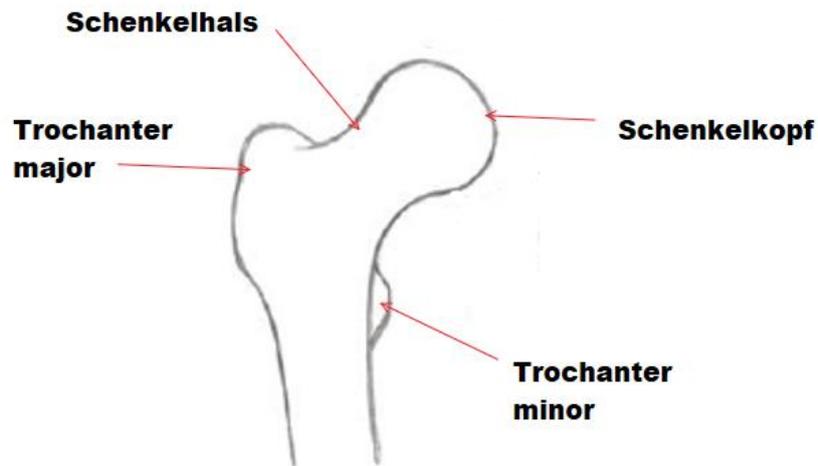


Abbildung 2-2: Oberes Femurende

2.1.1 CCD- und AT-Winkel

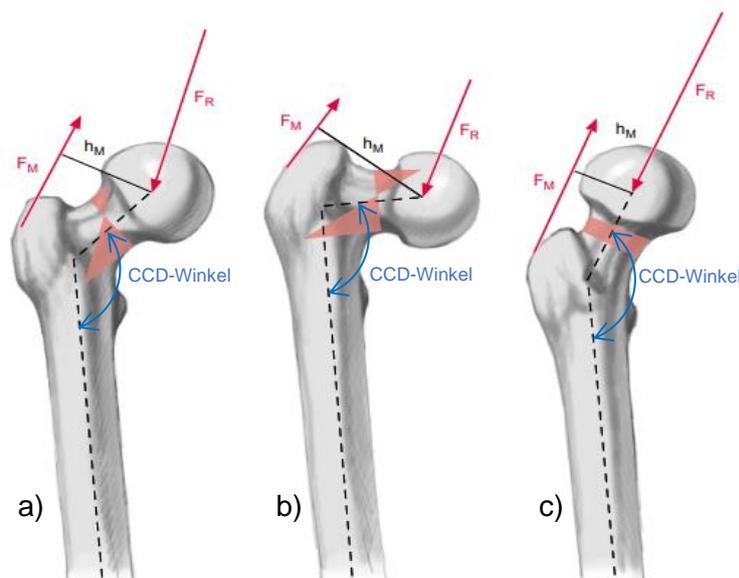


Abbildung 2-3: (a) Normales Femur; überwiegend Druckspannungen und kleine Zugspannungen im Schenkelhals; (b) kleiner CCD-Winkel (varus); große Druckspannungen und Zugspannungen; (c) großer CCD-Winkel (valgus), nur Druckspannungen im Schenkelhals [7]

CCD (Centrum-Collum-Diaphysenwinkel) ist der Winkel zwischen dem Oberschenkelknochen und dem Oberschenkelhals in der Frontalebene und liegt im Bereich 120 - 145° (Abbildung 2-3). Wenn der CCD-Winkel zu klein ist, ist die Druck- und Zugspannung zu groß und die Bruchwahrscheinlichkeit höher. Bei einem größeren Winkel wird der Schenkelhals ausschließlich druckbelastet und die Scherkräfte werden reduziert. Weil in diesem Fall der Druck in der Richtung

der Länge des Halses wirkt, wird das Femur wenig belastet. Normalerweise beträgt dieser Winkel bei einem Neugeborenen ca. 150° und verkleinert sich mit zunehmendem Alter. Ein Winkel größer als 125° wird Coxa Valga und ein Winkel kleiner als 125° wird Coxa Vara genannt. Bei einem Coxa Valga ist eine größere Muskelkraft erforderlich und bei einem Coxa Vara eine kleinere, um das Becken im Drehmomentgleichgewicht zu halten. [3] & [7]

Das Femur hat einen anderen Winkel in der Transversalebene, der AT (Antetorsion) Winkel heißt. Wie aus dem Namen zu ersehen ist, sorgt dieser Winkel dafür, dass keine Torsion auf das Femur einwirkt (Abbildung 2-4). Der AT-Winkel ist wie der CCD-Winkel altersabhängig und beträgt bei einem kleinen Kind 30° und bei einem Erwachsenen $10 - 15^\circ$, wobei der Normwert bei 12° liegt. Wenn es eine Abweichung im negativen Bereich (ca. -10°) gibt, wird sie als Retrotorsion und im positiven Bereich (ca. 45°) als Antetorsion bezeichnet. [8] & [9]

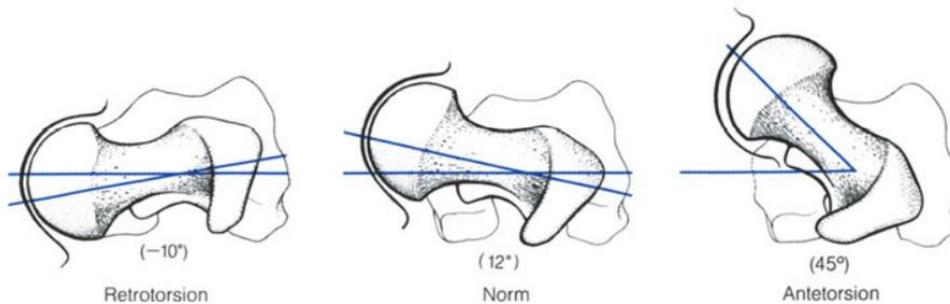


Abbildung 2-4: AT-Winkel [9]

2.1.2 Eigenschaften des Oberschenkelknochens

Der Femurkopf besitzt einen Durchmesser von etwa 3,5 - 5,5 cm und ist aus dichter Spongiosa aufgebaut.

Nach der äußeren Form unterscheidet man folgende Knochenformen: lange Knochen, kurze Knochen, platte Knochen und unregelmäßige Knochen. Der Oberschenkelknochen ist ein langer Knochen. Wie andere Knochen besteht das Femur auch aus dem trabekulären und kortikalen Knochen.

Der kortikale Knochen ist dicht und fest und umgibt den Knochenmarkraum, während ein trabekulärer Knochen aus einem wabenartigen Netzwerk von Trabekelplatten und -stäben besteht, die in den Knochenmarkraum eingestreut sind. Sowohl kortikaler als auch trabekulärer Knochen sind aus Osteonen aufgebaut (Abbildung 2-5).



Abbildung 2-5: Architektur des Oberschenkels [7]

Im gesamten Körper ist das Verhältnis von Kortikal zu Trabekulär 80 zu 20, allerdings ist dies in verschiedenen Knochen unterschiedlich. Im Femurkopf ist dieses Verhältnis ungefähr 50 zu 50. [10]

In der Literatur sowie in dem Programm „CES Edupack“ werden die Eigenschaften des Knochens wie folgt angegeben:

E – Modul	Streckgrenze	Dichte	Poisson Zahl
17 – 22 GPa	120 – 160 MPa	$1,8e^3 - 2,1e^3 \text{ kg/m}^3$	0,31 – 0,41

2.1.3 Gelenkbewegungen

Die Verbindungsmuskeln haben drei biomechanische Funktionen. Sie ermöglichen aktive Bewegungen, stabilisieren die Gelenke und reduzieren die mechanische Beanspruchung der Knochen.

Die Bewegungen der Hüfte können in drei Formen betrachtet werden: Extension/Flexion, eine Rotation um die x-Achse; Adduktion/Abduktion, eine Rotation um die y-Achse; Innen-

/Außenrotation, eine Rotation um die z-Achse. Die oben genannten Bewegungen sind in der Abbildung 2-6 zu sehen.

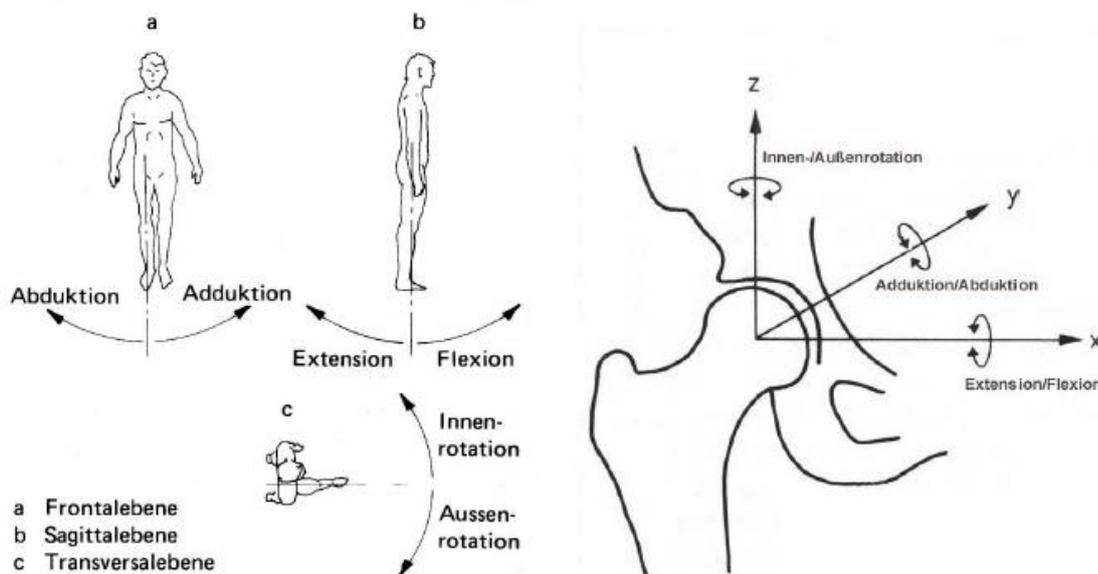


Abbildung 2-6: Die Bewegungen der Hüfte in den verschiedenen Ebenen [11]

Das Bewegungsfeld des Beines liegt weitgehend vorne, das heißt im Kontrollfeld der Sehorgane. [11]

2.1.4 Ursachen des Oberschenkelhalsbruches

Schenkelhalsfrakturen bei älteren Patienten:

Neben dem Problem der Entstehung von Osteoporose (Osteoporose ist eine chronische Erkrankung der Knochen, bei der das Verhältnis von Knochenaufbau und -abbau gestört ist, wodurch die Knochenmasse abnimmt. Unter dieser Erkrankung leiden mehr als sechs Millionen Menschen in Deutschland [12]) haben ältere Menschen u.a. auch verminderte Schutzreflexe, eine erhöhte Fallneigung und einen langsameren Gang, der sie im Falle eines Sturzes eher auf die Hüfte fallen lässt. Weiterhin spielen Mikrofrakturen eine nicht unerhebliche Rolle.

Histologische Untersuchungen an Leichenknochen und Operationspräparaten zeigen, dass alle Hüftköpfe von Personen über 60 Jahren eine Knochendichte unter $0,5 \text{ g/cm}^3$ aufweisen und unterhalb dieser kritischen Knochendichte die Zahl der Mikrofrakturen im Hüftkopf von durchschnittlich 10 auf bis zu 350 steil ansteigt. Das bedeutet, dass der Grund einer medialen

Schenkelhalsfraktur bei alten Menschen eher eine Kombination von Ermüdung und muskulär bedingter axialer Kompression, als der eines Sturzes ist. [3]

Schenkelhalsfrakturen bei jüngeren Patienten:

Bei normalen Knochen sind Schenkelhalsfrakturen selten und immer Folge eines erheblichen Traumas, typischerweise eines Sturzes auf den *Trochanter Major* oder eines Hochrasanztraumas (ein Trauma durch massive Einwirkung von kinetischer Energie), oft auch als Teil einer Kettenverletzung infolge eines Aufpralls am Armaturenbrett eines Autos, bei abduziertem Bein oder axialer Stauchung. Ein weiterer Mechanismus ist die aufgezwungene Außenrotation des Beines, während der Hüftkopf von den kräftigen Bändern in der Pfanne zentriert wird. [3]

2.1.5 Klassifikationen der Schenkelhalsfraktur

Es gibt drei gebräuchliche Klassifikationen für Schenkelhalsfrakturen: AO-, Pauwels- und Garden-Klassifikation. Auf Grund der Relevanz erfolgt nur eine Betrachtung der AO-Klassifikation und der Pauwels-Klassifikation.

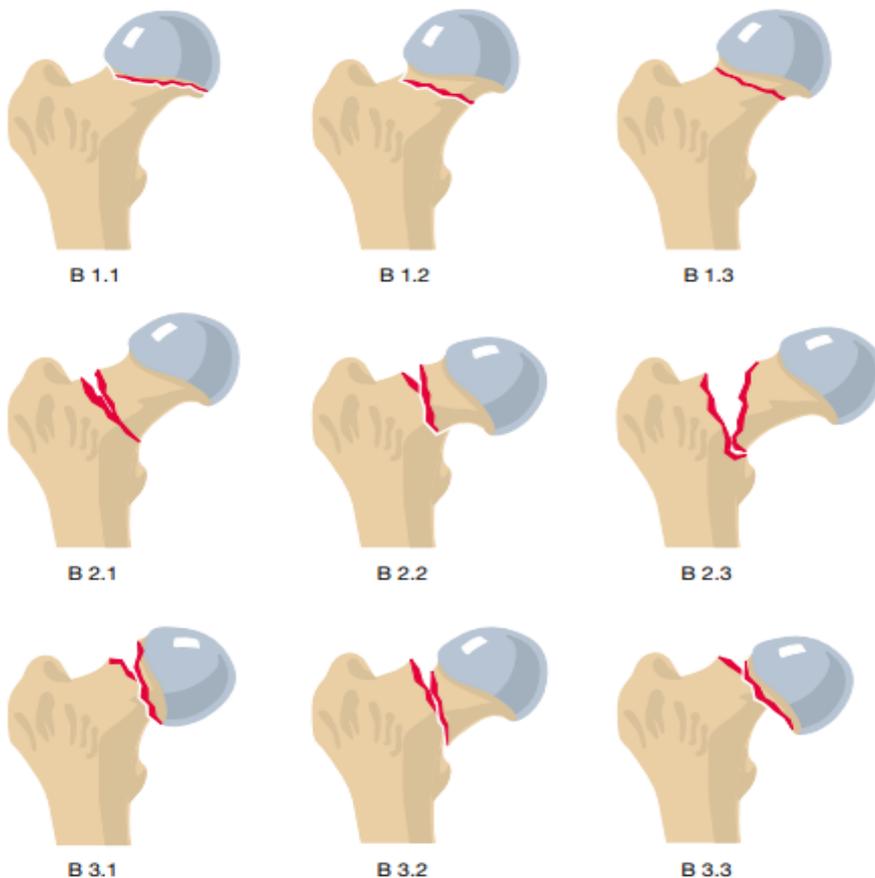


Abbildung 2-7: AO-Klassifikation für Schenkelhalsfrakturen [3]

2.1.5.1 AO-Klassifikationen

Nach der AO-Klassifikation (Klassifikation der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) wird jede beliebige Fraktur mit einem vierstelligen Code bezeichnet (Abbildung 2-7). Das proximale Femur wird nach der AO-Klassifikation mit 31 klassifiziert.

Diese Klassifikation unterscheidet extraartikuläre Frakturen der Trochanterregion (A1–A3) von intraartikulären Schenkelhalsfrakturen (B1–B3) und Kopfbrüchen mit Gelenkflächenbeteiligung (C1–C3).

Die B-Frakturen werden mit kanülierten oder dynamischen Schrauben (B1 und B2) bzw. Gelenkersatz oder -teilersatz (B3-Frakturen mit kleinem Kopfsegment) versorgt. [13], [3]

2.1.5.2 Pauwels-Klassifikation:

Pauwels klassifizierte die Schenkelhalsfrakturen in Abhängigkeit der Neigung der Frakturebene zur Horizontalen, wobei mit zunehmendem Winkel die Dislokationsgefahr steigt (Abbildung 2-8). [4]

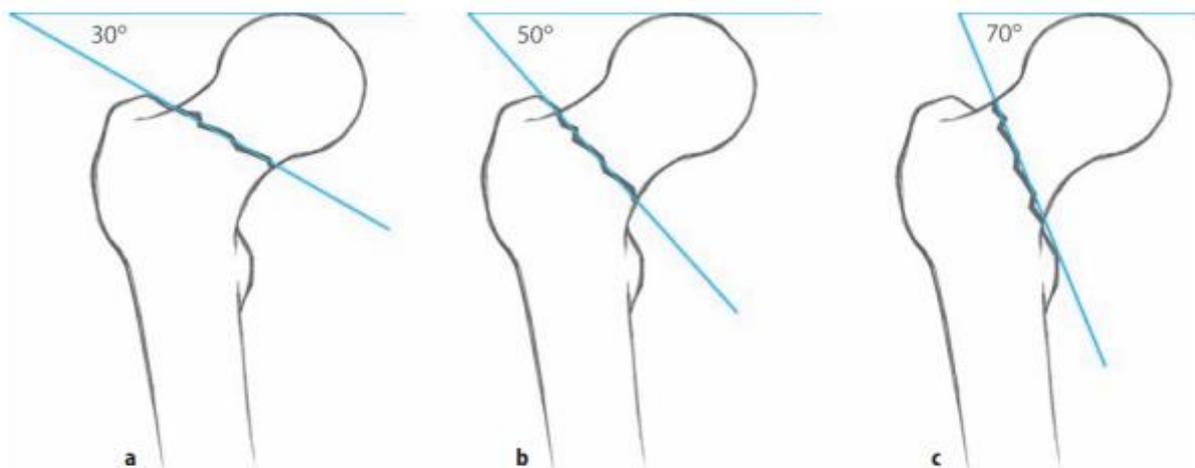


Abbildung 2-8: Pauwels Klassifikation: a) Pauwels I; b) Pauwels II; c) Pauwels III [4]

Je steiler die Frakturlinie verläuft, desto instabiler ist die Fraktur bei axialer Lasteinwirkung. Mit größerem Frakturwinkel treten bei axialer Last vermehrt Scherkräfte auf. [2]

2.2 Untersuchung der Oberschenkelbelastungen

2.2.1 Kraftanalyse beim Stehen

Mechanisch gesehen gibt es im statischen Zustand ein Momentgleichgewicht zwischen partiellem Körpergewicht (W) und dessen Hebelarm (B) sowie zwischen der Muskelkraft (Ab) und deren Kraftarm (A) (Abbildung 2-9). Im zweibeinigen Stand wird die Hüfte nur vom Oberkörper belastet. Da die Beine ungefähr 33% des Körpergewichts ausmachen, lasten auf beiden Hüftseiten etwa 67% des Körpergewichts, bzw. 33% des Körpergewichts auf einer Seite der Hüfte. [14]

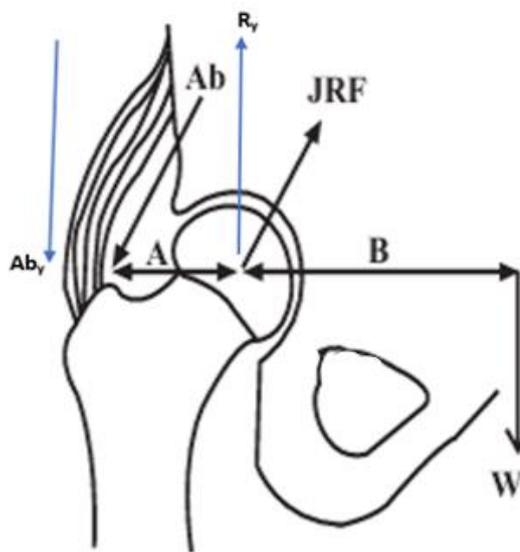


Abbildung 2-9: Einwirkende Kräfte auf den Oberschenkelknochen im statischen Zustand [16]

A & B: Kraftarm, W: Körpergewicht, AB: Muskelkraft der Abduktoren, JRF: Reaktionskraft des Gelenks

Die Größe der Hebelarme beträgt ungefähr: $A = 5,4 \text{ cm}$ und $B = 13 \text{ cm}$.

Da im Femurkopf ein Drehmomentgleichgewicht entsteht, gilt:

$$5,4 * Ab_y = 13 * W \quad \rightarrow \quad Ab_y = 2,4 W \quad \rightarrow \quad R_y = W + Ab_y = 3,4 W$$

Angenommen, dass der Winkel zwischen R und JRF gleich 30° ist:

$$JRF = \frac{R}{\cos 30^\circ} = \frac{3,4 W}{\cos 30^\circ} \approx 4 W$$

Mit der Annahme, dass das Gewicht gleich 100 kg beträgt, ist das einwirkende Körpergewicht auf jeder Hüfte:

$$W = 33\% * 100kg = 33kg \quad \rightarrow \quad JRF \approx 4W = 4 * 33kg = 132kg$$

2.2.2 Kraftanalyse im Einbeinstand

Im Einbeinstand kommt es zu einer erheblichen Erhöhung des Gewichts auf der standbeinseitigen Hüfte, da diese nun zusätzlich zum Gewicht des Oberkörpers das Gewicht des Spielbeins tragen muss. Es kommt zu einer Gesamtgewichtsverteilung auf einem, statt auf zwei Beinen. Außerdem verlagert sich die Schwerkraftlinie des gesamten Körpergewichts aus dem Bereich zwischen den Füßen, in die Richtung des Spielbeines und infolgedessen baut sich ein größerer Hebelarm auf, welcher zu einer Vergrößerung des Moments auf den Femurkopf führt.

