

Zeitschrift:	Jahrbuch der Schweizerischen Naturforschenden Gesellschaft. Wissenschaftlicher und administrativer Teil = Annuaire de la Société Helvétique des Sciences Naturelles. Partie scientifique et administrative
Herausgeber:	Schweizerische Naturforschende Gesellschaft
Band:	160 (1980)
Artikel:	Winterthurer Erfahrungen mit Implantatmaterialien für Hüftprothesen
Autor:	Semlitsch, Manfred
DOI:	https://doi.org/10.5169/seals-90824

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist die Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften auf E-Periodica. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Zeitschriften und ist nicht verantwortlich für deren Inhalte. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern beziehungsweise den externen Rechteinhabern. Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen sowie auf Social Media-Kanälen oder Webseiten ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. [Mehr erfahren](#)

Conditions d'utilisation

L'ETH Library est le fournisseur des revues numérisées. Elle ne détient aucun droit d'auteur sur les revues et n'est pas responsable de leur contenu. En règle générale, les droits sont détenus par les éditeurs ou les détenteurs de droits externes. La reproduction d'images dans des publications imprimées ou en ligne ainsi que sur des canaux de médias sociaux ou des sites web n'est autorisée qu'avec l'accord préalable des détenteurs des droits. [En savoir plus](#)

Terms of use

The ETH Library is the provider of the digitised journals. It does not own any copyrights to the journals and is not responsible for their content. The rights usually lie with the publishers or the external rights holders. Publishing images in print and online publications, as well as on social media channels or websites, is only permitted with the prior consent of the rights holders. [Find out more](#)

Download PDF: 16.01.2026

ETH-Bibliothek Zürich, E-Periodica, <https://www.e-periodica.ch>

Winterthurer Erfahrungen mit Implantatmaterialien für Hüftprothesen

Manfred Semlitsch

Zusammenfassung

An Implantatwerkstoffe zur Herstellung von künstlichen Hüftgelenken werden hohe Anforderungen gestellt. Diese sind unterschiedlich für Pfanne, Kugel und Schaft, weshalb man vorteilhaft metallische Werkstoffe, Polymerkunststoffe und Aluminiumoxydkeramik in optimaler Kombination miteinander verwendet. Diese langjährig erprobten Materialien sind bereits international standardisiert und erfüllen somit die gestellten Mindestanforderungen für die klinische Praxis. Besonders eingehend werden die Eigenschaften der metallischen Implantatwerkstoffe auf Kobalt- und Titanbasis (Protasul-Legierungen) im Vergleich zum Stahl auf Eisenbasis, dem am längsten bekannten Implantatmaterial, erörtert. Auf Grund der gesammelten Erfahrungen mit über 450 000 künstlichen Hüftgelenken kann mit den heutigen Müller und Weber Hüftprothesenmodellen eine lange Funktionsdauer im Patienten erwartet werden.

Auswahl von Implantatmaterialien

Bei der schrittweisen Optimierung von künstlichen Hüftgelenken, z. B. von Original Müller (Niederer 1978) und Weber Hüftendoprothesen (Weber 1977, 1980) mit einer Aluminiumoxyd-Keramikkugel (Abb. 1) werden auf Grund langjähriger Erfahrung allgemeine, aber auch spezifische Anforderungen an die Implantatmaterialien für Pfanne, Kugel und Schaft gestellt (Abb. 2). Zur Herstellung verschiedener Typen von künstlichen Hüftgelenken, deren Entwicklung (Abb. 3, 4, 5) sich in den vergangenen 40

Jahren vollzog (Semlitsch 1980 a, b), verwendet man bei Sulzer (Abb. 6) zur Hauptsache 4 verschiedene Protasul⁽¹⁾) Metalleggierungen auf Kobalt- und Titanbasis. Außerdem wird noch ultrahochmolekulares Polyäthylen RCH-1000 für Gleitkomponenten, sowie die Aluminiumoxydkeramik Biolox⁽²⁾) für Hüftgelenkkugeln eingesetzt (Abb. 1, 5). Zur Verankerung der verschiedenen Hüftgelenkkomponenten wird der Methylbutylakrylatzement Sulfix⁽¹⁾-6 empfohlen (Willert 1976 a, 1979).

