

Mark Lenz¹, Wolfgang Lehmann²

Biomechanik der periprothetischen hüftgelenknahen Fraktur

Biomechanics of periprosthetic proximal femur fractures

Zusammenfassung: Die Versorgung periprothetischer Femurfrakturen weist einige biomechanische Besonderheiten auf, da in der Regel das Zusammenspiel mehrerer Implantate berücksichtigt werden muss. Hiervon ausgenommen ist der einfache Schaftwechsel. Durch ein vorhandenes intramedulläres Implantat wird sowohl das Frakturverhalten als auch die Steifigkeit des Schaftknochens verändert. Bestimmte Implantatkombinationen können die Belastbarkeit des Knochens schwächen. Die wesentlichen Einflussfaktoren sind die Zementierung des Prothesenschafts versus einer unzementierten Schaftverankerung, die Anzahl und Lokalisation einer intramedullären Implantatverriegelung, die intramedulläre versus extramedulläre Lage des Implantats, die Überlappungslänge bei mehreren Implantaten und die kortikale Dicke des umgebenden Knochens. Cerclagen eignen sich hervorragend zur Reposition und Fixation von radial versprengten Fragmenten gegen ein intramedulläres Implantat, jedoch sind sie anfällig gegen Axialkraft und Torsionsmoment. Sofern die Cerclage die Platte einfasst, eignen sich Schrauben zur Aufnahme dieser Kräfte. Die Schraubenverankerung im Knochen auf der Höhe des Prothesenschafts kann durch eine bikortikale Schraubenpositionierung, seitlich des intramedullären Implantats verlaufend und dieses umgreifend, verbessert werden.

Schlüsselwörter: periprothetische Fraktur, interprothetische Fraktur, Nagel, Platte

Zitierweise

Lenz M, Lehmann W: Biomechanik der periprothetischen hüftgelenknahen Fraktur. OUP 2016; 9: 633–639 DOI 10.3238/oup.2016.0633–0639

Einleitung

Bei zunehmender Zahl von Endoprothesenträgern rückt die periprothetische Frakturversorgung immer mehr in den Vordergrund [1, 2]. Der oft reduzierte

Allgemeinzustand der meist älteren Patienten stellt bereits eine Herausforderung für die Frakturversorgung dar. Die koordinativen und muskulären Einschränkungen vieler Patienten erlauben keine postoperative Teilbelastung und

Summary: The treatment of periprosthetic femur fractures has some own biomechanical characteristics, since, except replacement of the prosthesis shaft, the interaction of multiple implants has to be taken into account. Intramedullary implants have direct influence on the fracture type and the stiffness of the femoral shaft. Certain implant combinations reduce the stability of the bone. The main influencing factors are cemented versus uncemented prosthesis stems, the number and localization of the locking screws, the intramedullary versus extramedullary localization of the implants, the overlapping distance of the implants and the cortical thickness of the surrounding bone. Cerclages are very valuable for fracture reduction and fixation of radially displaced fragments in addition to an intramedullary implant, but do not resist torsional moments and axial forces. If a plate is fixed to a bone by cerclages, torsional moments and axial loads can be transduced by screws. Screw anchorage in the bone can be enhanced by bicortical screw placement lateral to the intramedullary implant in an embracement configuration.

Keywords: periprothetische fracture, interprothetische fracture, nail, plate

Citation

Lenz M, Lehmann W: Biomechanics of periprosthetic proximal femur fractures. OUP 2016; 9: 633–639 DOI 10.3238/oup.2016.0633–0639

erfordern eine hohe Primärstabilität des Konstrukts. Zusätzlich tragen undiagnostizierte gelockerte Prothesenschafts, die intraoperativ als fest verankert eingeschätzt werden, zur hohen Versagensrate osteosynthetisch versorgter peri-

¹ Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, Universitätsklinikum Jena

² Klinik für Unfallchirurgie, Orthopädie und Plastische Chirurgie, Universitätsklinikum Göttingen

prothetischer Femurfrakturen bei [3]. Die derzeit verwendeten gängigen operativen Verfahren sind der Wechsel auf einen längeren, die Frakturzone überbrückenden unzementierten Schaft, die Plattenosteosynthese und die intramedulläre Nagelung. Obwohl die Wahl des Operationsverfahrens meist individualisiert erfolgt, lassen sich einige biomechanische Prinzipien aus der Literatur ableiten. Neben den verschiedenen Konfigurationen des Frakturspalts beeinflusst zusätzlich der Implantattyp und seine Positionierung die Konstruktstabilität [4]. Abgesehen von der Spannweite (working length) eines Implantats müssen bei der Versorgung periprothetischer Femurfrakturen zusätzliche Faktoren wie das Zusammenspiel von intramedullären und extramedullären Implantaten berücksichtigt werden [5].

Interprothetische Frakturen, die eine Stabilisierung zwischen 2 Prothesenschäften erfordern, stellen eine gesonderte Gruppe dar [6].

Der Artikel fasst die mechanischen Prinzipien der periprothetischen Frakturversorgung zusammen und beleuchtet hierbei Aspekte der Implantatbiomechanik und ihre Auswirkung auf die Knochenfestigkeit.

