

Aspekte der Stabilität im Zusammenhang mit dem Problem der Prothesenlockerung

Autor(en): **Schneider, Robert**

Objektyp: **Article**

Zeitschrift: **Jahrbuch der Schweizerischen Naturforschenden Gesellschaft. Wissenschaftlicher und administrativer Teil = Annuaire de la Société Helvétique des Sciences Naturelles. Partie scientifique et administrative**

Band (Jahr): **160 (1980)**

PDF erstellt am: **18.09.2024**

Persistenter Link: <https://doi.org/10.5169/seals-90816>

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Inhalten der Zeitschriften. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern.

Die auf der Plattform e-periodica veröffentlichten Dokumente stehen für nicht-kommerzielle Zwecke in Lehre und Forschung sowie für die private Nutzung frei zur Verfügung. Einzelne Dateien oder Ausdrucke aus diesem Angebot können zusammen mit diesen Nutzungsbedingungen und den korrekten Herkunftsbezeichnungen weitergegeben werden.

Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. Die systematische Speicherung von Teilen des elektronischen Angebots auf anderen Servern bedarf ebenfalls des schriftlichen Einverständnisses der Rechteinhaber.

Haftungsausschluss

Alle Angaben erfolgen ohne Gewähr für Vollständigkeit oder Richtigkeit. Es wird keine Haftung übernommen für Schäden durch die Verwendung von Informationen aus diesem Online-Angebot oder durch das Fehlen von Informationen. Dies gilt auch für Inhalte Dritter, die über dieses Angebot zugänglich sind.

Aspekte der Stabilität im Zusammenhang mit dem Problem der Prothesenlockerung

Robert Schneider

Von unserer Erziehung her sind wir gewohnt, aseptisch von septisch, vital von nekrotisch und stabil von instabil zu unterscheiden. Wir dachten an Tag und Nacht und vergassen, dass es eine «Dämmerung», einen Übergang gibt.

Die Differenzierung zwischen einem bakterienfreien Status und einem Kontaminationsstatus, und zwischen diesem und einem klinisch bedeutungslosen Infektsstatus, ist oft nur Funktion der Güte der bakteriologischen Untersuchungstechnik und der klinischen Beobachtung «Dämmerung».

Es ist nicht entschieden, von welchem Zeitpunkt an ein devitalisierter toter Knochen wieder als vital angesprochen werden kann. Die Spanne geht von der ersten Wiederbewohnung der Volkmann'schen Kanäle durch Gefäße bis zum gänzlich vollzogenen Umbau durch neue Haver'sche Systeme, «Dämmerung» auch hier.

Bei der Knochenbruchheilung verstehen wir unter dem Begriff Stabilität denjenigen Grad mechanischer Ruhe, der den Kontaktzonen das direkte Durchwachsen von Osteonen durch den Frakturspalt erlaubt, sogenannte Kontaktheilung, und in engen Bruchspalten eine direkte Ossifikation ohne Bindegewebe ermöglicht, sogenannte Spaltheilung. Die Spaltheilung, also Knochenaufbau ohne Bindegewebe spielt bei der Stabilisierung einer Gelenkprothese mit oder ohne Zement eine bedeutende Rolle (Abb. 1). Zweck meines Vortrags ist aufzuzeigen, welche Aspekte der Begriff Stabilität eines Implantates beinhaltet. Es soll erklärt werden, warum die Stabilität einer Hüftprothese Funktion der Belastungsgrösse, und damit ein relativer Begriff, ist (Abb. 2).

Stabilität kann nur realisiert werden, wenn die Mechanismen, die zu Instabilität führen, bekannt sind. In der Literatur herrscht eine