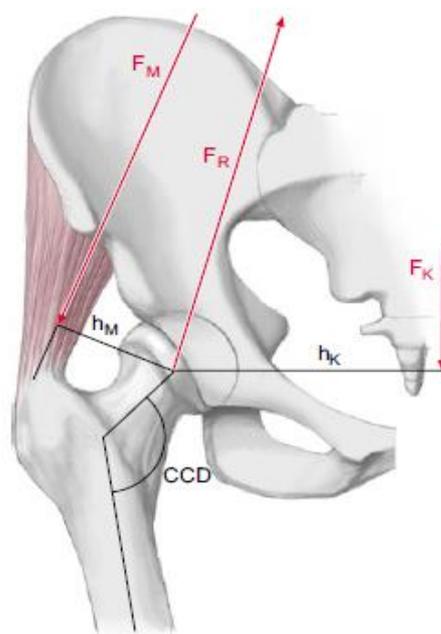


Abbildung 2-10: Einwirkende Kräfte auf den Oberschenkelknochen im Einbeinstand [7]

In diesem Fall stellt sich das partielle Körpergewicht (Körpergewicht minus Standbeingewicht, F_K , das in der Literatur mit ca. 83 % des gesamten Körpergewichtes angegeben wird [8]) und seinem Hebelarm (h_K) ein Drehmoment ($M_K = F_K \times h_K$) am Hüftgelenk ein und versucht, das Becken zu kippen. Für die Stabilisierung des Gelenks muss ein gleich großes Drehmoment in der Gegenrichtung erzeugt werden. Die Erzeugung dieses Drehmoments übernimmt die Abduktorenmuskelkraft (F_M) mit Hilfe ihres Hebelarmes (h_M), ($M_M = F_M \times h_M$).

Der Trochanter Major versucht einen großen Abstand (Hebelarm) zum Hüftkopfdrehzentrum zu bilden und damit reduzieren sich die zur Stabilisierung notwendigen Muskelkräften sowie die Beanspruchung des Oberschenkelknochens (Abbildung 2-10). [7]

2.2.3 Kraftanalyse von normalen Aktivitäten

Die erste Ermittlung der Hüftgelenkbelastung hat Pauwels durchgeführt. Er berechnete mit einem vereinfachten Rechenmodell den Verlauf der auf das Hüftgelenk einwirkenden Kräfte während des gesamten Gehens. Die Daten stammen von einem Probanden mit einem Körpergewicht von 58,7 kg. Das Diagramm zeigt zwei maximale Belastungen.

Die erste Belastung tritt kurz nach dem Auftreten des Fußes auf, wobei der Winkel in vertikalen 18° beträgt und der Körper nach vorne bewegt werden muss. Die Last in diesem Moment reicht bis zu einem 4,4-fachen des Körpergewichts. Die zweite Belastung wird bei ungefähr 75% des Gehzyklus, kurz vor dem Abstoßen des Fußes vom Boden, mit 3,6-fachem Körpergewicht beschrieben (Abbildung 2-11).

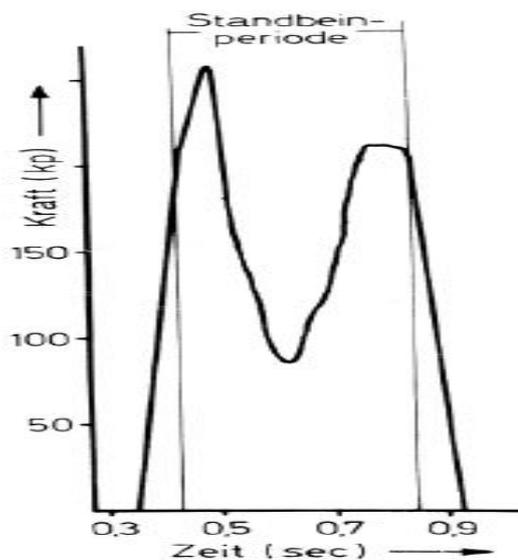


Abbildung 2-11: Druckbeanspruchung des Schenkelkopfes in der Standphase des Gehens [11]

In der Abbildung 2-12 ist die Druckbeanspruchung des Schenkelkopfes in einem Gehzyklus bzw. verschiedenen Phasen des Gehens zu sehen. Diese Abbildung zeigt zwei Belastungsspitzen, wobei das zweite Maximum gelegentlich höher ist als das Erste.

Bei mittlerer Gehgeschwindigkeit werden Mittelwerte von ca. 4-fachem bzw. 5,5-fachem Körpergewicht angegeben.

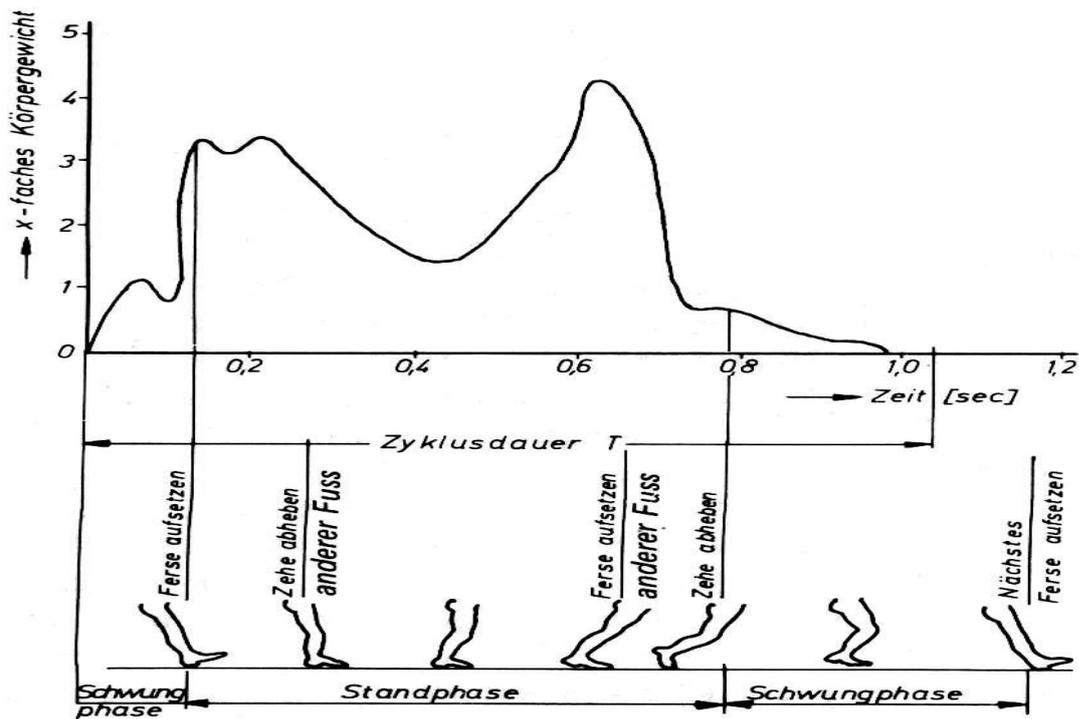


Abbildung 2-12: Druckbeanspruchung des Schenkelkopfes während des Gehens [11]

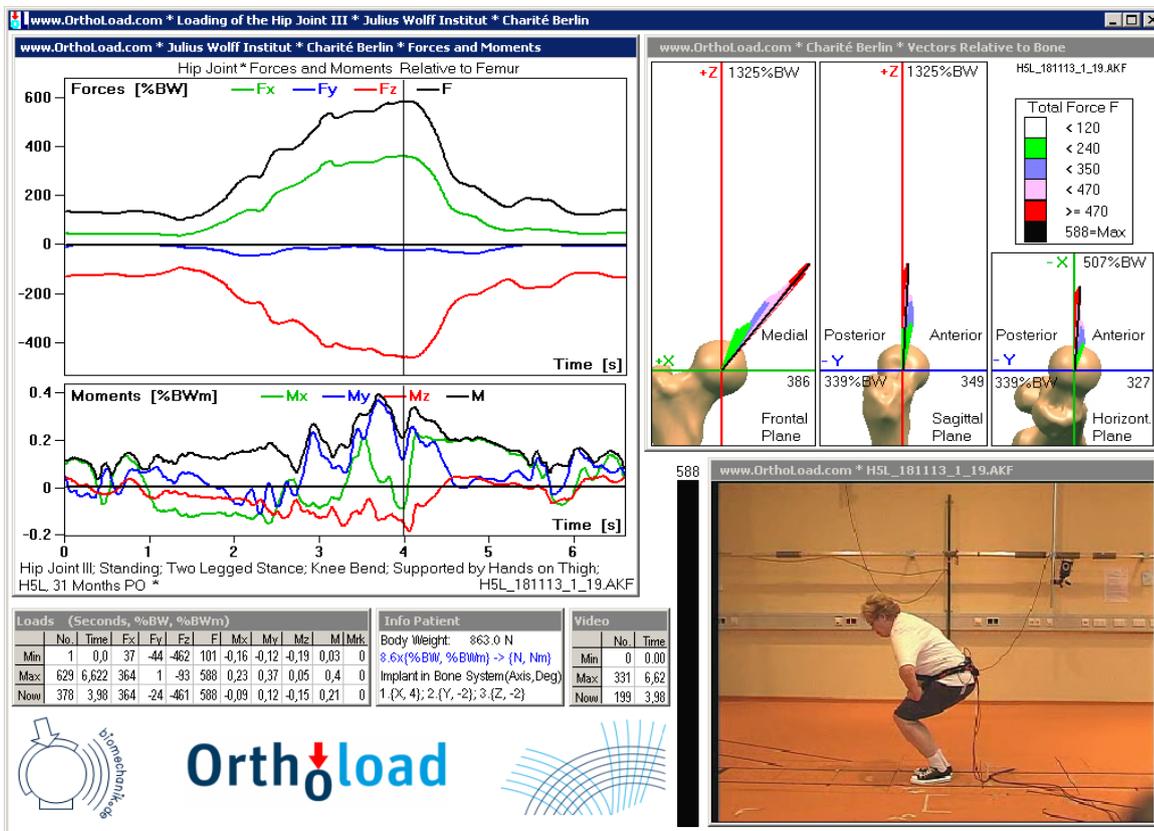


Abbildung 2-13: Lastanalyse im Zustand "Beugen der Knie mit Unterstützung der Hände" [17]

Die Last auf den Oberschenkelkopf kann sich bei täglichen Aktivitäten erhöhen. [11]

Da die Messung von auftretenden Kräften kompliziert ist, sind die Entwickler von Orthoload (in diesem Institut werden die wirkenden Belastungen mit Hilfe von instrumentierten Implantaten direkt an Patienten gemessen) auf die Idee gekommen, Kraftmessdosen in verschiedene Implantate einzubauen, um die auftretenden Kräfte bei verschiedenen Belastungen zu ermitteln.

Abbildung 2-13 zeigt die Aufzeichnungen der Kräfte und Momente im Hüftgelenk in dem Zustand "Beugen der Knie mit Unterstützung der Hände". Die maximal auftretende Kraft bei dieser Bewegung reicht bis zum 5,9-fachen des Körpergewichts.

2.3 Implantattechnik

Es gibt zwei häufig benutzte Arten von Implantaten für die Behandlung von Femurhalsfrakturen:

Schraubenosteosynthese (Zugschraube), die klassischerweise für die Schenkelhalsfraktur bei jüngeren Patienten verwendet wird, die postoperativ unter Teilbelastung mobilisiert werden können. In dieser Behandlung werden bis zu drei Schrauben eingebracht. Das Gewinde der Schraube muss sich im Kopffragment befinden, um die gewünschte interfragmentäre Kompression zu ermöglichen.

Dynamische Hüftschraube (DHS), die einen Gleitmechanismus der Schenkelhalskomponente besitzt. Das Prinzip der DHS ist ein Querzugband, zusätzlich innere Schienung und Kompression zwischen Frakturen. Die ideale Position ist in der a.-p.-Ebene etwas unterhalb der Mitte des Schenkelhalses nahe dem Adamsbogen und in der axialen Ebene in der Mitte oder leicht dorsal. Das Gewinde darf sich nur im kontralateralen Kopffragment befinden. (Abbildung 2-26)

Die Schraubenosteosynthese wird bei jüngeren Patienten benutzt, aber die Oberschenkelhalsfraktur erleiden zum großen Teil ältere Personen. Daher ist das typische Implantat für diese Fraktur die DHS. Sie wird in dieser Arbeit vorgestellt und am Ende ihre Funktionalität analysiert. [1]

DHS wird in unten genannten Operationen (nach AO-Klassifikationen) verwendet:

- Femurhalsfrakturen (AO-Typ 31-B)
- Pertrochantäre Frakturen (AO-Typ 31-A1 und 31-A2)
- Intertrochantäre Frakturen (AO-Typ 31-A3)
- Subtrochantäre Frakturen

Einige Firmen haben innovative Ideen zu der Konstruktion der DHS umgesetzt. Zwei DHS-Arten werden im Folgenden vorgestellt.



Abbildung 2-14: Schraubenosteosynthese [14]

2.3.1 DHS - Omega3 System - Firma Stryker

Das erste Produkt ist das „Omega3 System“ von der Firma Stryker. Das verwendete Material in diesem Produkt ist eine Legierung aus Edelstahl.

2.3.1.1 System - Highlights

- **Lag screw:**

In dieser Art der Operation werden die gebrochenen Teile des Knochens mit Hilfe einer Schraube (*lag screw* oder Gleitschraube) verbunden.

Diese Schraube gibt es in zwei Arten: 13 mm bzw. 15 mm Schraube.

Die Vorderkante des Schneidfadens greift schnell ein, mit oder ohne Tippen und bietet eine taktile Steuerung bei der endgültigen Positionierung (Abbildung 2-15).



Abbildung 2-15: Lag screw [15]

- **Low Profile Hip Plate (Hüftplatte):**

Die Platte ist in zwei Formen, Standardzylinder (38 mm) und Kurzzylinder (25 mm), erhältlich. Wegen der unterschiedlichen CCD-Winkel bei Femora, die oben erklärt wurden, ist die Platte in verschiedenen Varianten von Größen und Winkeln verfügbar.

Die Seitenplattenlöcher sind geeignet für bis zu 6,5 mm Schrauben, um sie am Femurschaft zu befestigen. Bidirektionale Schaftbohrungen nehmen die winklige Fixierung der Konstruktion (Abbildung 2-16).



Abbildung 2-16: Oberschenkelplatte [15]

- **Locking screw und locking insert (Sperr- oder Verriegelungsschraube und Sperreinsatz):**

Eine Kombination von 5,0 mm Sperreinsätzen (Abbildung 2-17) mit 5,0 mm Verriegelungsschrauben (Abbildung 2-18), die für winkelstabile Fixierung in der Hüftplatte verwendet werden. Die Verriegelungsschrauben werden in die Platten geführt, um die Gefahr des Verkantens und Kaltschweißens zu minimieren. Diese Schrauben haben Gewinde im Kopf und können im Plattenloch verriegelt werden. Dadurch entsteht eine Winkelstabilität.



Abbildung 2-18: Sperrschraube [28]



Abbildung 2-17: Sperreinsatz [15]

- **Kortikalisschraube:**

Diese Schrauben haben abhängig von der Form und Größe des Knochens unterschiedliche Längen. Mit diesen Schrauben wird die Platte an dem Oberschenkelchaft befestigt. Es handelt sich um eine selbstschneidende Schraube und es gibt sie auch in der Verriegelungsform (Abbildung 2-19).



Abbildung 2-19: Kortikalisschraube [15]

2.3.1.2 Operationstechnik

Zuerst wird durch eine Röntgendurchleuchtung der CCD-Winkel des Oberschenkels festgestellt. Um an einem genauen Punkt an dem Oberschenkelknochen eine Bohrung vorzunehmen, wird eine Winkelführung benutzt. Dadurch wird die genaue Position der Bohrung festgelegt. Der meistbenutzte Winkel hierfür ist ein 135°-Winkel, wobei die Winkelführung die Möglichkeit bietet, einen Winkel zwischen 130° bis 150° einzustellen. (Abbildung 2-21)



Abbildung 2-21: Einstellbare Winkelführung [15]

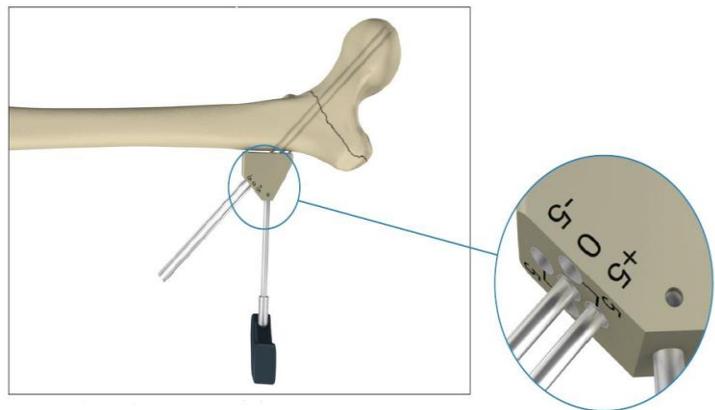


Abbildung 2-20: Einführung des zweiten Stifts [15]

Der Knochen wird mit einem Bohrungsdraht aus CoCr $\varnothing 2,8$ mm eingebohrt, um jede Umlenkung zu vermeiden und damit wird die genaue Positionierung der Gleitschraube (GS) festgelegt. Das Tiefenmessgerät zeigt die exakte Länge des Führungsstifts an, der in den Knochen eingeführt wird. Der Chirurg muss entscheiden, bis zu welcher Tiefe die Schenkelhalsschraube eingebracht werden soll.

Der Führungsstift für die GS muss in eine niedrigere Position gebracht werden, um den Platz für die Platzierung eines zweiten Pins zu schaffen (Abbildung 2-20), weil in den meisten Fällen ein zweiter Stift parallel zum ersten in den Knochen eingeführt werden muss, damit der Kopf des

Knochens sich nicht dreht (es wird torsionsfest) (Abbildung 2-26). Das ist besonders wichtig, weil sich der Oberschenkelkopf während des Einfügens der Schraube drehen kann.



Abbildung 2-22: Vorbohrung und Platzschaffung für GS [15]

Hierfür wird noch einmal die Winkelführung benutzt. Für diesen Zweck hat die Führung fünf parallele vorgebohrte Löcher.



Abbildung 2-23: GS mit Adapter [15]

Während der Stift sich im Knochen befindet, wird der Knochen mit einem Bohrer vorgebohrt, damit die GS einfach eingedreht werden kann (Abbildung 2-22). Die GS wird mit einem Adapter verbunden und bis zu einer bestimmten Tiefe in den Knochen eingedreht (Abbildung 2-23). Die GS und der Stift bleiben im Knochen und der Adapter wird herausgezogen.

Nun wird die Platte an und in dem Knochen platziert. Die Platte muss am Oberschenkelknochen festgeschraubt werden. Dies erfolgt durch drei, bei manchen Platten durch vier, Schrauben. Diese Schrauben haben, abhängig von der Form des Knochens, unterschiedliche Längen (Abbildung 2-24). Für jede dieser Schrauben wird ein Sperreinsatz benutzt, dessen Funktionsweise im Folgenden noch beschrieben wird.

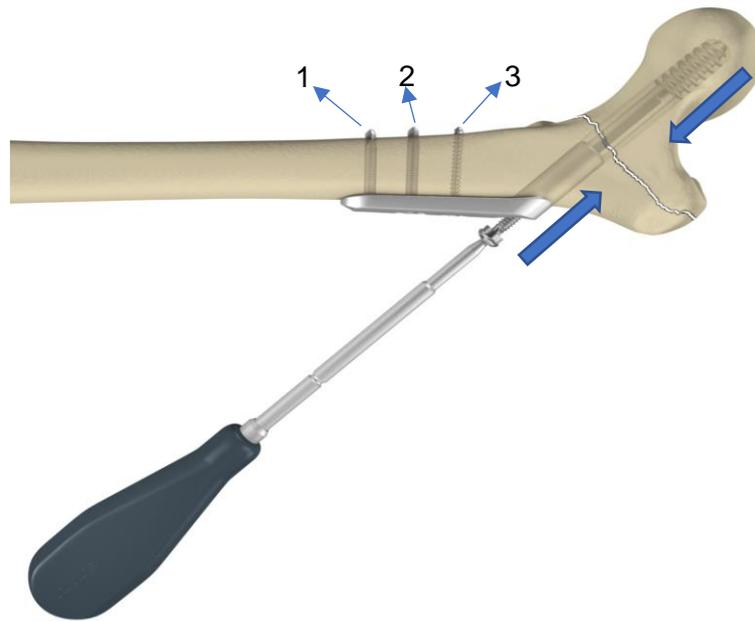


Abbildung 2-24: Positionierung der Platte [15]

Durch die GS werden die gebrochenen Teile des Knochens zueinander gezogen. Allerdings kann es passieren, dass die GS sich in der Platte löst und dreht. Um das zu vermeiden, haben Schrauben und Platte abgekantete Ecken, die ineinander blockiert werden (Abbildung 2-25).



