

Entwicklung und Anwendung eines Finite- Elemente-Modells zur mechanischen Charakterisierung verschiedener Osteosynthesysteme für die Rekonstruktion von Beckenfrakturen

Verfasser:	Zeng Yang
Matrikelnummer:	20093
Fachrichtung:	BMMP 12
Betreuer:	Prof. Dr.-Ing. Wolf-Dietrich Knoll M. Eng. Konrad Mehle
Datum:	26. 07. 2016

Inhalt

Abbildungsverzeichnis	3
Tabelleverzeichnis.....	4
Abkürzungsverzeichnis	5
1 Einleitung.....	6
1.1 Problemstellung	6
1.2 Zielsetzung.....	7
2 Grundlagen.....	8
2.1 Anatomie des Beckens.....	8
2.2 Frakturen.....	10
2.2.1 AO-Klassifikation/Müller-Klassifikation.....	10
2.2.2 Behandlungen von Beckenfrakturen	10
2.2.3 weitverbreitete Frakturen	14
3 Entwicklung von FE-Modell.....	15
3.1 Materialien.....	15
3.1.1 Eigenschaften von Knochen.....	15
3.1.2 Eigenschaften von Bändern.....	16
3.1.3 Eigenschaften von Knorpel (Schamfuge und Gelenke)	17
3.2 Kraftübertragung	22
3.2.1 Stehen	22
3.2.2 Laufen.....	23
3.3 Erstellung des FE-Modells	25
3.3.1 Achsensystem und Neigungswinkel.....	25
3.3.2 Importieren	27
3.3.3 Netz -Funktion.....	27
3.3.4 APDL-Funktion.....	29
3.3.5 Kontakte	30

3.3.6	Wirkpositionen der Kraft und Lagerung	30
3.3.7	ideale Rechnung	31
3.4	Ergebnis	33
3.5	Auswertung.....	34
4	Implantat	35
4.1	Definition.....	35
4.2	Hersteller	35
4.3	Werkstoffe	36
4.3.1	Titan-Legierung.....	37
4.3.2	PEEK-Kunststoff	37
4.4	Frakturen der Schamfuge.....	38
4.4.1	Erstellung des FE-Modells	38
4.4.2	Ergebnis.....	42
4.4.3	Auswertung	43
4.5	Frakturen beim Kreuzbein	46
4.5.1	Erstellung des FE-Modells	46
4.5.2	Ergebnis.....	49
4.5.3	Auswertung	50
5	Zusammenfassung und Ausblick	51
5.1	Zusammenfassung	51
5.2	Ausblick.....	52
	Literaturverzeichnis.....	53

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Zufall beim Skifahren.....	6
Abb. 2: Fraktur	7
Abb. 3: Implantate von Becken.....	7
Abb. 4: die Struktur von Becken.....	8
Abb. 5: Bänder von Becken	9
Abb. 6: Typen von Beckenfrakturen	10
Abb. 7: Behandlung des Typs A	10
Abb. 8: Detail des Typs B	11
Abb. 9: Behandlung des Typs B	12
Abb. 10: Detail des Typs C	13
Abb. 11: Verteilung der Beckenfrakturen	14
Abb. 12: kleiner Versuch mit Federn.....	16
Abb. 13: Definition der Feder als Band	17
Abb. 14: Skizze der Schamfuge mit Bändern	17
Abb. 15: Kraftübertragung beim Stehen	22
Abb. 16: Zeitachse.....	24
Abb. 17: Neigungswinkel des Beckens	26
Abb. 18: Detail von neuem Achsensystem	26
Abb. 19: Import mit ANSYS.....	27
Abb. 20: Verformung des Beckens mit unterschiedlichen Lagerungspositionen	30
Abb. 21: Vergleichsspannung von gesundem Becken.....	33
Abb. 22: unterschiedliche Implantate	35
Abb. 23: Hersteller der Implantate.....	36
Abb. 24: Implantate der unterschiedlichen Materialien	36
Abb. 25: Struktur von PEEK.....	37
Abb. 26: Antwortfläche.....	46

Tabelleverzeichnis

Tabelle 1: Name auf Latein und Deutsch.....	8
Tabelle 2: E-Modul und Querkontaktzahl von Knochen	15
Tabelle 3: Eigenschaften von Knorpel	18
Tabelle 4: hyperelastische Parameter von Knorpel (Mooney-Rivlin-Modell).....	18
Tabelle 5: hyperelastische Materialien.....	21
Tabelle 6: Kraftübertragung beim Laufen.....	23
Tabelle 7: Unterschiede zwischen ANSYS Release 14.5, 16.2 und 17	28
Tabelle 8: Änderung der Anzahl von Prismenschichten	31
Tabelle 9: Vergleich von Ablaufzeit	32
Tabelle 10: Simulationsergebnis des gesunden Beckens	33
Tabelle 11: Kontakte	40
Tabelle 12: Ergebnis der Implantate der Schamfugenfrakturen.....	42
Tabelle 13: Korrelationsmatrix	45
Tabelle 14: Ergebnis der Implantate der Kreuzbeinfrakturen	49
Tabelle 15: Teile der Arbeit	51

Abkürzungsverzeichnis

ANSYS	Analysis System
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteo-Synthesefragen
APDL	ANSYS Parametric Design Language
BD	Bohrungsdurchmesser
GV	Gesamtverformung
PD	Plattendicke
PEEK	Polyetheretherketon
VS	Vergleichsspannung

1 Einleitung

1.1 Problemstellung

In den letzten Jahren wurde speziell bei der älteren Bevölkerung eine Zunahme von Beckenfrakturen registriert. Aber auch beim Skifahren kommt es häufig zu Unfällen. Im Jahr 2014 hatten auch die Bundeskanzlerin Frau Merkel und der weltbekannte Formel-1-Fahrer Michael Schumacher einen Skiunfall. Eine besonders häufige Fraktur bei Skiunfällen stellt dabei die Beckenfraktur dar. Bei diesen Unfällen wird das Becken in kurzer Zeit besonders stark belastet, was zu einem Stabilitätsverlust führen kann und als Hochrasantrauma bezeichnet wird.



Abb. 1: Zufall beim Skifahren [1]

Die Abbildung 1 zeigt ein Beispiel für einen solchen Skiunfall. Wenn der Skifahrer zuerst mit dem Gesäß hinfällt, kommt es dabei zu einer ernsthaften Beckenverletzung. Die kurzzeitige, aber große Belastung des Beckens führt in solchen Fällen zu Beckenfrakturen.

Ernsthafte Beckenfrakturen bedürfen eines längeren Behandlungsprozesses und die Patienten können in dieser Zeit nur bedingt äußere Belastungen vertragen. Für eine schnelle Mobilitätsregeneration sind vorwiegend operative Eingriffe mittels verschiedenster marktüblicher Osteosynthesysteme notwendig.

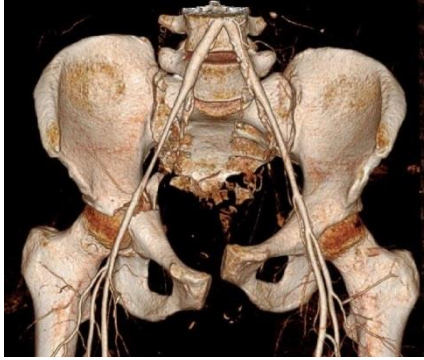


Abb. 2: Fraktur [2]

In der Abbildung 2 ist eine schwerwiegende Beckenfraktur zu sehen. Diese Fraktur hat sich eine Motorfahrerin bei einem Aufprall mit einem Auto zugezogen.

1.2 Zielsetzung

Zurzeit sind bei der Behandlung von Beckenfrakturen in den meisten Fällen Implantate notwendig. Diese Methode bietet eine relativ schnelle und sichere Stabilisierung der Knochen. Allerdings sind Implantate häufig die Ursache für Nebenwirkungen, und die Patienten klagen über starke Schmerzen. Die Gründe hierfür liegen im zu hohen Steifigkeitsverhalten des Implantates.

In Rahmen der vorliegenden Arbeit wird ein FE-Modell für die Simulation von Beckenfrakturen erstellt, welches auch für die Behandlung mit Implantaten gelten kann. Die Ergebnisse von allen geänderten Implantaten werden mit anderen verglichen. Die Faktoren, die die Ergebnisse beeinflussen, sollen festgestellt werden. Dementsprechend soll das optimale Implantat für Beckenfraktur-Behandlungen ermittelt werden.

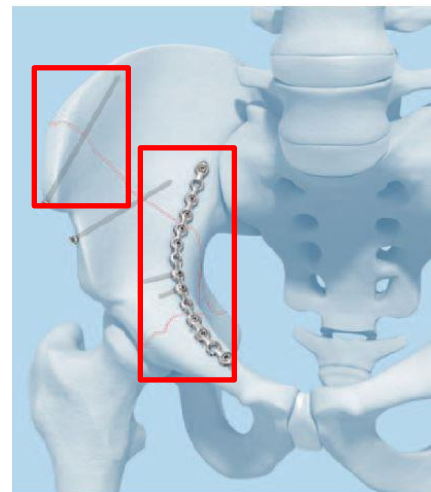


Abb. 3: Implantate von Becken [3]

Die Abbildung 3 veranschaulicht mehrere mögliche Becken-Implantate, Schrauben und Platte mit Bolzen bei der Befestigung.

2 Grundlagen

2.1 Anatomie des Beckens

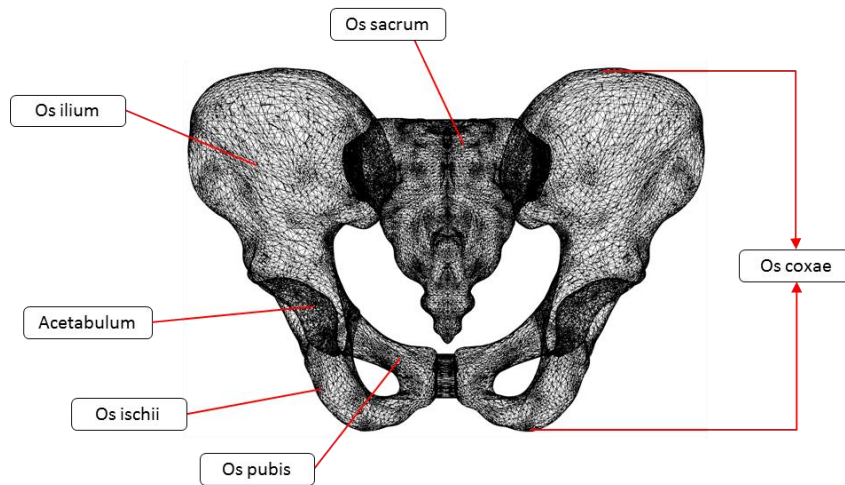


Abb. 4: die Struktur von Becken [4]

Tabelle 1: Name auf Latein und Deutsch

Latein	Deutsch
Os sacrum	Kreuzbein
Os ilium	Darmbein
Os coxae	Hüftbein
Os ischii	Sitzbein
Os pubis	Schambein
Acetabulum	Hüftgelenkpfanne

Das Becken besteht aus hauptsächlich drei Knochen: zwei Darmbeinen und einem Kreuzbein. Nicht zu vergessen sind auch Bänder und Knorpel. In Abbildung 4 sind einzelne Beckenknochen bezeichnet. Diese drei Knochen sind über Knorpel miteinander verbunden. Als hyperelastisch ist der Knorpel zwischen den beiden Schambeinen bekannt. Das heißt, dass die Schamfuge eine größere Verformbarkeit als der normale Knorpel hat. Außerdem dienen zusätzliche Bänder für eine bessere Kraftübertragung. Dabei ist zu beachten, dass die Bänder nur Zugkräfte übertragen können. Im Folgenden zeigt Abbildung 5 den Verlauf der Bänder im Becken.

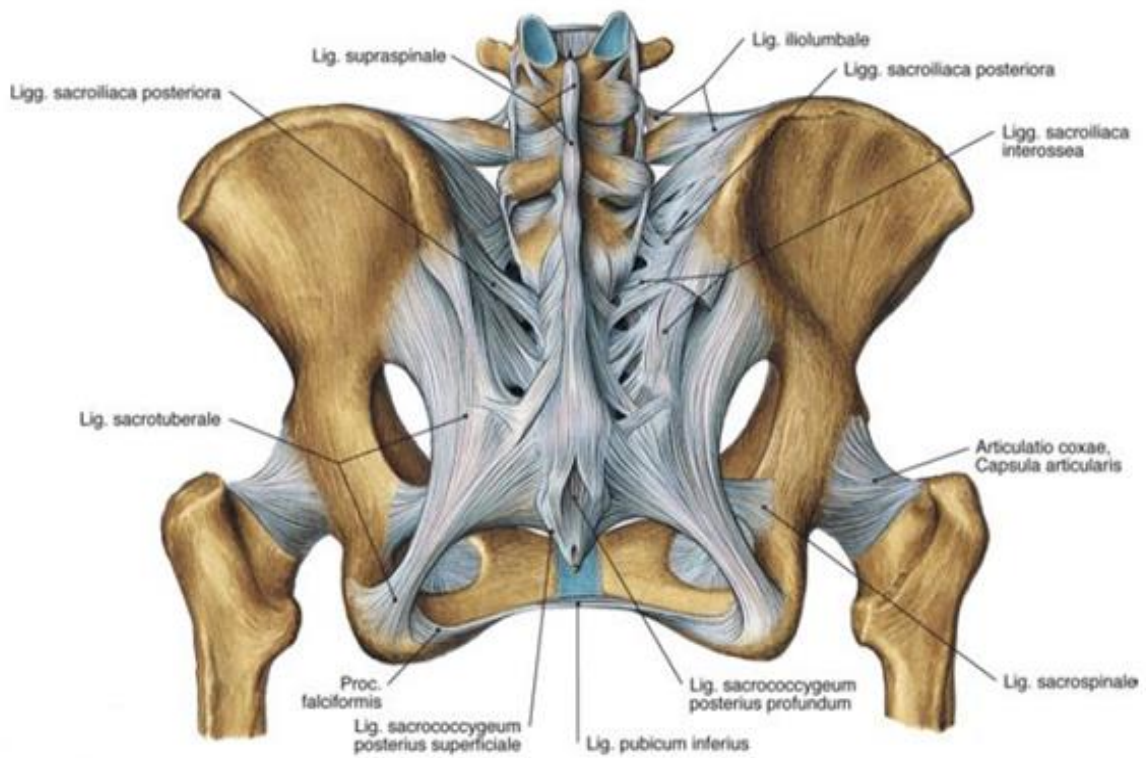
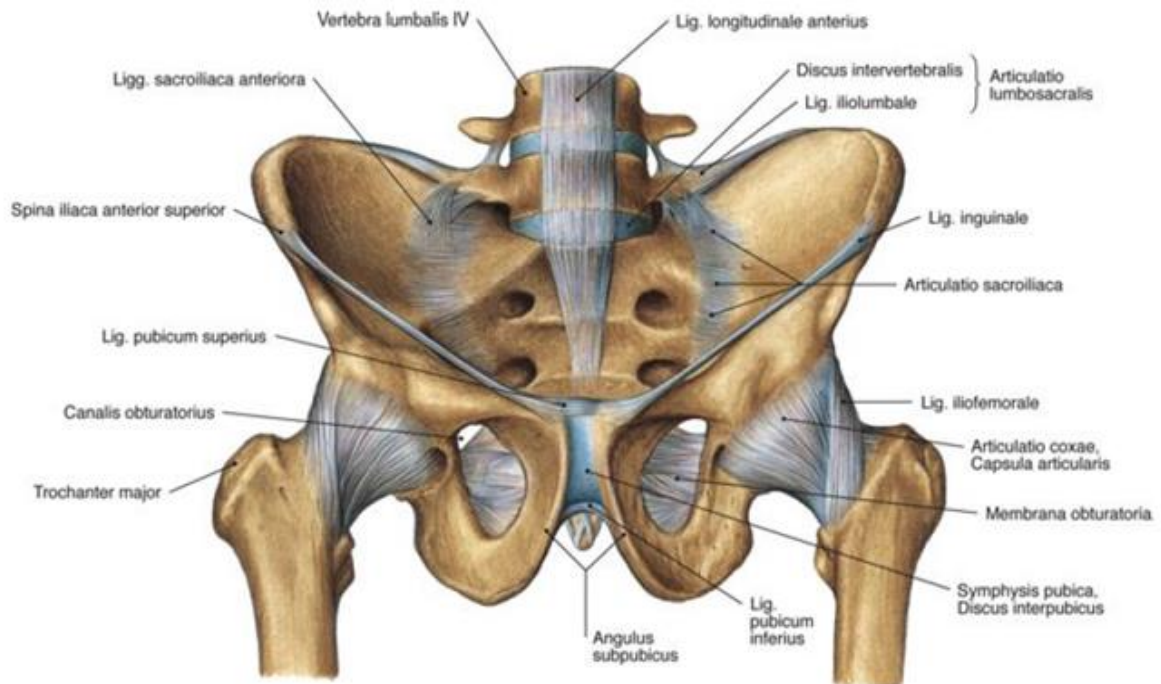