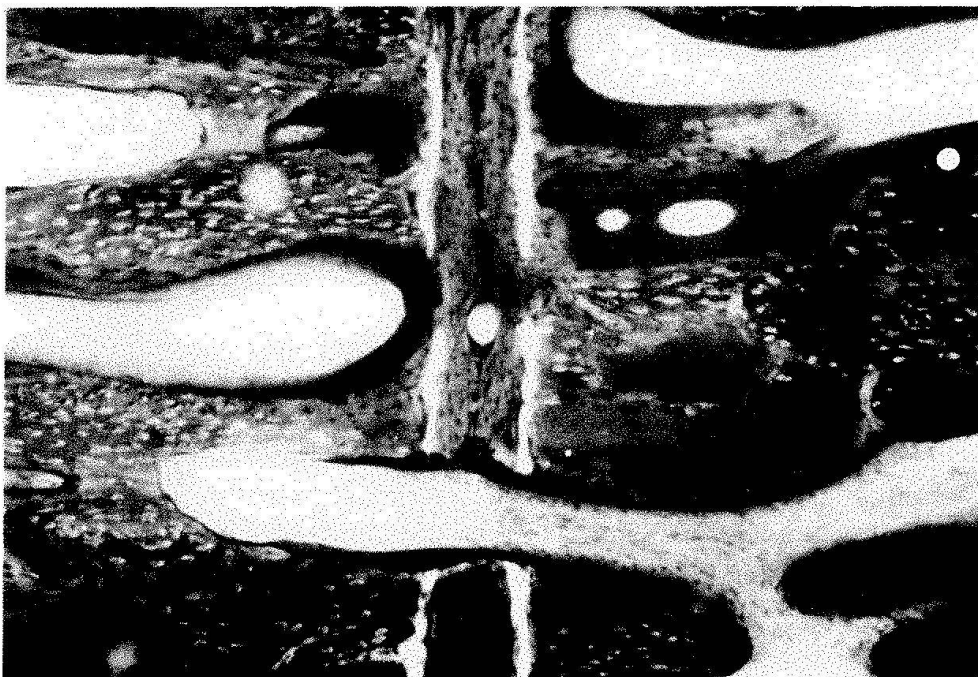
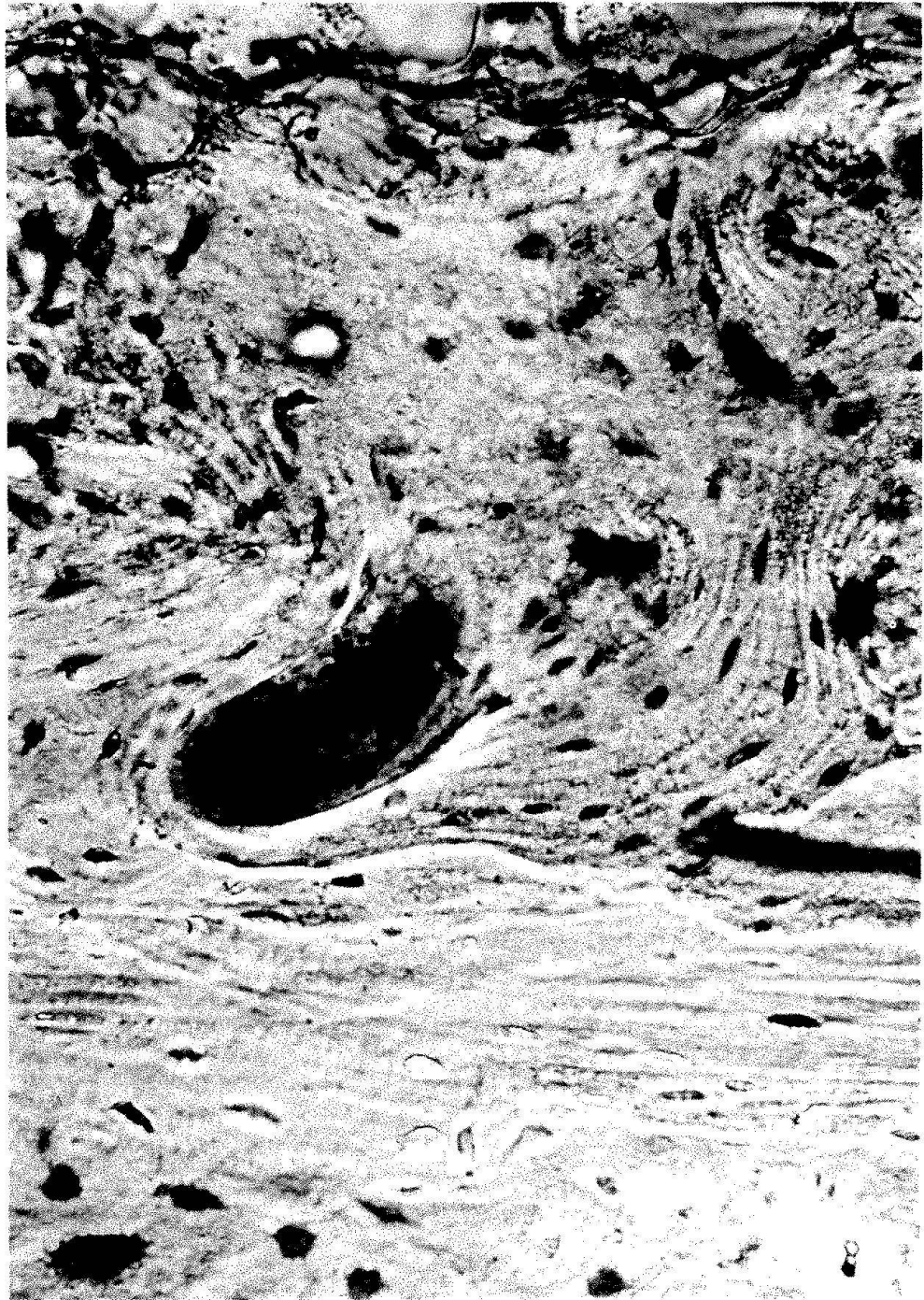