Einfluss von Implantaten auf die Stabilität des Knochens

Die Anzahl an orthopädischen Implantaten, insbesondere der Einbau von Hüft- und Knieprothesen, nimmt kontinuierlich zu und beeinflusst wesentlich die Stabilität des Knochens. So wird allein durch die Implantation einer zementierten Hüftprothese und die Veränderung der Steifigkeit das Risiko für eine Fraktur bereits um 30 % erhöht [6, 7]. Wenn gleichzeitig ein zweiter intramedullärer Kraftträger eingebracht wird, beispielsweise ein retrograder Nagel, erhöht sich das Risiko für eine intraimplantäre Fraktur nochmals deutlich (Abb. 1). In diesem Fall ist das Risiko für eine Fraktur im Vergleich zum nativen Femur um 50 % erhöht [6]. Somit stellt diese Kombination das höchste Risiko für eine Fraktur des Femurs dar. Eine andere Situation ergibt sich, wenn bei proximal implantierter Hüftprothese eine distal geführte Knieprothese eingebracht wird. Biomechanische Studien konnten zeigen, dass in diesem Fall das Risiko einer Fraktur geringer ist als bei ei-

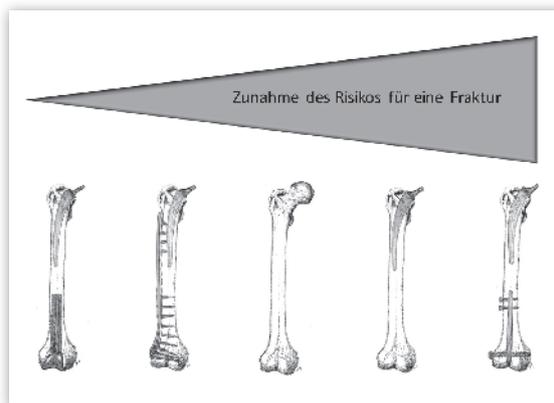


Abbildung 1 Darstellung der Zunahme des Frakturrisikos nach biomechanischen Untersuchungen. Das höchste Risiko für eine Fraktur stellt die Hüftprothese dar, mit einem ipsilateral eingebrachten Nagel. Wohingegen 2 zementierte Schäfte im Femur, die fest sitzen, wenig Risiko darstellen für eine interprothetische Fraktur.

nem retrograden Femurnagel bei gleichzeitiger Hüftprothese [4]. Eine mögliche Ursache hierfür sind die Verriegelungsschrauben, die an der Kortikalis einen Punkt verminderter Resistenz bilden. Dabei spielt der Abstand zwischen den Implantaten eine weit weniger entscheidende Rolle als angenommen. Deutlich entscheidender für das Frakturrisiko ist die kortikale Dicke [8].

Das Risiko einer Fraktur zwischen einer Hüftprothese und einem extramedullären Implantat auf der distalen Seite des Femurs ist dabei deutlich geringer [4]. Daraus ergibt sich, dass für die Versorgung distaler Femurfrakturen bei gleichzeitig einliegender Hüftprothese die Versorgung mit einem retrograden Nagel nicht geeignet ist und eher eine Plattenosteosynthese verwendet werden sollte.

Es gibt eine klare klinische Evidenz dafür, dass eine Lockerung der Prothese das Risiko für eine periprothetische Fraktur deutlich erhöht, unabhängig davon, ob die Prothese zementiert ist oder nicht. Problematisch ist es allerdings, diese Lockerung in biomechanischen Untersuchungen darzustellen [9].

Welche therapeutischen Möglichkeiten ergeben sich bei interprothetischer Fraktur? Eine Vielzahl von Arbeiten hat sich mit der Behandlung periprothetischer Frakturen um das Knie und die Hüfte beschäftigt. Dies beinhaltet die Versorgung mit nicht winkelstabilen Platten, winkelstabilen Platten, zusätzlichen allogenen Knochen oder Prothesenwechseln [10–12]. Es hat sich gezeigt, dass die Versorgung mit winkelstabilen Platten allen anderen Verfahren bei fest verankerten Prothesen überlegen ist [13, 14]. Bei gelockerter Prothese ist der Prothesenwechsel die sicherste

und beste Option [15]. Behandlungsstrategien für die Versorgung von Frakturen zwischen 2 Implantaten am Femur sind insgesamt rar. Häufig treten diese Verletzungen bei hochbetagten Patienten mit deutlich reduziertem Allgemeinzustand und hohem OP-Risiko auf. Dies muss individuell genauso in die Therapieentscheidung mit einfließen wie die reduzierte Knochenqualität. Ebenso wie bei periprothetischen Frakturen besteht bei interprothetischen Frakturen häufig zumindest einseitig eine Prothesenlockerung [16]. Auch hier gilt, dass die Prothese gewechselt werden sollte. Sollten beide Komponenten gelockert sein, kann dies einen kompletten Femurersatz erforderlich machen [17]. Eine weitere Möglichkeit bei fehlender Knochensubstanz bietet die Aufnahme beider Prothesenschäfte in einer Interpositionsprothese [18]. Eigene Untersuchungen zeigen, dass die maximale Belastbarkeit dieser Überbrückung gegenüber dem unfrakturierten doppelt prothetisch versorgten Femurschaft um ca. 50 % vermindert ist und dass es zum Biegeversagen des Hüftprothesenschäfts in der Interpositionsprothese kommt [18].

McLean et al. haben über 5 Patienten mit interprothetischen Frakturen berichtet, die nach komplettem Femurersatz durchaus befriedigende Resultate zeigten [15]. Üblicherweise ist aber die Plattenosteosynthese die erste Wahl. Eine der größten Serien hierzu wurde von Mamczak et al. publiziert [19]: Hier wurden über einen Zeitraum von 20 Jahren die Ergebnisse von 25 Patienten mit 26 interprothetischen Frakturen dargestellt, die mit einer Plattenosteosynthese versorgt wurden [19]. In 17 Fällen traten dabei die Frakturen im distalen

metaphysären Anteil auf, wohingegen die Diaphyse nur in 9 Fällen betroffen war. Die Beobachtung, dass die meisten Verletzungen im distalen Anteil des Femurs auftraten, machten auch andere Autoren [20].

Mamczak et al. berichten, dass alle Frakturen verheilt sind und keine Pseudarthrosen aufgetreten sind [13]. Das Wichtigste für die Technik der Plattenosteosynthese sei dabei die weichteilschonende Operationstechnik und die deutliche Überlappung der Platten mit den Prothesen auf beiden Seiten. Eine eindeutige Empfehlung, wie weit dabei die Platten die Prothesen überlappen sollen, wird nicht gegeben. Klinische und biomechanische Studien bestätigen, dass bei größerer Überlappung der Implantate eine höhere Stabilität erzielt werden kann [5, 21, 22].