Abb. 5: Bänder von Becken [5]

2.2 Frakturen

2.2.1 AO-Klassifikation/Müller-Klassifikation

Die sogenannte AO-Klassifikation, Abkürzung für Arbeitsgemeinschaft für Osteo-Synthesefragen, wird als die weltweite Beschreibung von Lokalisation und Beschaffenheit von Frakturen definiert. Ziel dieser Klassifikation ist es, eine eindeutige Zuordnung von Frakturen für eine standardisierte Behandlung zu ermöglichen. [6] Die AO-Klassifikation differenziert drei allgemeine Typen von Beckenfrakturen. (s. Abb. 6) Frakturen des Typs A sind relativ einfach zu behandeln, denn es handelt sich um eine stabile Verletzung des Beckenrings, sowie um Abrissfrakturen oder stabile Beckenschauelfrakturen. Der Typ B erfordert im Vergleich zum Typ A eine komplexe Behandlung aufgrund der zur Instabilität führenden Bewegung in Rotationsrichtung. Der Typ C ist noch ernsthafter, da die Bewegungen nicht nur in Rotationsrichtung, sondern auch in Vertikalrichtung erfolgen.

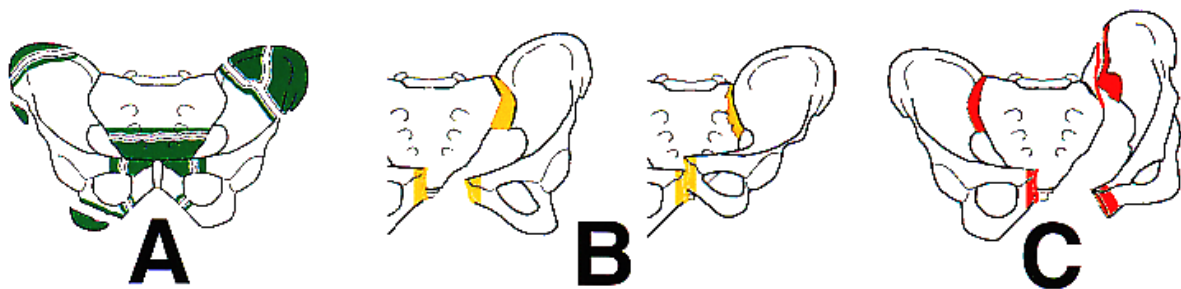


Abb. 6: Typen von Beckenfrakturen [7]

2.2.2 Behandlungen von Beckenfrakturen

2.2.2.1 Typ A- stabile Verletzungen

Dieser Typ steht für weniger ernsthafte Verletzungen. Aufgrund der Beckenstabilität kann der Patient zu Fuß gehen, aber nicht schnell laufen. Als Behandlung wird die Vermeidung von Belastung bzw. das Ruhigstellen innerhalb von 4 bis 6 Wochen empfohlen. Die Abrissfrakturen können unter anderem auch mit Nägeln mit Gewinde behandelt werden, um die Knochen zu fixieren bzw. zusammenzuhalten. (s. Abb. 7)



Abb. 7: Behandlung des Typs A [8]

2.2.2.2 Typ B- instabile Verletzungen mit Bewegungen in Rotationsrichtung
 Laut der AO-Klassifikation unterscheidet man vom Standpunkt der Lokalisation viele Untertypen. Die Abbildung 8 erläutert diese Typologie.

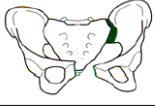
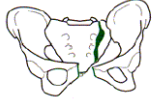
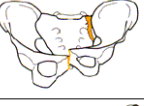
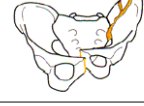
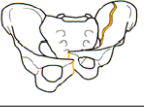
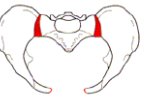

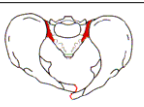
Typ B Beckenring rotatorisch instabil und vertikal stabil	
B 1	unilaterale Außenrotationsverletzung („open book“) = Symphysensprengung
B 1.1	 Inkomplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes mit unilateraler externer Rotation bei <u>anterioren Sprengung der Sakroiliakalfuge</u>
B 1.2	 Inkomplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes mit unilateraler externer Rotation bei <u>Sakrumfraktur</u>
B 2	Laterale Kompressionsverletzung mit Innenrotationsfehlstellung eines Hemipelvis
B 2.1	 Inkomplette unilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>anterioren Sakrumkompressionsfraktur</u>
B 2.2	 Inkomplette unilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>partieller Sakroiliakalfugenfraktur/Luxation</u>
B 2.3	 Inkomplette unilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>inkompletter dorsaler Iliumfraktur</u>
B 3	Bilaterale Typ-B-Verletzungen
B 3.1	 Inkomplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>bilateraler Iliumfraktur</u>
B 3.2	 Inkomplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>B 1 und B 2 Verletzung</u>
B 3.3	 Inkomplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>bilateraler B 2 Verletzung</u>

Abb. 8: Detail des Typs B [9]

Bei der Behandlung ist die Fixierung des vorderen Teils des Beckens am wichtigsten. Die Bewegungen der Knochen sind im täglichen Leben eingeschränkt.

Bei den Frakturen der Schamfuge (B1) ist der Abstand der Schambeine von Bedeutung. Bei Frauen kommen solche Frakturen häufig nach Entbindungen vor, wenn der Abstand relativ gering ist. In solchen Fällen sind Massagen oder Trainingsübungen mit Zugkraft für den Rückgang der Knochen erforderlich. Aber wenn der Abstand relativ groß ist, ist ein operativer Eingriff notwendig. Die weit verbreitete Methode in solchen Fällen ist die Operation mit Implantaten für die Stabilisierung der Schamfuge.

Für B2.2 und B2.3 ist eine Mischung aus B1 mit dem Typ A zu empfehlen. Das bedeutet, dass eine Fixierung bzw. Stabilisierung durch Nägel mit Gewinde notwendig ist. Für B3 gibt es zwei Achsen der Bewegung, aber die Lösung ist gleich, um den vorderen Teil festzuhalten.

Die nachfolgende Abbildung 9 veranschaulicht eine solche Behandlungsmethodik.

Auf dem linken Bild sieht man die Fraktur vor der Operation, auf dem rechten ist das Becken 12 Wochen nach dem operativen Eingriff abgebildet. Im unteren Teil der Schamfuge sieht man deutlich ein Implantat und oben links ist eine Verbindung für die Abrissfraktur zu erkennen.

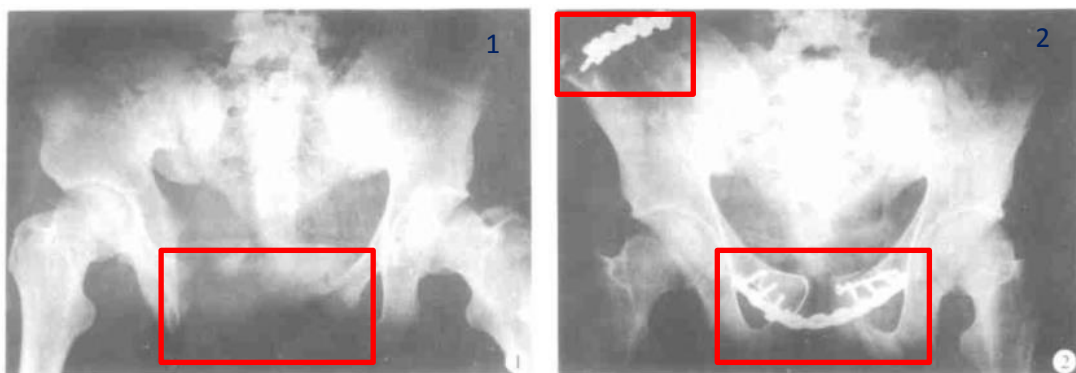


Abb. 9: Behandlung des Typs B [10]

2.2.2.3 Typ C- instabile Verletzungen mit Bewegungen in Rotations- und Vertikalrichtung
 In Analogie zum Typ B unterscheidet man bei dem Typ C viele Untertypen, abhängig von verschiedenen Situationen. Folgende Abbildung gibt darüber Auskunft.








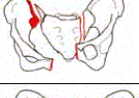
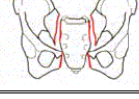
Typ C Beckenring rotatorisch und vertikal instabil	
C 1	unilateral rotatorisch und vertikal instabil
C 1.1	 Komplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>unilateraler Iliumfraktur</u>
C 1.2	 Komplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>unilateraler Sakroilialfugenerreißung</u>
C 1.3	 Komplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>unilateraler Sakrumfraktur</u>
C 2	Eine Seite komplett, Gegenseite inkomplett
C 2.1	 Komplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>Iliumfraktur</u> , Gegenseite inkomplett
C 2.2	 Komplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>Sakroilialfugenerreißung</u>
C 2.3	 Komplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>Sakrumfraktur</u>
C 3	bilateral rotatorisch und vertikal instabil
C 3.1	 Komplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>extrasakraler Fraktur</u> beidseits
C 3.2	 Komplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>unilateraler Sakrumfraktur</u> und <u>extrasakraler Fraktur</u> auf der anderen Seite
C 3.3	 Komplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>bilateraler Sakrumfraktur</u>

Abb. 10: Detail des Typs C [11]

Frakturen des Typs C sind nicht nur sehr schmerzhaft, sondern schränken die Bewegungen des Patienten deutlich ein. In solchen Fällen müssen die vorderen und die hinteren Beckenteile fixiert werden.

2.2.3 weitverbreitete Frakturen

Ca. 50% der Beckenfrakturen sind Kreuzbeinfrakturen. Ein Fünftel aller Frakturen kommen an der Schamfuge und weitere 14% an der vorderen Partie des Beckens vor. Andere Stellen sind weniger häufig betroffen.

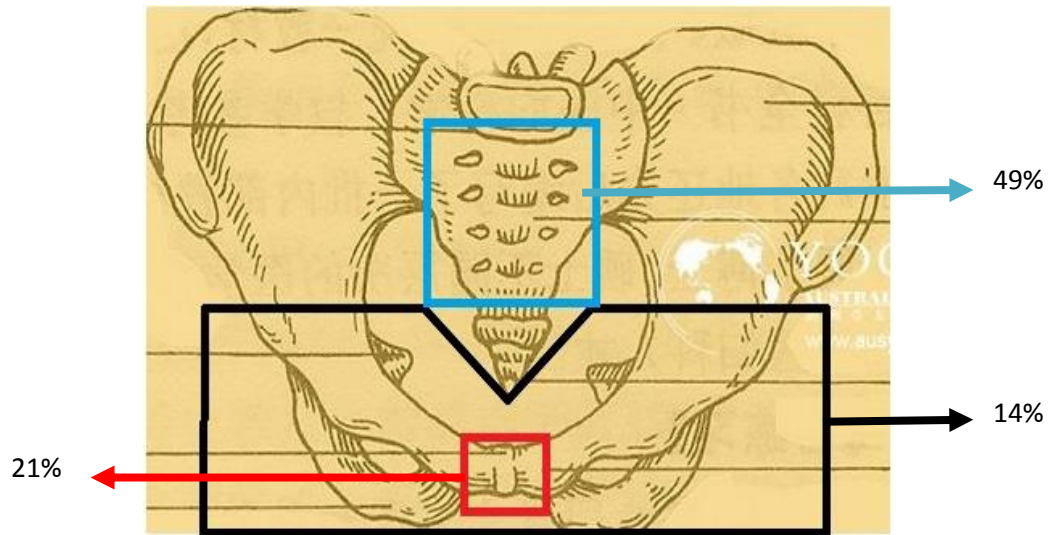


Abb. 11: Verteilung der Beckenfrakturen [12]

3 Entwicklung von FE-Modell

3.1 Materialien

3.1.1 Eigenschaften von Knochen

Viele Menschen haben zu Erforschung der Eigenschaften von Knochen beigetragen. Das heißt, dass es viele unterschiedliche Erkenntnisse und Untersuchungen darüber gibt. Auf der Grundlage unterschiedlicher Quellen wurde folgende Tabelle zusammengestellt.

Tabelle 2: E-Modul und Querkontraktionszahl von Knochen

Gruppe	kortikaler Knochen (MPa)	spongiöser Knochen (MPa)	Querkontraktionszahl
J. Böhme, C. Müller [13]	8000	800	0,3
Jong-Eun Kim, Zuoping Li [14]	17000	70	0,3/0,2
A.T.M. Phillip, P. Pankaj [15]	18000	150	0,3/0,2
Dufang Shi, Fang Wang [16]	17000 (ilium)	132 (ilium)	0,3/0,2
	6140 (sacrum)	1400 (sacrum)	0,3

Der kortikale Knochen ist dabei am Rand platziert und besitzt einen relativ hohen E-Modul. Aber es gibt auch große Unterschiede zwischen den Daten wegen der Zeit und der Entwicklung der Technik. In dieser Arbeit wird der kortikale Knochen als linear elastisch mit einem E-Modul von 8 GPa und Querkontraktionszahl von 0,3 definiert. Der spongiöse Knochen wird als linear-elastisch mit einem E-Modul von 800 MPa und einer Querkontraktionszahl von 0,3 definiert.

3.1.2 Eigenschaften von Bändern

Ähnlich dem Knochen, gibt es auch viele verschiedene Veröffentlichungen über Bänder. Die Komplexität der Erkenntnisse lässt sich durch die Vielfalt der Bändertypen erklären. Die Bänder zwischen den Knochen funktionieren wie Federn für die Kraftübertragung. Der Unterschied zwischen Bändern und Federn ist, dass die Bänder nur die Zugkräfte übertragen, während Federn die Kräfte in beide Richtungen übertragen können. Die Bestimmung der Steifigkeit von Bändern wird in ANSYS (Kurzform für Analysis System, eine Finite-Elemente-Software) als Randbedingung ermittelt.