Abb. 1. a) Spaltheilung einer klaffenden, stabil fixierten Osteotomiefuge.

Abb. 1 b) Spaltheilung im Bereich eines Prothesenschaftes nach 5 Jahren. Von unten nach oben sind zu erkennen: Zement, Knochen der Spaltheilung mit Gefässen, nach 5 Jahren noch avitaler Knochen und vitaler Knochen.



grosse Konfusion, weil immer wieder von Knochenresorption durch Überlastung gesprochen wird. Das Heil wird dann nach spannungsanalytischen Studien in einer Optimierung der Druckverteilung gesucht. Letztlich geht es um die Frage, ob die statische und dynamische Belastbarkeit einer Knochenstruktur über die Stabilisierungsmöglichkeit einer Gelenkprothese entscheidet.

Wegweisend für uns ist das folgende Grundlagenexperiment von Perren (et al. 1972). Ein Segment einer intakten Schafttibia wird mit einer Druckmessplatte und Plattenspanner unter Druck, sogenannte Vorlast, gesetzt. Ein Plattenende ist durch zwei gegeneinander verspannte Schrauben, das andere Plattenende durch eine Einzelschraube fixiert. Nun wird der Knochen axial belastet.

STABILITÄT – BELASTUNGSGRÖSSE

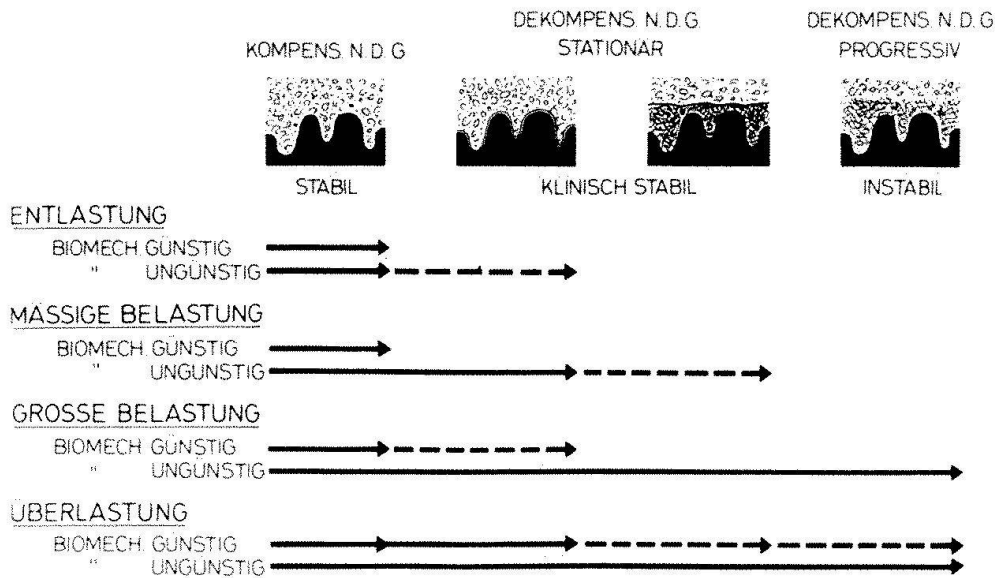


Abb. 2. Stabilität ist Funktion der Belastungsgrösse.

Die biomedianische Konstellation entscheidet, ob im Kontaktbereich kompensierter Nulldurchgang ohne Bindegewebe oder dekompenzierter Nulldurchgang mit oder ohne Resorption der Knochenanker vorhanden ist.