In diesem Zusammenhang wird oft von „stress risern“ gesprochen, also besonders belasteten Regionen am Knochen. Unsere eigenen Daten konnten zeigen, dass die Distanz zwischen 2 Implantaten eine geringere Rolle spielt als die kortikale Dicke [8]. Hou et al. berichten über eine Serie von 13 Patienten in 6 Jahren [23]. In 4 Fällen war die Prothese auf einer Seite gelockert und musste gewechselt werden. Dies gelang ohne einen Konflikt mit der distalen Prothese. Alle anderen Fälle wurden mit Plattenosteosynthesen behandelt. Die spezifische Frakturlokalisation wurde nicht näher angegeben [23]. Die Platten überlappen die Prothese jeweils 2-mal um die Länge des Diaphysendurchmessers [23].

Die implantatfreie Zone ist für die Frakturheilung von Bedeutung: Eine sehr kurze Strecke und eine zusätzliche Schädigung des Knochens durch Zement haben einen negativen Einfluss auf die Frakturheilung.

Soenen et al. haben aufgrund ihrer Erfahrungen mit 14 Patienten einer Multicenterstudie angeregt, die Vancouver-Klassifikation um besonders schwere und hoch komplizierte Fälle zu erweitern und diese als Vancouver-Typ-D zu klassifizieren [17]. Sechs Fälle, die als Vancouver-Typ-D klassifiziert wurden, wiesen Heilungsstörungen auf und mussten mit Allograft bis zum totalen Femurersatz revidiert werden [17]. Platzer et al. haben eine Serie von 23 Patienten in 16 Jahren publiziert, bei denen meist eine Plattenosteosynthese ver-

wendet wurde [24]. Bei 4 Patienten mit gelockelter Prothese wurde die Prothese gewechselt. In 3 Fällen, die osteosynthetisch versorgt wurden, entwickelte sich eine Pseudarthrose [24]. Sah et al. haben in einer Serie mit 22 Patienten in 4 Jahren über sehr erfolgreiche Versorgung mit Plattenosteosynthesen berichtet. Die meisten Frakturen fanden sich supracondylär und es wurden zusätzliche spongiöse Knochenchips eingebracht [25]. Zusammengefasst zeigen unsere biomechanischen Daten und die in der Literatur beschriebenen Arbeiten unterschiedlichste Einflüsse von Implantaten auf den Knochen. Eine Prothese allein erhöht bereits das Risiko, eine Fraktur zu erleiden. Mit einem gleichzeitigen retrograden Nagel erhöht sich das Risiko für eine Fraktur nochmals erheblich. Daher ist bei Vorliegen einer distalen Fraktur bei gleichzeitiger Prothese eine extramedulläre Stabilisierung anzuraten. Bei 2 fest im Knochen verankerten zementierten Prothesen ist das Risiko für eine interprothetische Fraktur geringer [4]. Nicht der Abstand zwischen den Prothesen, nicht die Knochendichte, sondern die verminderte kortikale Dicke ist der Hauptrisikofaktor für eine interprothetische Fraktur. Diese Überlegungen sollten in die Planung distaler Femurfrakturversorgungen bei gleichzeitiger ipsilateraler Hüftprothese einbezogen werden. Bei interprothetischer Fraktur und festem Prothesensitz bleibt die Plattenosteosynthese das Mittel der Wahl.

Implantatbiomechanik bei periprothetischer Frakturversorgung

Die operative Versorgungsstrategie der periprothetischen Femurfraktur wird vor allem durch die Knochenqualität, die Stabilität der Schaftverankerung und das Frakturmuster bestimmt. Bei stabiler Schaftverankerung kann eine osteosynthetische Versorgung gewählt werden, wohingegen bei gelockertem Prothesenschaft ein Schaftwechsel erfolgen sollte. Periprothetische Femurfrakturen mit weiterhin stabiler Schaftverankerung im Knochen sind häufig um die Prothesenspitze lokalisiert. An diesem Übergang besteht ein Abfall der Biegesteifigkeit, da der Knochen nicht mehr durch den Prothesenschaft geschient ist. Einfache Frakturen mit geschlossenem Frakturspalt und medialer kortikaler Abstüt-

zung gestatten eine Lastübertragung über den medialen Kortex [26].

Bisher wenig beleuchtet, jedoch von wesentlicher Bedeutung für die Implantatbelastung ist die Verlaufsrichtung der Fraktur: In einer Simulation konnte gezeigt werden, dass bei Ausrichtung des Frakturverlaufs gegen die Platte (Winkel $< 90^\circ$), bei der die Platte funktionell als Abstützplatte bzw. Antigleitplatte wirkt, eine wesentlich geringere Implantatbelastung besteht als bei Ausrichtung von der Platte weg (Winkel $> 90^\circ$), bei der das proximale Fragment wesentlich durch die Schrauben in der Platte gehalten wird und sich unter Belastung nicht an die Platte abstützen kann [26]. Die Mehrzahl der Frakturen, alle mehrfragmentären Frakturen eingeschlossen, sind jedoch letzterem Typ zuzuordnen. Bei Verwendung einer Plattenosteosynthese kann bei medialem kortikalem Kontakt durch Vorspannung des Implantats eine erhöhte Konstruktstabilität und eine verminderte Wechsellast im Implantat erreicht werden [27].

Die Implantatbelastung und die Relativbewegungen am Frakturspalt nehmen mit abnehmender Knochenqualität und bei weiter distal der Prothesenspitze gelegenen Frakturen zu [26, 28]. Bei Trümmerfrakturen mit offenem Frakturspalt und ohne mediale kortikale Abstützung bietet eine einzelne laterale positionierte Platte meist keine ausreichende Belastbarkeit, sodass eine steifere Platte oder eine anterolaterale Doppelplattenversorgung gewählt werden sollte, um ein vorzeitiges Implantatversagen zu vermeiden [27, 29, 30]. Anhand eines Finite-Elemente-Modells konnte gezeigt werden, dass sowohl die anterolaterale Doppelplattenversorgung als auch der Wechsel auf eine Langschaftprothese die Stressverteilung im Implantat ausbalanciert, die Konstruktsteifigkeit erhöht und die Relativbewegungen am Frakturspalt vermindert [31].

