

Fraktographische Untersuchungen an gebrochenen Hüftgelenkprothesen aus CrNiMo-Stahl

MOESER, M.

Hermisdorfer Technische Mitteilungen 23 (1983) S. 1962/63

Zusammenfassung

Brüche von Hüftgelenkprothesen aus CrNiMo-Stahl haben ihre Ursache im Wesentlichen darin, dass der hierfür eingesetzte Legierungstyp (AISI 316 bzw. V4A) im Körpermilieu anfällig gegenüber der sogenannten Schwingungsrissskorrosion ist. Dies ergibt sich sowohl aus Bruchflächenuntersuchungen als auch aus Simulationstests.

Die Bruchfläche eines Bauteiles enthält wesentliche Informationen über Mechanismus und Ablauf der Schädigung. Das Lichtmikroskop ist jedoch wegen seiner geringen Schärfentiefe zur Untersuchung bzw. Abbildung von Bruchflächen (Fraktographie) allenfalls bis zur 50-fachen Vergrößerung geeignet. Das seit Mitte der sechziger Jahre zur Verfügung stehende Rasterelektronenmikroskop erlaubt hingegen mit seiner Kombination von hoher Schärfentiefe und gutem Auflösungsvermögen (10 nm) Bruchflächen auch bei hohen Vergrößerungen (bis 10 000-fach) direkt abzubilden.

In Fortsetzung einer Arbeit, deren Ziel es war, die Bruchursachen von Knochenplatten aufzuklären [1], wurden zwei gebrochene Hüftgelenkprothesen eingehender fraktographisch untersucht. Gefertigt waren die Prothesen aus dem Stahl X2CrNiMo18-12. Dieser Bezeichnung kann Folgendes entnommen werden: Es handelt sich um einen hochlegierten Stahl (gekennzeichnet durch das X) mit 0,02% Kohlenstoff (die 2 geteilt durch 100), der ca. 18% Chrom, 12% Nickel und etwas Molybdän (2-2,5%) enthält. Damit gehört der Stahl zur sogenannten V4A- bzw. AISI 316-Serie (siehe auch [2, 3]). Die Bruchstelle lag bei dem einen Implantat (A) am ungefähren Ende des oberen Schaftdrittels (Abb. 1), beim anderen Implantat (B) am Beginn des unteren Schaftdrittels. Aus Abb. 1 und 2 wird ersichtlich, dass beim Implantat A (wie auch beim Implantat B) der Hauptriss vom Schafttrücken ausgegangen ist. Leicht versetzt ist dem Hauptriss ein später gestarteter und deshalb kürzerer Riss von der Innenseite her entgegen gelaufen.



Abb. 1 Teilaufnahme von Prothese A

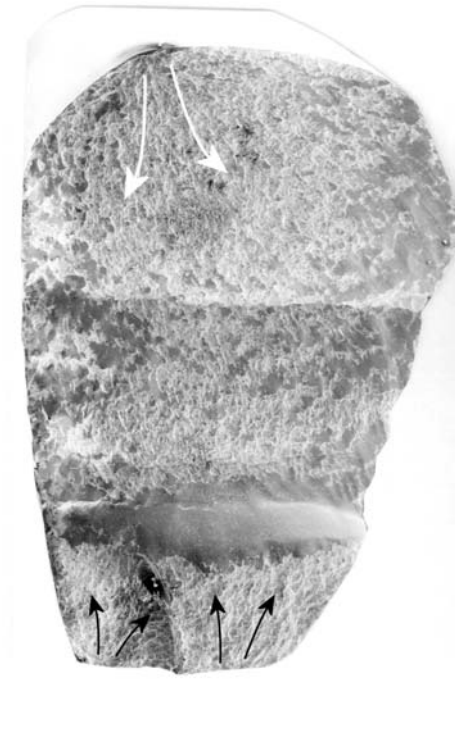


Abb. 2 Übersichtsaufnahme der Bruchfläche von Prothese A; die Pfeile geben die Rissfortschrittsrichtung an.

Zwischen beiden Rissen findet sich jeweils nur eine schmale Abrisskante, die jedoch durch Aktivität des Patienten nach dem Bruch verrieben wurde. Bei höheren Vergrößerungen der Bruchflächen ergibt sich der Eindruck, als seien die Körner in zueinander parallele Bruchbahnen aufgespalten (Abb. 3 und 4).