Die Einzelschraube bleibt so lange gleichsinnig von der Platte weg auf Zug beansprucht, als die axiale Belastung kleiner bleibt als die Vorlast. Wird die axiale Belastung zu gross, oder ist die Vorlast zu klein, entsteht für die Einzelschraube eine Beanspruchungsumkehr von Zug von der Platte weg auf Druck gegen die Plattenmitte zu. Diese Beanspruchungsumkehr nennen wir Nulldurchgang. Nulldurchgang einer gewissen Grösse erzeugt Knochenresorption (Abb. 3).

Wir müssen also zur Kenntnis nehmen, dass Nulldurchgang Knochenresorption erzeugt, eine grössere Vorlast, also ausgerechnet grösserer Druck, Knochenresorption und damit Instabilität verhindert. Druck macht keine Knochenresorption (Abb. 4). Zu hoher Druck macht Strukturverwerfungen, Mikro- oder Makrofrakturen. Nulldurchgang ist der Hauptgrund zur Prothesenlockerung.

Der stärkste *calcar femoris* unterliegt der Osteolyse, wenn Nulldurchgang besteht bei Kräften, die weit unter der Grenze der Belastbarkeit liegen.

Der Nulldurchgang weist verschiedene Aspekte auf:

1. *Kein Nulldurchgang*. Das ist der Idealfall der Stabilität, der sich für Gelenkprothesen nicht realisieren lässt.

2. *Der kompensierte Nulldurchgang*. Der Knochen ist in der Lage, den Schaden durch steten Anbau zu kompensieren. Diese Situation liegt den bindegewebsfreien Kontaktzo-

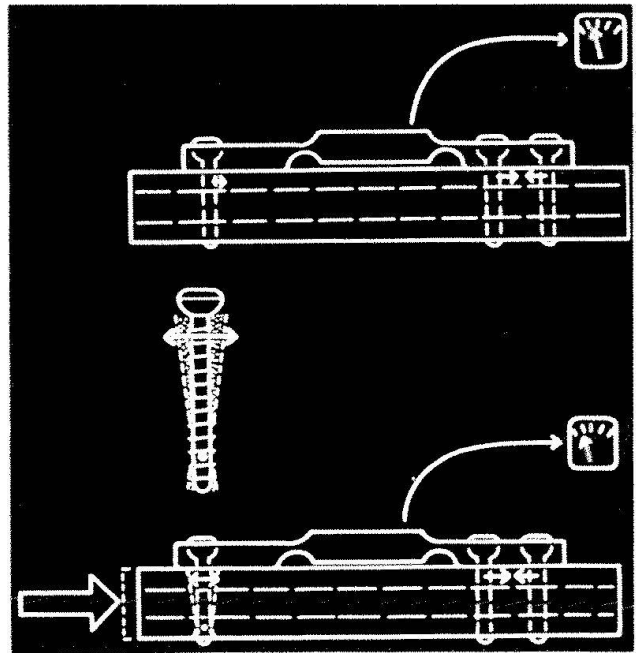
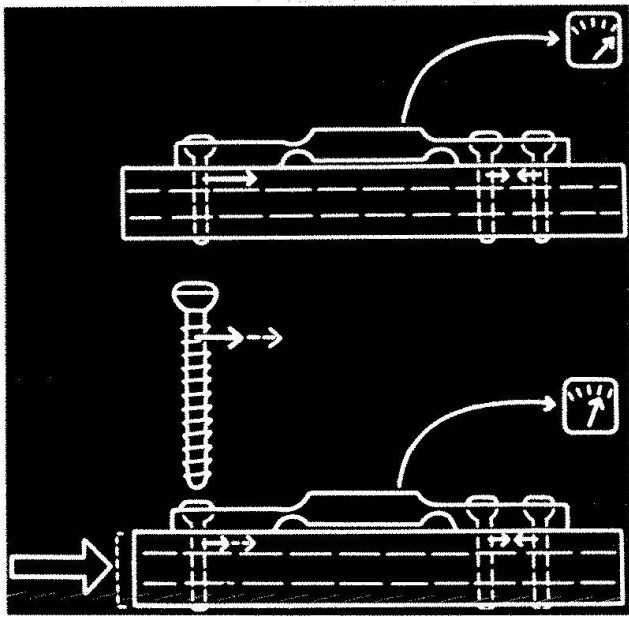
nen der stabilen Implantate zugrunde. Wir fordern für eine theoretisch stabile Prothese wenigstens einen Kontaktbereich mit kompensiertem Nulldurchgang.