Aufgrund ihrer umlaufenden extraossären Verankerung ist die Anwendung von Cerclagen weitgehend von der lokalen Knochenqualität unabhängig [32]. Ausgenommen hiervon sind Areale mit dünner Kortikalis wie beispielsweise am großen Trochanter, an denen bei erhöhter Cerclagenanspannung während der Applikation ein Einschneiden beobachtet werden kann [33]. Die Kraftübertragung von Cerclagen erfolgt zentripetal

zu ihrer Schlinge, sodass radial versprengte Fragmente fixiert werden können. Cerclagen eignen sich daher besonders sowohl zur zentripetalen Fraktur-reposition als auch zur Fixation eines Knochenfragments, sofern ein intramedullärer Kraftträger vorhanden ist oder nach Reposition eingebracht werden soll [34].

Intraoperative Schaftfrakturen, die bei der Markraumpräparation oder beim Einbringen eines unzementierten Prothesenschafts entstanden sind und häufig als Längsfissuren vorliegen, stellen eine Domäne der Cerclagenanwendung dar. Auch nach Versorgung einer intraoperativen Femurschaftfraktur durch Cerclagen besteht bei unzementierten Prothesenschafts eine verminderte Primärstabilität, sodass postoperativ eine Teilbelastung erfolgen sollte [35]. Für die Stabilität der Cerclagenfixation sind eine stufenlose Fraktur-reposition mit guter Verzahnung der Frakturfragmente sowie eine intramedulläre Schienung der Fraktur durch den Prothesenschaft von wesentlicher Bedeutung. Als Faustregel gilt, dass der Prothesenschaft die Fraktur um mindestens 2 Femurschaftdurchmesser überbrücken [35] und bei metaphysären Frakturen ein diaphysär verankerter Schaft gewählt werden sollte. Nach Armierung des fissurierten Femurschafts durch Cerclagen ist grundsätzlich auch das Einbringen eines zementierten Prothesenschafts möglich [35]. Dieser bietet zusätzliche Stabilität durch Anwendung des inneren Verbundprinzips. Hierbei ist kompromisslos auf eine wasserdichte Fraktur-reposition zu achten, um ein Aus-treten von Zement in den Frakturspalt mit konsekutiv ausbleibender Fraktur-heilung zu verhindern [35]. Da lange Röhrenknochen keine kreisrunde Oberfläche aufweisen wie ein Hohlzylinder, kommt es an der Knochenoberfläche unter der Cerclage zu einer ungleichen Druckverteilung mit hohen Druckwerten an den Umlenkpunkten der Cerclage [36]. Vergleichbar der Point-Contact-Fixation moderner Plattensysteme, spannt sich die Cerclage von Knochenvorsprung zu Knochenvorsprung mit dazwischenliegenden überspannten, unbelasteten Arealen [36] (Abb. 1). Die Kontaktfläche einer angezogenen 1,5 mm Draht- oder 1,7 mm Seilcerclage bewegt sich bezogen auf den Querschnitt der Cerclage zwischen 0,3–0,36 mm [32]. Bei einer stufenlos reponierten Schaftfraktur ist es un-

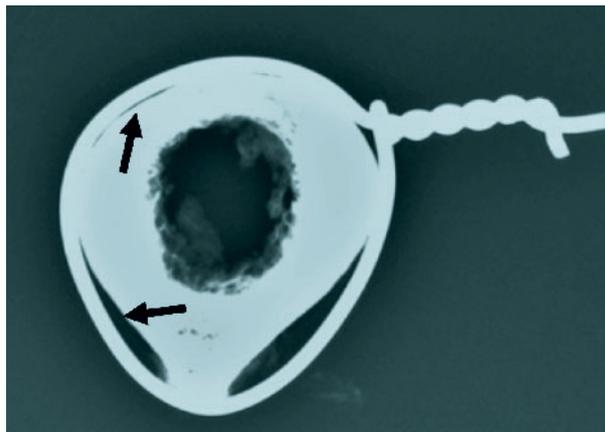


Abbildung 2 Cerclagen werden an den Knochenvorsprüngen abgelenkt und liegen an diesen dem Knochen auf. Die dazwischenliegenden Areale werden von den Cerclagen überspannt, ohne die Knochenoberfläche zu berühren.

wahrscheinlich, dass es durch Anziehen der Cerclage zu einer Fraktur oder einem Einschneiden der Cerclage in den Knochen kommt, da die Kortikalis statischem konzentrischem Druck widersteht [36]. Unter Belastung konnten unter der Cerclage keine Mikrofrakturen am kortikalen Knochen nachgewiesen werden [36].

Die Furchenbildung, das Einschneiden der Cerclage in die Knochenoberfläche, auch biologische Lockerung der Cerclage genannt [34], wird durch die Mikrobewegungen einer bereits gelockerten Cerclage induziert und ist nicht durch die mangelnde Widerstandsfähigkeit des knöchernen Kortex gegenüber dem Druck der Cerclage oder durch etwaige periostale Durchblutungsstörungen hervorgerufen [34, 36, 37]. Bei fest sitzenden Cerclagen wurde anstelle der erwarteten Knochenresorption ein knöchernes Einwachsen der Cerclage beobachtet [36–38].