Bisherige klinische Erfahrungen

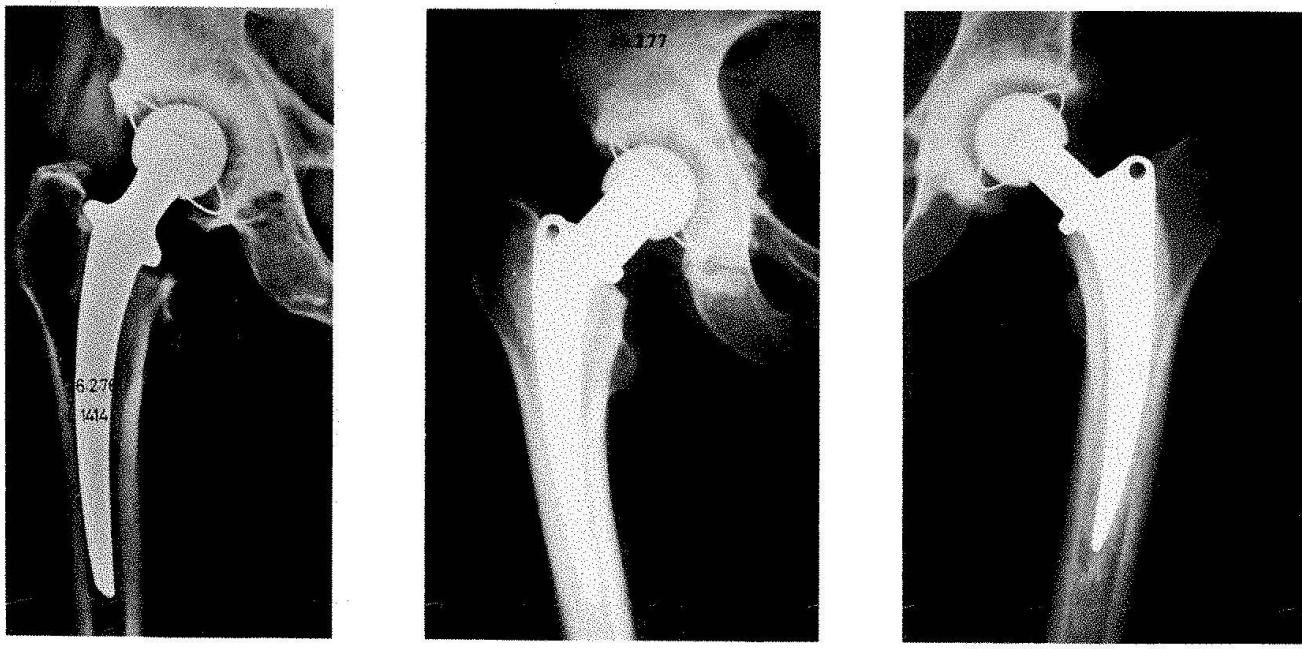
Die bei künstlichen Hüftgelenken seit dem Jahre 1945 klinisch eingesetzten Werkstoffpaarungen für Pfanne und Kugel lassen sich in 2 Gruppen unterteilen.

Die unbefriedigenden Lösungen (Abb. 7) umfassen alle Hüftprothesenmodelle mit Kugeln aus unzureichend verschleissfesten Kunststoffen wie Plexiglas, Polyäthylen, Polyester und Polyacetal. Für Hüftgelenkpfannen werden heute die Kunststoffe Teflon und glimmerverstärktes Teflon sowie Polyester auf Grund klinischer Langzeiterfahrungen ebenfalls nicht mehr empfohlen (Willert 1976 b, 1976 c, 1978, 1981).

Die zweite Gruppe von Werkstoffpaarungen mit klinisch langjährig befriedigenden Lösungen (Abb. 8) umfasst Hüftprothesenmodelle mit Kugeln aus metallischen Werkstoffen auf Kobalt- und Eisenbasis sowie aus Aluminiumoxydkeramik (unter 1%). Diese Hüftgelenkkugeln mit ausreichender bis sehr guter Verschleissfestigkeit laufen entweder gegen den Knorpel der natürlichen Pfanne

⁽¹⁾) Protasul®, Sulfix®, Eingetragene Handelsmarken der Gebrüder Sulzer Aktiengesellschaft, Winterthur

⁽²⁾) Biolox®, Eingetragene Handelsmarke der Feldmühle Aktiengesellschaft, Plochingen.



- Abb. 1. Röntgenbilder von implantierten Totalhüftendoprothesen.
- Design Müller mit Polyäthylen-Pfanne, Biolox-Keramik-Kugel in Konus-Steckverbindung mit einem Protasul-10 Schmiedeschafat.
 - Design Weber mit Polyäthylen-Pfanne, Biolox-Keramik-Kugel in Konus-Steckverbindung mit einer Protasul-2 Metallhülse, die ihrerseits auf einem Protasul-2 Metallbolzen rotiert, Protosul-10 Schmiedeschafat verbundgeschweisst mit Rotationsbolzen.
 - Design Weber mit Polyäthylen-Pfanne, Biolox-Keramik-Kugel in Konus-Steckverbindung mit einem Protasul-10 Schmiedeschafat.

oder in geeigneter Paarung (Abb. 8) gegen künstliche Pfannen aus Metall (CoCrMo-Guss), aus Kunststoff (Polyäthylen, Polyacetal) oder aus Aluminiumoxydkeramik (Keramik gegen Keramik). Die Metall/Metall-Paarung aus CoCrMo-Guss Protasul-2 hat sich seit 1972 auch im Falle der Weber Rotations-Totalhüftendoprothese für das Kugel-Rotationszapfen-Lager (Abb. 3) klinisch bestens bewährt (Willert 1978, Stühmer 1978).

Die in den siebziger Jahren als Implantatwerkstoff eingeführte Aluminiumoxyd-Sinterkeramik (Boutin 1974, Mittelmeier 1974, Griss 1975, Salzer 1975) höchster Reinheit, Dichte und Festigkeit (Dörre 1975) – wobei nur eine derartige Materialqualität als Biokeramik zu akzeptieren ist – bietet gegenüber der Metallkugel einige Vorteile: bis 10fach grössere Härte und somit höherer Kratzwiderstand, feinere Politur sowie bessere Benetzbarkeit gegenüber wasserhaltigen Flüs-

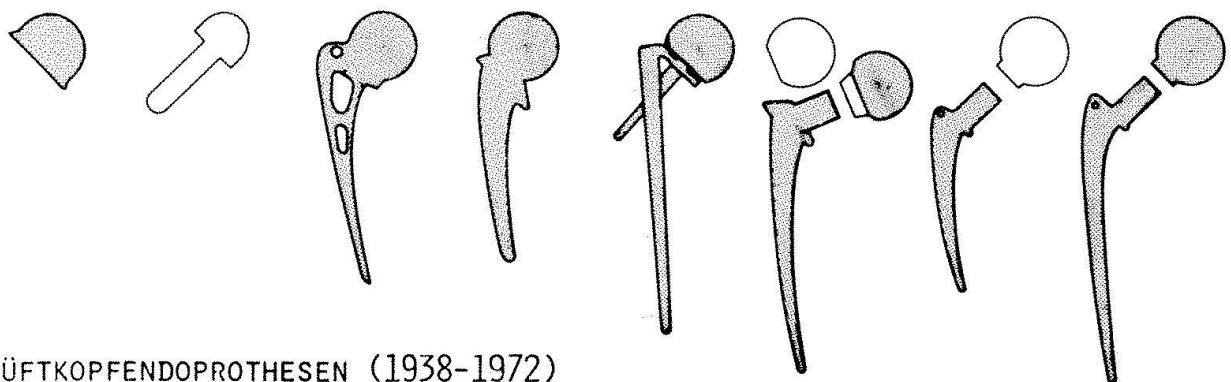
sigkeiten (Dawihl 1979). Da der keramische Werkstoff nicht wie Metall plastisch verformbar ist, muss deshalb die an sich spröde Keramik werkstoffgerecht in jede Hüftprothesenkonstruktion einbezogen werden.