3. *Der dekompenzierte Nulldurchgang*. Hier gilt es zu differenzieren zwischen einer stationären und einer progressiven Form. Die stationäre Form des dekompenzierten Nulldurchgangs kennen wir in zwei Erscheinungsformen:

a) Die Knochenanker sind erhalten, werden aber von einer Bindegewebschicht umgeben. Klinisch praktisch ist diese Situation meist beschwerdefrei.

b) Die Knochenanker sind abgebaut. Eine Bindegewebschicht übernimmt als Pufferzone die vom Knochen nicht mitgemachte Gewebedehnung. Der Knochen grenzt sich durch Ausbildung einer kortikalen Grenzlamelle ab. Im Bereich einer künstlichen Hüftpfanne kann eine solche Situation jahrelang beschwerdefrei vorhanden sein. Eine durchgehende kortikale Grenzlamelle im Schaftbereich wird aber klinisch meistens nicht mehr toleriert. Der Schritt zur progressiven Form des dekompenzierten Nulldurchgangs ist nicht mehr weit.

Die progressive Form des dekompenzierten Nulldurchgangs zeichnet sich aus durch eine tiefgreifende Knochenzerstörung und Auslockerung der Prothese in dessen Bereich. Sie kann wie die stationäre Form an einer Kompensationsgrenze halt machen. Diese finden



a

b

Abb. 3. Grundlagenexperiment von S. M. Perren in der Deutung von R. Schneider.

a) Ohne Beanspruchungsumkehr oder mit nur geringer Beanspruchungsumkehr (kompensierter Nulldurchgang) keine Knochenresorption im Schraubengewinde,

b) Mit erheblicher Beanspruchungsumkehr (dekompensierter Nulldurchgang) schwere Osteolyse im Kontaktbereich.



a



b

Abb. 4. Druck macht keine Knochennekrose.
a) Tetrazyklinmarkiertes lebendes Osteon in druckdeformierten Strukturen eines Schraubgewindes,
b) Überdruck im Bereich einer Osteotomie. Haver'sche Systeme durchwachsen die deformierten Strukturen.

wir fast regelmässig im Kalkarbereich. Wenn der progressive dekompensierte Nulldurchgang den ganzen Kontaktbereich der Prothese erfasst, liegt die volle Instabilität vor. Wir erkennen bei diesen Studien, dass es Übergänge gibt, auch hier «Dämmerung».

In der Praxis heisst Stabilität realisieren also, Nulldurchgang so gut wie möglich zu vermeiden.

Im Schaftbereich einer Totalprothese wird nach dem Prinzip der Verkeilung eines steifen Implantates Vorlast erzeugt und damit die Belastungsdeformation mit Nulldurchgang aufgehoben oder stark reduziert. Diese Forderung erfüllt die Geradschaftprothese von M.E. Müller. Sie ist die Weiterentwicklung eines Prothesenmodells, das wir von 1964–1966 verwendet haben, und das die besten Spätresultate geliefert hat (Abb.5). Krafteinleitung in den Knochen erfolgt durch direkten Metall-Knochenkontakt. Der Zement hat nur noch eine Zusatzfunktion und ist dementsprechend viel weniger zerrüttungsgefährdet (Abb.6).

Beim bisherigen Standardschaft war der Zement primärer Stabilisator und Hauptträger der Krafteinleitung. Es hat sich gezeigt, dass dieser Metall-Zementverbund zu oft zu wenig steif war und wegen grösserer Belastungsdeformation des Knochens mehr Relativbewegung und damit mehr Nulldurchgang