Der mechanische Schwachpunkt der Cerclage ist ihr Verschluss, bei Drahtcerclagen der Zwirbel. An dieser Stelle kommt es meist zum Verlust der Vorspannung. Wähnert et al. haben herausgearbeitet, dass die Vorspannung bei Drahtcerclagen neben dem Cerclagendurchmesser im Wesentlichen durch folgende Punkte bei Anlage des Zwirbels bestimmt wird [39]: Durch Anlage eines symmetrischen Zwirbels unter konstantem Zug mit der Zange, durch plastische Deformation des Drahts gegen Ende der Verzwirbelung, durch Abschneiden der Drahtenden außerhalb des Zwirbels und durch Vorwärtsbiegen des Drahts am Ende der Verzwirbelung. Rückwärtsbiegen des Drahts am Ende der Verzwirbelung sollte strikt vermieden werden, da hierdurch ca. 90 % der erreichten Vor-

spannung wieder verloren gehen [39]. Sobald die plastische Deformation des Drahts erreicht ist, sollte die weitere Verzwirbelung unterbleiben, bevor der Draht im Zwirbel abbricht [39].

Mit einer 3-Punkt-Quetschverbindung verschlossene Seilcerclagen erreichen eine höhere maximale Vorspannung als Drahtcerclagen gleichen Durchmessers mit Zwirbelverschluss. Jedoch erreicht die doppelte Umschlingung des Knochens mit einer Drahtcerclage der einfachen Umschlingung mit einer Seilcerclage des gleichen Durchmessers vergleichbare Vorspannungswerte. Gemäß dem Flaschenzugprinzip ist der Zwirbel bei der doppelten Umschlingung einer geringeren Zugbelastung ausgesetzt und es wird eine längere Strecke benötigt, um eine Lockerung der Cerclage herbeizuführen als bei der einfachen Umschlingung [40]. Lässt sich wie oben beschrieben eine stufenlose Reposition der Schaftfraktur erzielen, kann der Knochenschaft vor Anlegen einer Platte mit Cerclagen armiert und die Fraktur in sich durch radiäre Kompression stabilisiert werden. Eine Befestigung der Platte am Schaftknochen nur durch Cerclagen, wie durch Ogden vorgeschlagen, hat sich bei einer Komplikationsrate von 30 % in der Klinik nicht bewährt [41]. Eine vergleichbare Komplikationsrate (24 %) weisen kortikale Knochen-transplantate auf, die ähnlich einem Doppelplattenkonstrukt lateral und anterior am langen Röhrenkochen platziert und ausschließlich mittels Cerclagen gesichert werden [42]. Unter Einwirkung einer axialen oder torsionalen Last kommt es bei vorgenannten Konstrukten zu einem Hindurchgleiten des Knochens unter der Cerclage [32], sofern

dies nicht durch die Verzahnung der Frakturfragmente in sich selbst verhindert wird. Durch Hinzufügen winkelstabiler Schrauben in das distale und proximale Hauptfragment kann bei Cerclage-Plattenkonstrukten eine Stabilisierung in axialer und torsionaler Richtung erreicht werden [32, 43]. Auf Höhe des Prothesenschafts können Schrauben monokortikal oder bikortikal innerhalb des schmalen Korridors seitlich des Prothesenschafts platziert werden. Eine tangentielle intrakortikale Schraubenlage, die eine verminderte Schraubenverankerung im Knochen zur Folge hat, sollte bei bikortikaler Schraubenplatzierung vermieden werden [43, 44].

Bei nicht winkelstabilen Platten kann der Insertionswinkel der Schraube innerhalb des Plattenlochs variiert werden und so eine bikortikale Schraubenlage seitlich des Prothesenschafts erzielt werden. Jedoch beruht das Verankerungsprinzip der nicht winkelstabilen Platte auf einer festen Koppelung der Platte an den Knochen durch Reibung und ist daher weniger für die Anwendung am osteoporotischen Knochen geeignet [45, 46]. Der Einsatz von Plattensystemen mit multiaxialen winkelstabilen Schrauben ist eine Lösungsmöglichkeit dieses Problems [30, 47]. Die Verwendung einer breiteren Platte mit exzentrisch angeordneten Schraubenlöchern [30] oder das Hinzufügen eines verriegelbaren Plattenaufsatzes, der den Schraubeneintrittspunkt weit nach lateral verschiebt und so eine den Prothesenschaft umgreifende bikortikale Schraubenplatzierung ermöglicht, sind weitere effektive Methoden zur Steigerung der Verankerungsstabilität [43, 48]. Es konnte gezeigt werden, dass die umgreifende bikortikale Schraubenanordnung des verriegelbaren Plattenaufsatzes gegenüber der Verwendung von Cerclagen plus monokortikaler Schrauben speziell bei Frakturen mit fehlender kortikaler Abstützung eine erhöhte Verankerungsstabilität der Platte aufweist [48].

Monokortikale und bikortikale winkelstabile Schrauben weisen gegenüber axialer Kompressionskraft, die rechtwinkelig zur Schraubenschaftachse gerichtet ist, eine vergleichbare Verankerungsstabilität auf, da in beiden Fällen der größte Lastanteil an der plattennahen Kortikalis abgetragen wird [32]. Bei einem Versagenstest unter diesem Lastfall kam es zu einer ovalen Aushöh-

lung des plattennahen Schraubenlochs und einer Fissur im plattennahen Kortex. Da die Fissur unterhalb der Osteosyntheseplatte lokalisiert ist, entzieht sie sich meist der konventionellen Röntgenbilddiagnostik. Die ovale Aushöhlung des Schraubenlochs ist gelegentlich bei genauer Bildanalyse auf konventionellen Bildern erkennbar [32]. Die sichere Neutralisation von Torsionskräften hingegen erfordert eine bikortikale winkelstabile Schraubenverankerung im distalen und im proximalen Hauptfragment [32].

Bis zum heutigen Zeitpunkt wird es kontrovers diskutiert, ob Schrauben im Zementmantel von zementierten Prothesen verankert werden können, ohne dessen Integrität zu beschädigen und damit eine Prothesenlockerung herbeizuführen [49]. Das Potenzial dieser Technik ist bis zum heutigen Zeitpunkt noch nicht abschließend erforscht, jedoch zeigen erste Versuche, dass die Verankerung von Schrauben im Zementmantel der Prothese speziell im osteoporotischen Knochen einen erhöhten Schraubenhalt bietet [49].