ALLGEMEIN	KUGEL (Metall oder Keramik)
<ul style="list-style-type: none"> - körperverträglich - körperbeständig - korrosionsbeständig - sterilisierbar 	<ul style="list-style-type: none"> - druck- und schlagfest - kratzwiderstandsfähig - verschleissfest und reibungsfrei - benetzungsfähig
PFANNE (Polymerkunststoff)	SCHAFT (Metall)
<ul style="list-style-type: none"> - druck- und schlagfest - verschleissfest - reibungsfrei - benetzungsfähig 	<ul style="list-style-type: none"> - hohe Streckgrenze - hohe Dauerschwingfestigkeit - zäh - gut passivierbar
- verarbeitbar zu hohem Qualitätsstandard bei angemessenem Preis	

Abb. 2. Anforderungen an Implantat-Werkstoffe für Pfanne, Kugel und Schaft von künstlichen Hüftgelenken.

Abb. 3. Konstruktive Entwicklung von künstlichen Hüftgelenken ohne und mit künstlichen Pfannen aus Metall oder Kunststoff.

SMITH-PETERSEN 1938 JUDET 1946 MOORE 1950 THOMPSON 1950 LIPPMAN 1952 CHRISTIANSEN 1965/1969 WEBER-HUGGLER 1968/1972



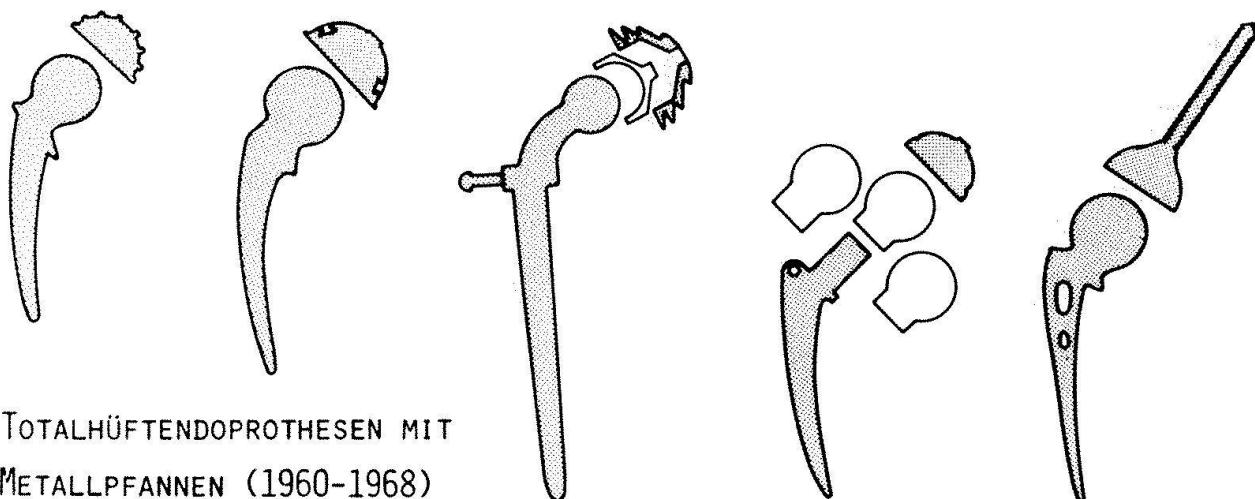
HÜFTKOPFENDOPROTHESEN (1938-1972)

MC KEE-FARRAR 1960 MUELLER 1965

SIVASH 1959

WEBER-HUGGLER 1968

RING 1967



TOTALHÜFTENDOPROTHESEN MIT METALLPFANNEN (1960-1968)