Abbildung 2-25: GS mit abgegrägten Kanten

Das bedeutet, dass die Schraube nicht in die Platte eingedreht, sondern geschoben wird. Nun ist die Schraube drehfest, aber kann sich immer noch in die Richtung der Bohrung bewegen und aus der Platte herausrutschen. Um dies zu verhindern, hat die *lag screw* ein Innengewinde und wird durch eine Verriegelungsschraube (Sperrschraube) in der Platte fixiert. Dadurch werden auch die gebrochenen Teile des Knochens fest zusammengezogen (Abbildung 2-24).

Da die Platte keine Gewinde hat, wird der Sperreinsatz benutzt, der ein Innengewinde besitzt und durch seine Form am Rohr der Platte blockiert wird.

Nun ist der Kopf des Oberschenkels durch die GS fixiert worden, allerdings ist es wahrscheinlich, dass er sich nach der Operation und unter verschiedenen Belastungen dreht. Deswegen wird eine dünnere Schraube parallel zu der GS durch den Hals des Oberschenkelknochens in seinen Kopf eingedreht. Diese Schraube verhindert die Torsion des Kopfes (Abbildung 2-26). [15]

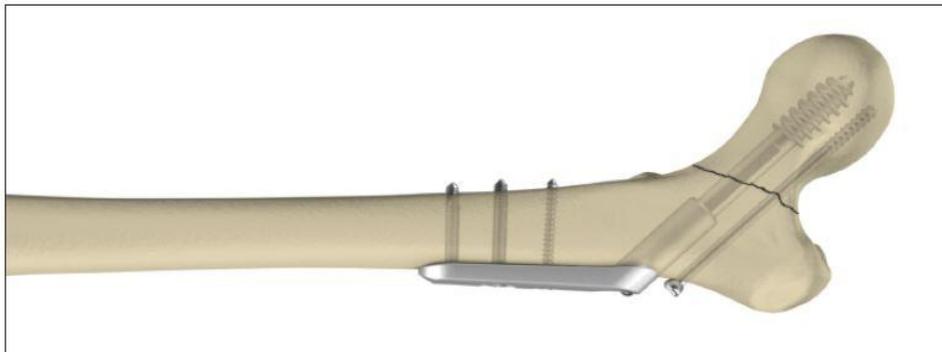


Abbildung 2-26: Nutzung der zweiten Schraube im Oberschenkelkopf [15]

2.3.2 Femoral Neck System – DePuy Synthes

Bei dem Femoral Neck System handelt es sich um ein Produkt der Firma „DePuy Synthes“, die ein Teil der Firma „Johnson & Johnson“ ist. Dieses Implantat ist aus einer Titanlegierung (Ti-6Al-7Nb) hergestellt. Man kann sagen, dass es eine Weiterentwicklung des vorher vorgestellten Produktes ist. Da das Implantat von Stryker detailliert erklärt wurde, wird das Femoral Neck System (FNS) nur kurz vorgestellt. Die Vorteile von FNS im Vergleich zu Omega3 sind:

- weniger Produktteile
- leichter und kleiner (kompakter)
- leichtere Operationstechnik

2.3.2.1 System-Highlights

- **Bolzen:**

Sorgt für eine Winkelstabilität zwischen Bolzen und ARS-Schraube (Antirotationsschraube). Der Bolzen dreht sich in der Platte nicht, sondern wird in die Platte geschoben. Im Bolzen gibt es eine Rille, durch die die ARS hineingedreht wird. Der Bolzen steht in der Länge von 75 bis 139 mm zur Verfügung. (Abbildung 2-27)



Abbildung 2-27: Bolzen des FNS Systems [16]

- **Antirotationsschraube (ARS-Schraube):**

Die ARS bietet Rotationsstabilität für den Femurkopf. Im Vergleich zur Schraube von Stryker hat sie einen kleineren Durchmesser und erlaubt auch Implantationen in kleinen Femurhälsen. Die Länge dieser Schraube beträgt 75 mm bis 130 mm. (Abbildung 2-28)



Abbildung 2-28: ARS-Schraube [16]

- **Platte:**

Die Platte stellt einen stabilen Winkel zwischen der ARS und dem Bolzen her. Außerdem nimmt sie die Verriegelungsschrauben auf. Die Implantatplatte ermöglicht eine Platzierung mit einem Spielraum von $\pm 5^\circ$ relativ zum 130° -Winkel. Sie wird in zwei Varianten, 1-Loch- und 2-Löcherplatte, hergestellt, ist deutlich kleiner und ihr Material ist leichter als das der Omega3-Platte. (Abbildung 2-29)



Abbildung 2-29: Platten des FNS Systems[16]

- **Verriegelungsschraube:**

Diese Ø 5 mm Schraube befestigt die Platte an dem Knochen. (Abbildung 2-30)



Abbildung 2-30: Verriegelungsschraube [16]

2.3.2.2 Operationstechnik

Das FNS hat im Prinzip eine ähnliche Operationstechnik wie Omega3, allerdings mit kleinen Verbesserungen.

Ein Führungsdraht wird als zentraler Führungsdraht eingeführt. Der Messstab wird über den zentralen Führungsdraht geschoben und die Tiefe des Führungsdraht abgelesen (Abbildung 2-31). Dadurch wird die passende Implantatsgröße ausgewählt.

Im nächsten Schritt wird der Knochen mit Hilfe eines Bohrers und dem Führungsdraht für das Einführen von Platte und Bolzen eingebohrt.

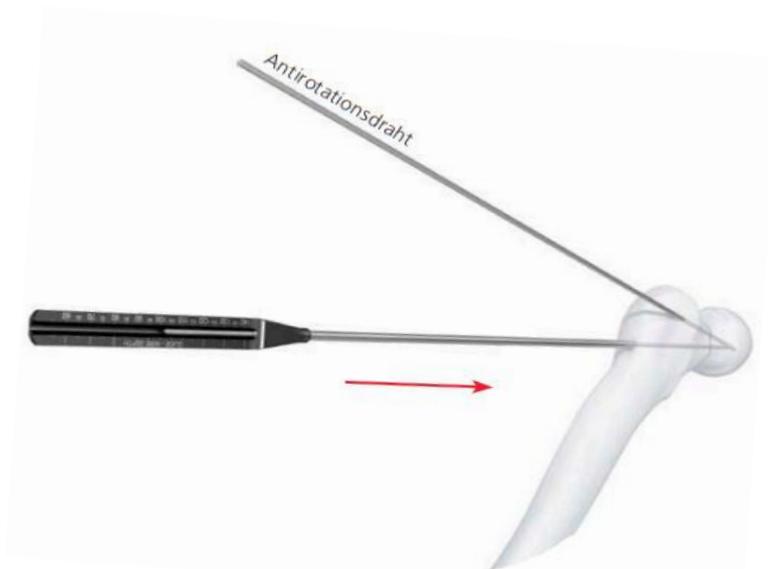


Abbildung 2-31: Messung der Tiefe des Einführungsdrahts durch Messstab [16]

Nun wird der Bolzen vollständig in die Platte und das Implantat auf den Einsatzgriff geschoben. Die schwarze Schraube des Einsatzes wird angezogen, um das Implantat zu befestigen (Abbildung 2-32).

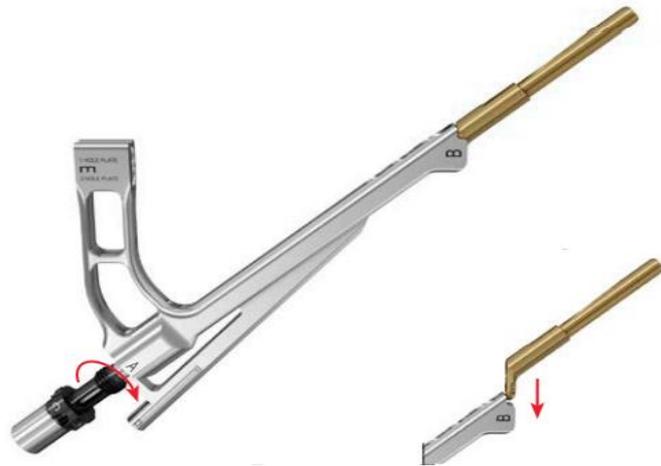


Abbildung 2-32: Zusammenbau und Einführung des Implantats [16]

Danach wird das Implantat über den zentralen Führungsdraht in das vorgebohrte Loch eingeführt. Der Führungsdraht hat seine Aufgabe jetzt erfüllt und muss entfernt werden.

Ein weiterer Vorteil dieses Produktes und seiner Operationstechnik ist es, dass der Einsatz durch den Führungsdraht platziert wird, und danach sind alle Implantate durch die Führungen des Einsatzes einfach zu positionieren.

Im nächsten Schritt wird ein Loch für die ARS durch die Führung des Einsatzes gebohrt und die ARS eingeführt. (Abbildung 2-33)



Abbildung 2-33: Einführung der ARS ins Femur [16]

Der letzte Schritt wird für die Platzierung der Verriegelungsschraube wiederholt. Der Knochen wird durch den Einsatz und die Platte angebohrt und die Schraube wird anschließend ins Femur eingeführt. Auch in diesem Schritt wird der Einsatz benutzt und keine weitere Schablone oder ähnliches Werkzeug für die Platzierung der Implantate benötigt (Abbildung 2-34). [16]

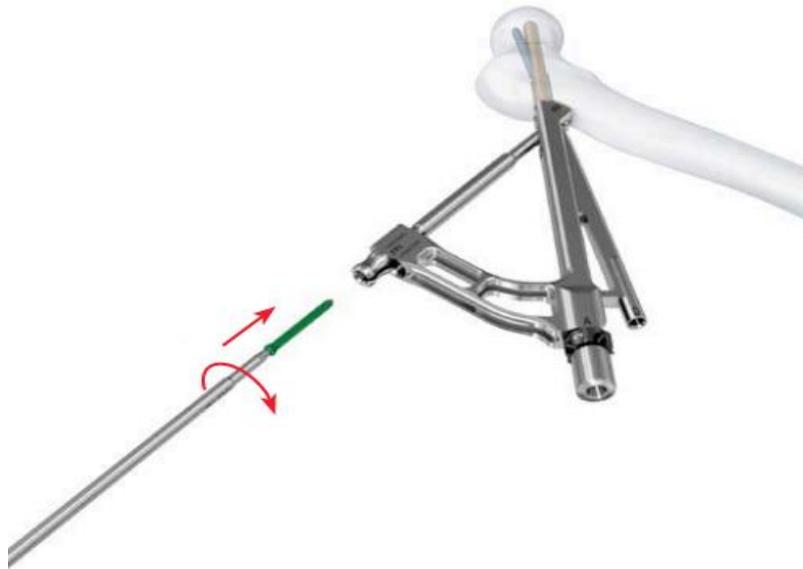


Abbildung 2-34: Einführung der Verriegelungsschraube [16]

3 Modellierung

3.1 Schraube

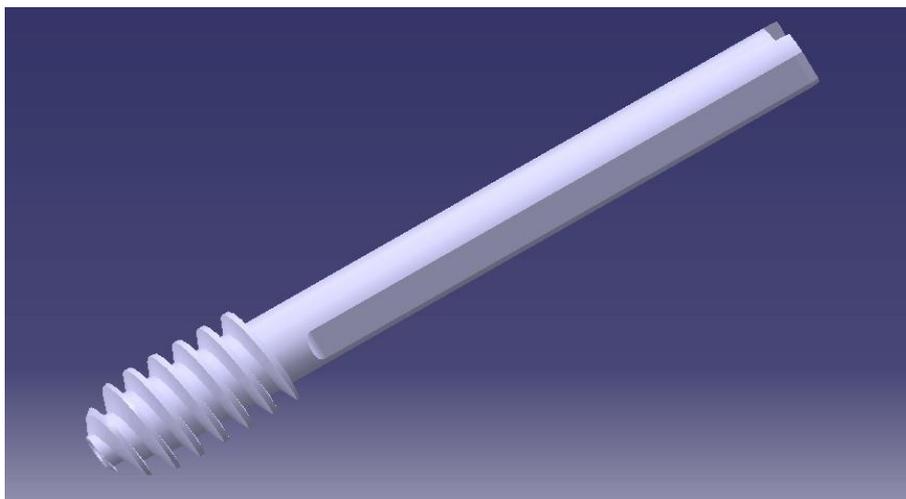


Abbildung 3-1: Modellierte Schraube mit Catia V5

Für die Analyse und Simulation der Behandlung der Fermurfraktur werden die CAD modellierten Schrauben und die CAD modellierte Platte benötigt. Dafür wurde das Programm Catia benutzt. (Abbildung 3-1)

Das verwendete Material in der Schraube und auch der Platte ist eine Legierung aus Edelstahl, das wegen bestimmter Eigenschaften für medizinische Zwecke geeignet ist. Einige dieser wichtigen Eigenschaften sind unten zu sehen.

E-Modul	205 GPa	Poissonzahl	0,29
Dichte	8e3 kg/m ³	Streckgrenze	300 MPa
Schubmodul	75 - 85 GPa	Wärmeausdehnungskoeffizient	17 μ strain/°C

Das Gewicht der Schraube beträgt 36 g. Nach der CAD Modellierung ist der Wert identisch.

3.2 Schutzplatte

Die Schutzplatte wurde ebenfalls mit Catia V5 modelliert. Die Platte wiegt 73 g und das berechnete Gewicht von Catia beträgt 71 g. (Abbildung 3-2)

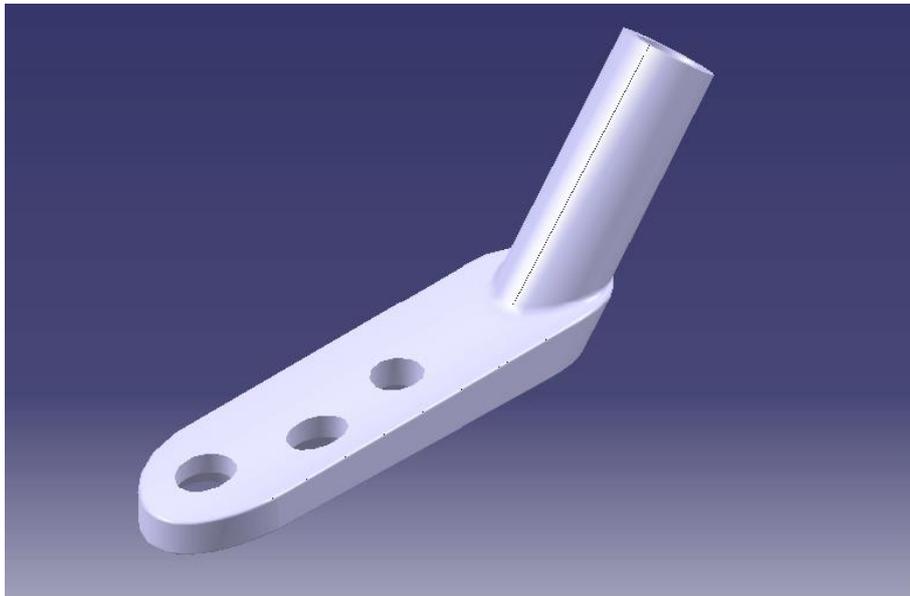


Abbildung 3-2: Modellierte Schutzplatte mit Catia V5

3.3 Kortikale Schrauben

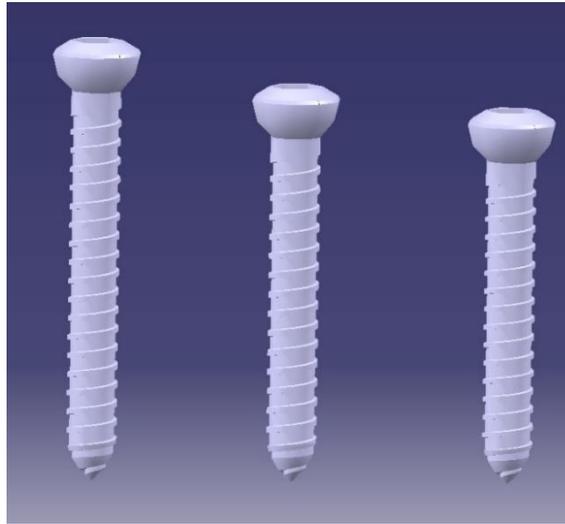


Abbildung 3-3: Kortikale Schrauben

Um die Schutzplatte an dem Knochen zu befestigen, werden drei selbstschneidende Schrauben benutzt. Für Patientin werden drei Schrauben in verschiedenen Längen (40 mm, 36 mm und 34 mm) verwendet. Auch diese wurden mit dem Programm Catia modelliert (Abbildung 3-3). Sie werden senkrecht in den Knochenschaft hineingedreht.

3.4 Oberschenkelknochen und Montage

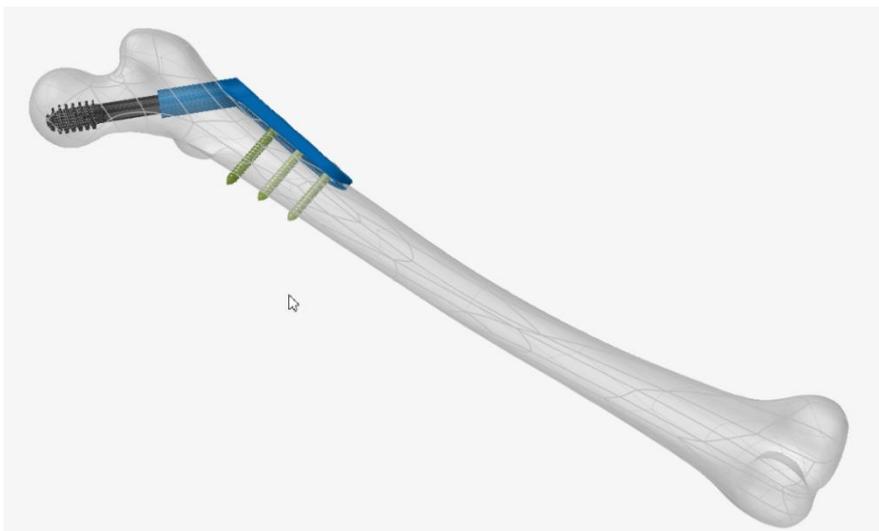


Abbildung 3-4: Montierte Knochen, Schraube und Platte in Catia V5

Für den Oberschenkelknochen in dieser Arbeit wird eine bestehende .stp-Datei benutzt [8]. Danach wurden die Schrauben, die Platte und der Knochen mit Catia modelliert und zusammenmontiert. (Abbildung 3-4)

4 Analyse

Die Analyse wird in zwei Hauptkategorien durchgeführt:

1. Die Last auf dem Oberschenkelknochen ohne Schraube
2. Die Last auf dem Oberschenkelknochen mit den montierten Schrauben und der Platte

Im Folgenden werden diese Situationen detailliert erklärt:

4.1 Kraftmodellierung

Die Kraft auf jedem Oberschenkelkopf ist ungefähr das 4-fache vom Body Weight (BW). Das BW ist in diesem Fall das Gewicht des ganzen Körpers ohne Beine.

Im zweibeinigen Stand werden die Hüften nur vom Kopf, den Armen und dem Rumpf belastet. Das Gewicht von beiden Beinen beträgt etwa 33% vom BW. So ist das Gewicht des Oberkörpers bzw. die Last auf beiden Hüften 67% des BW und infolgedessen ca. 33% des BW auf einem Hüftgelenk. [11]

In "DIN33402-2 Körpermaße des Menschen" beträgt das Gewicht von 95% aller Männer 100 kg. Im vorherigen Kapitel haben wir gesehen, dass im zweibeinigen Stand die Last auf jedem Hüftgelenk das 4-fache des BW beträgt (In diesem Fall sind dies 33% des BW).

$$\text{Kraft auf dem Hüftgelenk} = 4 * BW * g = 4 * 33 * 100\text{kg} * 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \approx 1300\text{N}$$

Wie im letzten Kapitel gesehen, entsteht beim normalen Gehen eine Last in Höhe des 4- bis 5,5-fachen Gewichts des BW auf das Hüftgelenk. Das bedeutet ungefähr 4100 N.

Laut der Proben von Web-based public data collection Orthoload beträgt die Last auf dem Hüftgelenk in dem Fall "Beugen der Knie" bis zum 5,88-fachen des Körpergewichts [17]. Orthoload meint in diesem Fall mit „Körpergewicht“ das Gesamtgewicht des Körpers. Daher beträgt hier die Kraft 5770 N.

Da im Heilungsprozess und nach der OP die Vollbelastung vermieden wird (die Ärzte erlauben in sechs bis acht postoperative Wochen nur eine Teilbelastung bis zu 20 kg), werden die Analysen mit 1300 N durchgeführt, damit eine realitätsnahe Modellierung erfolgt.

4.2 Validierung und Verifikation

Da die Datei vom Femur ein bereits bestehendes CAD Model ist, sollten die Ergebnisse auf Plausibilität geprüft werden. Ein guter Weg hierfür ist der Vergleich zwischen Ergebnissen aus der Literatur mit einem vereinfachten simulierten Model. Dafür wurde ein vereinfachtes Model in Catia konstruiert und in Inspire analysiert.

4.2.1 Experimentelle/FEA Ergebnisse aus der Literatur

In der Literatur findet sich ein Test über Last und Spannung auf das menschliche Femur. Da die Maximal-Last in diesem Test 50 kg beträgt, resultiert daraus eine einwirkende Kraft auf den Oberschenkelknochen von ungefähr 490 N.