Aufgrund der besonderen Eigenschaften von Bändern kann folgender Versuch für die Definition durchgeführt werden. Man verbindet zwei Körper mit einer nur Zugkraft übertragenden Feder. Am linken Ende ist eine fixierte Lagerung. Gleichzeitig gibt es rechts eine Verschiebung oder eine Kraft. Es gibt zwei Möglichkeiten für die Richtung der Verschiebung bzw. Kraft, eine nach links als Druckkraft und andere nach rechts als Zugkraft. Im Folgenden sind Ergebnisse dieses Versuchs der Abbildung 1 zu entnehmen.

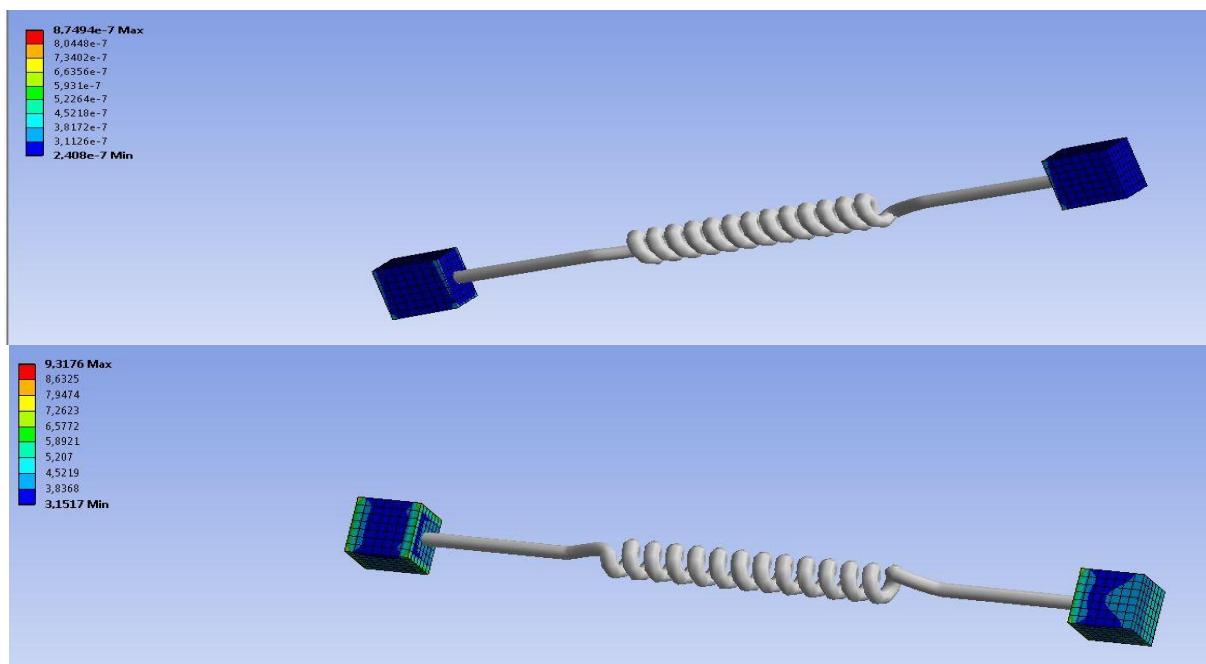


Abb. 12: kleiner Versuch mit Federn

Das Bild oben ist mit der Druckkraft und mit der Zugkraft. Die Spannung in der Krafrichtung mit Zugkraft ist viel größer als die mit Druckkraft. Das heißt, dass die Feder näherungsweise keine Druckkraft übertragen kann.

Für die Implementierung der Feder muss im Anfangsfenster unter „Extras“ die „Beta-Option“ aktiviert werden. Anschließend kann man die Verbindung erstellen zwischen beiden Körpern

oder Körper und Lagerung. Für die Definition kann folgende Tabelle verwendet werden. Abschließend müssen lediglich die Ansatzpunkte über z.B. Flächen ausgewählt werden

+ Grafikeigenschaften	
- Definition	
Typ	Längsrichtung
Federverhalten	Nur Zug(Beta)
<input type="checkbox"/> Längssteifigkeit	100, N/mm
Vorspannkraft	Keine
Unterdrückt	Nein
Federlänge	100, mm
- Bereich	
Bereich	Körper-Körper
- Referenz	
Auswahlmethode	Geometrieauswahl
Angewendet durch	Externe Zuordnung
Bereich	1 Fläche
Körper	Volumenkörper
Koordinatensystem	Globales Koordinatensystem
Referenz-X-Koordinate	-100, mm
Referenz-Y-Koordinate	5, mm
Referenz-Z-Koordinate	5, mm
Referenzposition	Zum Ändern klicken
Verhalten	Starr
Pinball-Bereich	Alle

Abb. 13: Definition der Feder als Band

3.1.3 Eigenschaften von Knorpel (Schamfuge und Gelenke)

Die Schamfuge besteht insgesamt aus drei Teilen. Als erster Teil können das linke und das rechte Schambein (s. Abb. 14, schwarz) angesehen werden. Das zweite Gebilde der Schamfuge machen vier Bänder (s. Abb. 14, rot) aus. Die vorderen und hinteren Bänder sind schwächer als die Obere und Untere. Als drittes Element ist ein Knorpel bzw. interpubic disc (s. Abb. 14, grün) zwischen den beiden Schambeinen zu nennen. Genaue Bezeichnungen der Schamfuge können der folgenden Skizze entnommen werden.

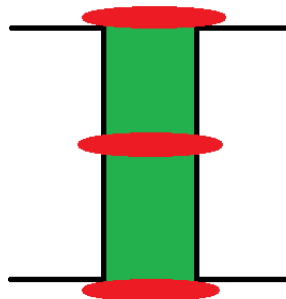


Abb. 14: Skizze der Schamfuge mit Bändern

Folgende Tabelle erläutert verschiedene Werte einer Schamfuge (interpubic disc).

Tabelle 3: Eigenschaften von Knorpel

E-Modul (MPa)	Querkontaktzahl	Eigenschaft	Gruppe
14	0,5	linear elastisch	Baidu [17]
-	0,4	nichtlinear elastisch	Yuzhu Wang 2012 [18]
15	-	-	Leonhardt 1990 [19]
24,56	-	-	V INCENT 1982, Y AMADA 1970 [20]
12 (KZ)	0,42	visko elastisch	H AYES ET AL 1971 [21]
7,1 (LZ)	0,37		
C10=0,05 C01=0,2 C11=0,25		Hyperelastisch (Mooney-Rivlin)	Li 2006 [22]

KZ: kurzzeitige Belastung ; LZ: langzeitige Belastung

Die linear elastischen Materialien sind am einfachsten und damit kann das Programm sehr schnell rechnen. Die viskoelastischen Materialien sind am genauesten wegen der dynamischen Belastungen des Beckens. Aber es ist sehr schwer zu definieren und komplex für Berechnungen. Hyperelastische Materialverhalten ist idealer als die anderen beiden Möglichkeiten und gibt den Materialeigenschaften hinreichend genaue Verformbarkeit. Aus diesem Grund wird Hyperelastizität als Eigenschaft der Schamfuge bzw. des Knorpels ausgewählt. Für diese Simulation werden die Daten von „Gruppe Li“ genutzt.

Folgende Tabelle veranschaulicht alle Dateien von „Gruppe Li“ über Beckenknorpel.

Tabelle 4: hyperelastische Parameter von Knorpel (Mooney-Rivlin-Modell)

interpubic disc					
3-Parameter	C ₁₀	C ₀₁	C ₁₁	Alt	Quelle
Frau	0,1 MPa	0,45 MPa	0,6 MPa	70	Li 2006 [22]
Mann	0,05 MPa	0,2 MPa	0,25 MPa	62	
Gelenk					
2-Parameter	4,1 MPa	0,41 MPa	-	-	Little et al 1986 [23]

Vorstellung der hyperelastischen Materialien

Streckung:

$$\lambda = \frac{L}{L_0} = \frac{L_0 + \Delta L}{L_0} = 1 + \frac{\Delta L}{L_0} = 1 + \varepsilon_T$$

von Cauchy-Green-Tensor C:

$$C = \begin{pmatrix} \lambda_1^2 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2^2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3^2 \end{pmatrix}$$

Invarianten von C:

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$$

$$I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_1^2 \lambda_3^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2$$

$$I_3 = 1$$

uniaxialer Zug als Beispiel:

$$\sigma = \begin{pmatrix} \sigma_{uni} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

$$\varepsilon = \begin{pmatrix} \lambda & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{\sqrt{\lambda}} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{\sqrt{\lambda}} \end{pmatrix}$$

Formänderungsenergiedichte:

$$\sigma_i = \frac{\partial \omega}{\partial \lambda_i} = f(\varepsilon)$$

- **Neo-Hooke-Modell**

Grundform:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) = C_{10}(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3)$$

Einsetzen:

$$\lambda_1 = \lambda, \lambda_2 = \frac{1}{\sqrt{\lambda}}, \lambda_3 = \frac{1}{\sqrt{\lambda}}$$

Energiegleichung:

$$W = C_{10}(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3)$$

Ableiten:

$$\sigma_i = \frac{\partial W}{\partial \lambda_i} = 2C_{10}(\lambda - \frac{1}{\lambda^2}) = 2C_{10}(1 + \varepsilon_T - \frac{1}{(1 + \varepsilon_T)^2})$$

- **Mooney-Rivlin-Modell**

Grundform:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3 + \dots$$

2-Parameter als Beispiel:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) = C_{10}(\lambda^2 - \frac{2}{\lambda} - 3) + C_{01}(2\lambda + \frac{2}{\lambda^2} - 3)$$

Ableiten:

$$\begin{aligned} \sigma_i = \frac{\partial W}{\partial \lambda_i} &= 2C_{10}(\lambda - \frac{1}{\lambda^2}) + C_{01}(2 - \frac{2}{\lambda^3}) \\ &= 2C_{10}(1 + \varepsilon_T - \frac{1}{(1 + \varepsilon_T)^2}) + C_{01}(2 - \frac{2}{(1 + \varepsilon_T)^3}) \end{aligned}$$

In der vorliegenden Arbeit wird ein männliches Becken betrachtet. Die folgende Tabelle enthält ein Kurvendiagramm, das die gegenseitige Wirkung zwischen Dehnung und Spannung verdeutlichen soll.

Tabelle 5: hyperelastische Materialien (rote Linie: biax ; grüne Linie: shea ; blaue Linie: unia)

Part	C_{10}	C_{01}	C_{11}	Diagramm
Symphyse	0,05 MPa	0,2 MPa	0,25 MPa	
Gelenke	4,1 MPa	0,41 MPa	-	

3.2 Kraftübertragung

3.2.1 Stehen

Das Becken überträgt hauptsächlich die Gewichtskraft des Körpers. Das bedeutet, dass die Kraft abhängig von der Gewichtskraft ist, wenn man die anderen Kräfte vernachlässigt. In den wissenschaftlichen Ausführungen zu diesem Thema sind Informationen zu finden, dass das Gewicht des unteren Körpers bzw. der beiden Beine etwa 33% des gesamten Körpergewichts ausmacht. [24] Abbildung 15 veranschaulicht die Kraftübertragung des Beckens. Das erste Bild zeigt die Kraftübertragung für den gesamten Körper, das zweite – für den oberen Körper, das dritte – für das Becken und das letzte – für die Beine.

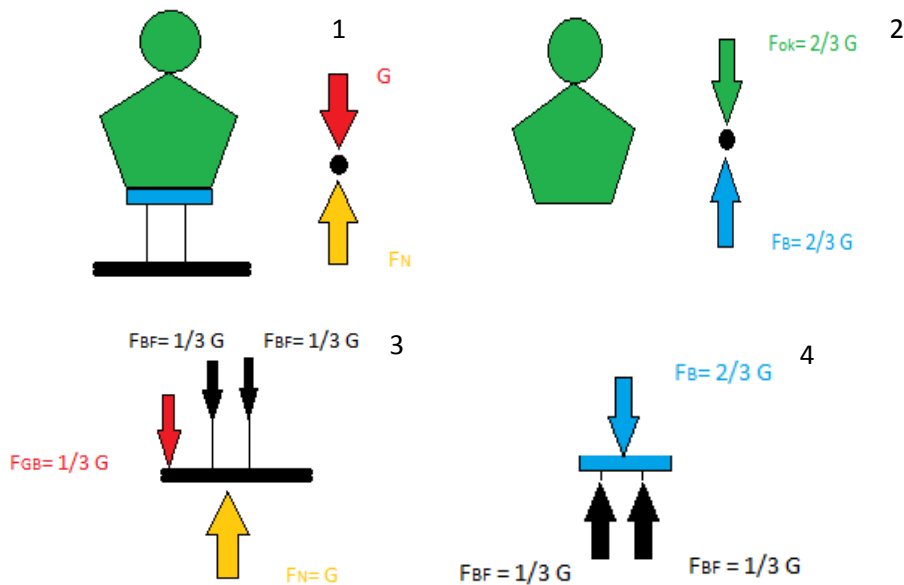


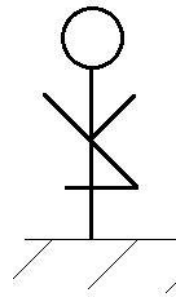
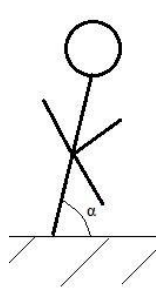
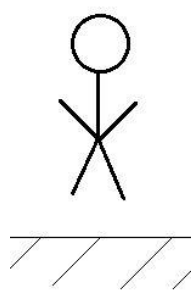
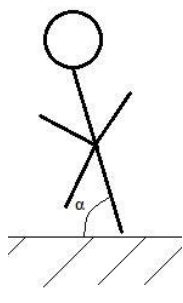
Abb. 15: Kraftübertragung beim Stehen

Daraus wird ersichtlich, dass das Becken die Gewichtskraft des oberen Körpers und zwar ca. 67% des gesamten Körpergewichts trägt. Um die Kraft auszugleichen, bieten beide Beine zwei Gegenkräfte nach oben an. Jedes Bein trägt die Hälfte des Körpergewichts bzw. 33,5% des gesamten Körpergewichts, wenn man normal steht.

3.2.2 Laufen

Im Laufprozess können normalerweise vier Situationen entstehen. Tabelle 6 enthält Skizzen und Beschreibungen dafür.

Tabelle 6: Kraftübertragung beim Laufen

Situation	1	2	3	4
Skizze				
Beschreibung	<ul style="list-style-type: none"> • $F_N = G$ • Zeitpunkt 	<ul style="list-style-type: none"> • $\alpha = 70^\circ$ • Prozess 	<ul style="list-style-type: none"> • $F_N = 0$ • Prozess 	<ul style="list-style-type: none"> • $\alpha = 70^\circ$ • Prozess

F_N ...Haltungskraft von Boden

G...Gewichtskraft

α ...Winkel zwischen Bein und Boden

- Situation 1: die Haltungskraft vom Boden ist gleich dem Körpergewicht
- Situation 2: Gefälle des Körpers nach vorne mit Neigungswinkel zwischen 90° und 70°
- Situation 3: wenn der Körper mit dem Boden keinen Kontakt hat, bzw. die Haltungskraft von Boden gleich 0 ist
- Situation 4: Gegenprozess von Prozess 2, mit Neigungswinkel von 70° zu 90°

Man kann 165 Schritte pro Minuten laufen[25]. Das heißt, die Zeitdauer pro Schritt liegt bei 0,36 Sekunde. Der Fuß berührt den Boden nur 0,18 Sekunden pro Schritt. [26] Dementsprechend ergibt sich der gleiche Wert von 0,18 Sekunden, der die Dauer des fehlenden Bodenkontaktes anzeigt. Auf der Grundlage der genannten Informationen kann folgende Zeitachse grafisch erstellt werden.