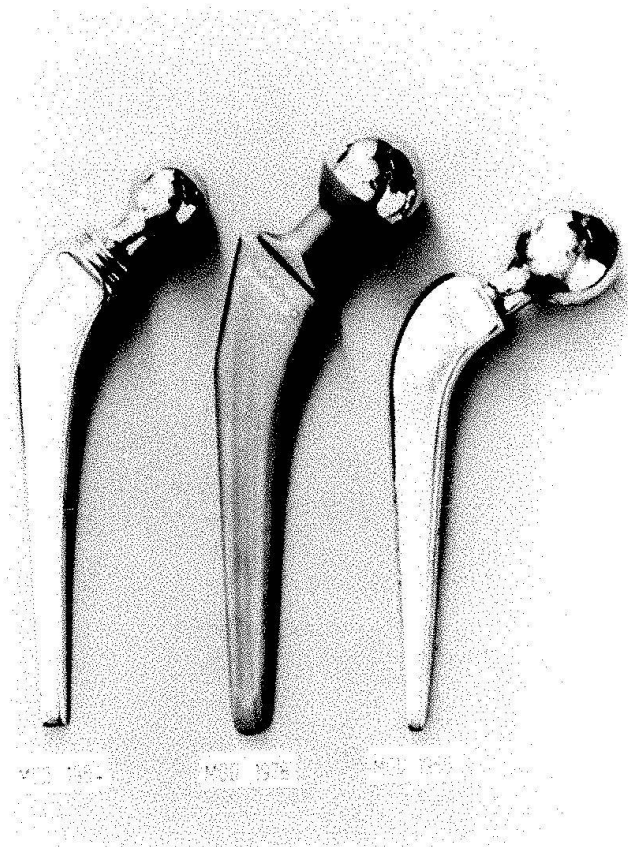


Abb. 5. Die Geradschaftprothese von M.E. Müller zwischen ihren Vorgängerinnen von 1964 und 1965, die die besten Spätresultate geliefert haben. Sechs verschiedene Schaftdimensionen erlauben eine Verkeilung in vorbestimmter Höhe.

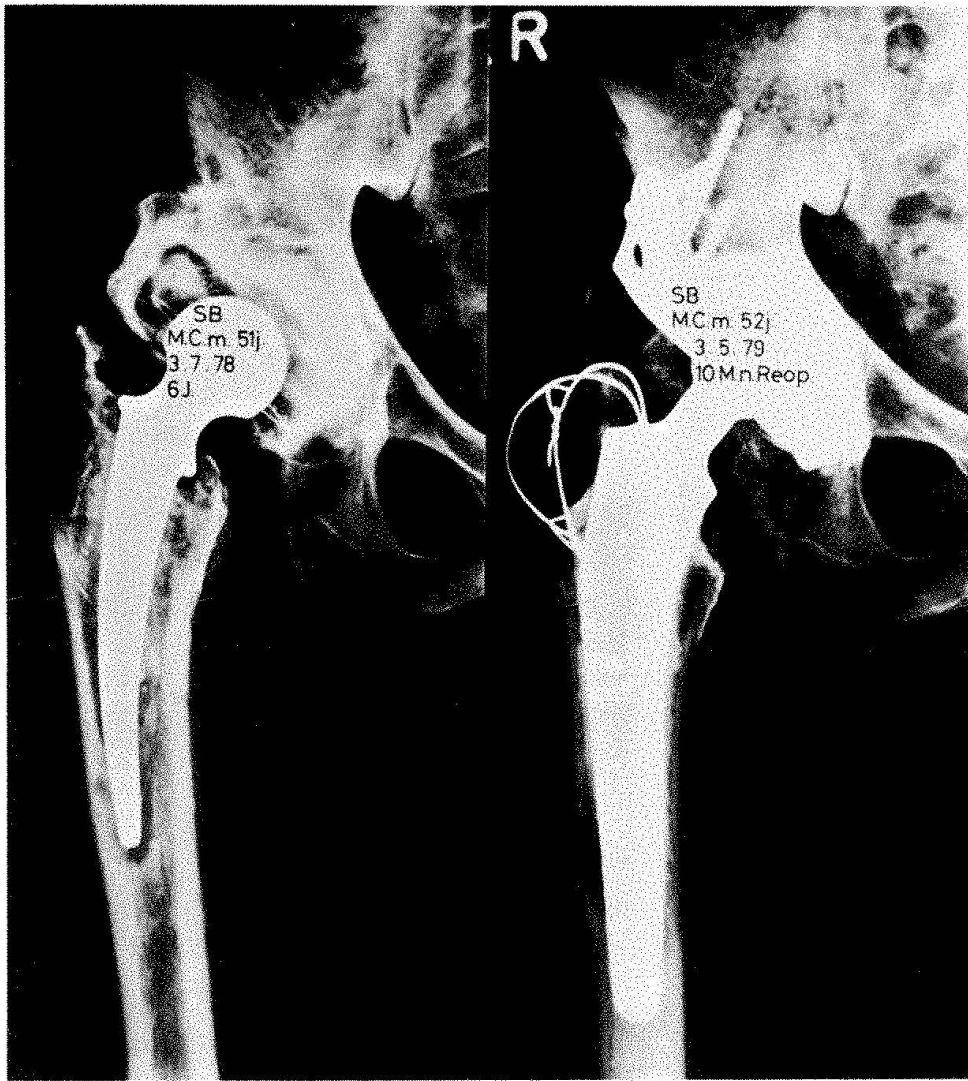


Abb. 6. a) Belastungsdeformation erzeugt Relativbewegung mit dekompensiertem Nulldurchgang. Typische Auslockerung. b) Stabile Verhältnisse nach Reoperation mit Geradschaftprothese und Stützschale.