Die Schwerkraft beträgt in diesem Fall $9,81 \text{ m/s}^2$.

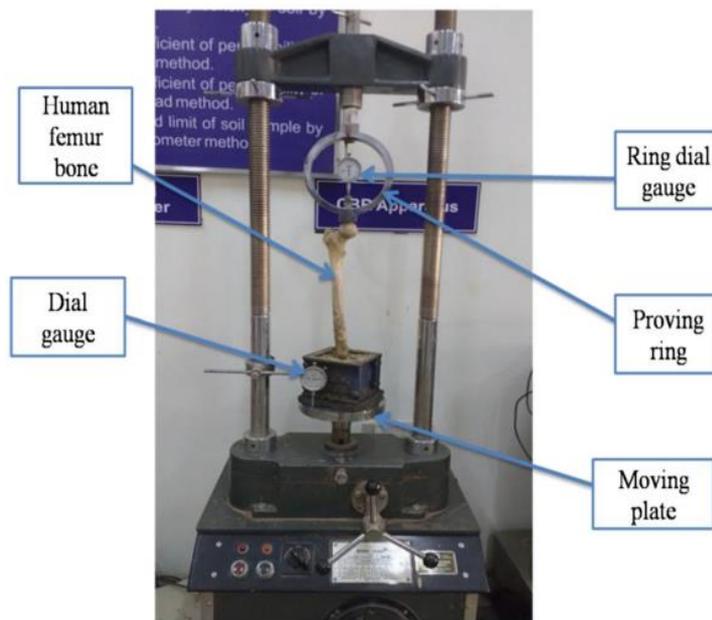


Abbildung 4-1: Versuchsaufbau [18]

Das Femur in diesem Test stammt aus einer medizinischen Universität in Indien und gehörte einem 47-jährigen Mann. Dieser Mann wog 70 kg. Der verwendete Knochen wurde vor dem experimentellen Belastungsverfahren 14 Tage lang in simulierter Körperflüssigkeit vorkonditioniert. Die Last wurde dann schrittweise um 10 kg/Schritt bis auf 57,00 kg erhöht und die entsprechenden Informationen aufgezeichnet. Das Experiment wurde achtmal wiederholt, um die Beziehung zwischen Last und Auslenkung zu ermitteln. Der Oberschenkelknochen wurde sowohl mit isotropen als auch mit anisotropen Materialeigenschaften belegt.

Die Materialeigenschaften für die isotrope Modellierung des Femurmodells wurden mit $E = 17,6 \text{ GPa}$, Dichte (ρ) = 1750 kg/mm^3 und Poissonzahl (ν) = $0,3$ angegeben. Das benutzte Material für das vereinfachte sowie simulierte Femur in diesem Vergleich hat die gleichen Eigenschaften.

Der Kontakt zwischen Lastschaft und Oberschenkelkopf wurde als Kontaktpunkt identifiziert (Abbildung 4-1).

In der genannten Literatur wurde auch eine FEA durch das Programm „Ansys“ durchgeführt. Hierbei wurde der untere Teil des Femurs befestigt und der Kopf des Femurs wurde belastet. Die Elementgröße vom Meshing ist $2,5 \text{ mm}$. [18]

In der Abbildung 4-2-a ist das Displacement-Ergebnis des Tests und auch der FEA im Verhältnis zum Gewicht dargestellt. Die Verschiebung im Test bei einem 50 kg Gewicht bzw. bei einer Last von ungefähr 490 N beträgt ca. $0,45 \text{ mm}$ und bei der FEA ca. $0,65 \text{ mm}$.

In der Abbildung 4-2-b ist das Verhältnis zwischen der Kraft und der Von-Mises-Spannung dargestellt. Um die Von-Mises-Spannung zu kontrollieren, werden zwei Kraftpunkte des Tests betrachtet: Die Spannung bei 1300 N und 4100 N beträgt 25 MPa und 85 MPa .

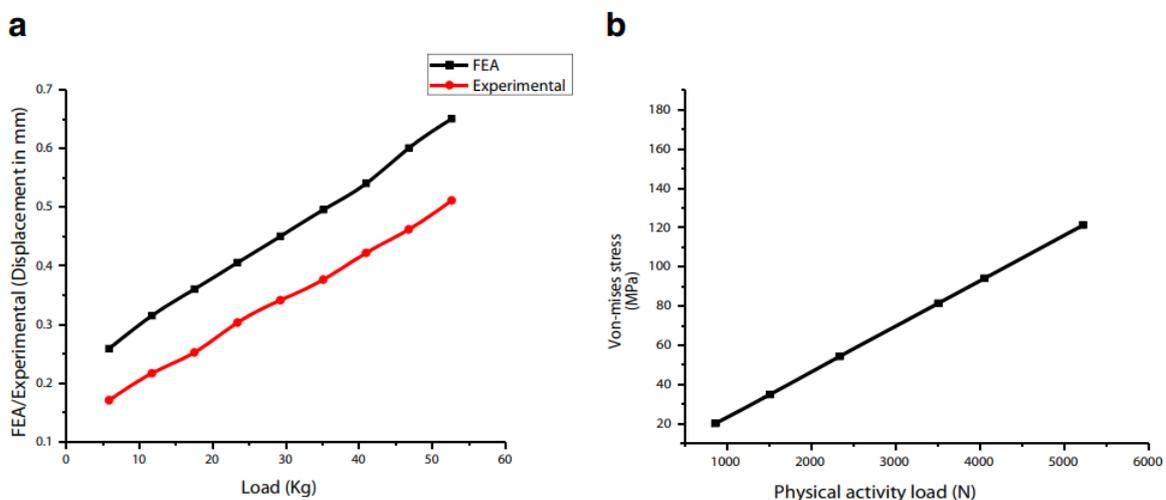


Abbildung 4-2: Verbindung zwischen a) der Kraft und Verschiebung b) der Kraft und Von-Mises-Spannung [18]

4.2.2 Das vereinfachte Model und das CAD-modellierte Femur

Für die Untersuchung der Verschiebung beim vereinfachten Model des Femurs wird dieses mit einer Kraft in der Größe von 490 N belastet. Das untere Teil des Models ist gelagert und befestigt und die Kraft wirkt auf den Kopf des Models. Als Material des Models wurde Knochen gewählt, damit sein Verhalten sich der Wirklichkeit annähert.

Da im Test die vertikale Verschiebung betrachtet wurde, wird in dieser Arbeit ebenfalls die Verschiebung in dieselben Richtung betrachtet.

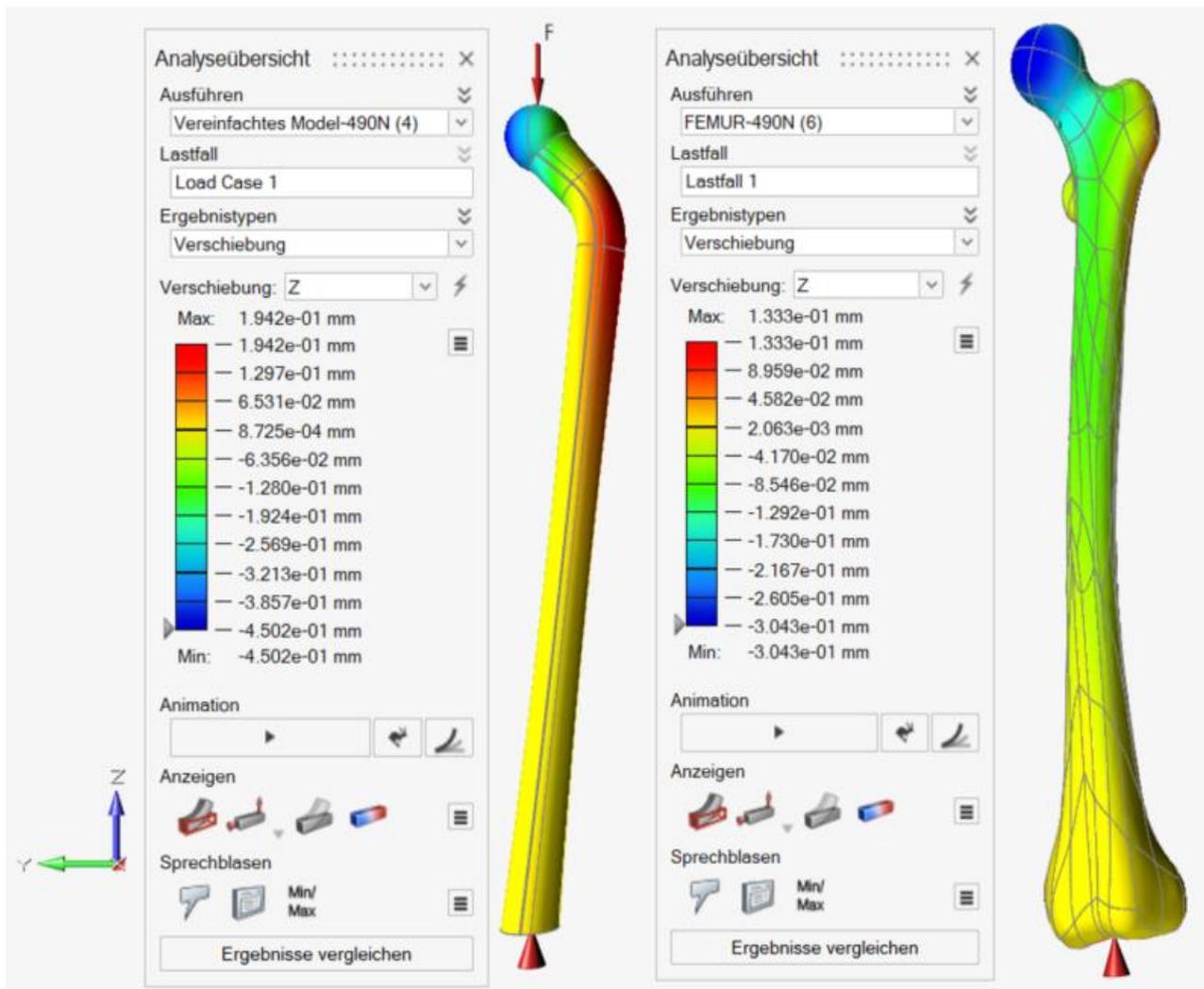


Abbildung 4-3: Verschiebung im a) vereinfachten Model und b) Femur mit 490N

Wie in Abbildung 4-3 zu sehen ist, beträgt die maximale Verschiebung für das vereinfachte Model 0,45 mm, die im kugelförmigen Kopf stattfindet. Die maximale Verschiebung des Femurs ist 0,30 mm im Kopf, was eine kleine akzeptable Abweichung von dem vereinfachten Model darstellt.

Die maximale Von-Mises-Spannung für das vereinfachte Model ist bei 1300 N gleich 31 MPa und bei 4100 N gleich 98 MPa, wobei für das modellierte Femur bei diesen ausgewählten Kräften die Spannung 24 MPa und 76 MPa beträgt.

Man sieht, dass die Verformung und die Spannung am vereinfachten Model größer sind als bei dem Femur-Model. Da das Material und die Kraftgröße für beide gleich sind, könnte der Grund für die Differenz die unterschiedliche Dimension und Form von beiden sein. Da bei beiden Faktoren,

Verformung und Spannung, das vereinfachte Modell größere Zahlen besitzt, ist dies eine realistische Option. Da das benutzte Material für beide Modelle gleich ist, müsste das Modell, das die größere Spannung aufweist, sich mehr verformen.

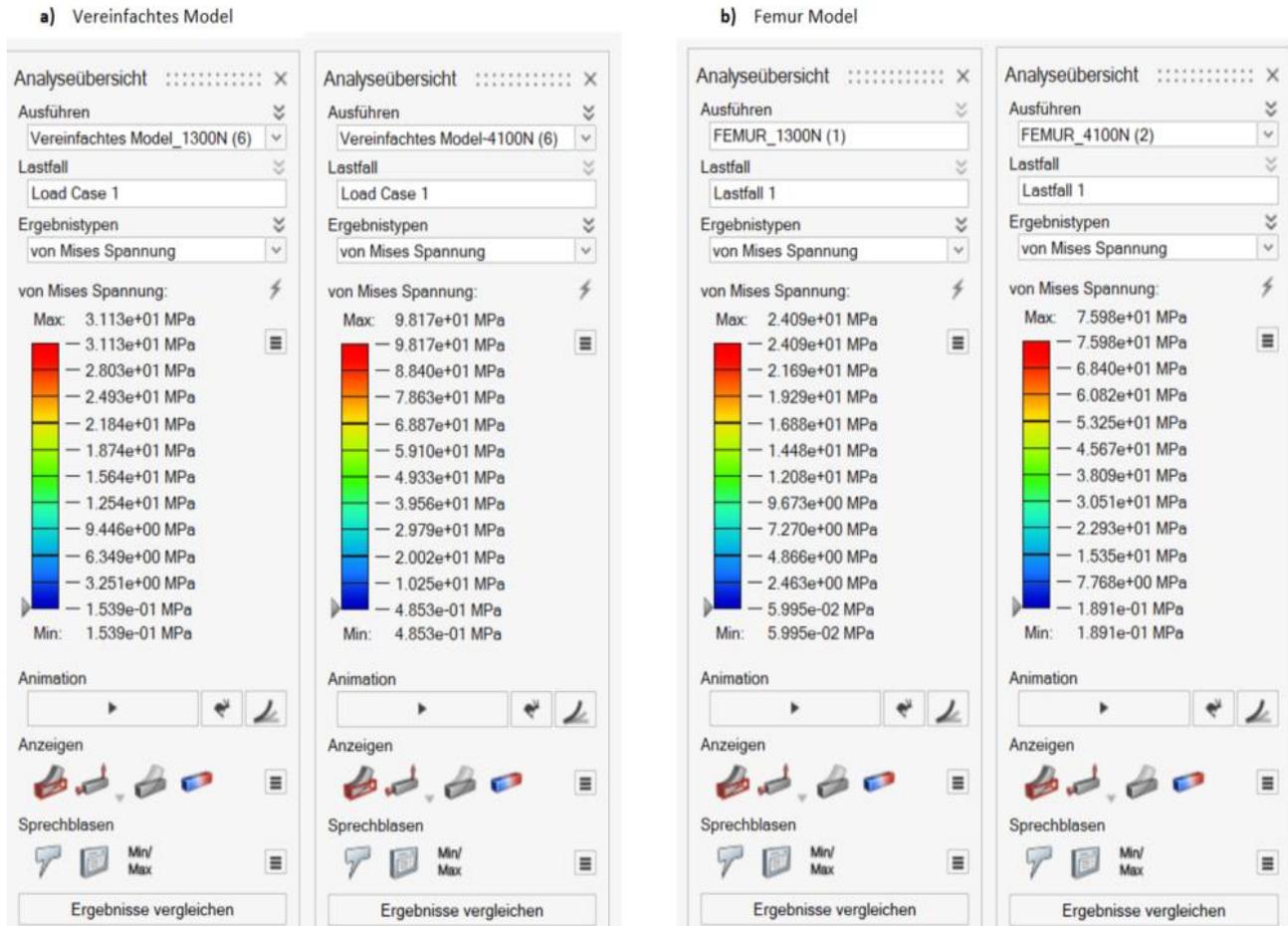


Abbildung 4-4: Von-Mises-Spannung beim vereinfachten- und Femur-Modul a) Von-Mises-Spannung für vereinfachtes Modell unter 1300N und 4100N b) Von-Mises-Spannung für Femur Model unter 1300N und 4100N

4.2.3 Vergleich der Ergebnisse

Alle Ergebnisse dieses Tests und des Vergleiches werden in einer Tabelle dargestellt. (Tabelle 1)

Die empirisch ermittelten Spannungen am Femur aus der Literatur [18] liegen zwischen den Simulationsergebnissen des Femurs im CAD-Modell und den berechneten Spannungswerten am vereinfachten Modell. Die Spannungswerte des Femurs im CAD-Modell können daher als valide angenommen werden.

Tabelle 1: Vergleich der Ergebnisse des Tests, des vereinfachten Modells und des CAD-Femurs

		Verschiebung bei 50 kg Last (mm)	Von-Mises bei 1300N (MPa)	Von-Mises bei 4100N (MPa)
Aus der Literatur	Test	0,45	—	—
	FEA	0,65	25	85
Vereinfachtes Model		0,45	31	98
CAD-Femur		0,30	24	76

Ungefähr das gleiche Ergebnis liegt für die Verschiebung bei den verschiedenen Modellen vor. Die Verschiebung des Femur-Modells ist kleiner als die des Tests aus der Literatur und des vereinfachten Modells. Die maximale Verformung weist die FEA aus der Literatur auf.

Der Grund hierfür könnte der Geometrie-Unterschied zwischen den Modellen sein, insbesondere, da die Maße des verwendeten Femurs in der Literatur nicht angegeben sind.

Außerdem wirkt die Last auf dem echten Femur im Test und bei dem vereinfachten Model auf einem Punkt auf dem Femurkopf, während sie beim CAD-Femur auf der gesamten oberen Fläche des Femurs wirkt.

4.3 FEM-Analyse

Die FEM-Analyse wird mit dem konstruktionsnahen Programm „Altair Inspire“ durchgeführt. Die aus dem Körpergewicht resultierende Kraft belastet die obere Fläche des Oberschenkelknochens. Um das modellieren zu können, wird der Konnektor auf dem Oberschenkelkopf benutzt. Die Kraft wirkt so auf den Mittelpunkt der Konnektoren, dass die Kraft auf einem Drittel der Kopffläche wirkt, was der Realität nahekommt. Die Analyse wird mit 1300 N Kraft durchgeführt und das FE-Mesh beträgt 5 mm.

Das Femur ist in dem distalen Teil (unterer Teil des Femurs, wo dieser sich mit dem Unterschenkel trifft) befestigt.

Zwischen allen Teilen, die miteinander verbunden werden, müssen Kontakte definiert werden. Es werden folgende Festlegungen für das Modell getroffen:

- Der Kontakt zwischen der GS, den Kortikal-Schrauben sowie der Platte und dem Femur ist berührend (gleitende Oberflächen).
- Der Kontakt zwischen der GS sowie den Kortikal-Schrauben und der Platte ist verklebt (keine Relativbewegung zwischen den Oberflächen möglich).

Variante 1:

Die erste Analyse bezieht sich auf den Oberschenkelknochen ohne Implantat.

Variante 2:

Der Knochen wird mit dem montierten Implantat belastet.

Was hier für die Analyse sehr wichtig ist, sind die Gestaltänderungshypothese (GEH) und die Verschiebung in der Analyse.

4.3.1 Oberschenkelknochen

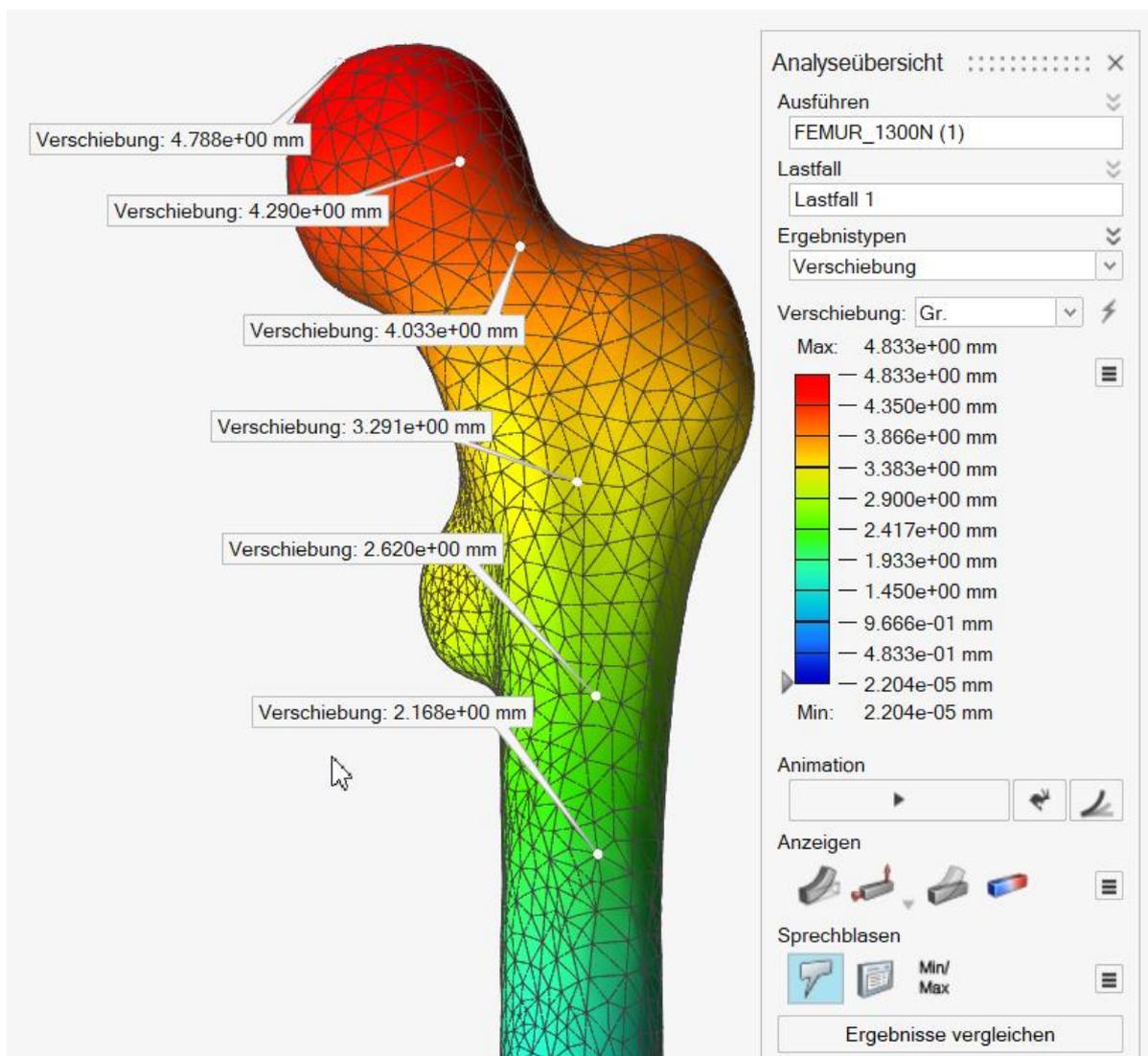


Abbildung 4-5: Verschiebung im Femur mit 1300N

Die Verschiebung des Femurs ist in der Abbildung 4-5 dargestellt. Die maximale Verschiebung unter 1300 N Last ist ca. 4,8 mm. Von der Geometrie des Knochens hergesehen, würde man erwarten, dass im Kopf und Nacken des Femurs eine maximale Verschiebung stattfindet. Im Schaft ist die Verschiebung gering, weil dort die Kraft in der Z-Richtung bzw. der Länge des Schafts wirkt.