CHARNLLEY 1959/1963

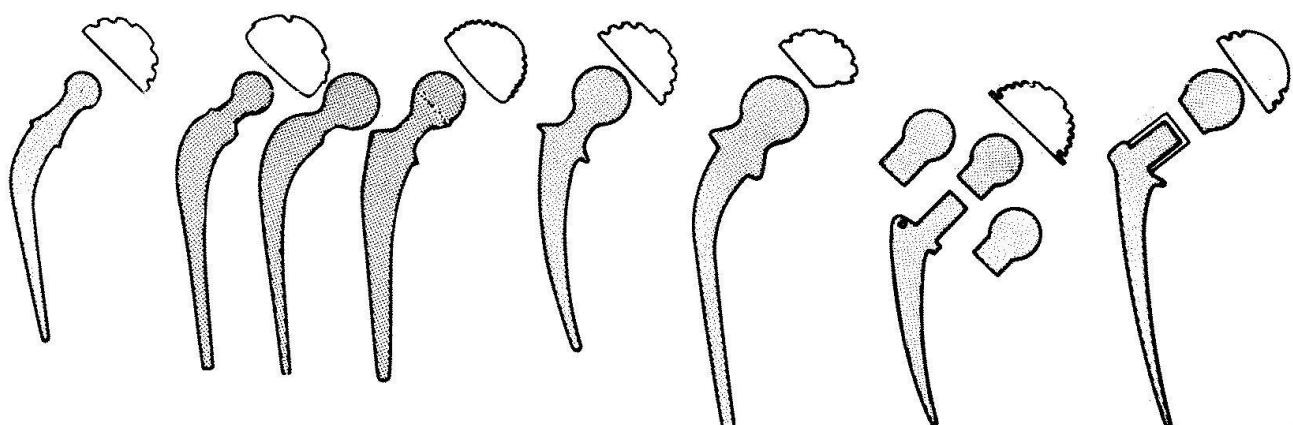
MUELLER 1964/1965/1975

MUELLER 1966

BUCHHOLZ 1966

WEBER 1972

CHRISTIANSEN 1970



METALL

KUNSTSTOFF

TOTALHÜFTENDOPROTHESEN MIT KUNSTSTOFFPFANNEN (1959-1975)

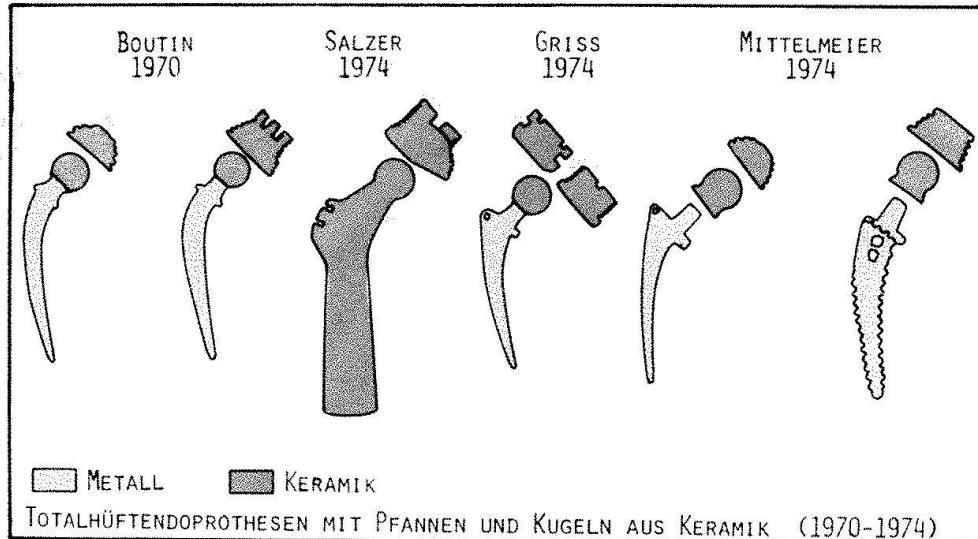


Abb. 4. Konstruktive Entwicklung von künstlichen Hüftgelenken mit Aluminiumoxydkeramik für Pfanne und Kugel.

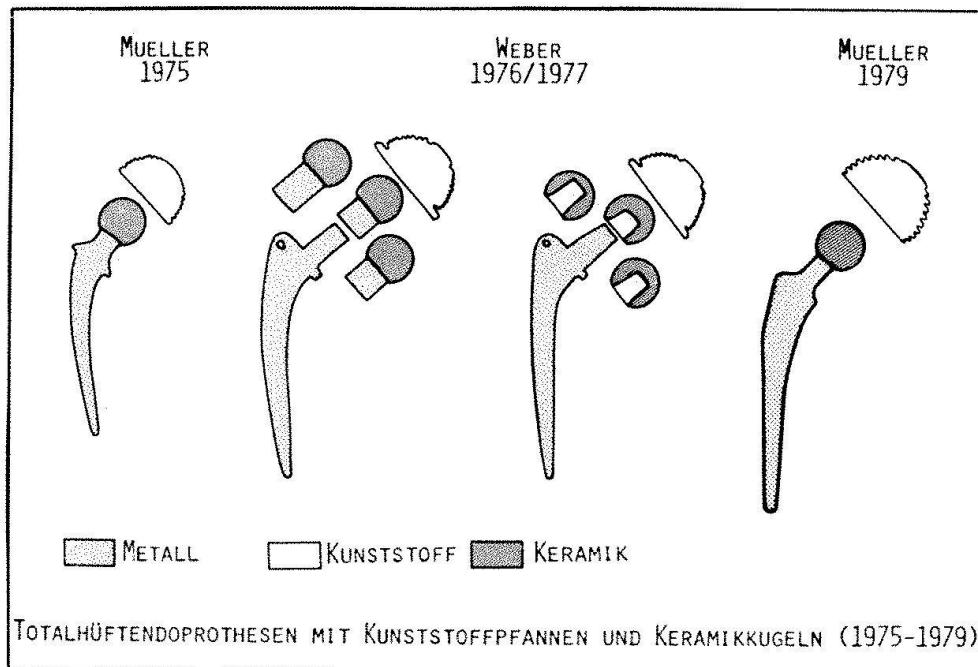


Abb. 5. Konstruktive Entwicklung von künstlichen Hüftgelenken mit Materialpaarung Kunststoff-Aluminiumoxydkeramik für Pfanne und Kugel.

Die Beanspruchung der Keramikkomponenten wie Pfanne und Kugel (Abb.4) soll vor allem auf Druck und weniger auf Zug, Biegung oder Torsion erfolgen. Nach dem von Sulzer und Feldmühle im Jahre 1972 ausgearbeiteten Konzept wurde daher für die Verbindung der Biolox-Keramikkugel mit dem Protasul-Metallschaft die funktionssichere Konussteckverbindung gewählt (Weber 1977). Dieses Konstruktionsprinzip hat sich seit 1975 bei über 8000 gelieferten Original Müller und Weber Hüftprothesen (Abb. 1, 5) mit der Polyäthylen/Aluminiumoxydkeramik-Paarung für Pfanne und Kugel (Semlitsch 1976) ohne einzigen in vivo Kugelbruch bestens bewährt.

