

Vergleich verschiedener Osteosyntheseverfahren am Beckenring mittels Finite-Elemente Simulationen

Pieroh P^{1,2}, Kurz S¹, Lenk M¹, Grunert R¹, Josten C¹, Böhme J¹

¹ Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie, Universitätsklinikum Leipzig AöR, Liebigstraße 20, 04103 Leipzig

² Institut für Anatomie und Zellbiologie, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Große Steinstraße 52, 06097 Halle (Saale)

Einleitung:

Bei der operativen Versorgung von Beckenringfrakturen werden verschiedene Konzepte und Implantate diskutiert. Eine klare Überlegenheit eines Konzeptes oder Implantates konnte bisher nicht nachgewiesen werden. Die Grundlage für die Nutzung dieser Implantate und Verfahren stellte in den letzten Jahren die biomechanische Testung dar. Jedoch zeigen sich neben den individuellen Beckenparametern weitere Probleme wie Fixierungsunterschiede, Präparationen der Spenderbecken, unterschiedliche Testsysteme und Setups zur Validierung. Die daraus entstehende fehlende Vergleichbarkeit macht es schwer eine eindeutige Überlegenheit festzustellen. Eine stetige Geometrie dagegen, welche nur entsprechend des Verletzungsmusters und der genutzten Implantate adaptiert wird, könnte dagegen diese Vergleichbarkeit herstellen. Die Finite-Elemente-Methode (FEM) wäre ein Weg dieses Konzept umzusetzen. In den letzten Jahren konnte so mit Hilfe der FEM das Verletzungsmuster der „Open Book“ Frakturen und die Wirkung von Beckenorthesen besser verstanden werden. Die vorliegende Studie hatte zum Ziel durch die vereinfachte Implementierung individueller Frakturmorphologien und der benutzten Osteosynthesen an einer festen Geometrie die Aussagekraft der FEM hinsichtlich des Implantatversagens abzuschätzen.

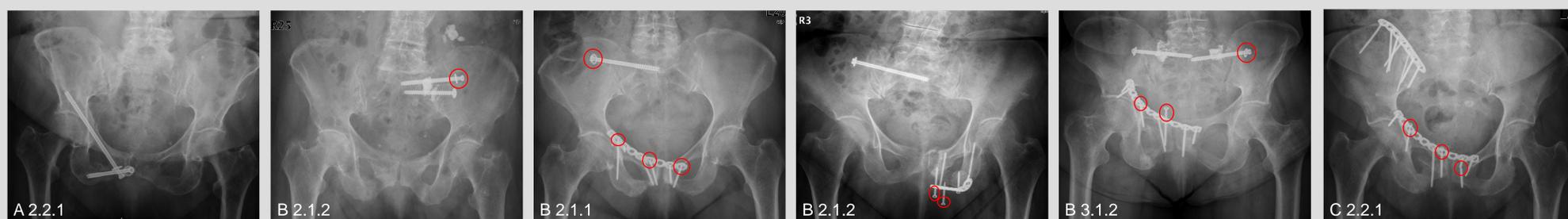


Abbildung 1: Postoperative Röntgenkontrolle drei Monate nach operativer Versorgung, Angabe der Frakturklassifikation (in weiß) und des Implantatversagens (rote Markierung)

Material und Methoden

Zur Erstellung einer stetigen Geometrie wurde im Computertomografie Datensatz des Beckens einer 72-jährigen Patientin ohne Beckenringfraktur die Kortikalis und Spongiosa in Mimics (Materialise, Leuven, Belgien) segmentiert und anschließend in SolidWorks (Dassault Systèmes, Velizy Villacoublay, Frankreich) weiterbearbeitet und als STEP Datei exportiert. Diese STEP Datei wurde in ANSYS Workbench (ANSYS, Inc. Canonsburg, PA, USA) überführt. Die knorpeligen Anteile des Kreuzdarmbeingelenkes und der Symphyse wurden als Extrusionskörper erstellt. Für die Materialzuweisung wurden folgende Parameter benutzt: Kortikalis (Elastizitätsmodul 18.000 N/mm², Dichte 2 g/cm³, Querkontraktionszahl 0,3, Zugfestigkeit 135 N/mm²), Spongiosa (Elastizitätsmodul 1050 N/mm², Dichte 0,7 g/cm³, Querkontraktionszahl 0,2, Zugfestigkeit 7 N/mm²), Knorpel (Elastizitätsmodul 150 N/mm² und Querkontraktionszahl 0,2). Die ligamentären Strukturen des Beckenrings wurden als nur auf Zug belastbare Federn entsprechend der anatomischen Verlaufsrichtung implementiert (Elastizitätsmodul 397,25 N/mm²).