Die maximale GEH oder Von-Mises-Spannung (24,1 MPa) entsteht im Femurschaft, obwohl die Spannung im Nacken auch relativ hoch (10,5 MPa) ist (Abbildung 4-6). Hier haben wir einen großen Sicherheitsbereich, da die Streckgrenze des Knochenmaterials mit 120 -160 MPa viel größer als die vorliegende Von-Mises-Spannung ist. Allerdings liegt der Fokus nicht darauf, wieviel Spannung der Knochen ertragen kann, sondern wie der Knochen sich ohne und mit Implantat verhält.

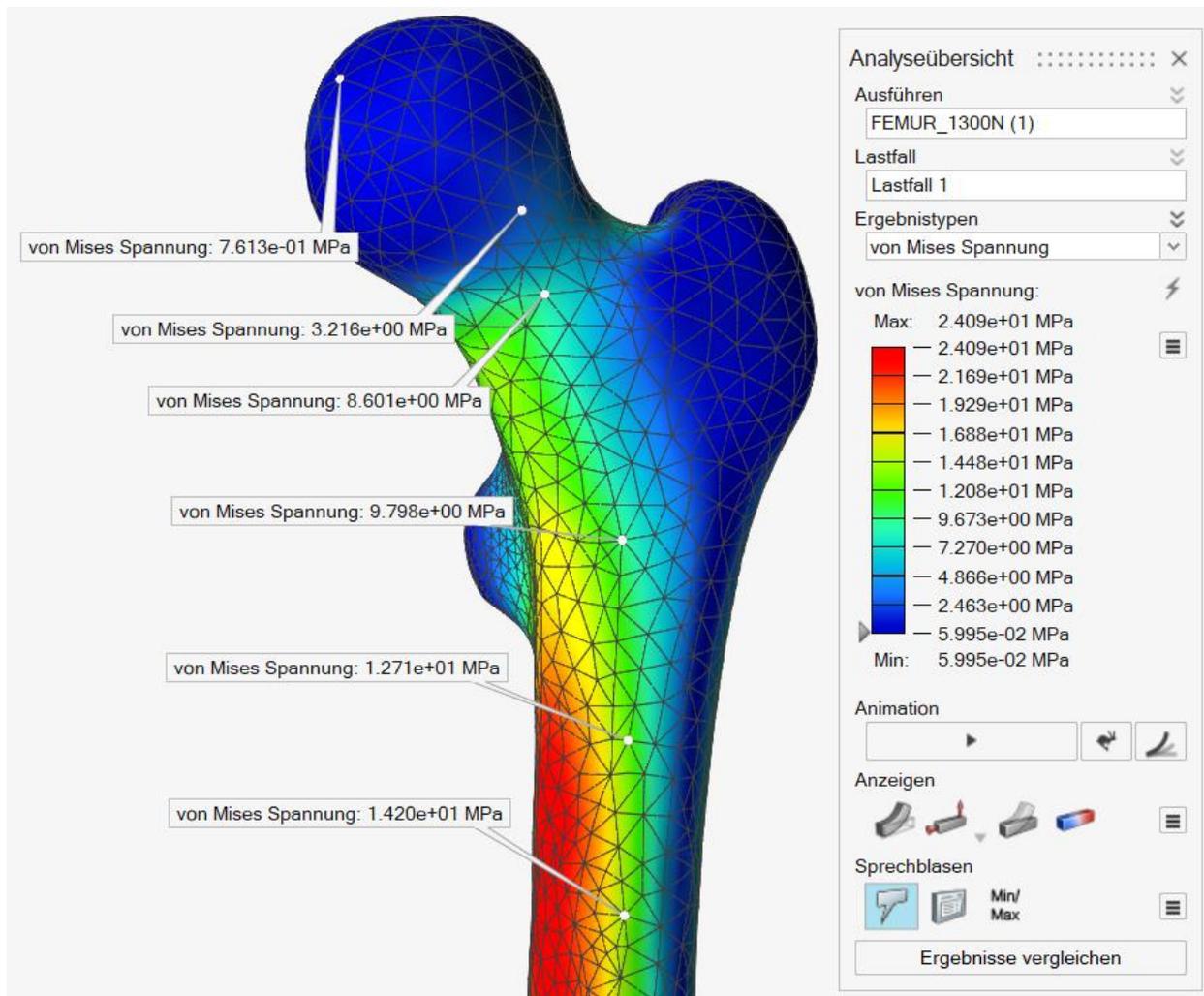


Abbildung 4-6: Von-Mises-Spannung im Femur mit 1300N

In einer Schnittansicht des Knochens mit der Von-Mises-Analyse wird deutlich, dass im Kopf wenig Spannung auftritt, und die großen Spannungen im Femurhals und Schaft des Femurs auftreten. Dieser wichtige Punkt wird später in der Analyse mit Implantat betrachtet werden.

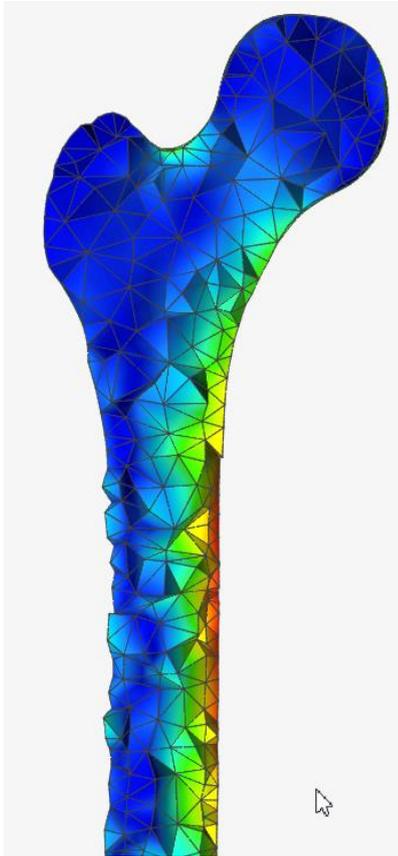


Abbildung 4-7: Von-Mises-Spannung in der Schnittansicht des Femurs mit 1300N

4.3.2 Oberschenkelknochen mit Implantat

Wichtig hierbei ist zu betrachten, wie die Last das Femur beeinflusst, wenn die Schrauben und die Platte im Femur montiert sind. Die resultierende Last von der wirkenden Kraft auf den Knochen wird in die GS übertragen, so dass das Femur weniger Last tragen muss. Der Grund dafür ist, dass das E-Modul des Implantats größer als das des Femurs ist.

Im Knochen mit der DHS, an der gleichen Stelle wie im Knochen ohne DHS, gibt es einen Unterschied bei der Verschiebung und der Von-Mises-Spannung. Da beim Knochen mit Implantat die Last von der DHS aufgenommen wird, wird die Verschiebung im Knochen kleiner als im Knochen ohne Implantat. Trotzdem ist das Implantat viel steifer als Knochen und schützt ihn von der Verformung, die ohne Implantat auftreten würde. Der Knochen hat besonders in der Mitte ein

weiches Material mit kleiner Dichte. Das bedeutet, dass der Knochen an der Stelle der steifen Schraube zusammengepresst wird. Die Verschiebung des Femurs ist in Abbildung 4-8 zu sehen.

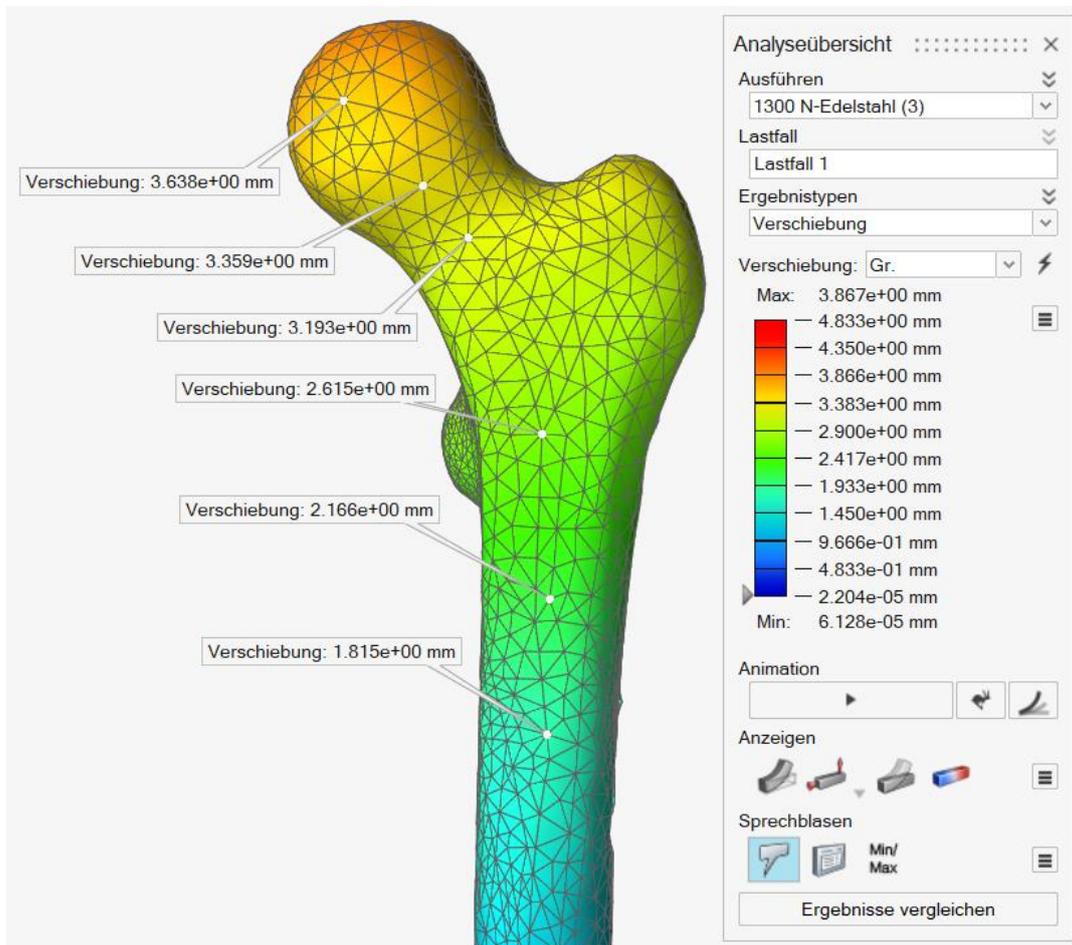


Abbildung 4-8: Verschiebung im Femur mit Implantat

In dieser Abbildung wurde das Implantat ausgeblendet, damit der Oberschenkelknochen besser zu sehen ist, allerdings ist die Analyse mit dem Implantat durchgeführt worden.

In der nächsten Abbildung sind die Verschiebung der Schrauben und der Platte dargestellt, wobei in diesem Fall der Knochen ausgeblendet ist. Wie oben bei der Verschiebung des Knochens erläutert, wird die Verschiebung kleiner, je mehr man in die Richtung des Schafts geht.

Die beschrifteten Punkte in sämtlichen Abbildungen sind an den gleichen Stellen lokalisiert, damit Vergleiche möglich sind. Durch einen Vergleich der Abbildungen 4-5, 4-8 und 4-9 wird der Einfluss des Implantats auf die Verschiebung des Femurs deutlich.

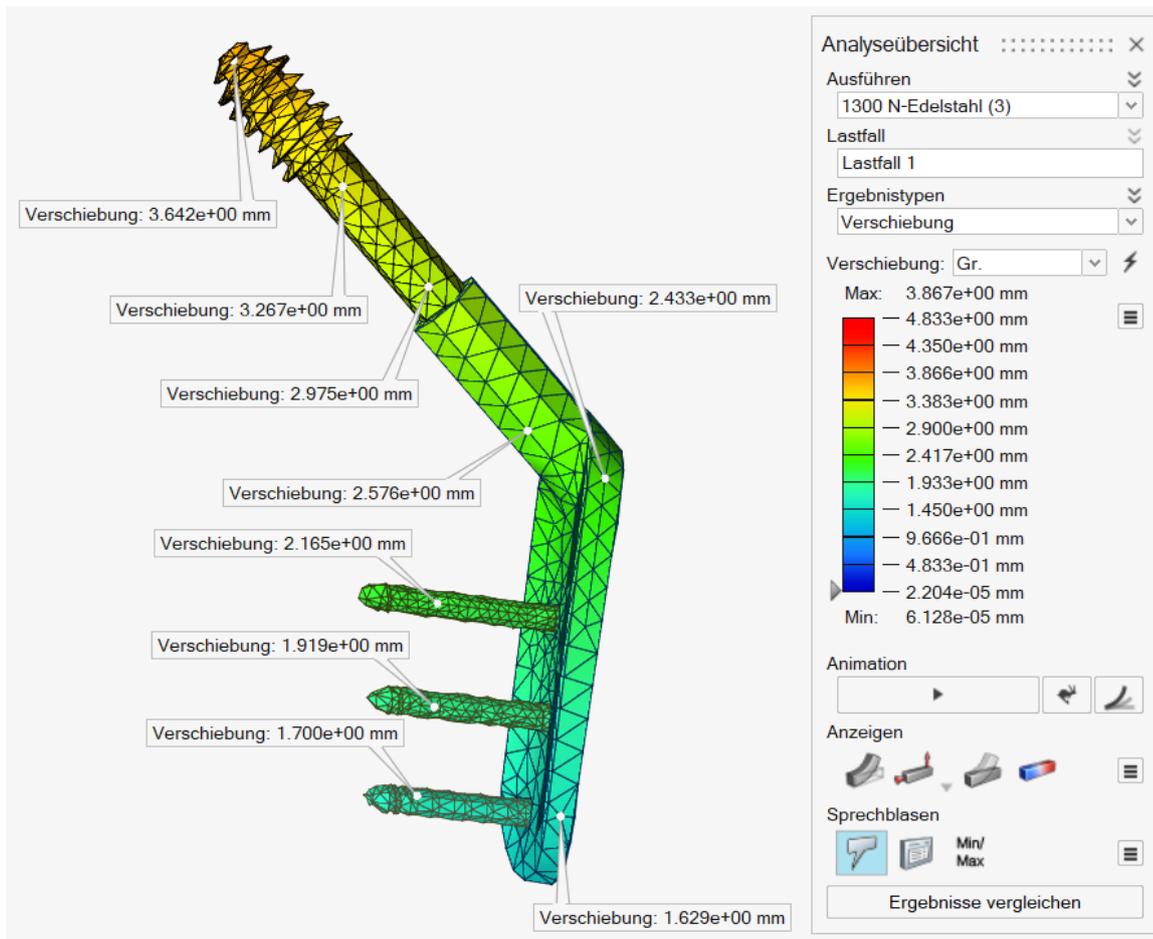


Abbildung 4-9: Verschiebung in der Platte und Schraube

Von besonderer Wichtigkeit ist die Spannung im Oberschenkelknochen, da diese auf den Heilungsprozess einen großen Einfluss hat. Diese Spannung sollte betrachtet werden, da es zu einem Versagen des Knochens führen könnte. In den nächsten Abbildungen ist das Von-Mises Spannungsverhalten dargestellt.

In Abbildung 4-10 sind noch einmal die Platte und Schrauben ausgeblendet, damit dieses Verhalten besser zu sehen ist. Aus dem Vergleich zwischen dieser Abbildung und der Abbildung 4-6 ergibt sich, dass es einen Unterschied in der Spannung gibt. Dieser Unterschied ist besonders am oberen Teil des Oberschenkelchafts, wo die Implantate positioniert werden, größer und deutlich zu sehen. Der Grund dafür wird mit Hilfe der nächsten Abbildung erklärt. In jeder Abbildung werden die Spannungen in sechs bestimmten Punkten aufgezeigt. Diese werden tabellarisch aufgeführt, damit ein Vergleich zwischen ihnen einfacher möglich ist. (Tabelle 2)

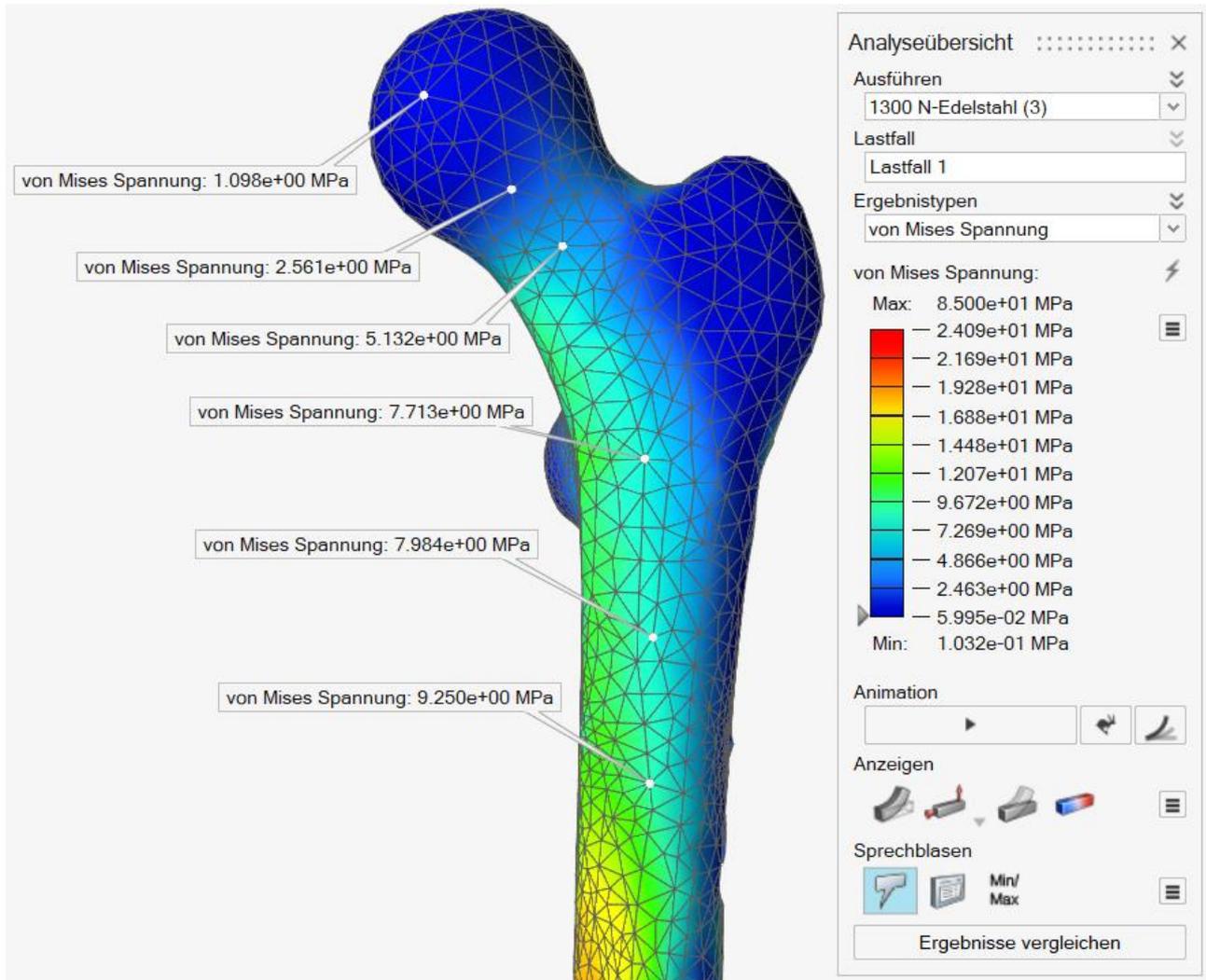


Abbildung 4-10: von-Mises-Spannung im Knochen mit Implantat aus Edelstahl

Tabelle 2: Spannungsvergleich zwischen Femur ohne Implantat und mit Implantat

Punktnummer	Spannung am Femur ohne Implantat	Spannung am Femur mit Implantat
1	0,76 MPa	1,10 MPa
2	3,22 MPa	2,56 MPa
3	8,60 MPa	5,13 MPa
4	9,80 MPa	7,71 MPa
5	12,71 MPa	7,98 MPa
6	14,20 MPa	9,25 MPa

In Abbildung 4-11 wird deutlich, dass die Spannung in der GS wesentlich höher als im Knochen ausfällt. In diesem Fall überträgt sich die Kraft in den Femurkopf und wird dann in die GS übertragen. Das bedeutet, dass die Schraube die Spannung vom Knochen übernimmt. So reduziert sich die Last auf den Knochen und dadurch heilt der Knochen schneller. Vor allem würde bei Last die Bruchfläche beschädigt und die Bruchflächen würden sich bei fehlender Fixierung zueinander verschieben. Das ist die Ursache für die Beinlängendifferenz, was als mögliche Komplikation in der Problemstellung erwähnt wurde.