a b

ZEMENT-KNOCHEN-GRENZEN

"STABIL" ZEMENTBETT INTAKT
THEORETISCH+PRAKTISCH KLINISCH

"STABIL"
PRAKTISCH KLINISCH

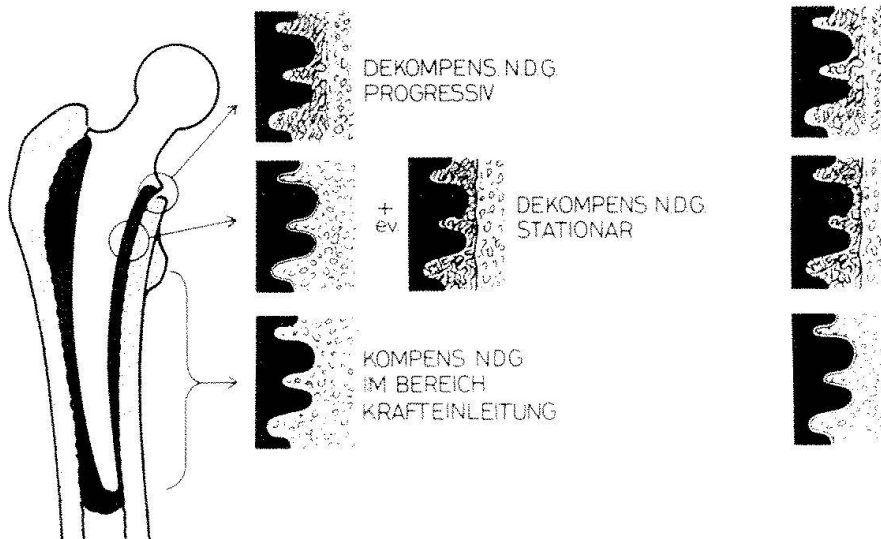


Abb. 7. Stabilitätsanalyse beim Standardschaft. Theoretisch fordern wir für eine stabile Prothese wenigstens einen Kontaktbereich ohne Bindegewebe, d.h. mit kompensiertem Nulldurchgang. Praktisch klinisch kann bei erhaltenen Knochenankern auch eine stationäre Form des dekompensierten Nulldurchgangs mit Bindegewebe noch befriedigend sein.