Anschließend wurden die Frakturen von sechs Patientinnen (n=6; Typ A n=1, Typ B n=4, Typ C n=1 nach Tile) und die genutzten Osteosynthesen der Versorgung vereinfacht im DesignModeler implementiert. Für die Lasteinleitung wurden die beiden Hüftpfannen genutzt und das Sakrum fixiert gelagert. Der Lastvektor wurde den Arbeiten von Bergmann et al. entnommen und mit 404% des Körpergewichts über eine Hüftpfanne appliziert.

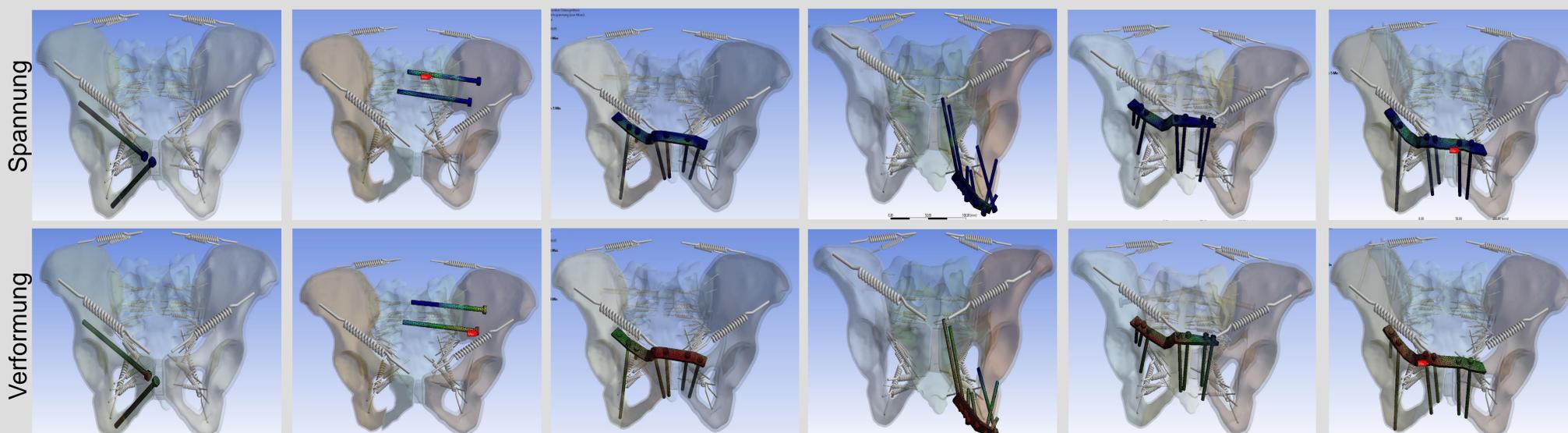


Abbildung 2: Simulationen der oben gezeigten Beckenringfrakturen mit guter Korrelation zum klinisch ausgelockerten Osteosynthesematerial

Ergebnisse und Schlussfolgerung

Die FEM konnte qualitativ das Implantatversagen gut vorhersagen. Dabei entsprachen die Ergebnisse in der Regel denen des klinischen Verlaufs. Damit könnte die FEM genutzt werden um neue Versorgungskonzepte und Osteosynthesen zu testen. Allerdings müssen noch weitere Arbeiten durchgeführt werden, um die Modelle zu verbessern und somit auch eine quantitative Aussage über das Implantatversagen zu geben. Dennoch scheint die FEM für eine Vergleichbarkeit eine höhere Eignung zu besitzen als die vielfältig durchgeführten biomechanischen Testungen. Jedoch sind diese Testungen für die bessere Charakterisierung der Modelle notwendig. Des Weiteren fehlen in den hier vorgestellten Modellen noch die Muskelkräfte, welche im nächsten Schritt implementiert werden sollten.