In der Abbildung 4-12 sieht man einen Schnittbild des Oberschenkelknochens. Aus zwei Gründen wurde die Kraft auf 4100 N umgesetzt. Zum einen, weil nach dem Heilungsprozess der Patient normale tägliche Bewegungen, vor allem normales Gehen machen darf, deren Last auf das Femur 4100 N beträgt. Zum anderen ist mit der größeren Kraft der Effekt auf den Oberschenkelkopf besser zu entdecken. Ein interessantes Verhalten ergibt sich im Femurkopf an dem Punkt der gedanklich erweiterten Schraubenachse. An diesem Bereich ergibt sich eine größere Spannung im Vergleich zu den anderen Punkten im Femurkopf.

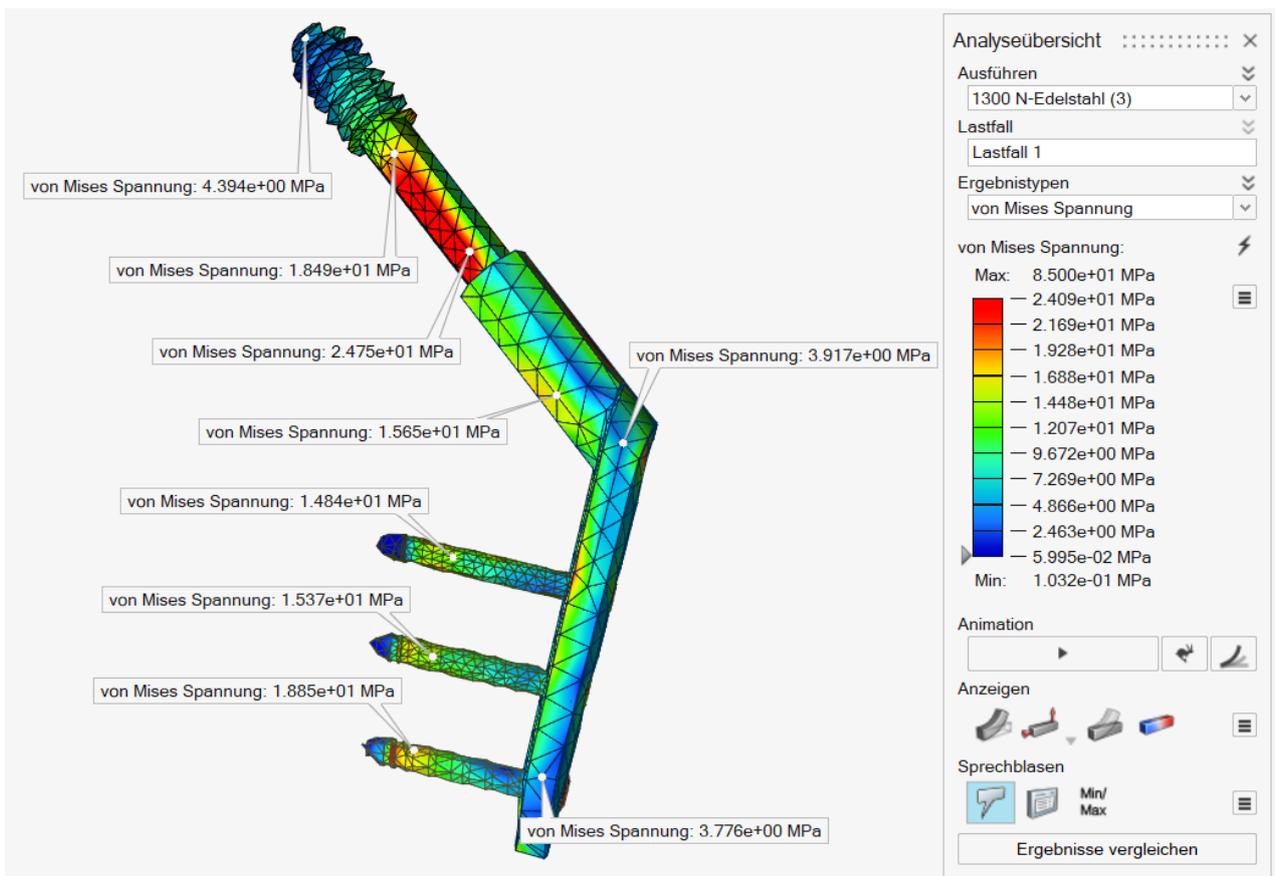


Abbildung 4-11: Von-Mises-Spannung in der Platte und Schraube aus Edelstahl

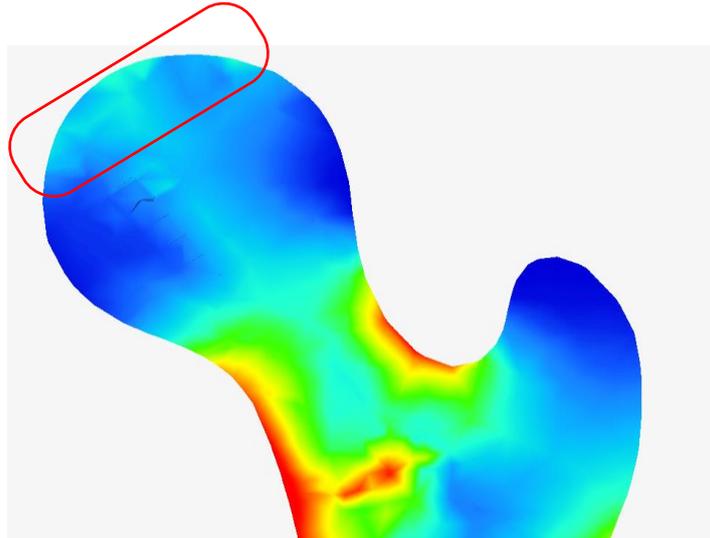


Abbildung 4-12: Von-Mises-Spannung in der Schnittansicht des Femurs mit der Schraube. Die Schraube verursacht eine

Das bedeutet, wenn ein Patient den Heilungsprozess hinter sich hat und das Gelenk in das normale Betätigungsfeld kommt, das Implantat die normale Verformung des Femurs ändern oder beschränken kann. Diese Verformungen und Wechselwirkungen zwischen Schraube und Knochen könnten zu Verformungen und Verschleiß im Hüftgelenk führen.

4.4 Zusammenfassung im Rahmen einer vereinfachten Modellierung

Wenn bei einer Oberschenkelfraktur eine DHS benutzt wird, nimmt die Schraube die Spannung, die auf den Knochen einwirkt, auf. Dies geschieht auf Grund der unterschiedlichen E-Module der Materialien von Femur und Schraube. Je größer der Unterschied ist, desto weniger Last nimmt das Femur auf sich bzw. desto mehr Last wird von der Schraube übernommen. Das kann am folgenden Beispiel erklärt werden. In diesem Beispiel, das in Altair Inspire modelliert wurde, gibt es drei gleichmäßige Zylinder, in welchen jeweils ein kleinerer Zylinder montiert ist, der die Rolle des Implantats spielt. Das Material der großen Zylinder besteht aus Knochen und die drei kleineren Zylinder bestehen jeweils aus Edelstahl, Aluminium (Al) und Magnesium (Mg). Dieser Test wird mit drei Materialien durchgeführt, damit einerseits die Ergebnisse der Femurkopf-Analyse überprüft werden können und andererseits der Spannungsunterschied bei der Nutzung der verschiedenen Materialien mit verschiedenen E-Modulen deutlicher zu sehen ist. Auf einer Seite jedes großen Zylinders wirkt eine Kraft in Größe von 2500 N in radiale Richtung und auf der anderen Seite ist der Zylinder befestigt.

Um das Verhalten aller Zylinder besser betrachten zu können, sind diese in Abbildung 4-13 in der Mitte längs durchgeschnitten. Aus der Abbildung ist zu erkennen, dass der Zylinder, in dem sich

Edelstahl befindet, weniger Spannung aufweist als die anderen Zylinder. Danach folgt der Zylinder mit Aluminium (Al) und dann der mit Magnesium (Mg). Der Grund für diesen Unterschied ist, dass das E-Modul von Edelstahl 205 GPa, Al 70 GPa und Mg 43 GPa ist. Und aus demselben Grund verhalten sich die kleinen Zylinder mit Stützfunktion genau umgekehrt. In der Schnittansicht sieht man, dass das Material mit dem größeren E-Modul eine größere Spannung aufnimmt.

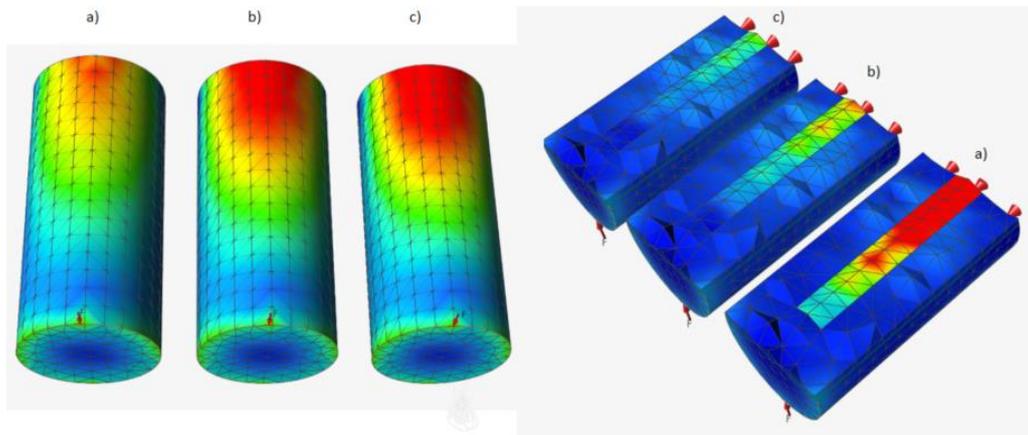


Abbildung 4-13: Von-Mises-Verhalten vom Knochen unter Einfluss des Implantats mit verschiedenen Materialien
a) mit Implantat aus Edelstahl b) mit Implantat aus Al c) mit Implantat aus Mg

Für die Verschiebung spielt auch das Material der GS eine wichtige Rolle. Je kleiner das E-Modul ist, desto größer wird die Verschiebung der GS. Das ist mit Hilfe der Definition des Elastizitätsmoduls einfach zu erklären. Das E-Modul ist ein Materialkennwert aus der Werkstofftechnik, der den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung bei der Verformung eines festen Körpers bei linear elastischem Verhalten beschreibt [19]

Elastizitätsmodul:
$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

Die Spannung bleibt konstant. Das Material ändert sich und das Elastizitätsmodul wird kleiner, deswegen steigt die Dehnung. Wenn die Verformung der Schraube auf Grund des Elastizitätsmoduls zu klein ist, wird der Knochen an der Stelle mit der Schraube gepresst.

Das E-Modul des Knochens und der Schraube sollten möglicherweise keinen großen Unterschied aufweisen, um Spannungsspitzen zu vermeiden, sonst verursacht die Schraube eine Spannung im Oberschenkelkopf, die Schmerzen und Arthrose zur Folge haben könnte.

5 Werkstoffauswahl

Das Material für die in diesem Projekt analysierten Schrauben ist Edelstahl. Diese Art der Schrauben weisen alle sehr gute mechanische Eigenschaften auf. Allerdings beträgt das E-Modul von Edelstahl 205 GPa während das von Knochen 18 bis 21 GPa beträgt. Außerdem ist die Schraube viel steifer als der Knochen und infolgedessen ist ihre Verformung kleiner. Wie im Kapitel 5.4 erwähnt, führt dieser große Unterschied der E-Module zu einer Spitzenspannung. Außerdem könnte es beim Verbleib des Implantats im Knochen langfristig zu Abstoßungsreaktionen oder Infektionen im Körper kommen.

Aus diesen Gründen sollte das Implantat nach der Ausheilung der Fraktur aus dem Körper entnommen werden. Um es zu entfernen, ist jedoch eine zweite Operation erforderlich, die ebenfalls Risiken für den Patienten mit sich bringt und mit hohen Kosten verbunden ist.

Resorbierbare Materialien werden seit mehreren Jahren in der Implantologie verwendet. Selbstaflösende Nahtfäden aus Polylactiden und Polyglycoliden wurden bereits in den 70er Jahren hergestellt. Die Implantate aus Polymer finden ihre Anwendung beim Fixieren von Gewebe und Knochenstücken, die keine große Last tragen müssen. Momentan wird diese Art des Implantats in verschiedenen Bereichen wie der Sportmedizin (z.B. Fixation von abgerissenen Sehnen und Bändern), Traumatologie (z.B. Fixation von abgeplatzten Knochenstücken), Fußchirurgie (z.B. Behandlung von Deformationen der Zehen), Gesichts- und Schädelchirurgie, Zahnmedizin usw. benutzt. Die derzeit in der Praxis verwendeten resorbierbaren Polymerimplantate weisen einige Nachteile auf: Einige können wiederholt Entzündungen und Fisteln verursachen, während andere nicht stabil genug sind, um komplexe oder große Frakturen zu heilen. Stahlschrauben und Stahlplatten, die vorübergehend verwendet oder dauerhaft in den Knochen implantiert werden, erfüllen die Stabilitätsstandards, verursachen jedoch in 12% der Fälle allergische Reaktionen. Neben Stahlschrauben werden auch Titanschrauben verwendet. Diese sind stabil und nicht allergen, aber, wie Stahlimplantate, müssen sie in den meisten Fällen wieder entfernt werden. [20] & [21]

5.1 Schrauben aus menschlichem Knochen

Das Institut für Biomechanik der TU Graz hat in Kooperation mit einem Orthopäden eine Alternative in der Unfallchirurgie entwickelt: Eine Schraube aus dem menschlichen Oberschenkelknochen, die „*Shark Screw*“. Bei dieser Entwicklung ist eine zweite, teure und risikohafte Operation nicht mehr nötig, weil der zu heilende Knochen diese in eigenes Knochenmaterial umwandelt. Der Prozess läuft so ab, dass das Implantat nach ca. einem Jahr nicht mehr im Röntgenbild sichtbar ist. Ein weiterer

Vorteil ist, dass bei der Verwendung dieser Technologie die Infektionsgefahr sehr gering ist. Die „Shark Screw“ wurde patentiert und ist in österreichischen Krankenhäusern im Einsatz.

Trotz hervorragender Eigenschaften und Vorteilen ist die Anwendung dieser Schrauben in der Fuß- und Kieferchirurgie teilweise nicht möglich, weil die Schrauben bei diesen OPs großen Belastungen standhalten müssen. Außerdem werden für Kiefer-OPs möglichst kleine Schrauben gebraucht. Darüber hinaus unterscheiden sich die mechanischen Eigenschaften von Knochen verschiedener Spender stark voneinander, was das korrekte Design erschwert. Es kann auch zu einer übermäßigen Belastung des geheilten Knochens führen.

Ein weiterer Nachteil ist das komplexe Design und die komplexe Fertigung der Schrauben. [22]

5.2 Neues Material

In diesem Kapitel wird die Werkstoffauswahl für Knochenschrauben untersucht. Im ersten Schritt ist für die Materialauswahl eine Anforderungsliste notwendig.

Nach Überwindung der ersten schmerzhaften Phase umfasst die Nachbehandlung mit konservativer Therapie normalerweise die Mobilisierung unter Teillast (unter 20 kg). Dies dauert normalerweise sechs Wochen. Die chirurgische Behandlung, insbesondere bei komplexeren Verletzungen, kann bis zu vier Monate lokalen Druck erfordern. [4]

Die ideale Auswahl ist ein Material, dessen nachträgliche Entfernung aus dem Körper nicht erforderlich ist. So wird die zweite OP für eine Implantat-Entfernung gespart und darüber hinaus Kosten, Schmerzen und Gesundheitsrisiken.

Das Material darf sich nicht zu schnell im Körper auflösen, sonst haben die Knochen nicht genug Zeit, um zu heilen. Eine Heilung kann bis zu vier Monate dauern und während dieser Zeit müssen die Schrauben ihre mechanische Integrität behalten. Mit anderen Worten, die Schraube muss ihre Form beibehalten, damit sie weiterhin eine kraftschlüssige Verbindung zwischen den Knochenteilen darstellt. Andererseits darf das Material sich aber auch nicht zu langsam auflösen, da es dann der Bildung von neuem Knochenmaterial im Wege ist.

Außer den notwendigen mechanischen Eigenschaften, die die Schraube besitzt, darf sie keine schädliche Wirkung auf den Körper haben, bzw., da die Schraube sich im Körper auflöst, darf sie aus keinem schädlichen Material bestehen.

Das verwendete Material darf keinerlei Abstoßungsreaktionen im Körper verursachen, das Material muss sterilisierbar sein, um eine Infektion bei der Operation zu verhindern und darf durch

Röntgenstrahlung nicht in seiner Integrität beeinflusst werden, damit die Verletzung im Anschluss an die Operation untersucht werden kann.

In dem Programm „Granta Edupack“ ist die Streckgrenze von Oberschenkelknochen ungefähr 140 MPa. Mit einem Sicherheitsfaktor für 1,5 erhöht sich die benötigte Streckgrenze für die Schraube auf 210 MPa.

Eine Berechnung mit groben Annahmen für die notwendige Streckgrenze des Schraubenmaterials führt zu einem gleichen Ergebnis. [23]

Tabelle 3: Anforderungsliste der Materialauswahl für die Schraube

Nr.	Anforderung	Zusätzliche Erklärung
1	Die Knochenschrauben müssen ihre mechanische Integrität mindestens bis zum Abschluss der Heilung behalten	Der Heilungsprozess für einen erwachsenen Menschen könnte bis zu vier Monate dauern
2	Eine vollständige Resorption darf keine zu lange Zeit nach der Heilung in Anspruch nehmen	Nach der Heilung beginnt der Patient mit Physiotherapie und normalen täglichen Bewegungen, dass langsam größere Lasten auf den Knochen einwirken. Die Existenz des Implantats in dieser Zeit könnte problematisch und schmerzhaft sein
3	Die Schraube muss in der Heilungszeit ihre mechanische Integrität aufrechterhalten	Mindestens vier Monate
4	Beim Resorbieren der Schrauben dürfen keine gesundheitsgefährdenden Stoffe freigesetzt werden	
5	Das verwendete Material darf keine Abstoßungsreaktionen im Körper hervorrufen	
6	Das verwendete Material muss röntgenologisch stabil sein	
7	Das verwendete Material muss sterilisierbar sein	
8	Die Schraube sollte ein gleichgroßes E-Modul wie Knochen haben	Kapitel 4.4
9	Minimum Streckgrenze für das Material der Schraube 210 MPa	

Mit der Anforderungsliste kann die Auswahl des Materials durchgeführt werden. Dafür wird das Programm „Granta Edupack“ benutzt. Für diese Auswahl wird „Level 3 Bioengineering“ zum Einsatz kommen. Hier können die vorher genannten Anforderungen als Filter verwendet werden.

Für die Streckgrenze wird als Minimum 210 MPa und für das E-Modul als Maximum 60 GPa gewählt, bzw. das 3-fache des E-Moduls des Knochens. Als Filter für die Lösbarkeit im Körper wird „Limited use in weak acid“ ausgewählt. In der Definition für Limited use steht, dass es für eine kurzfristige Anwendung geeignet ist. (Abbildung 5-1)

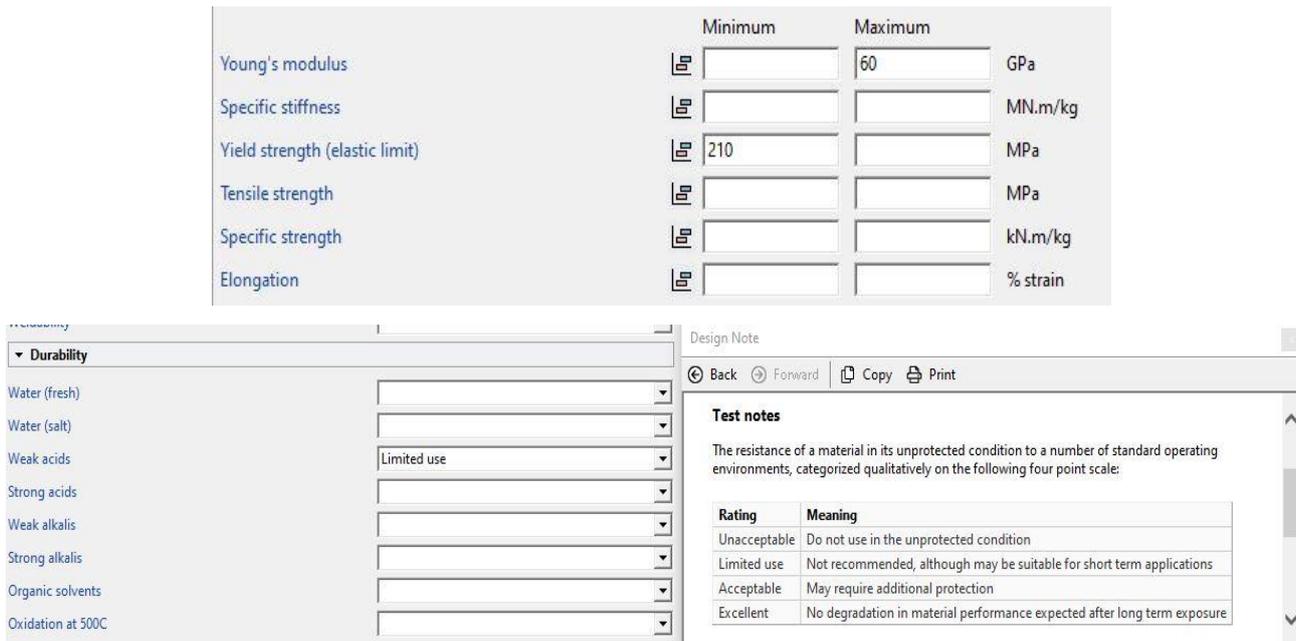


Abbildung 5-1: Angewendete Filter für die Werkstoffauswahl

Nach der Anwendung der Filter kommen wir auf die Materialgruppen, von denen einige ebenfalls ausgeschlossen werden können (Abbildung 5-2). „Natural Fibers“ sind für die Fertigung der Schraube nicht geeignet und die Composite-Materialien sind nicht im menschlichen Körper zu resorbieren. Verbleiben die Metalle Zink-Kupfer-Legierung, Gadolinium, Selen und Magnesium.