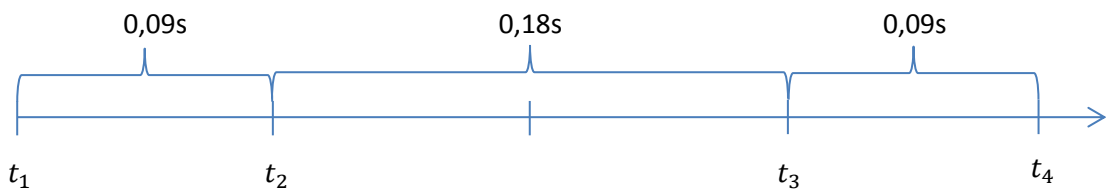


Abb. 16: Zeitachse

- Haltekraft:

$$F_N = F'_N + F_{zu}$$

F'_N ...Kraft gegen Körpergewicht ; F_{zu} ...zusätzliche Kraft von Impuls

- Zeitpunkt t_2 als Beispiel

- Haltekraft

$$F_{N_{t_2}} = F'_N + F_{zu} = 1,075 G + F_{zu}$$

- Geschwindigkeit

$$V_{t_2} = \frac{t_3 - t_2}{2} \times g = 0,09 \times g$$

- Impusgleichung, Geschwindigkeit eingeben

$$V_{t_2} \times m = \int F_{zu} \times dt = F_{ersatz} \times t$$

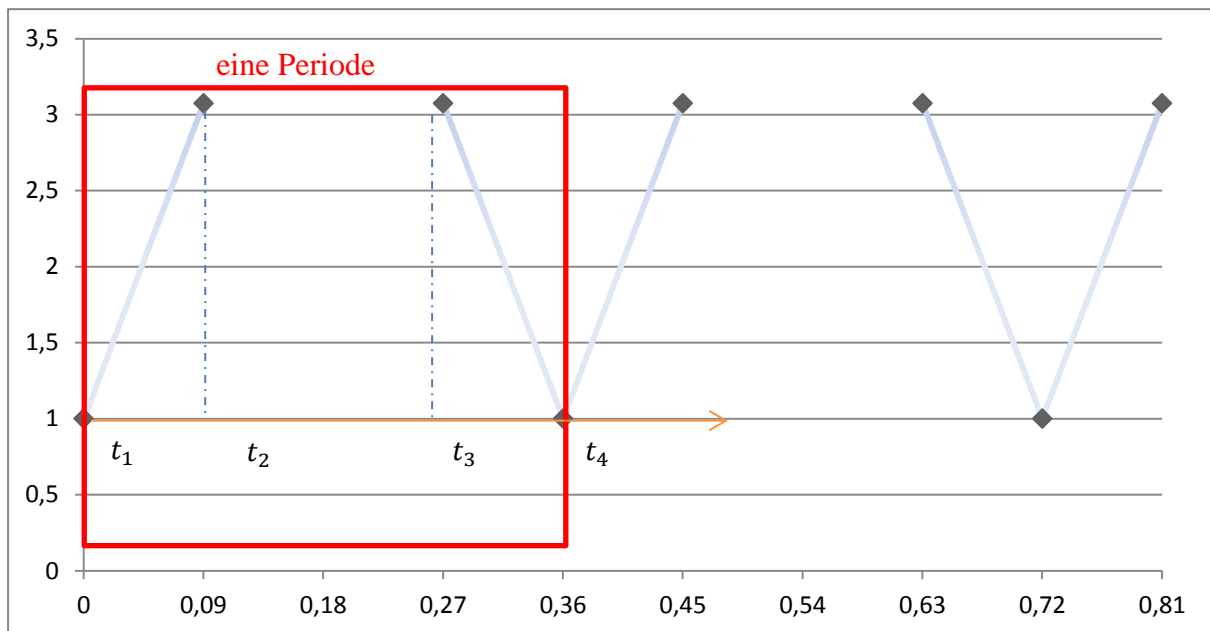
$$F_{ersatz} = m \times g = G$$

F_{zu} ist keine Kraft, die plötzlich auftritt, sondern von Null ansteigt. Für die Vereinfachung der Rechnung gilt sie als Lineare.

$$F_{zu_{t_2}} = 2 \times F_{ersatz} = 2 \times m \times g$$

$$F_{N_{t_2}} = F'_N + F_{zu} = 1,075 G + F_{zu} = 3,075G$$

Das bedeutet, dass die maximale dynamische Belastung beim Laufen mehr als das Dreifache des Körpergewichts ausmacht. Die minimale Belastung liegt bei Null. Die Figur 1 zeigt die Kraftänderung in Relation zu der Zeit.



Figur 1: Kraftverlauf beim Laufen

3.3 Erstellung des FE-Modells

3.3.1 Achsensystem und Neigungswinkel

Mithilfe von Catia V5 (Computer Aided Three-Dimensional Interactive Application, ein CAD-System) lässt sich ein lokales Achsensystem erstellen, das danach auch in ANSYS importiert wird.

Der Neigungswinkel des Beckens zur horizontalen Ebene entspricht ca. 60°. Abbildung 4 enthält die genauen Parameter des Winkels. Für die Vereinfachung des Koordinatensystems wird der Mittelpunkt der Schaumfuge als Nullpunkt des Achsensystems genommen.

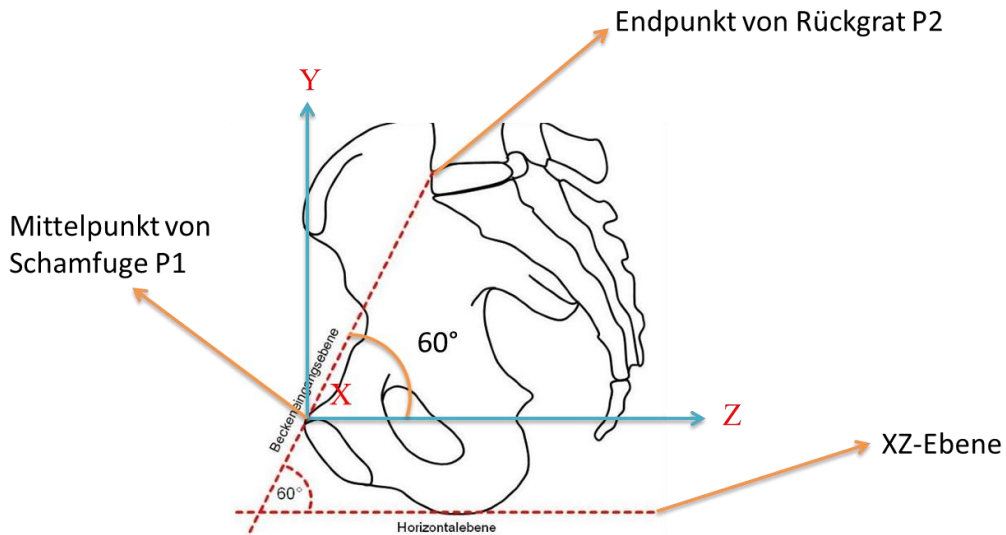


Abb. 17: Neigungswinkel des Beckens [27]

Im ersten Schritt soll eine Linie (L1) zwischen den beiden symmetrischen Punkten gezeichnet und der Mittelpunkt (P1) ermittelt werden. Danach wird der Endpunkt vom Rückgrat mit diesem Mittelpunkt mit der Linie L2 verbunden. Im nächsten Schritt erfolgt die Erstellung einer Ebene (E1) durch die beiden Linien. Anschließend wird eine neue Ebene (E2) – senkrecht zu E1 und L2 als Rotationsachse erstellt. Danach wird eine neue Linie (L3) auf E2 (als Stützelement), L2 als Kurve, P1 als Punkt und mit einem Winkel von 60° gezeichnet. Als logische Folge wird ein Achsensystem erstellt: P1 als Ursprung mit L1 als X-Achse und L3 als Z-Achse.

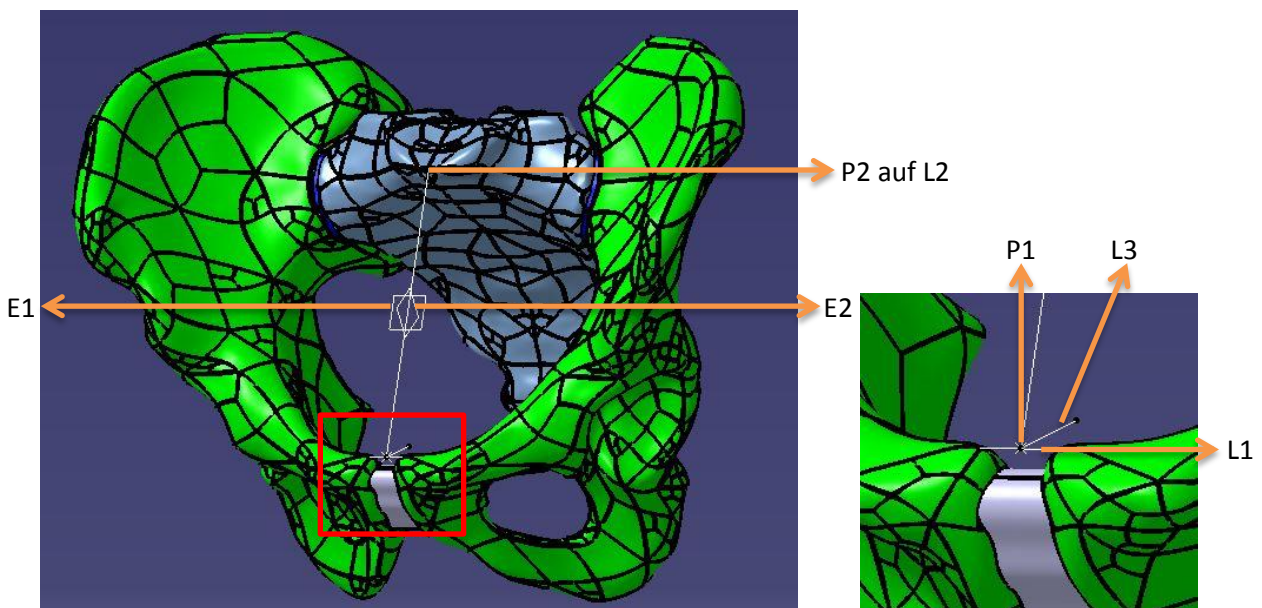


Abb. 18: Detail von neuem Achsensystem

In diesem System steht der Mittelpunkt für den Nullpunkt und der Neigungswinkel ist zwischen L2 und der XZ-Ebene. Die beiden Seiten sind mit den anderen identisch.

3.3.2 Importieren

In ANSYS öffnet man die Geometrie und findet die Funktion „Externe Geometriedatei importieren“. Vor der Erstellung muss man noch die Operation „Materialien hinzufügen“ und Koordinatensystem importieren auswählen.

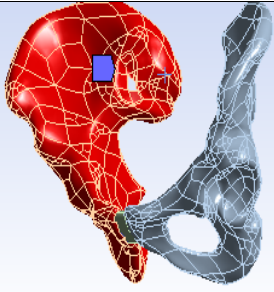
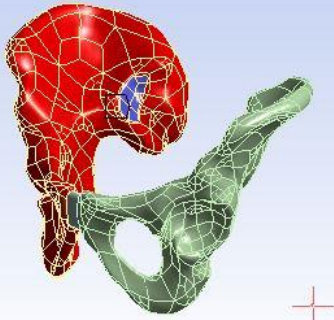
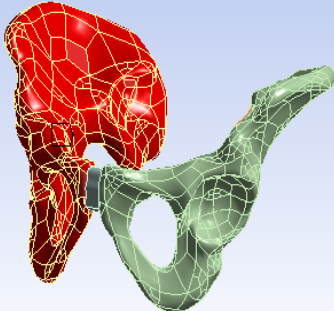
Details von Import2	
Import	Import2
Quelle	H:\Implantat\Symphysen\ITS\C...
Gewünschter Geometriotyp	Workbench
Basisebene	YZ_Ebene
Operation	Material hinzufügen
Aktualisieren	Geometrieparameterwerte ver...
Grundlegende Geometrieoptionen	
Volumenkörper	Ja
Flächenkörper	Ja
Linienkörper	Nein
Parameter	Ja
Parameterschlüssel	DS
Alle Parameter veröffentlichen	Nein
Attribute	Nein
Komponenten	Nein
Materialeigenschaften	Nein
Erweiterte Geometrieoptionen	
Analysertyp	3D
Assoziativität verwenden	Ja
Koordinatensysteme	Ja
Arbeitspunkte importieren	Nein
Aktualisierte Datei wird im Reader-Modus gespeichert	Nein
Mit Instanzen importieren	Ja
Intelligente CAD-Aktualisierung	Nein
Flächendomanen trennen	Ja
Gemischter Import	Keine
DesignModeler Geometrieoptionen	
Geometrie vereinfachen?	Nein
Körper reparieren	Ja
Körper bereinigen	Normal

Abb. 19: Import mit ANSYS

3.3.3 Netz -Funktion

Die äußere Schicht des Knochens wird durch die Kortikale ausgebildet. Das bedeutet, dass diese Partien auszuwählen und neu zu definieren sind. Über die Funktion ‚Netz‘ kann ‚Netzsteuerung‘ angeklickt sowie ‚Erzeugung der Prismenschichten‘ ausgewählt werden. Bei der Definition muss man das ganze Darmbein für die Geometrie und alle Oberflächen davon für die Begrenzung auswählen. Selektiert wird eine kleine Fläche und anschließend über ‚Auswahl erweitern‘ auf den gesamten Knochen ausgedehnt. Bei ‚Option‘ wählt man 2,5mm als Gesamtdicke und 1 als Wachstum. Bei ‚Algorithmus für die Erzeugung‘ ist Post auszuwählen. Alle anderen Körper werden mittels definierter Elementgröße vernetzt. Gewählt werde für beide Darmbeine eine Elementgröße von 2,5mm, und für alle anderen Partien – 1mm.