Entsprechend dem aktuellen Stand ist – wie bereits oben beschrieben – der Schaftwechsel bei periprothetischen Schaftfrakturen mit gelockertem Schaft (Vancouver Typ B2) die beste Therapieoption. Bei schlechter Knochenqualität (Vancouver Typ B3) können jedoch Megaprothesen erforderlich sein, deren Implantation häufig an die Grenzen der körperlichen Belastbarkeit älterer Patienten geht. Unter diesem Aspekt mag die weitere Erforschung der Schraubenverankerung im Prothesenschaft eine interessante Alternative darstellen [50]. Obwohl bisher nicht etabliert, zeigen erste Versuche vielversprechende Resultate dieses Verfahrens, das unabhängig von der lokalen Knochenqualität ist und im Gegensatz zur Megaprothese eine minimalinvasive Chirurgie erlaubt [50]. Das Bohren vom metallischen Prothesenschaft erfordert spezielle Bohrer und eine Absaugvorrichtung, um die Bohrspäne zu entfernen, die in situ eine Prothesenlockerung induzieren würden. Schraubenverankerungsmöglichkeiten könnten in zukünftigen Schaftdesigns berücksichtigt werden, um eine Aufbohrung des Schafts in situ zu umgehen. Jedoch besteht bei Koppelung der Osteosynthese an die Prothese ein anderer Lastfall im Prothesenschaft, der zu ei-

nem ähnlichen Versagensmuster wie bei den Interpositionsprothesen beobachtet [18], führen könnte.

Osteosynthesen des großen Trochanters (Vancouver Typ A_C) zeigen traditionell eine hohe Versagensrate [33]. Derzeit angewendete Fixationsverfahren beinhalten Cerclagen, Zuggurtungen und Platten, jedoch bieten diese häufig nur eine unidirektionale Stabilität in laterosuperiorer Richtung. Die meisten biomechanischen Studien zu diesem Frakturtypus unterstützen das oben beschriebene Fehlverständnis, da sie ebenfalls nur eine Lastrichtung berücksichtigen. Die Glutealmuskulatur übt jedoch multidirektionale Zugkräfte auf den großen Trochanter aus, speziell bei Aktivitäten aus der Beugstellung der Hüfte heraus, wie Treppensteigen und Aufstehen vom Stuhl [51]. Neuere klinische und biomechanische Untersuchungen konnten zeigen, dass eine Doppelplatte, an der anterioren und lateralen Facette des Trochanters platziert, eine verbesserte Frakturstabilisierung sowie eine geringere klinische Versagensrate aufweist [52, 53].

Schlussfolgerung

Intramedulläre Implantate erhöhen das Frakturrisiko. Das Vorhandensein eines retrograden Nagels in Kombination mit einer Hüftendoprothese verdoppelt das Frakturrisiko gegenüber einem uninstrumentierten Femur, wohingegen das Vorhandensein von 2 fest sitzenden zementierten Prothesenschafts das Frakturrisiko nur gering beeinflusst. Für die Osteosynthese distaler periprothetischer Femurfrakturen eignen sich besonders extramedulläre Implantate. Bei interprothetischen Frakturen hat die kortikale Dicke einen höheren Einfluss auf die Stabilität als der Abstand zwischen beiden Prothesenschafts. Verschiedene Verfahren kommen bei der periprothetischen Frakturversorgung zur Anwendung: Cerclagen eignen sich besonders zur Armierung von frakturierten Femurschafts sowie zur Reposition und Fixation von Schaftfrakturen um ein intramedulläres Implantat. Sie können nur radiale Kräfte aufnehmen und sind anfällig gegenüber axialer Last und Torsionsmomenten. Aufgrund der Oberflächengeometrie des Femurschafts lie-

gen Cerclagen nur an ihren Umlenkpunkten auf und kompromittieren daher nicht die periostale Blutversorgung. Die bikortikale winkelstabile Schraubenplatzierung ist auf Höhe des Prothesenschafts in einem schmalen Korridor möglich.

Bei Lateralisation des Schraubeneintrittspunkts über Ausleger an der Platte

oder über breitere Platten können die Schrauben bikortikal in einer den Prothesenschaft umgreifenden Konfiguration eingebracht werden und bieten so eine gegenüber allen Lastfällen stabile Osteosynthese. Die Doppelplattenosteosynthese ist eine weitere Technik zur Erhöhung der Stabilität. **OU^P**

Interessenkonflikt: Keine angegeben

Korrespondenzadresse

PD Dr. med. habil. Mark Lenz
Klinik für Unfall-, Hand und Wiederherstellungschirurgie,
Universitätsklinikum Jena
Am Klinikum 1
07747 Jena
mark.lenz@med.uni-jena.de