Selen und Zink sind die Superelemente für den menschlichen Körper, allerdings wirken sie in großen Mengen toxisch. [24] & [25].

Als Information für Gadolinium steht im „Edupack“: Gadolinium ist haut- und augenreizend und möglicherweise krebserregend. Aus diesem Grund bleibt das Material Magnesium. Der menschliche Körper enthält etwa 26 Gramm Magnesium, von denen der größte Teil (60%) in den Knochen gespeichert ist und zur Knochenstärke beiträgt. Magnesium spielt auch eine wichtige Rolle bei der Zellteilung und der Funktion des Nervensystems. [26]

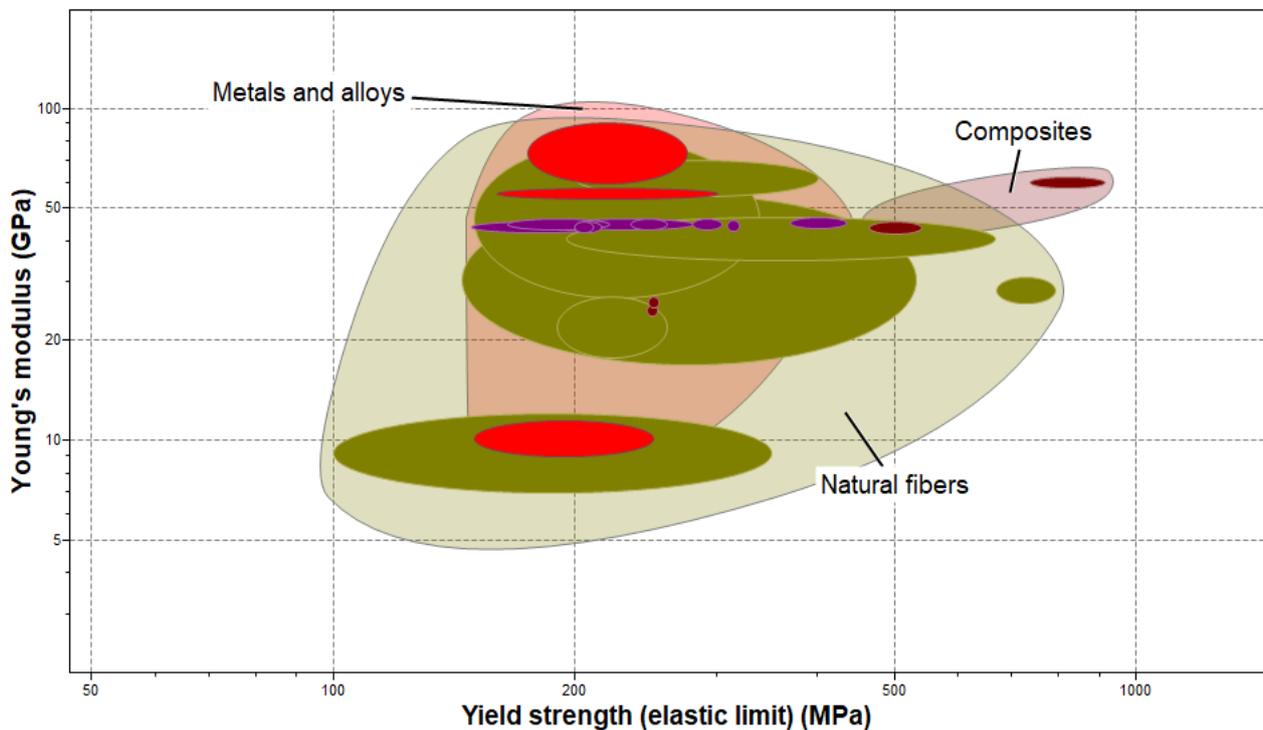


Abbildung 5-2: Ergebnis der Materialauswahl mit Filtern: E-Modul < 60 GPa; Streckgrenze >210 MPa; eingeschränkte Haltbarkeit in schwachen Säuren

Laut der Deutschen Ernährungsgesellschaft ist es schwierig, eine ausreichende Dosis von 300 bis 400 mg Magnesium pro Tag aufzunehmen. Insbesondere für Sportler, werdende Mütter, Kinder und Jugendliche in der Wachstumsphase und Diabetiker wird eine höhere Dosis empfohlen. Allerdings ist es schwierig, diese Dosis nur über die Nahrung aufzunehmen. [27]

Da der Oberschenkelknochen und das Implantat ständig ent- und belastet werden, entsteht eine Schwelllast und es müsste die Schwellfestigkeit bzw. Dauerfestigkeit des Materials betrachtet werden. Aus dem Programm Edupack kommt für die Dauerfestigkeit dieser Magnesium-Legierung 130 bis 140 MPa im 10^7 Zyklus heraus, was im Vergleich zu der Spannung auf das Implantat, auf einer weit sichereren Seite liegt.

Diese Hinweise könnten eine gute Motivation sein, eine Mg-Legierung für die Konstruktion des Implantats zu verwenden. In der Abbildung 5-3 ist das verbleibende Material, nach der Anwendung oben genannter Filter, zu sehen.

Magnesium, WE54A, cast				
Datasheet view: All attributes		Show/Hide		Find Similar
Composition detail (metals, ceramics and glasses)				
Ce (cerium)	0	- 1	%	
Cu (copper)	0	- 0,03	%	
La (lanthanum)	0	- 1	%	
Li (lithium)	0	- 0,2	%	
Mg (magnesium)	88,6	- 93,4	%	
Mn (manganese)	0	- 0,15	%	
Nd (neodymium)	1,5	- 2	%	
Ni (nickel)	0	- 0,005	%	
Si (silicon)	0	- 0,01	%	
Y (yttrium)	4,75	- 5,5	%	
Zn (zinc)	0	- 0,2	%	
Zr (zirconium)	0,4	- 1	%	
Other	0	- 0,3	%	
Price				
Price	* 5,61	- 6,22	EUR/kg	
Price per unit volume	* 1,04e4	- 1,15e4	EUR/m³	
Physical properties				
Density	1,85e3	- 1,86e3	kg/m³	
Mechanical properties				
Young's modulus	43	- 45	GPa	
Specific stiffness	23,2	- 24,3	MN.m/kg	
Yield strength (elastic limit)	200	- 210	MPa	

Abbildung 5-3: Eigenschaften des ausgewählten Materials, WE54A

5.3 Analyse mit Implantat aus dem neuen Material

5.3.1 Verschiebung

Nun wird die Analyse noch einmal durchgeführt, damit die mechanische Machbarkeit der Nutzung des neuen Materials überprüft wird. Da das E-Modul der Schraube 2,5-mal und die Streckgrenze von ihr 1,5-mal größer als Knochen ist, sollte die Anwendung dieses Materials theoretisch nicht problematisch sein. Dafür wird die Analyse noch einmal im Kapitel 5.3.2 durchgeführt, allerdings werden das Material und die Eigenschaften der Schraube geändert. (Abbildung 5-4)

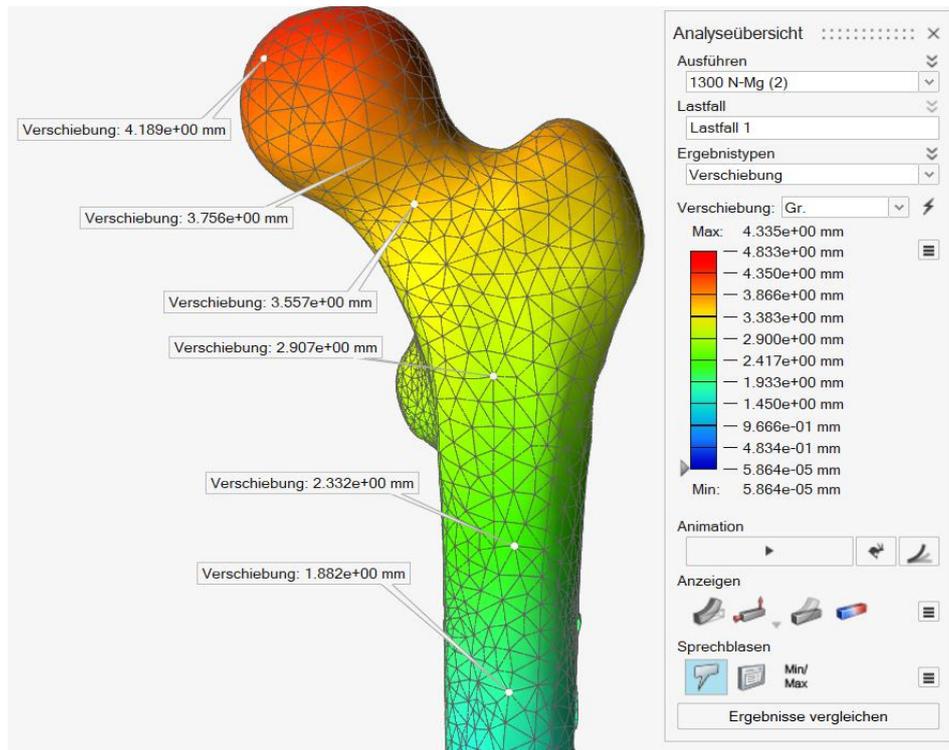


Abbildung 5-4: Verschiebung im Femur mit Implantat aus Mg

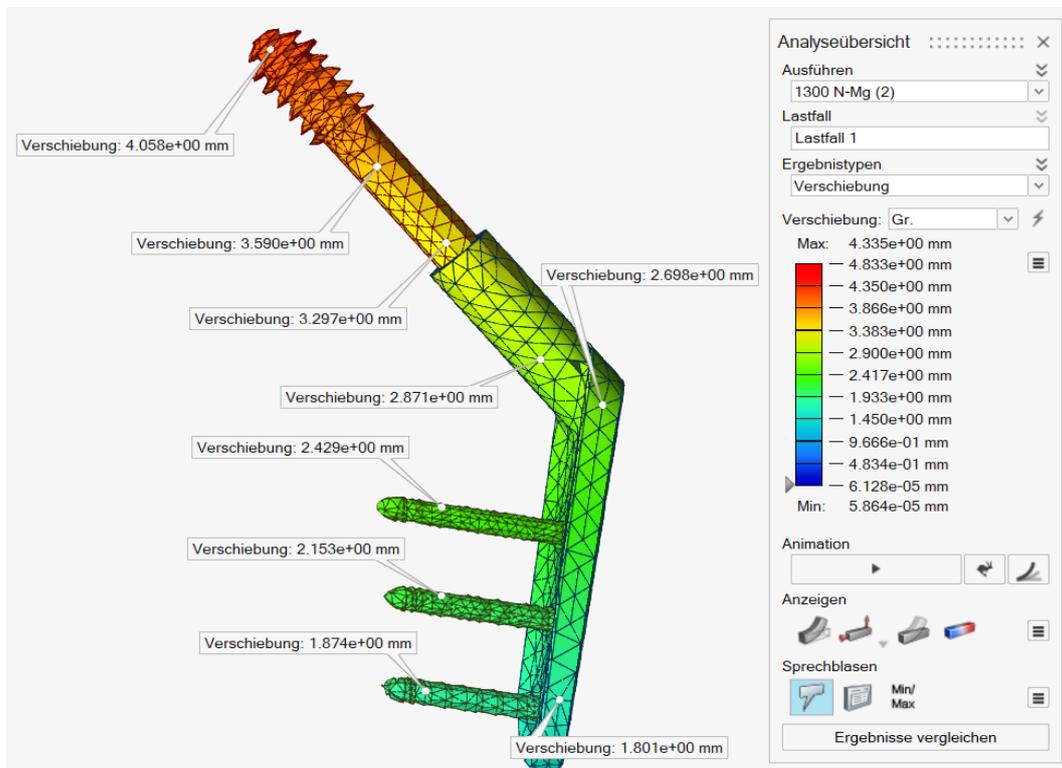


Abbildung 5-5: Verschiebung in der Platte und Schraube aus Mg

In der Abbildung 5-5 wurde der Knochen ausgeblendet, damit die Verschiebung des Implantats besser zu sehen ist. Im Vergleich zum Implantat aus Edelstahl hat die Mg-Schraube eine größere Verformung. Das ermöglicht dem Knochen sich mehr zu bewegen (trotzdem weniger als ohne Implantat) und weniger gepresst zu werden.

5.3.2 Spannung

Ein wichtiger Aspekt, der betrachtet werden muss, ist das Spannungsverhalten im Oberschenkelknochen. Die Spannung ist in einzelnen Knoten ausgewiesen, aber durch den Farbvergleich kann man den Unterschied zwischen der Spannung im Knochen mit und ohne Implantat besser erfassen. In dieser Analyse ist die Spannung größer als im Knochen mit Implantat aus Edelstahl und kleiner als im Knochen ohne Implantat, übereinstimmend mit dem in Kap. 4.4 beschriebenen Effekt. In der Abbildung 5-7 und Abbildung 5-6 ist die Spannung im Knochen und der Schraube dargestellt. Die Schraube nimmt eine kleinere Spannung auf sich als die Schraube aus Edelstahl. (Abbildung 5-6)

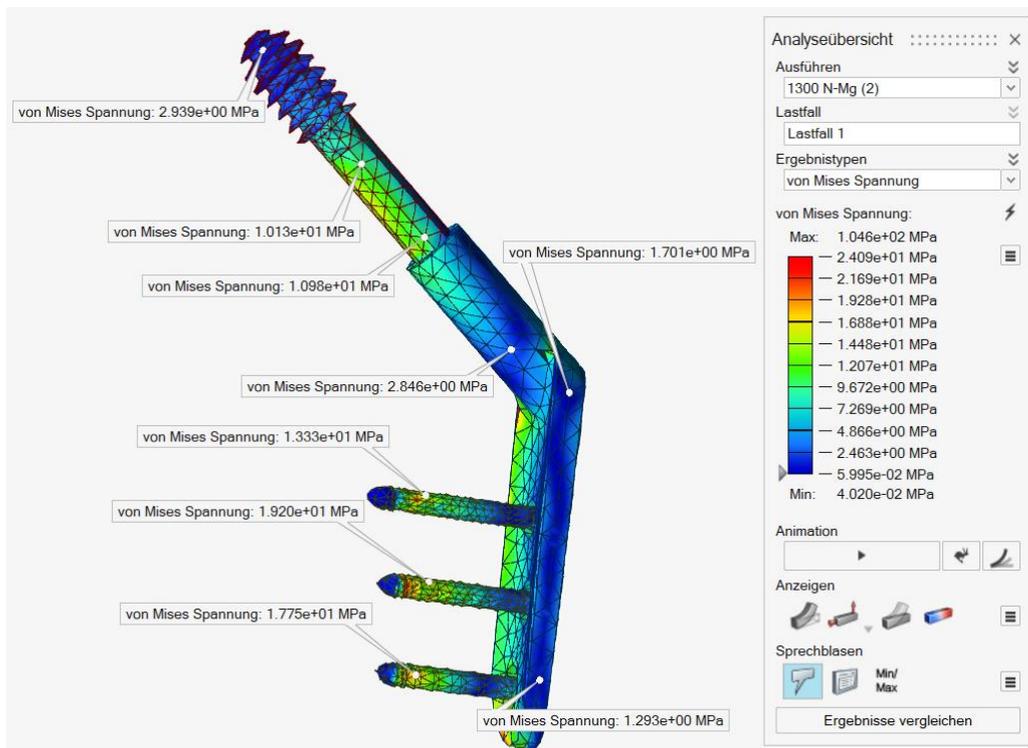


Abbildung 5-6: Von-Mises-Spannung in der Platte und Schraube aus Mg

5.3.3 Ergebnis

Wenn das Implantat aus einer Mg-Legierung gestaltet wird, werden die Spannungen im Knochen größer (als bei der aus Edelstahl) und in der Schraube kleiner. Die Verformung wird im Knochen und der Schraube größer. Allerdings sind diese Unterschiede klein und nicht kritisch. Da die Festigkeit und das E-Modul der Schraube größer als das des Knochens sind, kann die Schraube gut die auf den Knochen wirkende Last übernehmen. Aus folgenden Gründen könnte Mg als Material des Implantats eine gute Auswahl sein:

- Solange die Schraube aus Mg im Knochen ist, wird der Knochen weniger gepresst und vermutlich wird es weniger schmerzhaft für den Patienten.
- Wegen der kleineren Steifigkeit von Mg im Vergleich zu Edelstahl, entsteht eine kleinere Reibung und weniger Verschleiß im Hüftgelenk.
- Nach der Heilung sollte keine zweite Operation für die Entfernung des Implantats notwendig sein.
- Die Wahrscheinlichkeit einer Infektion im Knochen, falls das Implantat sich auflöst, wird beseitigt.

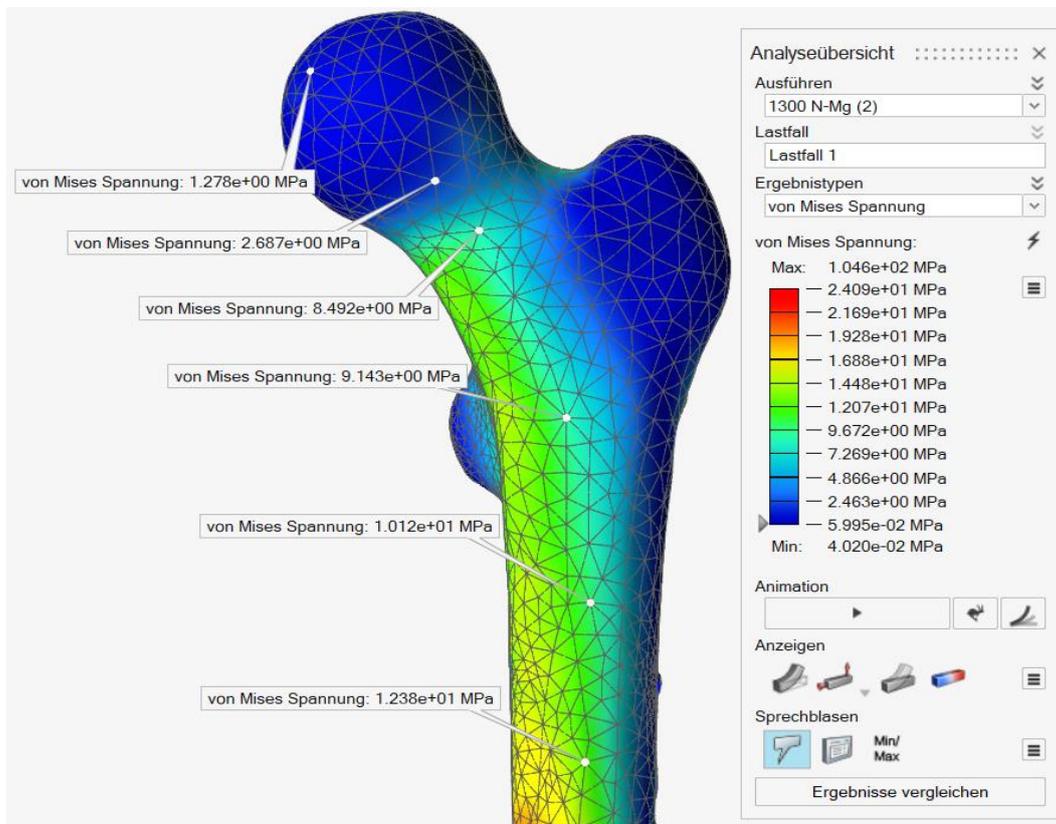


Abbildung 5-7: von-Mises-Spannung im Knochen mit Implantat aus Mg

6 Diskussion und Zusammenfassung der Ergebnisse

Am Anfang dieser Arbeit wurde der Mechanismus und die Anatomie des Oberschenkels dargestellt. Danach wurde erklärt, wie ein Oberschenkel belastet wird und die Ursache des Schenkelbruches beschrieben. Anschließend wurde die Implantattechnik sowie die Operationstechnik der DHS beschrieben. Um die Operation zu modellieren, war das CAD-Model der Implantate notwendig, was hier mit Catia durchgeführt und in den Knochen montiert wurde. Für das Femur wurde eine Step-Datei benutzt. Die FEM Analyse wurde mit dem Programm Altair Inspire durchgeführt und für die Analyse wurde der Knochen mit 1300N belastet. Diese Analyse wurde einmal für einen Knochen mit Implantat und einmal ohne Implantat durchgeführt. Am Ende wurde das Material der Schrauben und der Platte dargestellt.