Tabelle 7: Unterschiede zwischen ANSYS Release 14.5, 16.2 und 17

Release	Max. Knoten	Prismenschichten-Funktion																								
14.5	>1000 000	<table border="1"> <tr> <td colspan="2">Bereich</td> </tr> <tr> <td>Auswahlmethode</td> <td>Geometrieauswahl</td> </tr> <tr> <td>Geometrie</td> <td>1 Körper</td> </tr> <tr> <td colspan="2">Definition</td> </tr> <tr> <td>Unterdrückt</td> <td>Nein</td> </tr> <tr> <td>Randbezug Methode</td> <td>Geometrieauswahl</td> </tr> <tr> <td>Begrenzung</td> <td>536 Flächen</td> </tr> <tr> <td>Option zur Erzeugung der Prismenschichten</td> <td>Gesamtdicke</td> </tr> <tr> <td><input type="checkbox"/> Anzahl der Schichten</td> <td>5</td> </tr> <tr> <td><input type="checkbox"/> Wachstumsrate</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td><input type="checkbox"/> Maximale Dicke</td> <td>2,5 mm</td> </tr> <tr> <td>Algorithmus für die Erzeugung der Prismenschichten (Inflation)</td> <td>Post</td> </tr> </table> 	Bereich		Auswahlmethode	Geometrieauswahl	Geometrie	1 Körper	Definition		Unterdrückt	Nein	Randbezug Methode	Geometrieauswahl	Begrenzung	536 Flächen	Option zur Erzeugung der Prismenschichten	Gesamtdicke	<input type="checkbox"/> Anzahl der Schichten	5	<input type="checkbox"/> Wachstumsrate	1	<input type="checkbox"/> Maximale Dicke	2,5 mm	Algorithmus für die Erzeugung der Prismenschichten (Inflation)	Post
Bereich																										
Auswahlmethode	Geometrieauswahl																									
Geometrie	1 Körper																									
Definition																										
Unterdrückt	Nein																									
Randbezug Methode	Geometrieauswahl																									
Begrenzung	536 Flächen																									
Option zur Erzeugung der Prismenschichten	Gesamtdicke																									
<input type="checkbox"/> Anzahl der Schichten	5																									
<input type="checkbox"/> Wachstumsrate	1																									
<input type="checkbox"/> Maximale Dicke	2,5 mm																									
Algorithmus für die Erzeugung der Prismenschichten (Inflation)	Post																									
16.2	<1000 000	<table border="1"> <tr> <td colspan="2">Bereich</td> </tr> <tr> <td>Auswahlmethode</td> <td>Geometrieauswahl</td> </tr> <tr> <td>Geometrie</td> <td>1 Körper</td> </tr> <tr> <td colspan="2">Definition</td> </tr> <tr> <td>Unterdrückt</td> <td>Nein</td> </tr> <tr> <td>Randbezug Methode</td> <td>Geometrieauswahl</td> </tr> <tr> <td>Begrenzung</td> <td>529 Flächen</td> </tr> <tr> <td>Option zur Erzeugung der Pri...</td> <td>Gesamtdicke</td> </tr> <tr> <td><input type="checkbox"/> Anzahl der Schichten</td> <td>5</td> </tr> <tr> <td><input type="checkbox"/> Wachstumsrate</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td><input type="checkbox"/> Maximale Dicke</td> <td>2,5 mm</td> </tr> <tr> <td>Algorithmus für die Erzeugun...</td> <td>Post</td> </tr> </table> 	Bereich		Auswahlmethode	Geometrieauswahl	Geometrie	1 Körper	Definition		Unterdrückt	Nein	Randbezug Methode	Geometrieauswahl	Begrenzung	529 Flächen	Option zur Erzeugung der Pri...	Gesamtdicke	<input type="checkbox"/> Anzahl der Schichten	5	<input type="checkbox"/> Wachstumsrate	1	<input type="checkbox"/> Maximale Dicke	2,5 mm	Algorithmus für die Erzeugun...	Post
Bereich																										
Auswahlmethode	Geometrieauswahl																									
Geometrie	1 Körper																									
Definition																										
Unterdrückt	Nein																									
Randbezug Methode	Geometrieauswahl																									
Begrenzung	529 Flächen																									
Option zur Erzeugung der Pri...	Gesamtdicke																									
<input type="checkbox"/> Anzahl der Schichten	5																									
<input type="checkbox"/> Wachstumsrate	1																									
<input type="checkbox"/> Maximale Dicke	2,5 mm																									
Algorithmus für die Erzeugun...	Post																									
17	>1000 000	<table border="1"> <tr> <td colspan="2">Bereich</td> </tr> <tr> <td>Auswahlmethode</td> <td>Geometrieauswahl</td> </tr> <tr> <td>Geometrie</td> <td>1 Körper</td> </tr> <tr> <td colspan="2">Definition</td> </tr> <tr> <td>Unterdrückt</td> <td>Nein</td> </tr> <tr> <td>Randbezug Methode</td> <td>Geometrieauswahl</td> </tr> <tr> <td>Begrenzung</td> <td>539 Flächen</td> </tr> <tr> <td>Option zur Erzeugung der Prismenschichten</td> <td>Gesamtdicke</td> </tr> <tr> <td><input type="checkbox"/> Anzahl der Schichten</td> <td>5</td> </tr> <tr> <td><input type="checkbox"/> Wachstumsrate</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td><input type="checkbox"/> Maximale Dicke</td> <td>2,5 mm</td> </tr> <tr> <td>Algorithmus für die Erzeugung der Prismenschichten (Inflation)</td> <td>Post</td> </tr> </table> 	Bereich		Auswahlmethode	Geometrieauswahl	Geometrie	1 Körper	Definition		Unterdrückt	Nein	Randbezug Methode	Geometrieauswahl	Begrenzung	539 Flächen	Option zur Erzeugung der Prismenschichten	Gesamtdicke	<input type="checkbox"/> Anzahl der Schichten	5	<input type="checkbox"/> Wachstumsrate	1	<input type="checkbox"/> Maximale Dicke	2,5 mm	Algorithmus für die Erzeugung der Prismenschichten (Inflation)	Post
Bereich																										
Auswahlmethode	Geometrieauswahl																									
Geometrie	1 Körper																									
Definition																										
Unterdrückt	Nein																									
Randbezug Methode	Geometrieauswahl																									
Begrenzung	539 Flächen																									
Option zur Erzeugung der Prismenschichten	Gesamtdicke																									
<input type="checkbox"/> Anzahl der Schichten	5																									
<input type="checkbox"/> Wachstumsrate	1																									
<input type="checkbox"/> Maximale Dicke	2,5 mm																									
Algorithmus für die Erzeugung der Prismenschichten (Inflation)	Post																									

Aufgrund der Genauigkeit von Release 14.5 konnten 10 Flächen (Kontaktflächen zwischen Darmbein und Gelenk) nicht als Begrenzung ausgewählt werden. Diese Situation führte zum Fehler bei der Ausführung der Netz-Funktion.

Nach der Erstellung der Randbedingungen bzw. der Elementgrößen wurde die Anzahl der Knoten ausgerechnet. Das gesamte Becken besteht aus 1,400,000 Knochen. Diese Anzahl übertraf den max. Konten von Release 16.2.

Aufgrund der Genauigkeit und der Elementgrößen wird Release 17 für weitere Berechnungen bzw. Simulation verwendet.

Des Weiteren wird darauf hingewiesen, dass die blaue Fläche (Tabelle 7, Release 16.2) nicht automatisch ausgewählt wird. Für die Genauigkeit der Rechnung muss diese Fläche als Zusatz ausgewählt werden. Wenn sie nicht ausgewählt wird, dann erscheinen an dieser Stelle keine Prismenschichten.

3.3.4 APDL-Funktion

Über eine APDL-Funktion kann man die Elemente der äußeren Schichte auswählen. Rechts klicken auf Darmbein in „Geometrie“ kann man „Befehle“ auswählen. Anschließend wurde folgender Code implementiert.

mp,ex,100,8000

mp,prxy,100,0.3

(ein neues Material mit einem E-Modul von 8000 MPa und einer Querkontaktzahl von 0,3 mit einer Material-ID „100“ definieren)

esel,s,type,,4

esel,a,type,,8

(„type 4 und 8“ entsprechen den Elementen der äußeren Schichten [siehe Lösungsinformationen] auswählen)

emodif,all,mat,100

(den ausgewählten Elementen als das neue Material zuweisen)

3.3.5 Kontakte

Das Becken weist viele verschiedene Kontakte zwischen den Teilen auf. Zwei Verbindungen können für die Simulation verwendet werden: erstens, um Kontakte als Verbund zu setzen, zweitens, um alle Parteien als Bauteilgruppe in Geometrie zu definieren. Die Ergebnisse von den beiden, mit allen Parteien als spongiöser Knochen sind etwa gleich bzw. weisen einen symmetrischen Spannungsverlauf auf. Die Rechenzeiten der beiden Methoden unterscheiden sich nur gering voneinander, die erste dauert 10 Minuten und die zweite 7 Minuten. Aber für die Simulation mit Prismenschichten eignet sich nur die zweite Methode. Das bedeutet, dass alle sechs Teile als Bauteilgruppe zusammengesetzt werden müssen.

3.3.6 Wirkpositionen der Kraft und Lagerung

Es gibt zwei Belastungssituationen an dieser Stelle. Man kann erstens das Rückgrat als fixierte Lagerung oder zweitens die beiden Gelenke unten als Lagerung setzen. Diese beiden Situationen wurden miteinander verglichen.

Die Vergleichsspannung nach Mises war für beide Situationen annähernd gleich. Anhand der Spannungszustände kann man beide Situationen nicht unterscheiden.

Im Folgenden sind die Ergebnisse dargestellt. In der Abbildung 16 ist das erste Bild die Verformung bei gelagertem Rückgrat geplottet. Die maximale Verformung ist ganz vorne, bei der Schamfuge bzw. Sitzbein. Das Becken dreht sich von unten nach oben. Im rechten Bild wird an den Hüftgelenken gelagert. Die maximale Verformung erscheint beim Kreuzbein. In dieser Situation dreht das Becken sich nicht mehr, sondern das Kreuzbein verformt sich stark. Die Sitzbeine und Gelenke sind beweglich, weil es keine Verbindung zwischen den Sitzbeinen mit anderen Knochen gibt und die Gelenke nur mit den Oberschenkelknochen verbunden werden.

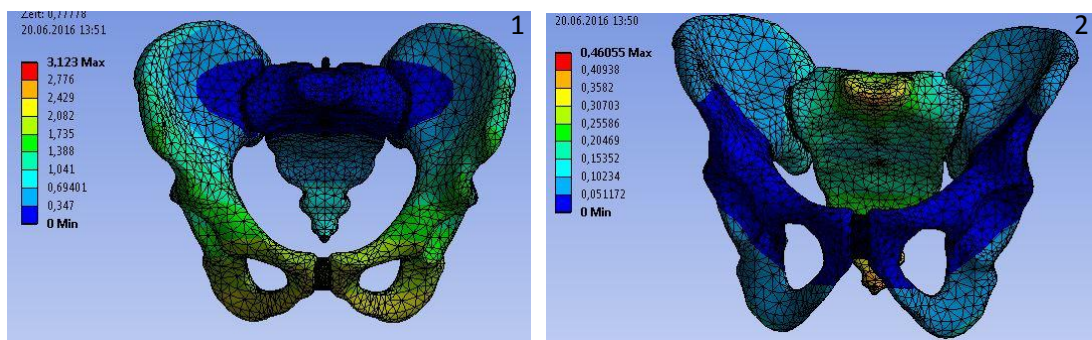


Abb. 20: Verformung des Beckens mit unterschiedlichen Lagerungspositionen

Die Dehnung des ersten Szenarios ist 2 % und von der zweiten ist 1 %. Allerdings sind die Dehnungsverläufe gleich. Für diese Simulation hat man das ganze Becken als spongiöser Knochen simuliert.

Damit kann man zusammenfassen, dass die erste Situation bzw. Rückgrat als Lagerung viel logischer als die zweite ist. In der weiteren Simulationen wird diese Situation dieses Belastungsszenario angewandt.

Im Vergleich zur idealen Situation bzw. die Schamfuge und die Gelenke zwischen Darmbein und Kreuzbein als hyperelastisches Material ist die Dehnung von allen anderen Teilen genau gleich. Die Dehnung dieser Teile ist viel kleiner, da die Dehnung der idealen Situation ca. 15 % ist.

3.3.7 ideale Rechnung

Nach der Simulation mit den Bedingungen und Anforderungen obenstellten sich sehr lange Rechenzeiten ein. Grund hierfür ist primär die Vielzahl von Prismenschichten-Elementen. Um die Größe des Modells zu reduzieren, wurden folgende Bedingungen geändert.

- das Material der Gelenke linearisiert (linear elastisch)
- die Anzahl der Prismenschichten verringert

Die hyperelastischen Materialien werden nichtlinear simuliert, da dadurch Rechenkapazität frei wird. Die Spongiosa wird weiterhin als linearelastisches Material modelliert.

Ähnlich wie die Materialänderung der Gelenke, ist die Änderung der Anzahl von Prismenschichten auch mit dem Zweck der Reduzierung der Anzahl der Elemente des gesamten Modells verbunden. Im Folgenden sind die Ergebnisse verschiedener Prismenschichten-Anzahlen dargestellt.

Tabelle 8: Änderung der Anzahl von Prismenschichten

Anzahl	Vergleich-Spannung (MPa)	Stelle	Verformung (mm)	Stelle
3	14,538	Gelenk	1,2901	Sitzbein
4	14,03	Gelenk	1,2907	Sitzbein
5	13,92	Gelenk	1,291	Sitzbein

Die Abweichung zwischen 3 und 5 Schichten ist etwa 4%, und somit relativ klein. Die Stellen, wo man die max. Vergleichsspannung (nach von Mises) und Verformung findet, sind ähnlich, was mit der Symmetrie des Beckens zu begründen ist.

Tabelle 9: Vergleich von Ablaufzeit

	3-Prismenschichten	5-Prismenschichten
Ablaufzeit (St.)	4,7	9
Beschreibung	mit 8 Kernen rechnen	mit 6 Kernen rechnen

3.4 Ergebnis

Nach der Simulation wird folgende Tabelle abgeleitet.

Tabelle 10: Simulationsergebnis des gesunden Beckens

Variante	Richtung	Max.	Stelle	Min.	Stelle
Dehnung (%)	X	0,01312	Gelenk	-0,01545	Schamfuge
	Y	0,007	Schamfuge	-0,010	Gelenk
	Z	0,014	Gelenk	-0,006	Gelenk
Normalspannung (MPa)	X	13,8	Gelenk	-8,2	Gelenk
	Y	13,9	Gelenk	-20,3	Gelenk
	Z	19,6	Gelenk	-14,9	Gelenk
Gesamtverformung (mm)		0,7	Sitzbein	-	-
Vergleichsspannung (MPa)		25,851	Gelenk	0	unten Kreuzbein

An dieser Stelle muss man darauf achten, dass die Normalspannung in der Schamfuge in allen drei Richtungen etwa Null ist und die obere und untere Dehnung große Unterschiede hat. Die Simulationszeit beträgt 4,16 Stunden.

Im Folgenden (Abb. 21) ist die Vergleichsspannung nach Mises des gesunden Beckens dargestellt.

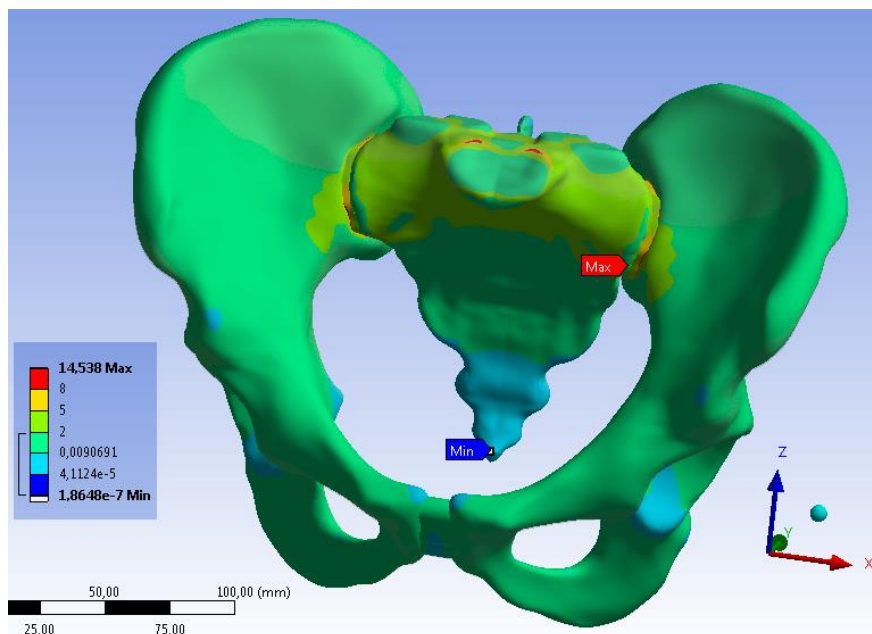


Abb. 21: Vergleichsspannung von gesundem Becken

3.5 Auswertung

In dieser Simulation hat man folgende Randbedingungen und Anforderungen:

- Gelenke als spongiöser Knochen modelliert
- Kreuzbein oben als Lagerung und unten als Belastung
- alle Teile als Bauteilgruppe modelliert
- 3 Prismenschichten von Darmbeinen
- ohne Bänder modelliert

Mit dem Ergebnis der Simulation kann gezeigt werden, dass die Belastungen beim Becken hauptsächlich vom Kreuz- und Darmbein übertragen werden. Die Spannung sinkt von oben nach unten gleichmäßig von hinten nach vorn. Und das letzte Stück von Kreuzbein (ganz unten) und die Sitzbeine übertragen kaum Belastung. Die Gelenke übertragen die max. Belastung mit der größten Dehnung und Spannung. Die großen Verformungen sind mit einer Bewegung der Drehung zu erklären. Das relativ weiche Material der Schamfuge ist die Ursache für die großen Dehnungen in der X-Richtung.