Diese Bruchstruktur ist unter den gegebenen Umständen typisch für die sogenannte Schwingungsrisskorrosion, womit gemeint ist, dass Entstehung und Ausbreitung eines Ermüdungsrisses durch Anwesenheit eines korrosiven Mediums – und das ist die Körperflüssigkeit durch ihren Chloridgehalt (0,9%) – stark begünstigt werden. Niedrige Belastungsfrequenzen, wie sie beim Gang des Menschen auftreten (1 Hz), bieten dem Medium relativ lange Einwirkungszeiten auf die Riss-Spitze.

Der spaltbruchartige Charakter der Bruchflächenstruktur hat seine Ursache darin, dass sich unter dem Einfluß der Korrosion die Risse bevorzugt entlang der Gleitebenen des Gitters ausbreiten, da diese in hohem Maße Störungen (Versetzungen) enthalten und sich somit leichter anlösen lassen.

Kurz vor dem endgültigen Bruch überwiegt als Folge der zunehmenden Spannungsintensität der Einfluss der mechanischen Komponente (Abb. 5): Die relativ breiten Bruchbahnen haben ihren spaltbruchartigen Charakter verloren und zeigen eine ausgeprägte Querstrukturierung, wobei die einzelnen Streifen („Schwingungsstreifen“) den Rissfortschritt pro Lastwechsel und damit die letzten Schritte des Patienten markieren.



Abb. 3 Das Risseinlaufgebiet mit schon gut erkennbarem Spaltbruchcharakter

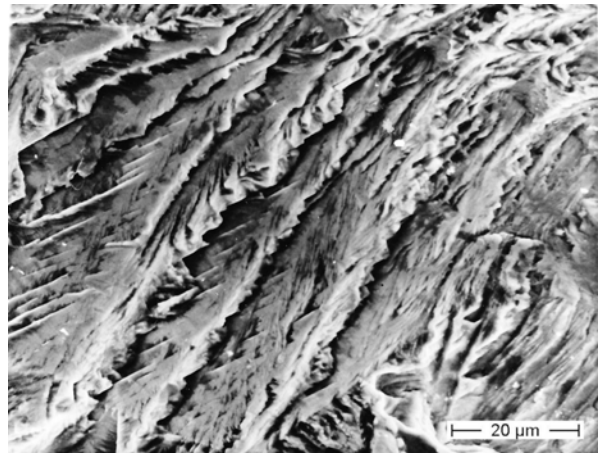


Abb. 4 Tiefer im Riss: schmale, in Rissausbreitungsrichtung verlaufende „Spalt“-Bruchbahnen.

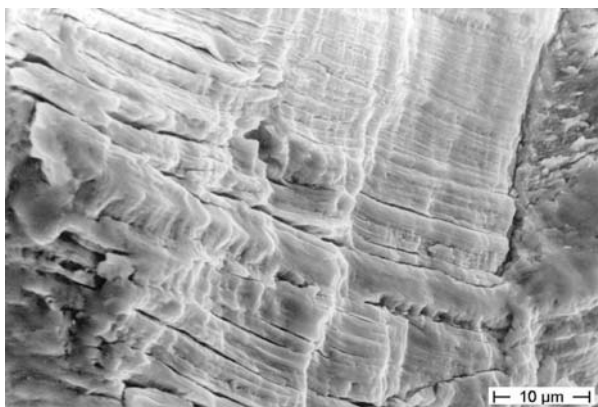


Abb. 5 Schwingungsstreifen markieren die letzten Schritte vor dem Bruch.

Die Frage ist nun, wie weit die Schwingfestigkeit des verwendeten Stahles im Körpermilieu herabgesetzt wird. Die Antwort ergibt sich aus einer Arbeit von SEMLITSCH und WILLERT [4], in der Prothesen aus CrNiMo-Stahl mit denen aus Protasul-2 (CoCrMo-Guss) und solchen mit Schäften aus Protasul-10 (CoNiCrMo-Schmiedelegerung) hinsichtlich ihrer Schwingfestigkeit bei Anwesenheit einer 0,9%igen NaCl-Lösung verglichen wurden, wobei die Abmessungen der Prothesen offensichtlich identisch waren. Die Prothesenschäfte wurden zur Hälfte eingebettet, um eine Lockerung zu simulieren, ohne die es im klinischen Einsatz nicht zum Bruch kommt. Gesucht wurde die Last, die die Prothesen zweimillionenmal ertragen, ohne zu brechen:

CrNiMo-Stahl (geschmiedet)	800 - 1000 N
CoCrMo-Guss (Protasul-2)	1800 - 2000 N
CoNiCrMo-Schmiedelegerung (Protasul-10)	2500 - 3000 N