Bei den auf Biegung und Torsion beanspruchten Verankerungsschäften von Hüftprothesen verschiedener Designs aus der CoCrMo-Gusslegierung und dem FeCrNi-Mo-Schmiedestahl kam es in den vergangenen Jahren im Falle von Lockerungen zu Ermüdungsbrüchen (Ungethüm 1980). Nachdem in der Serienfabrikation von Original Müller und Weber Hüftprothesen die Co-NiCrMo-Schmiedelegierung Protasul-10 verwendet wird, ist seit 1972 von über 250 000 gelieferten künstlichen Hüftgelenken dieser beiden Modelle kein einziger Ermüdungsbruch bekannt worden. Gleich gute Resultate sind langfristig auch mit den beiden korrosionsbeständigen Schmiedelegierungen Pro-

tasul-21 WF (CoCrMo) und Protasul-64 WF (TiAlV) zu erwarten (Semlitsch 1980 b), da diese seit vielen Jahren in Entwicklung befindlichen Werkstoffe, ebenso wie das warmgeschmiedete Protasul-10 in die Gruppe der hochfesten Implantatlegierungen einzureihen sind.

Metallische Implantatwerkstoffe

Chemische Zusammensetzung

Auf Grund der chemischen Zusammensetzung können die klinisch eingesetzten Implantatlegierungen (Abb. 9) zur Herstellung von Hüftgelenkkomponenten in 3 Gruppen unterteilt werden:

S-Legierung auf Eisenbasis ISO 5832-1
 T-Legierung auf Titanbasis ISO 5832-3
 C-Legierung auf Kobaltbasis .. ISO 5832-4
 ISO 5832-6

Bei diesen national und international standardisierten Legierungen, entsprechend ISO-Dokument TC 150/N 107 (Juli 1980)

S stainless steel
 T titanium alloys
 C cobalt alloys
 bilden die das jeweilige Material aufbauenden Legierungselemente einen homogenen Mischkristall mit befriedigender bis sehr guter Korrosionsbeständigkeit der Implantate. Diese korrosionsbeständigen Mischkristalle haben mit den Korrosionseigenschaften der Reinelemente Eisen, Kobalt, Chrom, Nickel, Titan, Aluminium und Vanadium nichts mehr gemeinsam. Auf diesen Umstand muss speziell im Hinblick auf die Körperverträglichkeit der klinisch langjährig verwendeten Implantatlegierungen hingewiesen werden.

Mikrogefüge

Bestimmend für das Mikrogefüge jedes Werkstoffes ist einerseits dessen chemische Zusammensetzung und andererseits der Herstellungsprozess.

Der FeCrNiMo-Schmiedestahl AISI-316L (ISO 5832-1) besitzt eine austenitische, kubisch flächenzentrierte Gefügestruktur. Diese bevorzugt für Kurzzeitimplantate (Platten, Schrauben, Drähte) eingesetzte Implantatlegierung wird bei Hüftprothesen im re-

Werkstoff	Pfanne	Kappe	Kugel	Schaft	Rot. Zapfen	Verankerung zu Knochen
FeCrNiMo Schmiedestahl		+	++	++		
AISI-316 L						
CoCrMo Gusslegierung PROTASUL-2	++	+	++		++	+
CoCrMo Schmiedeleg. PROTASUL-21WF			+	+	+	+
CoNiCrMo Schmiedeleg. PROTASUL-10				++		+
TiAlV Schmiedeleg. PROTASUL-64WF				+		+
UHMW PE Polyäthylen RCH-1000	++					+
PMMA Akrylatzement SULFIX - 6						++
Al ₂ O ₃ Oxidkeramik BIOLOX		+	+			+

++ klinisch langjährig erprobt

+ in klinischer Erprobung

Abb. 6. Klinisch erprobte Implantat-Werkstoffe für künstliche Hüftgelenke.

kristallisierten oder kaltverformten Zustand verwendet (Abb. 10).

Die kohlenstoffhaltige CoCrMo-Gusslegierung Protasul (ISO 5832-4) weist ebenfalls eine austenitische Gefügestruktur auf. Sowohl im Gusszustand als auch in dem bei 1180°C geglühten Zustand der Legierung (Protasul-2) sind in der Matrix interdendritisch angeordnete Blockkarbide vom Typ M23 C6 (M = Cr + Mo + Co) ausgeschieden (Abb. 11). Diese Karbide besitzen gegenüber der umliegenden Matrix eine etwa 3fach höhere Härte und bewirken bei Verschleissbeanspruchung der Legierung einen hohen Verschleisswiderstand.

Für spezielle Anwendungszwecke von sowohl verschleiss- als auch biegebeanspruchten Komponenten für Langzeitimplantate setzt man vorteilhaft die warmgeschmiedete CoCrMo-Legierung Protasul-21 WF ein. Die chemische Zusammensetzung ist identisch mit der Implantatlegierung ISO 5832-4, die

Abb. 7. Unbefriedigende Werkstoffpaarungen für verschleissbeanspruchte Bewegungsteile von künstlichen Hüftgelenken.

Werkstoffpaarungen			
Pfanne	Kugel	Rotationszapfen	Hüftprothesen Typ
Natur	PMMA - Plexiglas PETP - Polyester PE - Polyäthylen PE - Polyäthylen	— CoCrMo-Guss CoCrMo-Guss	JUDET WEBER - HUGGLER CHRISTIANSEN, DAUBENSPECK
PTFE - Teflon	FeCrNiMo-Stahl 316L	—	CHARNLEY
PTFE - Fluorosint	CoCrMo - Guss	—	HUGGLER
CoCrMo - Guss	POM - Polyacetal PETP - Polyester	CoCrMo-Guss CoCrMo-Guss	WEBER - HUGGLER WEBER - HUGGLER
PETP - Polyester	FeCrNiMo-Stahl 316L CoCrMo - Guss	— —	MUELLER MUELLER

Abb. 8. Befriedigende Werkstoffpaarungen für verschleissbeanspruchte Bewegungsteile von künstlichen Hüftgelenken.