Für die Fraktur-Behandlung mittels Implantat, muss man den Spannungszustand in der Schamfuge beachten. Die vorhandene Vergleichsspannung des gesunden Beckens sollte auch beachtet werden, weil durch die Behandlung mit Implantaten die Spannung im Becken ansteigt. Man muss dafür noch einen Grenzwert nehmen wenn es notwendig ist.

4 Implantat

4.1 Definition

Das Implantat ist ein im Körper eingepflanztes künstliches Material, das permanent oder zumindest für einen längeren Zeitraum dort verbleiben soll. [28] Es gibt viele Formen von Implantaten wegen unterschiedenen Krankheiten. Folgend sind ein paar Bilder aufgezeigt.



Abb. 22: unterschiedliche Implantate [29]

Das erste Bild ganz links (s. Abb. 22) ist ein Zahnimplantat. Normalerweise ist dieses Implantat für die alten Leute, weil die Zähne nicht so gut wie die Junge sind. Das zweite in der Mitte ist das Implantat für brochene Knochen. Das ganz rechts ist ein Implantat für die Befestigung des Knies.

4.2 Hersteller

Nach der Suche mit Google, werden nachfolgende Hersteller gefunden, axmoed für Medizintechnik, erbrich instrument, IST, Königsee Implantate und Synthes.



Abb. 23: Hersteller der Implantate

Es gibt sehr viele Implantat Hersteller in Deutschland, aber viele Unternehmen stellen nur Implantat für Zähne her. Die Unternehmen, die Implantat für Becken herstellen können, sind nicht einfach zu finden. Die Besonderheit des Implantats von Becken ist immer mit einer Biegung mit Radius (88 mm und 108 mm) zu tun, weil die Becken von Männern und Frauen unterschiedlich sind.

4.3 Werkstoffe

Die Implantatwerkstoffe sind auch verschieden, wegen nicht gleichen Funktionen und der Entwicklung der Werkstoffe. Metalle sind am häufigsten zurzeit als Implantaten für die Behandlung von Frakturen. Stahl als der wichtigste Werkstoff für die Industrie spielt auch eine große Rolle im Bereich von Implantaten. Natürlich wird Chirurgienstahl auch als Legierungselement mit Titan und anderen Elementen benutzt. Aktuell ist die sogenannte Form-Gedächtnis-Legierung (s. Abb. 24, erstes Bild), auch bekannt im diesen Bereich für die Rekonstruktion von Knochen nach Frakturen. Es gibt auch eine andere Tendenz die Nutzung und Entwicklung von Kunststoffimplantaten. Der Vorteil von Kunststoff gegenüber Metall ist das Streckungspunkt und E-Modul. Die Abweichung der Festigkeit zwischen Knochen und Legierungen ist sehr groß. Das bedeutet, dass nach der Operation, wegen der kleinen Schwingungen oder Bewegungen die Schrauben nicht so stabil wie möglich fest in Knochen bleiben können. Schlimmstenfalls zerstört dies den gesunden Knochen und es sind Folgeoperationen notwendig.



Abb. 24: Implantate der unterschiedlichen Materialien [30]

4.3.1 Titan-Legierung

Die Titan-Legierung ist der am meisten genutzte Implantatwerkstoff. Es gibt viele verschiedene Typen davon. Folgend ist eine Tabelle von Titan-Legierungen. Titan G2 ist der verbreitetste Werkstoff für die Platten und G5 ist der für Schrauben. Das Schraubenmaterial sollte härter sein, als das der Platten, da dieses oft ein selbstschneidendes Gewinden besitzen.

Tabelle 11: Titanlegierung

Name (Grade)	Beschreibung	vereinfacht
1	das reinste Titan	reines Titan
2	reines Titan mit wenigen zusätzlichen Elementen	
2H	reines Titan (hoher Druck)	
3	reines Titan mit wenigen zusätzlichen Elementen (> 2)	
5	höhere Festigkeit, Korrosionsbeständigkeit und Stärke	Ti6Al4V
Je größer ist die Ordnung, je komplexer bzw. mit mehr Zusatzstoffen ist der Werkstoff.		

4.3.2 PEEK-Kunststoff [31]

Polyetheretherketon (abgekürzt PEEK) ist ein hochtemperaturbeständiger thermoplastischer Kunststoff und gehört zur Stoffgruppe der Polyaryletherketone. Seine Schmelztemperatur beträgt 335 °C.

- chemische Struktur von PEEK.

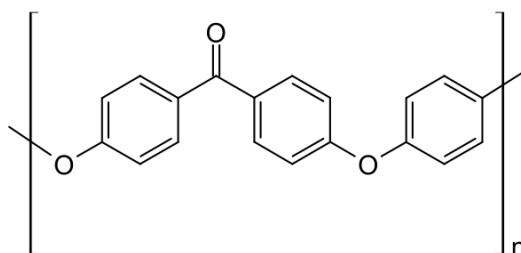


Abb. 25: Struktur von PEEK

- Chemische Beständigkeit

PEEK ist gegenüber fast allen organischen und anorganischen Chemikalien und bis etwa 280 °C auch gegen Hydrolyse beständig. Unbeständig ist es jedoch gegen UV-Strahlung, konzentrierte Salpetersäure, allgemein saure oxidierende Bedingungen und

gegen einige Halogenkohlenwasserstoffe sowie aliphatische Kohlenwasserstoffe bei höheren Temperaturen. In konzentrierter Schwefelsäure löst es sich bereits bei Raumtemperatur vollständig auf.

- Verarbeitungsmöglichkeiten

PEEK schmilzt bei einer, im Vergleich zu den meisten anderen Thermoplasten, sehr hohen Temperatur von 335 °C und kann im flüssigen Zustand im Spritzgussverfahren oder per Extruder geformt werden. Im festen Zustand kann PEEK mit einer Fräse bearbeitet, gedreht oder gebohrt werden. Ein Karlsruher Start Up demonstrierte in jüngster Vergangenheit außerdem die Möglichkeit, granulares PEEK in Filament umzuwandeln, und mit diesem Filament durch FFF-Technologie Maschinenteile und Gegenstände in 3D zu drucken. Neben dem PEEK in Filamentform für industrielle Zwecke stellte das Karlsruher Start Up im Januar 2016 nun auch ein, zur Herstellung von Medizinprodukten der Klasse IIa, verwendbares PEEK Filament vor. Damit sollen in Zukunft bspw. Zahnprothesen gedruckt werden, da die individuellen Zähne mit dem FFF-Verfahren einfacher und genauer herzustellen sind als durch die derzeit übliche Verarbeitungsmethode Fräsen.

4.4 Frakturen der Schamfuge

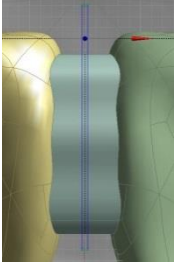
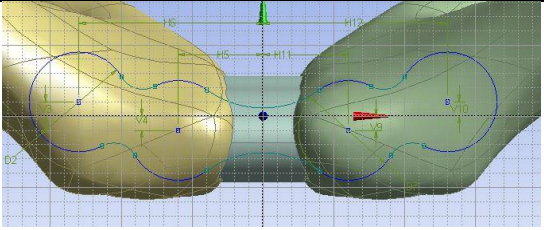
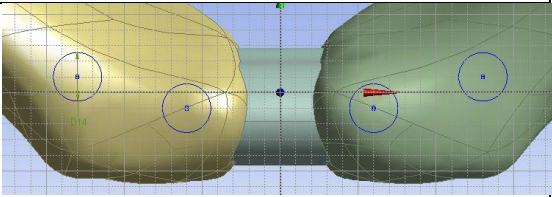
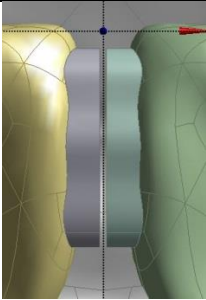
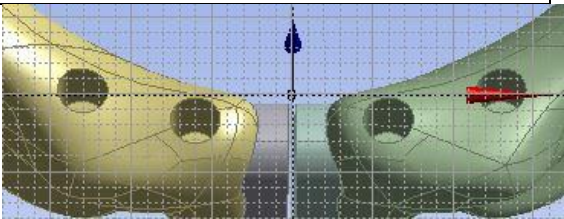
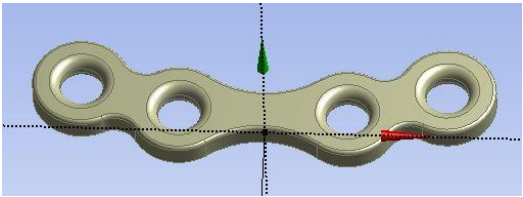
Die Ursache von ca. 20 % der Beckenfrakturen bzw. als Frakturen der Schamfuge sind Unfälle.

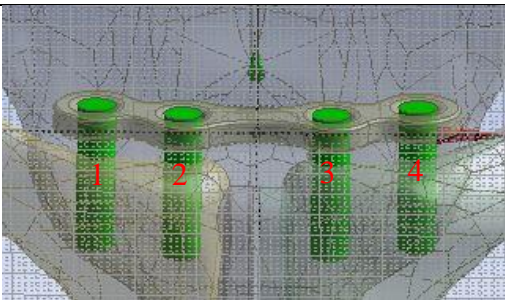
4.4.1 Erstellung des FE-Modells

4.4.1.1 ANSYS-Geometrie

In der Geometrie muss man noch einige Skizzen für die Fraktur und Implantate erstellen. Folgende Schritte sind notwendig für die Simulation für Schamfugenfraktur mit Implantaten.

Schritte	Funktion	Ziel und Beschreibung	Bild
1	Neue Ebene	Erstellung der E2; Basisebene: Achsensystem (E1), um X-Achse :-30° drehen, Z-Achse umkehren	
2	Neue Ebene	Erstellung der E3; Basisebene E2:, um X-Achse :-90° drehen, Z-Versatz: 5mm	

3	Skizzieren	Erstellung der Sk.1 auf E2; Fraktur von Symphysen	
4	Skizzieren	Erstellung der Sk.2 auf E3; Platte	
5	Skizzieren	Erstellung der Sk.3 auf E3; Bolzen	
6	Extrudieren	Geometrie: Sk.1; Material wegschneiden; Richtung: Beide Symmetrie 20mm	
7	Extrudieren	Geometrie: Sk.3; Material wegschneiden; Richtung: umgekehrt 15mm	
8	Frieren	alle 7 Körper	
9	Extrudieren	Geometrie: Sk.2; Material hinzufügen; Tiefe: 4mm	
10	Extrudieren	Geometrie: Sk.3; Material wegschneiden; Tiefe: 4mm	
11	Verrundung	1,5mm für die Löcher in der Mitte und 0,5mm für Rand	

12	Frieren	das neue Körper (Platte)	
13	Extrudieren	Geometrie: Sk.3; Material hinzufügen; Richtung: Beide- Asymmetrie 15mm+4mm	

An dieser Stelle soll man darauf achten, dass die Schritte 3 und 6 nicht erforderlich sind, wenn man die Schamfuge komplett unterdrückt. Die Bolzen von links nach rechts werden als Bolzen 1 bis 4 markiert.

Durch die Verrundung der Bohrungen oben, entstehen Spannungsspitzen an diesen, welche in den nicht idealen Kontaktbedingungen begründet liegen. Dies kann vernachlässigt werden. Hier wurde durch das Aufbringen einer Fase entgegengewirkt, so dass im Folgenden keine Spannungsspitzen in diesem Bereich auftreten. Deswegen wird Fase an dieser Stelle für die weitere Simulationen ausgewählt.

4.4.1.2 ANSYS-Modell

Für die Simulation sind die in Kapitel 3 betrachteten Kräfte, Lagerungen und Randbedingungen notwendig. Des Weiteren auch die Kontaktsituation, welche in der folgenden Tabelle aufgeführt wird.

Tabelle 11: Kontakte

Position	Beschreibung
zwischen Bolzen (Seitenfläche) und Becken	Verbund
zwischen Bolzen (Bodenfläche) und Becken	Verbund (unterdrücken)
zwischen Bolzen und Platte	Verbund
zwischen Platte und Becken	Reibungsfrei

Der Kontakt zwischen Bolzen und Becken wird als Verbund gesetzt, wegen der Erstellung der Gewinde. Der Kontakt zwischen Bodenfläche des Bolzens und dem Becken kann man vernachlässigen, da dies in der Simulation keinen Einfluss hat. Für die Vereinfachung des

Modells hat man den Kontakt zwischen Platte und Becken als Reibungsfrei gesehen. Dafür wurde auch eine Simulation mit Reibungsbehaftet und Reibungsfrei durchgeführt. Die Ergebnisse von beiden Situationen sind etwa gleich, wenn dieser Kontakt als Verbund gesetzt wird, sinkt die Spannung bzw. die Bewegung zwischen Platte und Bolzen.