Literatur

- Lindahl H, Malchau H, Herberts P, Garellick G: Periprosthetic femoral fractures classification and demographics of 1049 periprosthetic femoral fractures from the Swedish National Hip Arthroplasty Register. *J Arthroplasty*. 2005; 20: 857–865
- Lenz M, Lehmann W, Wähnert D: Periprosthetic fracture fixation in osteoporotic bone. *Injury*. 2016; 47 Suppl 2: S44–50
- Lindahl H, Malchau H, Oden A, Garellick G: Risk factors for failure after treatment of a periprosthetic fracture of the femur. *J Bone Joint Surg Br*. 2006; 88: 26–30
- Lehmann W, Rupperecht M, Nuechtern J et al.: What is the risk of stress risers for interprosthetic fractures of the femur? A biomechanical analysis. *Int Orthop*. 2012; 36: 2441–2446
- Moloney GB, Westrick ER, Siska PA, Tarkin IS: Treatment of periprosthetic femur fractures around a well-fixed hip arthroplasty implant: span the whole bone. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2014; 134: 9–14
- Lehmann W, Rupperecht M, Hellmers N et al.: Biomechanical evaluation of peri- and interprosthetic fractures of the femur. *J Trauma*. 2010; 68: 1459–1463
- Rupperecht M, Sellenschloh K, Grossterlinden L et al: Biomechanical evaluation for mechanisms of periprosthetic femoral fractures. *J Trauma*. 2011; 70: E62–66
- Weiser L, Korecki MA, Sellenschloh K et al.: The role of inter-prosthetic distance, cortical thickness and bone mineral density in the development of inter-prosthetic fractures of the femur: a biomechanical cadaver study. *Bone Joint J*. 2014; 96-B (10):1378–1384
- Harris B, Owen JR, Wayne JS, Jiranek WA: Does femoral component loosening predispose to femoral fracture?: an in vitro comparison of cemented hips. *Clin Orthop Relat Res*. 2010; 468: 497–503
- Pavlou G, Panteliadis P, Macdonald D et al.: A review of 202 periprosthetic fractures-stem revision and allograft improves outcome for type B fractures. *Hip Int*. 2011; 21: 21–29
- Rayan F, Konan S, Haddad FS: Uncemented revision hip arthroplasty in B2 and B3 periprosthetic femoral fractures – A prospective analysis. *Hip Int*. 2010; 20: 38–42
- Xue H, Tu Y, Cai M, Yang A: Locking compression plate and cerclage band for type B1 periprosthetic femoral fractures preliminary results at average 30-month follow-up. *J Arthroplasty*. 2011; 26: 467–471 e461
- Dennis MG, Simon JA, Kummer FJ, Koval KJ, DiCesare PE: Fixation of periprosthetic femoral shaft fractures occurring at the tip of the stem: a biomechanical study of 5 techniques. *J Arthroplasty*. 2000; 15: 523–528
- Fulkerson E, Koval K, Preston CF, Iesaka K, Kummer FJ, Egol KA: Fixation of periprosthetic femoral shaft fractures associated with cemented femoral stems: a biomechanical comparison of locked plating and conventional cable plates. *J Orthop Trauma*. 2006; 20: 89–93
- McLean AL, Patton JT, Moran M: Femoral replacement for salvage of periprosthetic fracture around a total hip replacement. *Injury*. 2012; 43: 1166–1169
- Rupperecht M, Grossterlinden L, Barvenic F et al.: Periprosthetic fractures. Long-term results after plate osteosynthesis stabilization. *Unfallchirurg*. 2008; 111: 812–820
- Soenen M, Migaud H, Bonnomet F, Girard J, Mathevon H, Ehlinger M: Interprosthetic femoral fractures: analysis of 14 cases. Proposal for an additional grade in the Vancouver and SoFCOT classifications. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2011; 97: 693–698
- Weiser L, Korecki MA, Sellenschloh K et al.: Interposition sleeve as treatment option for interprosthetic fractures of the femur: a biomechanical in vitro assessment. *Int Orthop*. 2015; 39: 1743–1747
- Mamczak CN, Gardner MJ, Bolhofner B, Borrelli J, Jr., Streubel PN, Ricci WM: Interprosthetic femoral fractures. *J Orthop Trauma*. 2010; 24: 740–744
- Michla Y, Spalding L, Holland JP, Deehan DJ: The complex problem of the interprosthetic femoral fracture in the elderly patient. *Acta Orthop Belg*. 2010; 76: 636–643
- Auston DA, Werner FW, Simpson RB: Orthogonal femoral plating: a biomechanical study with implications for interprosthetic fractures. *Bone Joint Res*. 2015; 4: 23–28
- Walcher MG, Giesinger K, du Sart R, Day RE, Kuster MS: Plate Positioning in Periprosthetic or Interprosthetic Femur Fractures With Stable Implants – A Biomechanical Study. *J Arthroplasty*. 2016. doi:10.1016/j.arth.2016.05.060
- Hou Z, Moore B, Bowen TR et al.: Treatment of interprosthetic fractures of the femur. *J Trauma*. 2011; 71: 1715–1719
- Platzer P, Schuster R, Luxl M et al.: Management and outcome of interprosthetic femoral fractures. *Injury*. 2011; 42: 1219–1225
- Sah AP, Marshall A, Virkus WV, Estok DM, 2nd, Della Valle CJ: Interprosthetic fractures of the femur: treatment with a single-locked plate. *J Arthroplasty*. 2010; 25: 280–286
- Leonidou A, Moazen M, Lepetsos P, Graham SM, Macheras GA, Tsiroidis E: The biomechanical effect of bone quality and fracture topography on locking plate fixation in periprosthetic femoral fractures. *Injury*. 2015; 46: 213–217
- Lenz M, Stoffel K, Gueorguiev B, Klos K, Kielstein H, Hofmann GO: Enhancing fixation strength in periprosthetic femur fractures by orthogonal plating-A biomechanical study. *J Orthop Res*. 2016; 34: 591–596
- Bryant GK, Morshed S, Agel J ET AL.: Isolated locked compression plating for Vancouver Type B1 periprosthetic femoral fractures. *Injury*. 2009; 40: 1180–1186
- Wähnert D, Grüneweller N, Gehweiler D, Brunn B, Raschke MJ, Stange R: Double plating in Vancouver type B1 periprosthetic proximal femur fractures: A biomechanical study. *J Orthop Res*. 2016. doi: 10.1002/jor.23259
- Wähnert D, Schröder R, Schulze M, Westerhoff P, Raschke M, Stange R: Biomechanical comparison of two angular stable plate constructions for periprosthetic femur fracture fixation. *Int Orthop*. 2014; 38: 47–53