6.1 Notwendige Festigkeit der Schrauben

Aus den Analysen geht hervor, dass die Schrauben die Last gut übernehmen und vertragen können. Das lässt sich auch damit erklären, dass die Schrauben fester und steifer als der Knochen sind. Der Knochen hat ein geringes E-Modul (ca. 20 GPa) und hält verschiedenen Bewegungen und Lasten stand. Deswegen könnte man erwarten, dass ein festeres Material mit einem höheren E-Modul kein Problem hat, diese Rolle für den Oberschenkelknochen zu übernehmen.

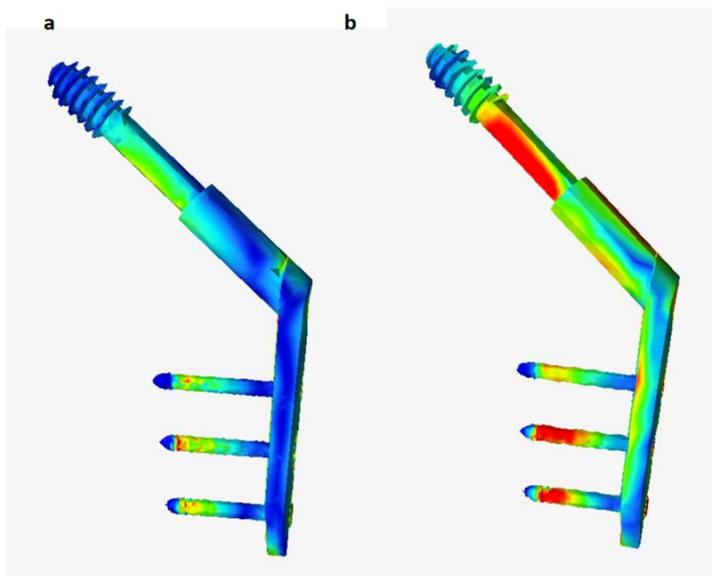


Abbildung 6-1: Spannungsaufnahme durch Implantat **a)** aus Mg **b)** aus Edelstahl

Außerdem ist aus medizinischer Sicht für die zwei Wochen postoperativ eine Teilbelastung des operierten Beines mit maximal 20 kg (Sohlenkontakt) erlaubt. In den darauffolgenden vier Wochen

kann die Gewichtsbelastung allmählich erhöht werden. Nach der sechsten Woche ist es, je nach Zustand der Hüftmuskulatur, normalerweise möglich, mit dem vollen Gewicht zu belasten. [7]

Aus diesen Gründen ist die Hauptaufgabe der GS das Zusammenziehen und Zusammenhalt der Teile der Fraktur.

In der Abbildung 6-1 ist ein Vergleich der Spannungsaufnahme bei Implantaten aus Mg und Edelstahl dargestellt.

6.2 Entfernung des Implantats

Aus medizinischer Sicht ist es unproblematisch, das Implantat nach der Heilung im Körper zu lassen und es nicht zu entfernen. Wobei die FEM Analyse allerdings gezeigt hat, dass der dauerhafte Verbleib einer DHS im Körper problematisch sein könnte. Durch die Schraube entsteht eine Spitzenspannung und ein Verschleiß im Femurkopf, was zu medizinischen Komplikationen führen könnte.

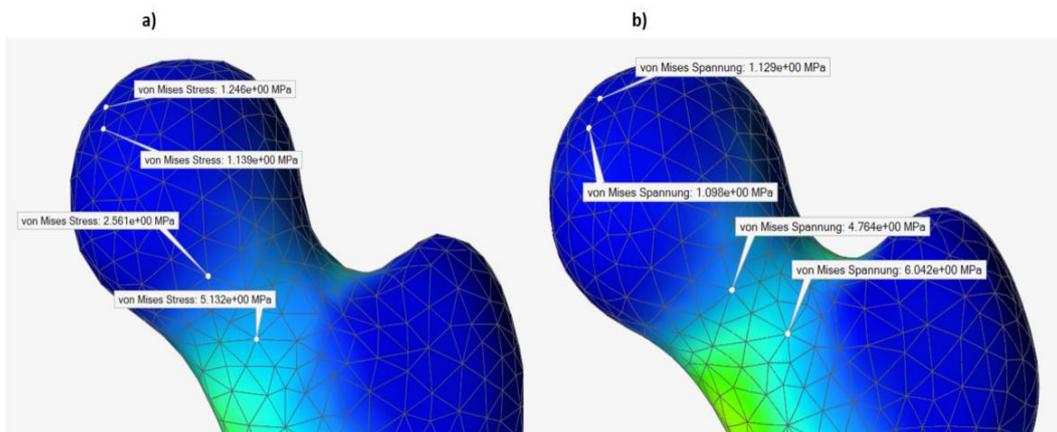


Abbildung 6-2: Die Von-Mises-Spannung im Schenkelkopf: a) mit Implantat aus Edelstahl, b) mit Implantat aus Mg

Wie die FEM-Analysen des Oberschenkels mit Implantaten aus verschiedenen Materialien und auch der modellierte Test im Kapitel 4.4 gezeigt haben, ist die Spannung im Knochen, in welchem das Schutzmaterial (Implantat) im Knochen ist, kleiner als in einem Knochen ohne Implantat. Allerdings ist in der Femurkopffläche, die ca. 5 mm vom Implantat entfernt ist, die Spannung, auf Grund des Einflusses des Implantats größer (Abbildung 6-2). Je größer der Unterschied zwischen den E-Modulen des Knochens und der Schraube ist, desto größer wird die Spannung in der Femurkopffläche.

Wie die Test-Analyse gezeigt hat, ist die Spannung im Knochen mit einem Implantat aus Edelstahl größer als mit einem Implantat aus Mg und beide sind größer als in einem Femur ohne Implantat (Abbildung 6-3). Zu beachten ist, dass das E-Modul von Edelstahl $E = 205 \text{ GPa}$, von Al $E = 70 \text{ GPa}$ und von Mg $E = 45 \text{ GPa}$ ist. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4 zu sehen.

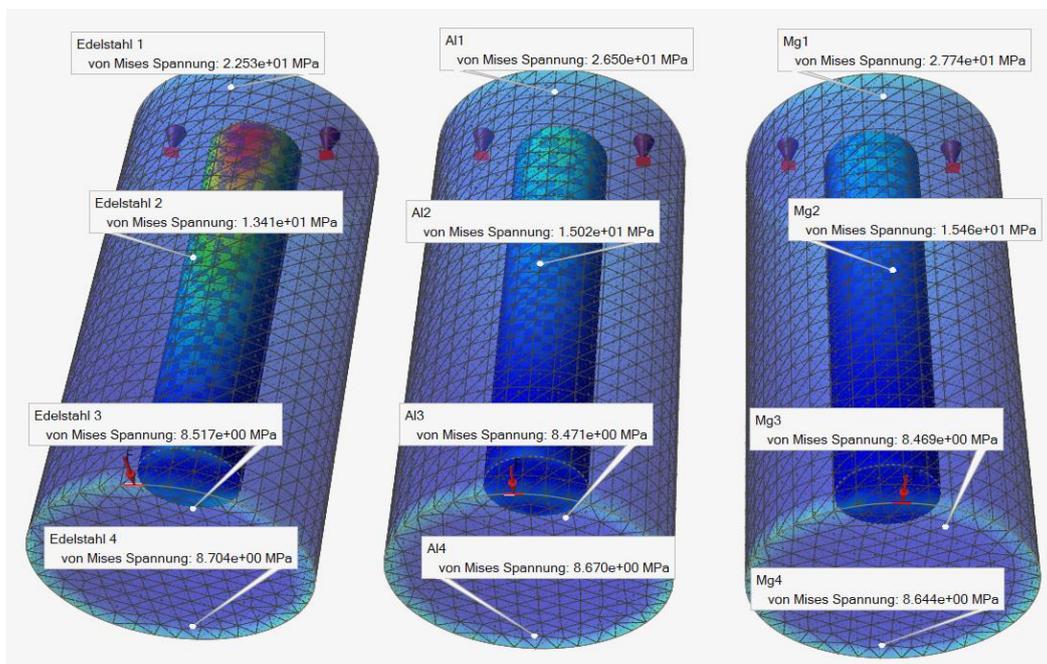


Abbildung 6-3: Testanalyse mit drei Materialien: Edelstahl, Al, Mg

Obwohl Ärzte die Entscheidung über die Implantat-Entfernung dem Patienten überlassen, entscheidet sich die Mehrheit der Patienten aufgrund des großen Aufwands (Risiko, Schmerz, Kosten) der zweiten OP, das Implantat nicht entfernen zu lassen. Aufgrund der Spitzenspannung, die im Femurkopf entsteht, könnte der Knorpel im Hüftgelenk beschädigt und Arthrose verursacht werden.

Tabelle 4: Vergleich der Ergebnisse der Von-Mises-Spannung in der Testanalyse

	Punkt 1 (MPa)	Punkt 2 (MPa)	Punkt 3 (MPa)	Punkt 4 (MPa)
Edelstahl	22,53	13,41	8,52	8,70
Al	26,50	15,02	8,47	8,67
Mg	27,74	15,46	8,47	8,64

Nekrose im Femurkopf entsteht, wenn die Blutversorgung des Femurkopfes zum Erliegen kommt, was zum Tod der Knochenzellen führt. Diese Blutversorgung wird durch Arterien geleistet, die sich entlang des Femurhalses befinden. Wahrscheinlich ist, dass der lange Verbleib des Implantats im Schenkelhals den Blutfluss einschränkt und den Schenkelkopf zum Absterben bringen könnte, besonders wenn das Implantat deutlich härter und steifer als der Knochen ist.

6.3 Material des Implantats

Die Nutzung von Materialien mit kleinem E-Modulunterschied zu Knochen, kann eine kleinere Spitzenspannung im Schenkelkopffläche verursachen. Eine größere Spannung bedeutet eine größere Kraft und das kann zur Erhöhung der Verschleiß im Hüftgelenk führen. Die Formel für Reibungskraft lautet:

Reibungskraft:
$$F_R = \mu * F_N$$

Wobei F_N die Normalkraft und μ der Reibungskoeffizient ist. Große Reibung im Hüftgelenk könnte den Knorpel zwischen Hüftplatte und Femurkopf beschädigen und Verschleiß im Hüftgelenk verursachen.

Nachdem, was in den letzten Kapiteln ausgeführt wurde, könnte das Verbleiben des Implantats im Körper zu Schmerzen, Arthrose und Nekrose führen. Allerdings bringt die Implantat-Entfernung, abgesehen von dem Risiko für jede OP, große Schmerzen mit sich und birgt auch eine finanzielle Belastung. Daher ist die ideale Lösung, resorbierbares Material zu benutzen, damit es zu einem Auflösen der Schraube im Körper kommt und eine zweite OP obsolet ist. Außerdem wird auf diese Weise das Risiko für Infektionen verringert.

Daher sollte im idealen Fall ein resorbierbares Material für die Konstruktion des Implantats verwendet werden. Ansonsten ist die Nutzung von Implantaten mit kleinerem E-Modul, wie z.B. Titanium statt Edelstahl, zu empfehlen.

7 Optimierungspotenzial

7.1 Optimierung der Modellierung

In dieser Arbeit wurde eine fertige Step-Datei aus dem Programm SolidWorks für den Oberschenkelknochen benutzt und für die FEM-Analyse das Programm Altair Inspire verwendet. Obwohl man mit Altair Inspire das Meshing einsetzen kann, ist es nicht möglich, sehr detailliert an dem Meshing zu arbeiten, weswegen es nicht möglich war, für die innere Schicht des Knochens ein anderes Material bzw. Meshing zu beschreiben.

Mit dem hoch detaillierten Programm „HyperMesh“, das sich besonders für das komplexe Vernetzen von FE-Modellen auszeichnet, ist es möglich, zwei Schichten im Knochen zu beschreiben und darüber hinaus zwei Materialien mit verschiedenen Eigenschaften zu definieren. Da der Knochen aus zwei Teilen mit verschiedenen Strukturen besteht und jeder Teil eigene Eigenschaften besitzt, kann in einer zukünftigen Untersuchung so ein genaueres Modell für die Analyse geschaffen werden.

Die Analyse in dieser Arbeit ist eine statische Analyse. Mechanische Modellierung, bzw. Modellierung der Kräfte mit der simulierten Bewegung des Körpers, könnten zu genaueren Ergebnissen führen.

Um genauere und detailliertere Ergebnisse zu bekommen, könnte man mit HyperMesh einen Bruch am Schenkelhals erstellen, damit durch die mechanische Analyse herausgefunden werden kann, wie die GS die gebrochenen Teile zueinander zieht und wie sicher sie halten.

7.2 Ergänzende physikalische Tests

Um das FE-Modell zu verifizieren, kann in einer weiteren Arbeit ein physikalisches Modell aufgebaut werden. Mit der Betrachtung der Eigenschaften des Knochens könnte ein Kunststoff als Material des Knochens ausgewählt werden und mit einem 3D-Drucker ein Knochenmodell erstellt werden. Außerdem könnte man die Implantate gut mit einem Metall-3D-Drucksystem drucken lassen. Den gedruckten Knochen einzubohren und die Schraube in diese Bohrung einzudrehen kann das Modell für den Test vorbereiten. Wenn die Kraft auf den Schenkelkopf einwirkt, könnte die Belastbarkeit des Knochens und der Schraube und auch der Einfluss von der Schraube auf den Knochen mit Hilfe verschiedener Messtechnologien gemessen und betrachtet werden.

8 Auswirkung der Ergebnisse

Im Jahr 2019 wurden mehr als 100.000 Implantationen nach einer Oberschenkelhalsfraktur in Deutschland durchgeführt. [1]

Wie im letzten Kapitel erwähnt, kann das Implantat nach der Operation im Körper bleiben und muss nicht entfernt werden, außer bei besonderen Fällen wie Infekten, Fehllagen, Störungen durch das seitlich überstehende Material oder auf Wunsch des Patienten. Daher bleibt in den meisten Fällen das Implantat im Körper der Patienten, was laut der Analysen in dieser Arbeit gesundheitsschädlich sein könnte. Daher ist anzunehmen, dass das Entfernen der Implantate jährlich eine große Anzahl von Patienten vor Schmerzen, Arthrose und Nekrose bewahren könnte.

Die Nutzung der Materialien, die weniger Steif sind und einen kleineren E-Modul-Unterschied mit dem Knochen haben, kann weniger Spannung und Verschleiß am Hüftgelenk verursachen. Außerdem ist die Entfernung des Implantats teuer, aufwendig und risikohaft. Die Verwendung eines resorbierbaren Materials für Implantate könnte mehr als 100.000 OPs im Jahr zur Entfernung des Implantats einsparen.

9 References

- [1] C. Müller-Mai and A. Ekkernkamp, *Frakturen auf einen Blick*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2015.
- [2] Ulrich Stöckle, Martin Lucke, Norbert P. Haas, "Der Oberschenkelhalsbruch," *Deutsches Ärzteblatt*, no. 49, 2005. [Online]. Available: <https://cdn.aerzteblatt.de/pdf/102/49/a3426.pdf>
- [3] N. P. Haas and C. Krettek, *Tscherne Unfallchirurgie*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2012.
- [4] J. Pfeil and J. Frank, *Hüftchirurgie*. Heidelberg: Steinkopff, 2008.
- [5] Dr. Martin Rinio, *Hüftkopfnekrose (Knochennekrose des Hüftgelenks) | Gelenk-Klinik.de*. [Online]. Available: <https://gelenk-klinik.de/hueftgelenk/hueftkopfnekrose.html#ursachen> (accessed: Jun. 4 2021).
- [6] K. Schmidt *et al.*, *Bewegungsapparat: Anatomie, Embryologie, Physiologie und Stoffwechselkrankheiten*. Stuttgart: G. Thieme, 1992-1997.
- [7] L. Claes, P. Kirschner, C. Perka, and M. Rudert, *AE-Manual der Endoprothetik*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2012.
- [8] K.-H. Winker, Ed., *Facharzt Orthopädie Unfallchirurgie: Becken, Hüfte und Oberschenkel*. München: Elsevier, Urban Fischer, 2011.
- [9] M. Buchta, D. W. Höper, and A. Sönnichsen, *Das Zweite StEx: Basiswissen Klinische Medizin für Examen und Praxis: Grundlagen*, 2nd ed. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2004.
- [10] B. Clarke, "Normal bone anatomy and physiology," *Clinical journal of the American Society of Nephrology : CJASN*, 3 Suppl 3, S131-9, 2008, doi: 10.2215/CJN.04151206.
- [11] Z. Wendt, "Entwicklung eines physiologischen Simulators für Verschleißuntersuchungen an Hüftendoprothesen," Technische Universität Berlin, Berlin, 2004.
- [12] R. Werners and U. Kraft, *Osteoporose: Wenn Knochen mürbe werden*. [Online]. Available: <https://www.tk.de/techniker/gesundheit-und-medizin/behandlungen-und-medizin/osteoporose/osteoporose-2017862?tkcm=ab> (accessed: Jul. 12 2021).
- [13] M. E. Müller, *The comprehensive classification of fractures of long bones*. Berlin, New York: Springer-Verlag, 1990.
- [14] B. Heimkes, "Funktionelle Anatomie und Biomechanik des Hüftgelenks," in *Springer Reference Medizin, Orthopädie und Unfallchirurgie*, M. Engelhardt and M. Raschke, Eds., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2019, pp. 1–11.
- [15] Firma Stryker, "Infoblatt für Omega3 Compression Hip Screw Operative Technique,"
- [16] Firma Johnson & Johnson, "Depuy Synthes: Infoblatt für Femoral neck system,"

- [17] Database « OrthoLoad. [Online]. Available: https://orthoload.com/database/?implantId=2355&activityId=3011&activityIndentationLevel=2¶meterId=966¶meterIndentationLevel=1&patientId=h5l&fileId=h5l_181113_1_19&fileType=t&selectBox=file (accessed: May 14 2021).
- [18] R. Painkra, S. Sanyal, and A. Bit, "An Anisotropic Analysis of Human Femur Bone with Walking Posture: Experimental and Numerical Analysis," *BioNanoSci.*, vol. 8, no. 4, pp. 1054–1064, 2018, doi: 10.1007/s12668-018-0560-1.
- [19] S. User, *Der Elastizitätsmodul*. [Online]. Available: <https://www.maschinenbau-wissen.de/skript3/werkstofftechnik/metall/18-e-modul> (accessed: May 1 2021).
- [20] E. Wintermantel and S.-W. Ha, *Medizintechnik, Life Science Engineering: Resorbierbare Implantate*, 4th ed. Berlin: Springer, 2008.
- [21] R. B. L. Internetredaktion, *Resorbierbare Knochenschrauben aus Metall - DLR Gesundheitsforschung*. [Online]. Available: <https://www.gesundheitsforschung-bmbf.de/de/resorbierbare-knochenschrauben-aus-metall-1806.php> (accessed: May 4 2021).
- [22] Innovations Report, *Wie aus Knochen chirurgische Schrauben werden - Innovations Report*. [Online]. Available: <https://www.innovations-report.de/fachgebiete/medizintechnik/wie-aus-knochen-chirurgische-schrauben-werden/> (accessed: May 5 2021).
- [23] Oliver Brandt, "Werkstoffauswahl und Auslegung von resorbierbaren orthopädischen Implantaten,," 2019.
- [24] *Selen ist lebenswichtig! Selen Wirkung, Bedarf, Symptome Selenmangel - Selen - Cefak KG*. [Online]. Available: <https://www.cefak.com/gesundheitsthemen/selen> (accessed: May 11 2021).
- [25] *Zink: Wirkung und täglicher Bedarf - NetDoktor*. [Online]. Available: <https://www.netdoktor.de/ernaehrung/zink/> (accessed: May 11 2021).
- [26] diasporal.de, *Was ist Magnesium – Baustein des Lebens*. [Online]. Available: <https://www.diasporal.de/magnesium-diasporal/was-ist-magnesium-baustein-des-lebens/> (accessed: May 4 2021).
- [27] VitaminExpress, *Magnesium: Wirkung, Dosierung, Nebenwirkungen - VitaminExpress*. [Online]. Available: https://www.vitaminexpress.org/de/magnesium?&msslkid=5120a45d099a14acdbf6c4c76bca449d&utm_source=bing&utm_medium=cpc&utm_campaign=DEAT%20%7C%20DSA&utm_term=vitaminexpress&utm_content=Alle%20Seiten&gclid=5120a45d099a14acdbf6c4c76bca449d&gclsrc=3p.ds (accessed: May 11 2021).
- [28] Firma Johnson & Johnson, "Depuy Synthes: Infoblatt für VA-LCP Kondylenplatte,"