4.4.1.3 ANSYS-Parameter

Um die Einflussgröße, welche die wichtigste Rolle spielt, herauszufinden, werden als Eingangsparameter ausgewählt und variiert. Im Folgenden sind ausgewählte Größen als Eingangswerte dargestellt:

- Material (E-Modul, Querkontraktionszahl)
- Bohrungsdurchmesser (BD)
- Plattendicke (PD)
- Fase (F)

Als Ausgangswerte sind:

- Gesamtverformung der Platte (GV P)
- Vergleichsspannung des Bolzens (VS B1 bis B4)
- Vergleichsspannung der Platte (VS P)

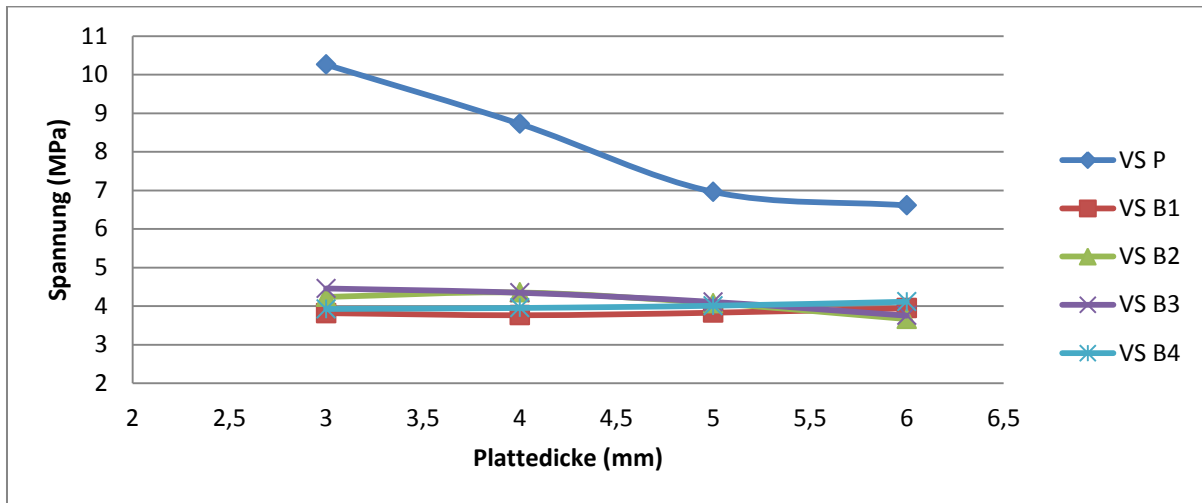
4.4.2 Ergebnis

Tabelle 12: Ergebnis der Implantate der Schamfugenfrakturen

Varianten	Material	PD (mm)	BD (mm)	F (mm)	VSP (MPa)	GV P (mm)	VS B1 (MPa)	VS B2 (MPa)	VS B3 (MPa)	VS B4 (MPa)
Standard		4	6,2	0,5	8,7244	1,0877	3,7624	4,3520	4,3463	3,9513
1		3	6,2	0,5	10,2590	1,0912	3,8168	4,2368	4,4564	3,9251
2		5	6,2	0,5	6,9613	1,0854	3,8278	4,0740	4,1076	4,0084
3		6	6,2	0,5	6,6086	1,0839	3,9422	3,6640	3,7513	4,1131
4		4	5	0,5	8,4598	1,0879	5,5216	5,5637	5,6990	5,2411
5		4	6	0,5	8,3942	1,0877	3,8157	4,4634	4,2294	4,1593
6	Titan	4	7	0,5	8,5184	1,0873	3,3419	3,3868	3,6744	3,3735
7		4	8	0,5	8,5717	1,0874	3,0065	3,0468	3,0755	3,0567
8		4	6,2	0,3	8,5388	1,0876	3,7599	4,3440	4,3349	3,9499
9		4	6,2	0,4	8,9216	1,0877	3,8057	4,3810	4,3575	3,9719
10		4	6,2	0,6	8,8239	1,0877	3,7764	4,3645	4,3598	3,9642
11		4	6,2	0,7	8,9444	1,0878	3,7814	4,3697	4,3680	3,9680
12	PEEK	4	6,2	0,5	2,5485	1,0996	1,0309	1,1869	1,6594	1,3324

4.4.3 Auswertung

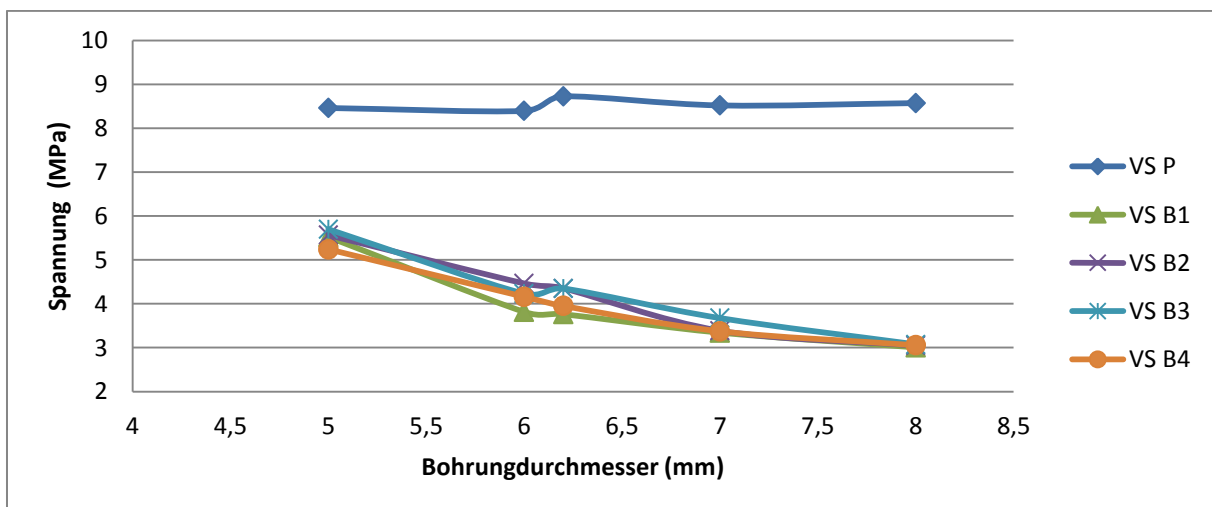
- Änderung von Dicke der Platte



Figur 2: Änderung von Dicke der Platte

In Figur. 1 findet man, dass die Spannungen von Bolzen in etwa gleich bleiben, wenn die Dicke der Platte ansteigt. Das bedeutet, dass diese Änderung wenig Einfluss auf die Spannungen des Bolzens hat. Aber die Spannung in der Platte sinkt mit größerer Dicke. Die dünne Platte ist ähnlich wie ein Blech bzw. besitzt eine Große Verformbarkeit. Und die relativ geringe Kontaktfläche mit dem Bolzen führt zu einer Steigung der Spannung. Aber in dieser Situation mit größerer Dicke steigt die Kontaktfläche in allen Richtungen. Das bedeutet, dass die Spannungen in allen Richtungen nach unten gehen.

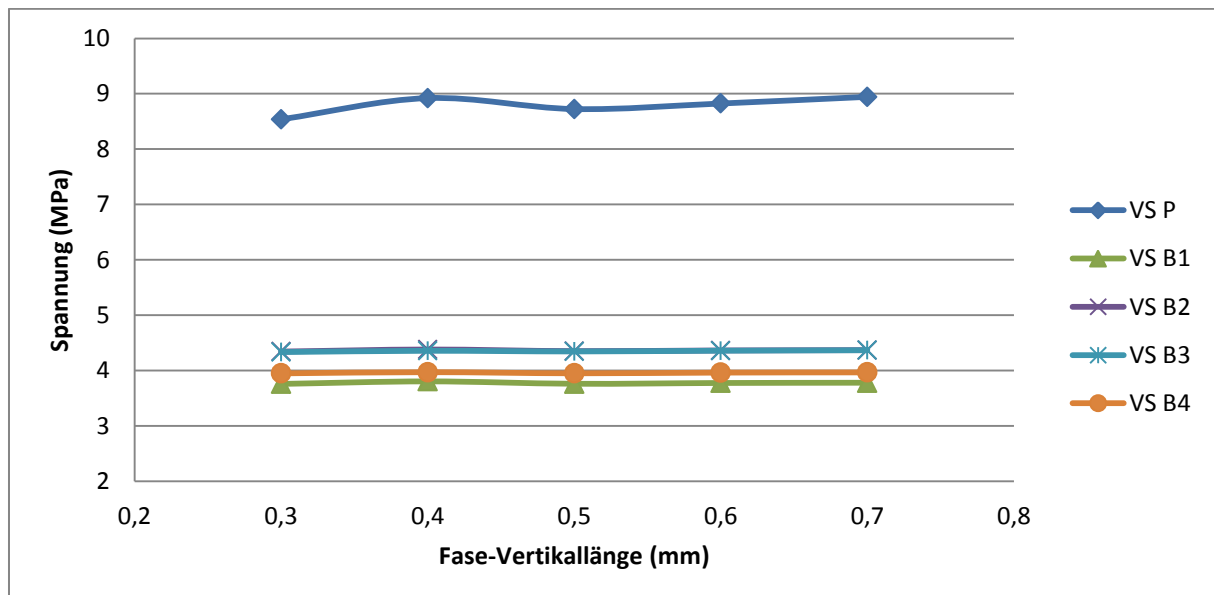
- Änderung von Durchmesser der Bohrung



Figur 3: Änderung von Durchmesser der Bohrung

Mit einem größeren Durchmesser der Bohrung bleiben die Vergleichsspannung von Platte und die Verformung gleich. Je größer der Durchmesser ist, umso kleiner wird die Spannung im Bolzen. Mit einem größeren Durchmesser gibt es auch mehr Kontaktfläche zwischen Bolzen und Platte. Das bedeutet, dass es weniger Möglichkeiten gibt, dass Spannungsspitzen auftreten. Hier ist zu sehen, dass der Bohrungsdurchmesser wenig Einfluss auf die Spannungen und Verformungen in der Platte hat. Aber er spielt eine wichtige Rolle beim Verlauf der Spannungen im Bolzen. Wenn man die Ergebnisse genau betrachtet, findet man, dass die max. Spannung der Platte und des Bolzens im Kontaktbereich von Platte, Becken und Bolzen erscheinen.

- Änderung von vertikaler Länge der Fase



Figur 4: Änderung von vertikaler Länge der Fase

Hier ist zu erkennen (Figur 4), dass die Änderung der Fase wenig Einfluss auf den Spannungsverlauf von Platte und Bolzen hat. Die Verformung ändert sich auch nicht viel mit Änderung der Fase. Das bedeutet, dass die Fase eine unwichtige Rolle bei dem Spannungsverlauf der Implantate spielt.

- Änderung des Materials

Mit dem Kunststoff PEEK sinken alle Spannungen in den Implantaten. Das relativ kleinere E-Modul führt zur größeren Verformung im Vergleich zum Titan. Das Material spielt auch große Rolle beim Spannungsverlauf.

Mit ANSYS (Korrelation) kann man noch die relative Wichtigkeit von Parametern erläutern. Man setzt ein Parameter als Grundwert von 1 und die anderen Parameter werden von -1 bis 1 gezeigt. Die Zeichnung „+“ oder „-“ zeigt die Einflussrichtung. Aber der absolute Wert spielt eine wichtige Rolle. Je größer der Wert ist, umso mehr Einfluss hat dieser Grundwert auf den jeweiligen Parameter. Im Folgenden ist Korrelationsmatrix dargestellt (Tabelle 13):

Tabelle 13: Korrelationsmatrix

Name	P1- Plattendicke [mm]	P2 - Bohrungsdurchmesser [mm]	P3 - Fase [mm]
P1	1	0,0460	0,0201
P2	0,0460	1	0,0478
P3	0,0201	0,0478	1
P4 – VS P [MPa]	-0,9929	-0,0248	0,0422
P5 – GV P [mm]	-0,9910	-0,1300	0,0223
P6 – VS B1 [MPa]	-0,0244	-0,9921	-0,0458
P7 – VS B2 [MPa]	-0,2058	-0,9754	-0,0345
P8 – VS B3 [MPa]	-0,2413	-0,9679	-0,0383
P9 – VS B4 [MPa]	0,0508	-0,9910	-0,0510

Die roten Werte sind die Faktoren zwischen Eingangswerten und sind nicht sinnvoll. In dieser Matrix findet man, dass die Dicke der Platte großen Einfluss auf die Vergleichsspannung und Verformung der Platte hat. Und der Bohrungsdurchmesser hat großen Einfluss auf die Spannung im Bolzen. Im Vergleich zum den anderen zwei Parametern ist die Änderung der Fase nicht wichtig.

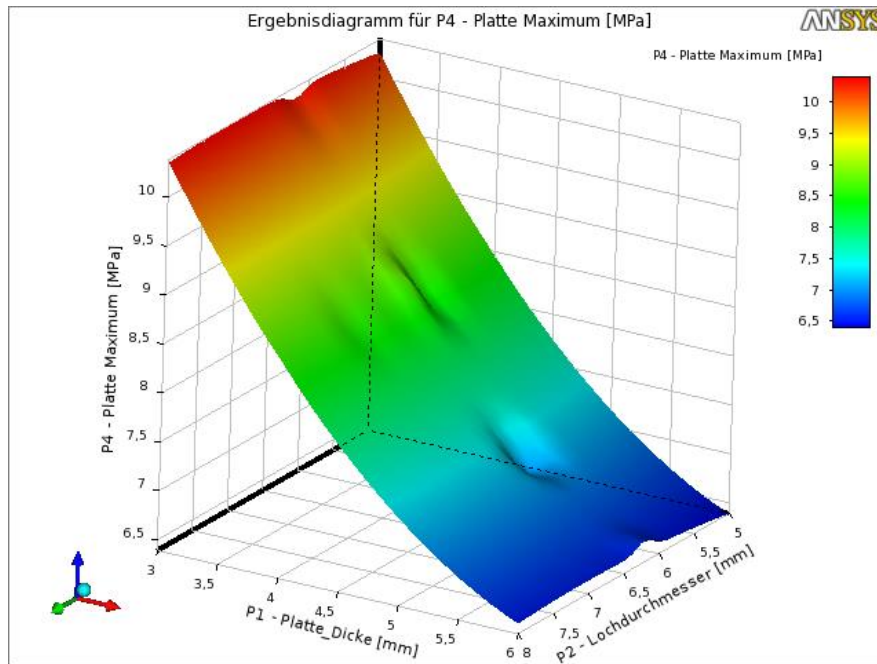


Abb. 26: Antwortfläche

Mit ANSYS (Antwortfläche) kann man noch eine 3D Antwortfläche erstellen. Damit kann man viel deutlicher sehen wie sich die Spannung oder Verformung ändert, wenn die Eingangswerte geändert werden. Die Abbildung 26 ist ein Beispiel.

4.5 Frakturen beim Kreuzbein

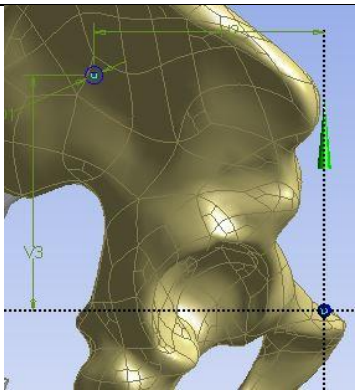
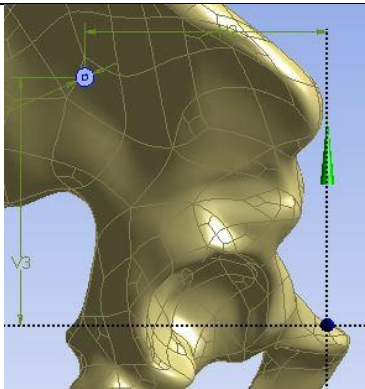
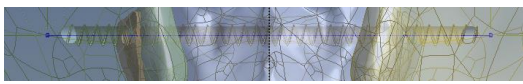
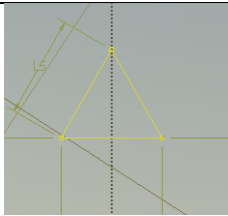
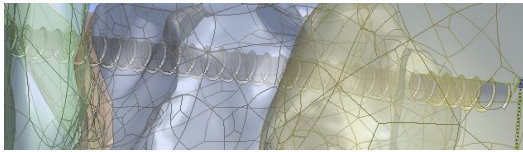
Diese Frakturen sind relativ üblich. Wenn man älter wird, wird der Zustand des Knochens immer schlechter. Wegen der schlechten Absorption von Calcium, wird die Dicke des Knochens immer kleiner und hat weniger spongiösen Knochen in der Struktur von Kreuzbein. Die Erscheinung dieser Frakturen hat mit ca. 50% einen großen Anteil.