31. Moazen M, Mak JH, Etchells LW et al.: Periprosthetic femoral fracture –a biomechanical comparison between Vancouver type B1 and B2 fixation methods. *J Arthroplasty*. 2014; 29: 495–500
32. Lenz M, Perren SM, Gueorguiev B, Höntzsch D, Windolf M. Mechanical behavior of fixation components for periprosthetic fracture surgery. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2013; 28: 988–993
33. Barrack RL, Butler RA: Current status of trochanteric reattachment in complex total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2005; 441: 237–242
34. Perren SM, Fernandez Dell'Oca A, Lenz M, Windolf M: Cerclage, evolution and potential of a Cinderella technology. An overview with reference to periprosthetic fractures. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2011; 78: 190–199
35. Lenz M, Gras F, Marintschev I, Hofmann GO: Intraoperative fractures during hip and knee replacement. *Trauma und Berufskrankheit*. 2013; 15: 17–24
36. Lenz M, Perren SM, Gueorguiev B et al.: Underneath the cerclage: an ex vivo study on the cerclage-bone interface mechanics. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2012; 132: 1467–1472
37. Leemann R: Indications for the technic of cerclage in leg fractures. *Helv Chir Acta*. 1954; 21: 480–492
38. Franke D, Glatz R, Hennig K, Georgi P, Krempin B: Theoretical basis and animal experiments to demonstrate a new method of bone-wiring (cerclage) using a diffraction-free-wire-fixation (author's transl). *Unfallheilkunde*. 1981; 84: 338–344
39. Wähnert D, Lenz M, Schlegel U, Perren S, Windolf M: Cerclage handling for improved fracture treatment. A biomechanical study on the twisting procedure. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2011; 78: 208–214
40. Lenz M, Perren SM, Richards RG et al.: Biomechanical performance of different cable and wire cerclage configurations. *Int Orthop*. 2013; 37: 125–130
41. Zenni EJ, Jr., Pomeroy DL, Caudle RJ: Ogden plate and other fixations for fractures complicating femoral endoprostheses. *Clin Orthop Relat Res*. 1988; 231: 83–90
42. Virolainen P, Mokka J, Seppanen M, Makela K: Up to 10 years follow up of the use of 71 cortical allografts (strut-grafts) for the treatment of periprosthetic fractures. *Scand J Surg*. 2010; 99: 240–243
43. Lenz M, Perren SM, Gueorguiev B et al.: A biomechanical study on proximal plate fixation techniques in periprosthetic femur fractures. *Injury*. 2014; 45 Suppl 1: S71–75
44. Gautier E, Sommer C: Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury*. 2003; 34 Suppl 2: B63–76
45. Perren SM: Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg Br*. 2002; 84: 1093–1110
46. Seebeck J, Goldhahn J, Stadel H, Messmer P, Morlock MM, Schneider E: Effect of cortical thickness and cancellous bone density on the holding strength of internal fixator screws. *J Orthop Res*. 2004; 22: 1237–1242
47. Lenz M, Wahl D, Gueorguiev B, Jupiter JB, Perren SM: Concept of variable angle locking-evolution and mechanical evaluation of a recent technology. *J Orthop Res*. 2015; 47: 988–992
48. Lenz M, Windolf M, Mückley T et al.: The locking attachment plate for proximal fixation of periprosthetic femur fractures--a biomechanical comparison of two techniques. *Int Orthop*. 2012; 36: 1915–1921
49. Giesinger K, Ebnetter L, Day RE, Stoffel KK, Yates PJ, Kuster MS: Can plate osteosynthesis of periprosthetic femoral fractures cause cement mantle failure around a stable hip stem? A biomechanical analysis. *J Arthroplasty*. 2014; 29: 1308–1312
50. Brand S, Klotz J, Hassel T et al.: Intraoperative screw fixation increases primary fixation stability in periprosthetic fractures of the femur – a biomechanical study. *Med Eng Phys*. 2014; 36: 239–243
51. Bergmann J, Deuretzbacher G, Heller M et al.: Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech*. 2001; 34: 859–871
52. Cloutier LP, Laflamme GY, Menard J, Petit Y: Anterior locking plate reduces trochanteric fracture migrations during hip extension. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2014; 29: 930–935
53. Laflamme GY, Leduc S, Petit Y: Reattachment of complex femoral greater trochanteric nonunions with dual locking plates. *J Arthroplasty*. 2012; 27: 638–642

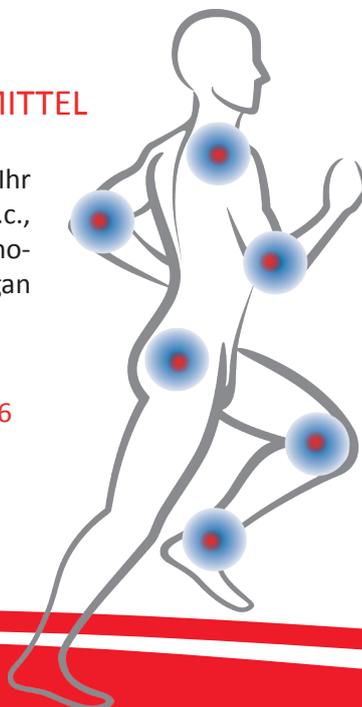
Sportmedizin

IHR HOMÖOPATHISCHES ARZNEIMITTEL

Mit den Injectabilia der vitOrgan wird Ihr **IGel-Angebot** richtig erfolgreich, ob i.c., s.c., oder i.m. Injektionen: Für die Orthopädie und Sportmedizin, die fünf vitOrgan Präparate der „**KÖLNER LISTE**“:

- NeyAthos® Nr. 43 • NeyChon® Nr. 68
- Sanochond® Nr. 92 • NeyTroph® Nr. 96
- NeyDop® Nr. 97

Nahrungsergänzung:
• Chondron



vitOrgan - unsere Zellkraft®

Herz heilt Herz, Niere heilt Niere...

Das Therapiekonzept der **Biomolekularen vitOrgan-Therapie (BvT)** besteht darin, kranken Organen mit Bestandteilen der entsprechenden gesunden Organe zu helfen. Erst gesundet das betroffene Organ, dann der gesamte Organismus und damit schließlich der ganze Mensch.

vitOrgan Arzneimittelgruppe
Brunniesenstraße 21
73760 Ostfildern/Stuttgart
Telefon (0711) 4 48 12-0
Telefax (0711) 4 48 12-41
info@vitOrgan.de