Werkstoffpaarungen			
Pfanne	Kugel	Rotationszapfen	Hüftprothesen Typ
Natur	CoCrMo - Guss FeCrNiMo- Stahl 316L CoCrMo - Guss Al ₂ O ₃ - Oxidkeramik	— — CoCrMo - Guss —	THOMPSON, MOORE THOMPSON WEBER WEBER
CoCrMo - Guss	CoCrMo - Guss	—	McKEE - FARRAR
UHMW PE - Polyäthylen	FeCrNiMo- Stahl 316L CoCrMo - Guss CoCrMo - Guss Al ₂ O ₃ - Oxidkeramik	— — CoCrMo - Guss —	CHARNLEY u.a. MUELLER u.a. WEBER MUELLER, WEBER
POM hom - Polyacetal DELRIN	CoCrMo - Guss	CoCrMo - Guss	CHRISTIANSEN
Al ₂ O ₃ - Oxidkeramik	Al ₂ O ₃ - Oxidkeramik	—	BOUTIN u.a.

Abb. 9. Hauptlegierungselemente in Gewichtsprozenten von Guss- und Schmiedewerkstoffen auf Eisen-, Kobalt- und Titanbasis zur Herstellung von künstlichen Hüftgelenken.

AISI - 316 L				
Fe Cr Ni Mo - Schmiedeleg.	Fe	Cr	Ni	Mo
ISO 5832 - 1	61	18	14	3 4
PROTASUL / PROTASUL - 2				
Co Cr Mo - Gussleg.	Co	Cr	Mo	N
ISO 5832 - 4	60	29	6	2 3
PROTASUL - 21 WF				
Co Cr Mo - Schmiedeleg.	Co	Cr	Mo	N
ISO 5832 - 4 (Analyse)	60	29	6	2 3
PROTASUL - 10				
Co Ni Cr Mo - Schmiedeleg.	Co	Ni	Cr	Mo
ISO 5832 - 6	35	33	20	10 2
PROTASUL - 64 WF				
Ti Al V - Schmiedeleg.	Ti		Al	V
ISO 5832 - 3	89		6	4 1

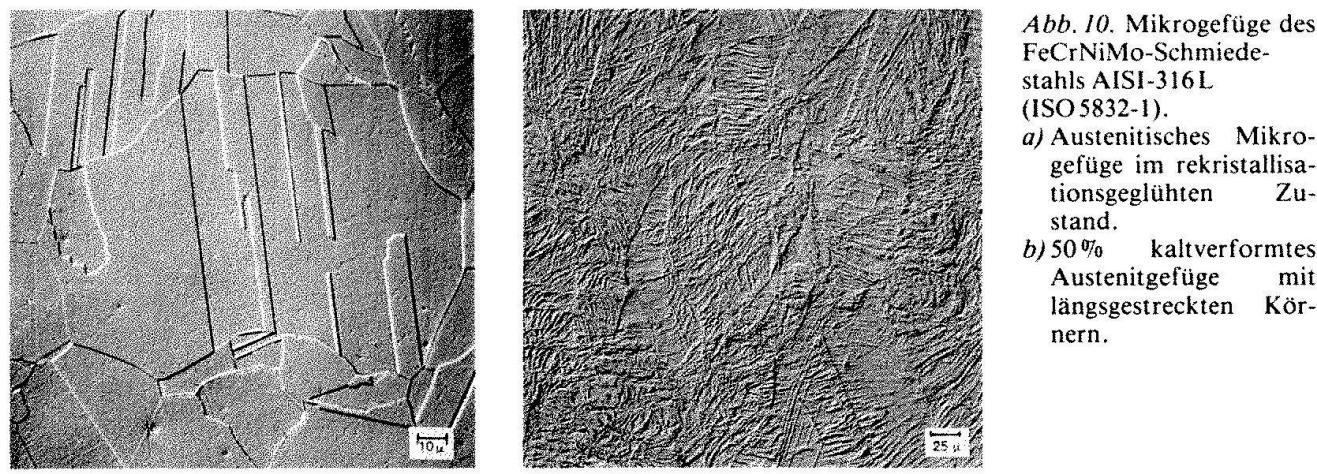


Abb. 10. Mikrogefüge des FeCrNiMo-Schmiedestahls AISI-316L (ISO 5832-1).
 a) Austenitisches Mikrogefüge im rekristallisationsgeglühten Zustand.
 b) 50 % kaltverformtes Austenitgefüge mit längsgestreckten Körnern.