Die Prothesen aus Stahl sind kaum halb so hoch belastbar wie die aus Protasul-2, das – wie alle Kobaltbasislegierungen – unter den vorliegenden Bedingungen gegenüber Schwingungsrissskorrosion immun ist. Bei „trockener“ Ermüdung ist der Stahl dem Protasul-2 annähernd gleichwertig (Schwingfestigkeit ca. 250 bzw. 280 MPa [2, 3]). Der Verlust an Schwingfestigkeit beträgt somit unter Körperbedingungen für den Stahl fast 50%. Eine merkliche Bruchrate der Stahlprothesen braucht dann nicht zu verwundern. Andererseits waren im Jahr 1978 noch keine der von 1972 ab implantierten 120 000 Prothesen mit Protasul-10-Schäften gebrochen [3]. Modernere Gusslegierungen auf Kobaltbasis wie Endocast [5, 6] und Prothecast [7] bieten Schwingfestigkeiten, die zwischen denen des Protasul-2 und Protasul-10 liegen, und dürften einen Prothesenbruch zumindest zur seltenen Ausnahme werden lassen.

Was den grundsätzlichen Einsatz von Stahl für Implantate aller Art betrifft, ist zu wünschen, dass dem vor mehr als 30 Jahren getanen Schritt vom V2A-Stahl (ohne Molybdän), der auch stark flächig angegriffen wurde, zum V4A-Stahl mit 2-2,5% Molybdän ein weiterer zu Stählen mit höheren Molybdängehalten folgt. Höhermolybdänhaltige Stähle wollte man früher nicht einsetzen, weil bei der Wärmebehandlung der spezifische Typ des Kristallgitters (kubisch-flächenzentriert) nicht mehr stabil blieb, d.h., es bildeten sich Ausscheidungen, die den Korrosionswiderstand herabsetzten (im Fall der Implantate ist das eigentlich bedeutungslos, weil man anschließend lösungsglühen kann). Seitdem jedoch diese Stähle zwecks Festigkeitserhöhung

teilweise mit Stickstoff legiert werden, sind Molybdängehalte von beispielsweise 4,5% unproblematisch, da Stickstoff die Bildung von Ausscheidungen weitgehend unterdrückt.

Dieser als X3CrNiMoN17-13-5 genormte Stahl besitzt eine ausgezeichnete Resistenz gegenüber Chloridionen und hat sich seit anderthalb Jahrzehnten in der chemischen Industrie und im Schiffsbau bewährt [8]. Eine Gefährdung durch Schwingungsrisskorrosion ist dann im menschlichen Körper nicht mehr zu erwarten.

Literatur

- [1] Hildebrand, G.; Möser, M.: Implantatbrüche – klinische und fraktographische Untersuchungen. Beitr. Orthopädie und Traumatologie **29** (1982) S. 541-554
- [2] Semlitsch, M.: Implantatmetalle für Platten, Schrauben und künstliche Gelenke in der Knochenchirurgie. Techn. Rundschau Sulzer **3** (1972) S. 245-255
- [3] Lorenz, M. et al.: Dauerschwingfestigkeit von Kobaltbasislegierungen höherer Korrosionsbeständigkeit für künstliche Hüftgelenke. Techn. Rundschau Sulzer **31** (1978) S. 31-40
- [4] Semlitsch, M.; Willert, H.-G.: Kobaltbasis-Legierungen im Guss- und Schmiedezustand als Implantatwerkstoffe. Medizin. Orthopäd. Techn. **96** (1976) S. 86-90
- [5] Hirschfeld, D.; Müller, M.: Eigenschaften und Einsatzmöglichkeiten eines verbesserten metallischen Implantatwerkstoffes auf Kobalt-Chrom-Basis: Endocast. Sonderdruck, Friedrich Krupp GmbH, Essen
- [6] Mittelmeier, H.: Die Alloplastik mit der Keramikprothese. In: Implantatchirurgie. Nova acta Leopoldina N. F. **50** (1979) 234, S. 97-115
- [7] Bürger, R.: Mechanische Eigenschaften und Prüfung metallischer Implantatwerkstoffe. Hermsdorfer Technische Mitteilungen **23** (1983) S. 1956-1958
- [8] Bäumel, A.; Horn, E. M.; Sieber, G.: Entwicklung, Verarbeitung und Einsatz des stickstofflegierten hochmolybdänhaltigen Stahles X3CrNiMoN17-13-5. Werkstoffe und Korrosion **23** (1972) S. 973-983

Anmerkung: Rechtschreibung und Stahlbezeichnungen wurden aktualisiert.