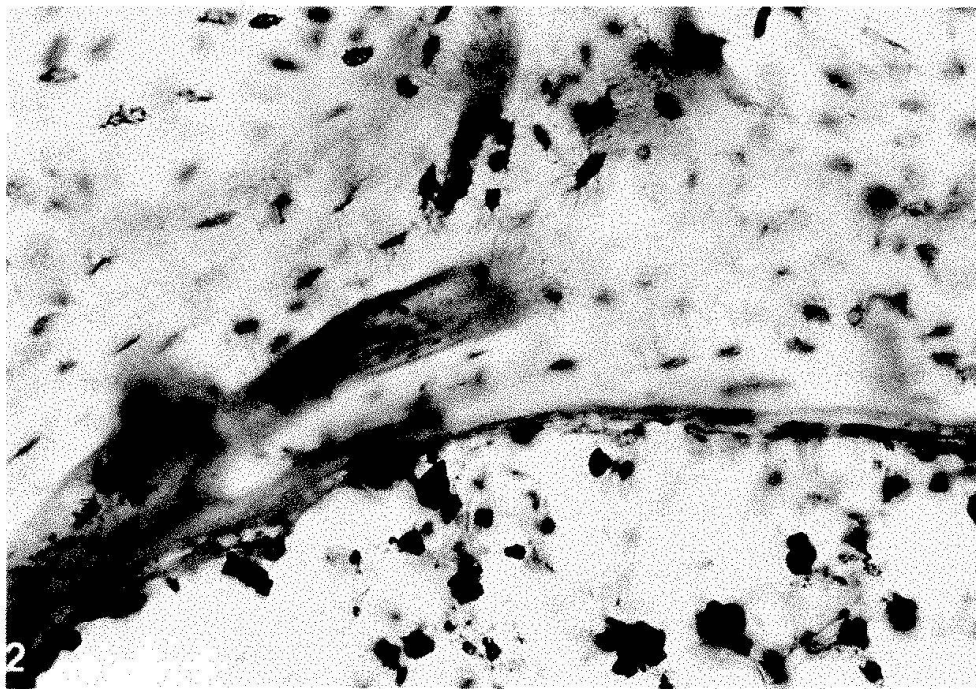


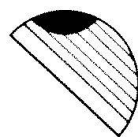
Abb. 8. Bindegewebsfreie Kontaktzone im Pfannendach (kompensierter Nulldurchgang) nach 7 Jahren.

zuliess (Abb. 7). Die schlechten Erfahrungen mit der Varusstellung gründen nicht nur auf der Überlastung und Zerrüttung des Zementbettes, sie gründen vor allem auf der erzeugten grösseren Belastungsdeformation des Knochens.

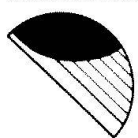
Pfannen-Verankerung: Im Gegensatz zum Schaft können wir im Bereich der Gelenkpfanne mit unserem Implantat die Belastungsdeformation nicht ausschalten. Die Kortikalis der Pfanne, als gewachsene Struktur zur Druckaufnahme und Druckverteilung muss erhalten werden. Unser Implantat wird dadurch zwangsläufig hemisphärisch. Eine Fixation durch kompensierten Nulldurchgang ist nur im Bereich der Krafteinleitung im Pfannendach möglich (Abb. 8). Im Gegensatz zum Schaft ist hier ein elastisches Implantat günstiger als ein steifes. Es ermöglicht eine grössere Kontaktfläche mit kompensiertem Nulldurchgang (Abb. 9). Jede Pfannenfixation im distalen Pfannenabschnitt ist sinnlos. Im ganzen distalen Pfannenabschnitt haben wir eine Situation von dekompensiertem Nulldurchgang mit Ausbildung einer z. T. mächtigen Bindegewebsmembran. Der Nulldurchgang hat hier meistens progressiven Charakter.

Material der Prothesen: Als alter Osteosynthetiker liesse ich mir lieber eine biomechanisch korrekte Osteosynthese mit dem Material aus dem nächsten Eisenladen machen, als eine biomechanisch falsche mit dem besten Implantatmaterial. Auch bei den Implantaten zum Gelenkersatz steht die Biomechanik im Vordergrund. Sogar ein gesunder Knochen bricht durch Ermüdung, wenn er fehlbelastet ist. So wird auch jede noch so raffinierte Verbindung des Knochens mit einem Fremdmaterial sich lockern, wenn die

KOMPENSATIONSGRENZE IM PFANNENBEREICH



- ENG - STEIFES PFANNENIMPLANTAT
 - SCHWACHES, WEITES BECKEN
 - GROSSES KÖRPERGEWICHT
 - GROSSE AKTIVITÄT
 - OSTEOPOROSE



- WEIT - ELASTISCHES PFANNENIMPLANTAT
 - KRÄFTIGES BECKEN
 - GERINGES KÖRPERGEWICHT
 - MASSIGE AKTIVITÄT

Abb. 9. Die Kompensationsgrenze im Pfannenbereich in Abhängigkeit von der Deformationsgrösse des Lagers und der Elastizität des Implantates.

Nulldurchgangkompensationsgrenze überschritten wird. An diesem Gesetz ändert weder eine Glaskeramik, noch eine sonstwie poröse Metall- oder Keramikfläche etwas. Unbelastet haben zahlreiche Materialien sich als biokompatibel erwiesen: von den Metallen, Knochenzementen, anderen Kunststoffen über die Kohle bis zum Eschen- und Birkenholz.

Investitionen in der Materialforschung sind da sinnvoll, wo es um die Verbesserung der Dauerermüdungsfestigkeit, der Tribologie

und der Kompatibilität von Abriebprodukten geht. Es gehört sich, den genius loci hier in Winterthur anerkennend diese Feststellung zu machen.

Prof. Dr. Robert Schneider
Chirurg FMH
Alpenstrasse 15
CH-2502 Biel