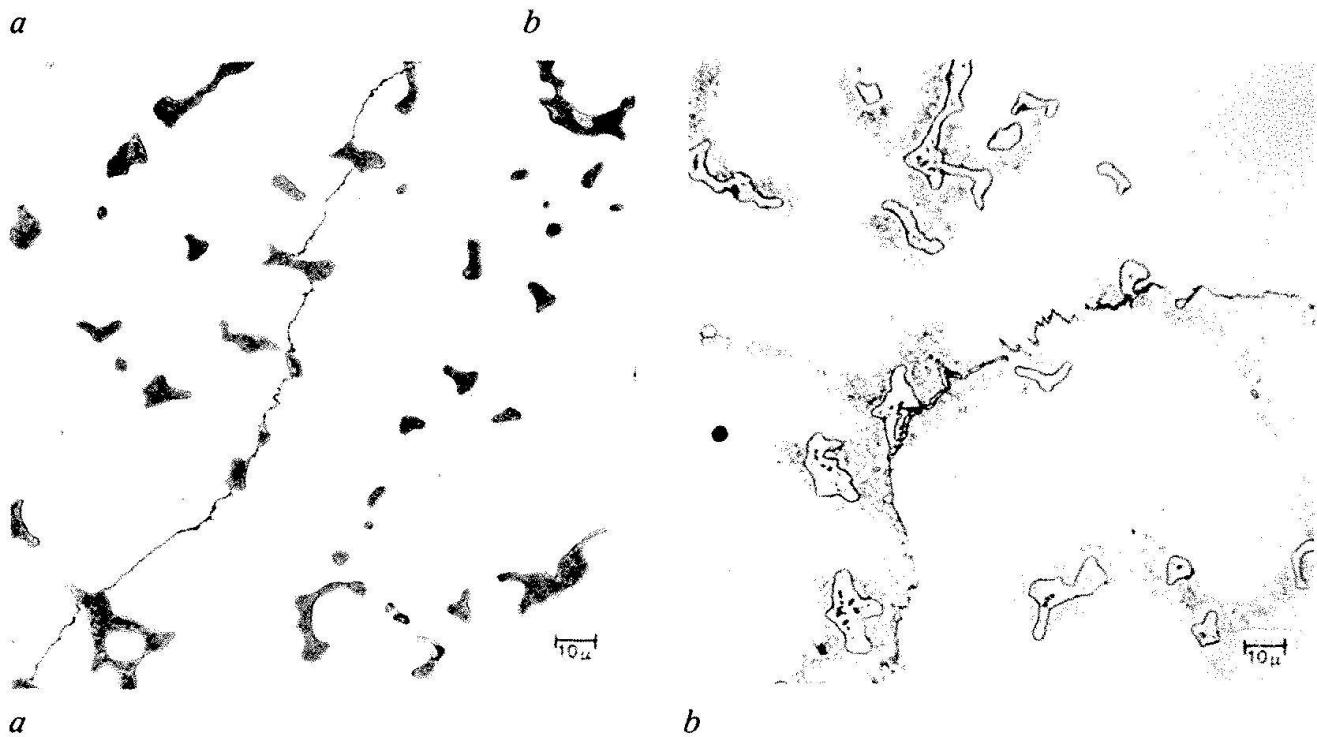


Abb. 11. Mikrogefüge der CoCrMo-Gusslegierung (ISO 5832-4).
 a) Austenitisches, grobkörniges Mikrogefüge mit interdendritisch ausgeschiedenen Blockkarbiden vom Typ M23C6 (dunkel) im Gusszustand der Legierung Protasul.
 b) Gleiches Mikrogefüge wie in Bild 11a nach einer Vakuumglühung der Legierung Protasul-2 bei 1180°C.

Korngrösse und die Blockkarbide der austenitischen Gefügestruktur sind jedoch zufolge des Warmschmiedeprozess wesentlich kleiner (Abb. 12).

Die TiAlV-Schmiedelegierung Protasul-64 WF (ISO 5832-3) wird beim Warmschmieden im Alpha/Beta-Bereich mit globularem Korngefüge erhalten (Abb. 13). Das zweiphasige Gefüge besteht aus einer hexagonalen Alpha-Phase und einer kubisch raumzentrierten Beta-Phase. Dies ist die bei biege- und torsionsbeanspruchten Verankerungsschäften von Gelenkendoprothesen bevorzugte Gefügestruktur. Bei höheren Schmiedetemperaturen im Beta-Bereich wird das

Zweiphasengefüge in ungleichachsig globularer Form erhalten.

Die CoNiCrMo-Schmiedelegierung Protasul-10 (ISO 5832-6) wird bei biege- und torsionsbeanspruchten Verankerungsschäften von Gelenkendoprothesen in verschiedenen Gefügezuständen eingesetzt. So besitzt die Protasul-10 Legierung bei Schäften von künstlichen Gelenken für Knie, Hand und Ellbogen ein rekristallisiertes Gefüge (nach Glühung bei 1050°C) im vollaustenitischen Zustand (Abb. 14 a). Dieser weichgeglühte Gefügezustand erlaubt eine Anpassung des metallischen Verankerungsschaftes an die verschiedenen Knochenkrümmungen durch

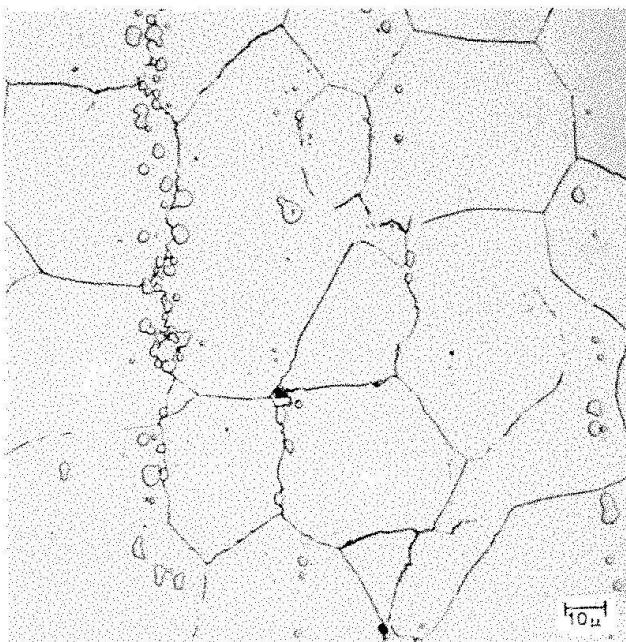


Abb. 12. Mikrogefüge der CoCrMo-Schmiedelegierung Protasul-21 WF; austenitisches, feinkörniges Mikrogefüge mit feinverteilten Blockkarbiden im warmgeschmiedeten und bei 1150°C geäglühten Zustand der Legierung.