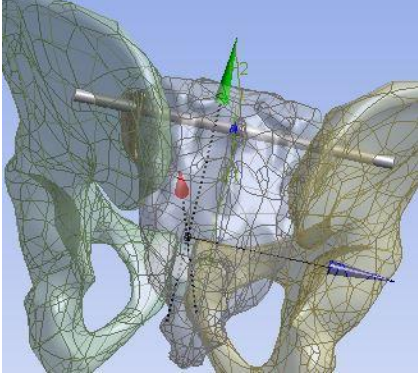
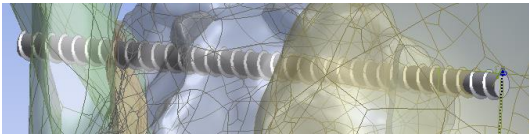
4.5.1 Erstellung des FE-Modells

Es gibt viele Methode, womit man die Gewinde konstruieren kann. In dieser Arbeit wird die einfachste Methode benutzt, bzw. die Form von Gewinde als 3-D Modell erstellt wird.

4.5.1.1 ANSYS-Geometrie

Schritte	Funktion	Ziel und Beschreibung	Bild
1	Neue Ebene	Erstellung der E2; Basisebene: Achsensystem (E1), um Y-Achse :90° drehen, Z-Versatz = 90 mm	
2	Neue Ebene	Erstellung der E3; Basisebene: Achsensystem (E1),	

		Z-Versatz = 93 mm	
3	Neue Ebene	Erstellung der E4; Basisebene: E3 X-Versatz = 93 mm	
4	Skizzieren	Erstellung der Sk.1 auf E2; Kreis für die Löcher und Bolzen	
5	Extrudieren	Geometrie: Sk.1; Material wegschneiden; Richtung: umgekehrt Tiefe: 180 mm	
6	Skizzieren	Erstellung der Sk.2 auf E3 als Pfad (eine Linie)	
7	Skizzieren	Erstellung der Sk.3 auf E4 als Gewindeelement	
8	Sweepen	Profil: Sk.3 Pfad: Sk.2 Material wegschneiden Steigung: 5 mm	
9	Frieren	alle 6 Körper	

10	Extrudieren	Geometrie: Sk.1; Material hinzufügen; Tiefe: 90 mm	
11	Sweepen	Profil: Sk.3 Pfad: Sk.2 Material hinzufügen Steigung: 5 mm	

4.5.1.2 ANSYS-Modell

Gleich wie bei der Simulation für die Implantate an der Schamfuge sind alle Randbedingungen und Anforderungen notwendig. Die Gewinde machen die Kontaktfläche zwischen Gelenken und Knochen komplexer und beide Seiten sind nicht mehr Symmetrisch. Für die Kontakte zwischen Schrauben und Knochen muss man die weiche Knochen als Kontaktfläche setzen und die Schraube als Zielfläche. Das Verhalten dazwischen ist Reibungsbehaftet mit dem Koeffizient gleich 0,15. Aber in der Realität gibt es je eine Mutter am Rand der Schraube (als keine Verschiebung in der X-Richtung am Rand in der Simulation sehen), womit die Schraube festgehalten wird. Wegen der Festhaltung hat die Schraube sehr geringe Bewegung. Das bedeutet, dass es eine Möglichkeit gibt, diesen Kontakt als Verbund sehen. Dafür wurden man auch zwei Simulationen durchgeführt und die Ergebnisse hieraus sind ähnlich. Um die Ablaufzeit zu minieren wird der Kontakt als Verbund simuliert.

4.5.1.3 ANSYS-Parameter

Für die Schraube ist das kleine Gewindeelement bzw. das Dreieck auf Sk.3 am wichtigsten. Die Länge der Kanten sind die Parameter. Aber für die Schraubenverbindung spielt die Windungszahl oder die Steigung eine wichtige Rolle. In dieser Arbeit wird nur die Steigung als Parameter gesetzt. Natürlich ist das Gewindeelement auch wichtig aber für die Simulation zu komplex.

Eingangsparameter: Steigung

Ausgangsparameter: Vergleichsspannung des Beckens (VS Be)

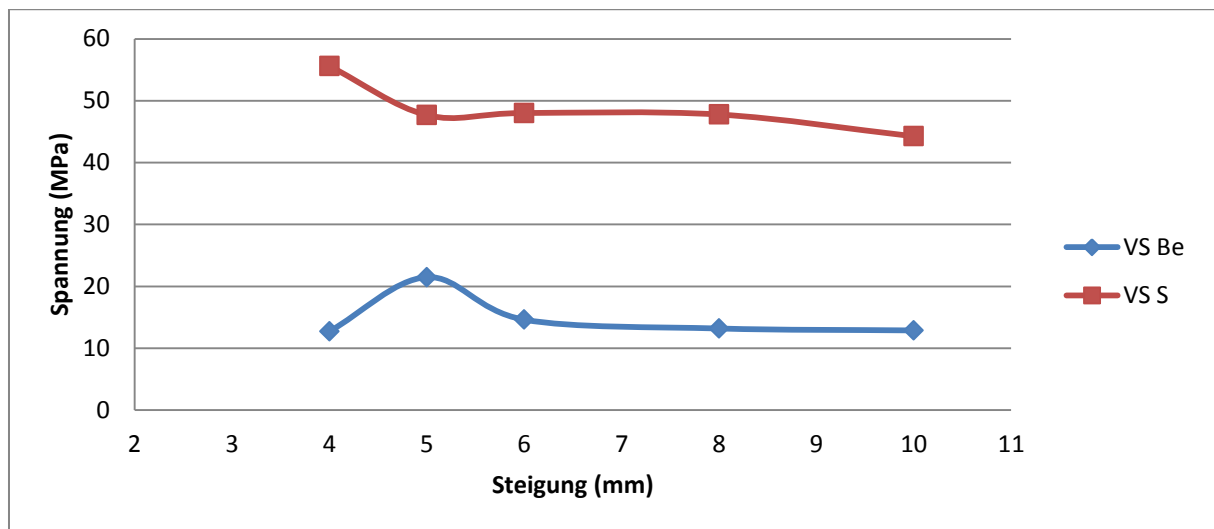
Vergleichsspannung der Schraube (VS S)

4.5.2 Ergebnis

Tabelle 14: Ergebnis der Implantate der Kreuzbeinfrakturen

Material	Steigung	VS Be (MPa)	VS S (MPa)
Titan	5	21,47	47,681
	4	12,704	55,6088
	6	14,609	48,012
	8	13,183	47,773
	10	12,874	44,251
PEEK	5	21,81	7,3918

4.5.3 Auswertung



Figur 5: Änderung der Steigung

Die Änderung der Steigung bzw. Windungszahl hat wenigen Einfluss auf den Spannungsverlauf (s. Figur 5). Die Spannung des Beckens und der Schraube ändert sich kaum mit einer ansteigenden Steigung. Die Spannung bei einer Steigung von 5mm sieht wegen der Vernetzung wie eine Spitze aus. Wenn man die Elementgröße kleiner macht, geht die Spannung nach unten. Die max. Spannung erscheint immer beim Gelenk zwischen Darmbein und Kreuzbein. Mit Kunststoff PEEK ist die Spannung der Platte viel weniger als mit Titan. Gleichzeitig erscheint eine geringe Vergrößerung der Verformung der Platte. Das Material PEEK ist sehr ideal für die Herstellung der Implantate.

5 Zusammenfassung und Ausblick

5.1 Zusammenfassung

Diese Arbeit besteht aus 3 Teilen, bzw. Recherche, Simulation des gesunden Beckens und Simulation mit Implantaten. Die Ziele von jedem Teil sind nachfolgend dargestellt.

Tabelle 15: Teile der Arbeit

Teil	Beschreibung	
Recherche	<ul style="list-style-type: none">• Grundkenntnisse• Frakturtypen• Frakturstelle für die Simulationen	
Simulation des gesunden Beckens	<ul style="list-style-type: none">• Randbedingungen• Anforderungen	mit einander vergleichen
Simulation mit Implantaten	<ul style="list-style-type: none">• Einflussgröße• Schamfuge• Kreuzbein	

Bei der Recherche findet man viele für die Simulation notwendige Informationen, z. B die Materialendaten, Frakturtypen und so weiter. Nach der Simulation des gesunden Beckens bekommt man die erforderlichen Randbedingungen und Anforderungen, die für die weiteren Simulationen sehr wichtig sind. Durch die Simulationen mit Implantaten werden die Methode, wie man die Implantate auf das Becken legen kann, und die Kontakttypen zwischen Becken und Implantaten ermittelt.

Für die Frakturen der Schamfuge ist die Dicke der Platte die wichtigste Einflussgröße. Je dicker die Platte ist, desto kleiner wird die Spannung von der Platte. Für die Fraktur des Kreuzbeins ist die Steigung der Gewinde nicht sehr wichtig. Das Material spielt eine wichtige Rolle bei der Herstellung der Implantate. Das Kunststoff PEEK ist eines ideale Material für Implantate.

5.2 Ausblick

Man hat in dieser Arbeit viele Simulationen gemacht. Aber die Simulation ist keine Realität sondern eine Näherung von Realität. Das bedeutet, dass viele Dinge verbessert werden können. Im Folgenden sind die Vorschläge für die weitere Simulationen:

1. für das Modell

In dieser Arbeit hat man ein Becken ohne Bänder für die Simulation genutzt, wegen der relativ komplexen Positionen und Simulationen davon. Für die Verbesserung natürlich kann man immer genauer gucken, wo und wie die Bänder wirken.

Die ideale Rechnung ist für diese Arbeit gültig. Wenn man genaue Ergebnisse bekommen will, muss man alle Randbedingungen benutzen und in Simulation durchführen.

Natürlich kann man noch die Frakturen an anderen Stellen forschen. Es gibt so viele Hersteller von Implantat und für die gleiche Frakturstelle gibt es viele gültige Implantate. Man kann noch mit welcher Methode und welcher Form simulieren.

2. für die Frakturen des Kreuzbein bzw. Schraubenverbindung

Die Positionen, wo man die Schrauben einziehen kann, muss auch genauer bestimmt werden. Mit einem Modell mit den Löchern auf Kreuzbein kann man diese Position immer genauer bestimmen.

Für die Schraubenverbindung gibt es noch andere Methode, z. B mit der Definition von Kontakt. Vielleicht kann man genauer oder passender Werte nach der Simulation bekommen.

Man kann noch andere Größe als Parameter setzen, z. B die Größe von Gewindeelement. Damit kann man vielleicht bessere Ergebnisse für die Optimierung von Implantaten bekommen.

3. für die Abkürzung der Ablaufzeit

Es ist möglich, das Modell als Submodell ersetzt wird. Damit wird die Größe von Modell verkleinert bzw. die Ablaufzeit der Rechnung sinkt.

Literaturverzeichnis

- [1] <http://cdn1.spiegel.de/images/image-947670-breitwandaufmacher-ydxx-947670.jpg>
- [2] <http://www.healthcare-in-europe.com/de/artikel/11879-organisation-ist-alles.html>
- [3] http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT%20Mobile/Synthes%20International/Product%20Support%20Material/legacy_Synthes_PDF/016.001.161.pdf
- [4] Arbeitsunterlage Becken von Herrn Mehle
- [5] Putz & Pabst: Sobotta Anatomie des Menschen, 22.Auflage; Urban & Fischer Verlag, 2007/ modifiziert
- [6] http://flexikon.doccheck.com/de/AO-Klassifikation_Schwerpunkt1,Definition
- [7] http://edoc.hu-berlin.de/habilitationen/stoeckle-ulrich-2001-11-02/HTML/Stoeckle_html_139cd606.png
- [8] <http://orthop.dxy.cn/article/142291>
- [9] http://edoc.hu-berlin.de/habilitationen/stoeckle-ulrich-2001-11-02/HTML/Stoeckle_html_m358e791.gif
- [10] Zhixin Liu, Orthopedic Journal of China, Vol. 11, 24. 12.2003, S1164
- [11] http://edoc.hu-berlin.de/habilitationen/stoeckle-ulrich-2001-11-02/HTML/Stoeckle_html_m539dbb35.gif
- [12] http://www.ausyoga.com/html/2013/yjxw_1220.html
- [13] J. Böhme, C. Müller, A. Höch, H. Steinke, H. Pathak, C. Josten. Vorhersage des Implantatversagens nach Beckenosteosynthese mittels patienten-spezifischem FEM-Modell. Computer Aided Medical Engineering; April 2011, Seite 14-20
- [14] Jong-Eun Kim, Zuoping Li, Yasushi Ito, Ghrist D. Huber, Alan M. Shih, Alan W. Eberhardt, King H. Yang, Albert I. King, Bharat K. Soni. Finite element model development of a child pelvis with optimization-based material identification. Journal of Biomechanics (42) 2009

- [15] A.T.M. Phillip, P. Pankaj, C.R. Howie, A.S. Usmani, A.H.R.W. Simpson. Finiteelement modelling of pelvis: Inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions. *Medical Engineering & Physics* 29 (2007)
- [16] Dufang Shi, Fang Wang, Dongmei Wang, Xiaoqin Li, Qiugen Wang. 3-D finite element analysis of the influence of synovial condition in sacroiliac joint on the load transmission in human pelvis system. *Medical Engineering & Physics* 36 (2014)
- [17]<http://baike.baidu.com/link?url=bblhyEOBDdb5zuV7O3lmmM0kRNSFfpjE9rPpmJlOea5rS7UkPdWhnCOtW4RW4nzRfCSEgtZTIWohX9zaP2A0aqa>
- [18] Yuzhu Wang. Testing for the Mechanical Properties of Articular Cartilage and Finite Element Simulation. 2012, Seite 46
- [19] Leonhardt 1990
- [20] VINCENT JFV (1982): Structural Biomaterials, Th Macmillan Press LTD
- [21] HAYES WC, LF MOCKROS (1971): Viscoelastic properties of human articular cartilage. *J Appl.Physiol.* 31 (4), 562-568
- [22] Li, Z., Alonso, J.E., Kim, J.E, Davidson, J.S. Etheridge, B.S. Eberhart, A.W., 2006. Three-dimensional finite element models of the human pubic symphysis with viscohyperelastic soft tissues. *Annals of Biomedical Engineering* 34 (9), 1452-1462
- [23] Little, R.B., Wevers, H.B., Siu, D., Cooke, T.D., 1986. A three-dimensional finite element analysis of the upper tibia. *Journal of Biomechanical Engineering* 108, 111-119
- [24] Clauser, 1969
- [25] und [26] Nicholas Romanov, How to Run Properly
- [27] <http://pictures.doccheck.com/de/photo/36478-beckenneigung>
- [28] <https://de.wikipedia.org/wiki/Polyetheretherketon>
- [29-1]<https://www.gutguenstigversichert.de/lexikon-implantat.html>
- [29-2]<http://www.plastverarbeiter.de/56878/evonik-beteiligt-sich-an-medizintechnik-start-up-synoste/>

[29-3] http://baike.baidu.com/link?url=RanGtNOColyZ-S1VXU0heiLSZNI70EoSXRNO0l_k-pqq_EdAyoooqDPn_4Jem9kzsL2fx7C-4WVufsN-XeG_1K

[30] <http://amuseum.cdstm.cn/Amuseum/organs/gkzrw/gz/gzcl.html>

[31] <https://de.wikipedia.org/wiki/Polyetheretherketon>

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre hiermit an Eides statt, vorliegende Arbeit selbstständig und ohne Zuhilfenahme unzulässiger Hilfsmittel angefertigt zu haben. Wörtliche oder dem Sinne nach übernommene Ausführungen sind gekennzeichnet, sodass Mißverständnisse über die geistige Urheberschaft ausgeschlossen sind. Diese Arbeit war bisher noch nicht Bestandteil einer Studien- oder Prüfungsleistung in gleicher oder ähnlicher Fassung.

Merseburg, 26.07.2016

Zeng Yang