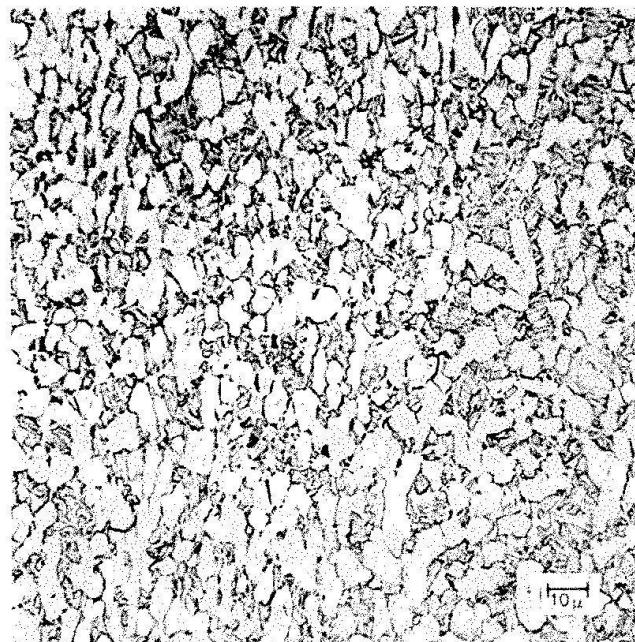


Abb. 13. Mikrogefüge der TiAlV-Schmiedelegierung Protasul-64 WF (ISO 5832-3); globulares Gemisch von hexagonaler Alpha-Phase (hell) und kubisch raumzentriert Beta-Phase im warmgeschmiedeten Zustand der Legierung.

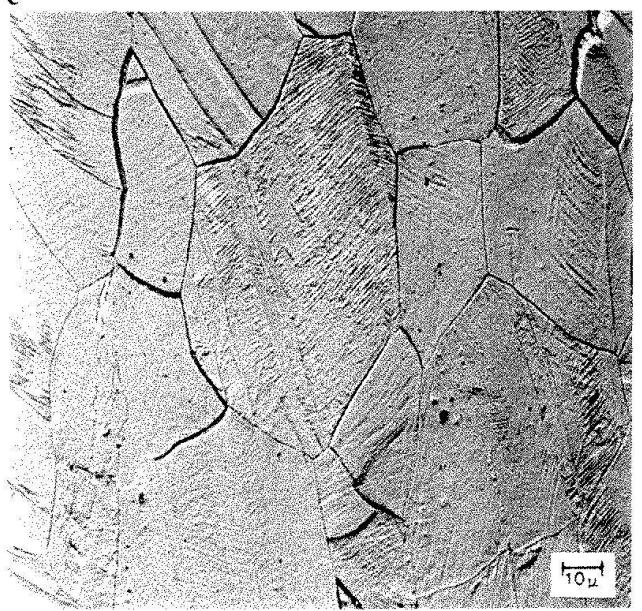
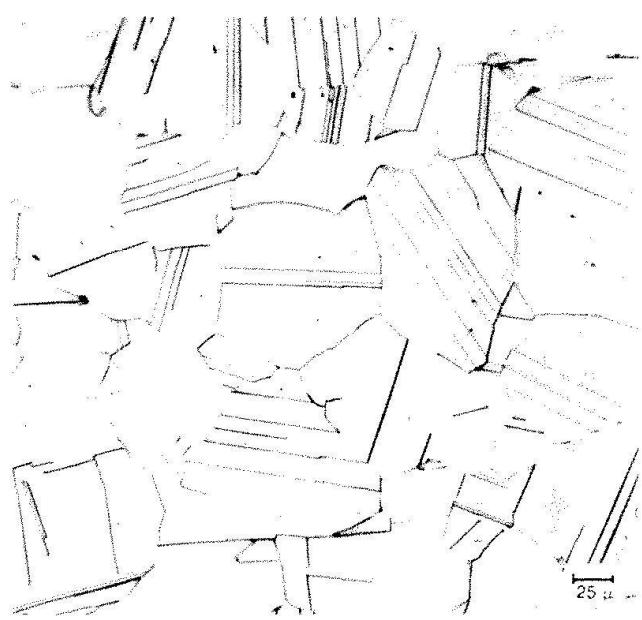
Verbiegen des Metallschaftes, z. B. bei Meuli Handgelenkprothesen und GSB Ellbogen- und Kniegelenkprothesen. Bei Verbundschweisungen (Abb. 14 b) von verschleissfesten Bewegungssteilen aus der CoCrMo-Gusslegierung (z. B. Hüftgelenkkugel oder Hüftgelenk-Rotationszapfen) mit dauer schwingsfesten Verankerungsschäften aus der CoNiCrMo-Schmiedelegierung Protasul-10 (Semlitsch 1976 b) wird letzterer Werkstoff in unmittelbarer Umgebung der Schweisung zufolge Wärmeeinwirkung ebenfalls mit vollständig rekristallisierter Gefügestruktur erhalten (Abb. 14 c).

Auch im warmgeschmiedeten Zustand weist die Protasul-10 Legierung eine vollaustenitische Gefügestruktur, allerdings mit stark längsverformten Körnern und Subkörnern auf (Abb. 14 d). Dieser hochfeste Materialzustand wird bevorzugt bei Verankерungsschäften von Hüftprothesen eingesetzt. Beim Kaltverformen der CoNiCrMo-Legierung wird die Gitterfehlerdichte der längsverformten Austenitstruktur stark erhöht und es bildet sich ausserdem noch eine Epsilon-Martensitphase mit Hexagonalstruktur aus (Abb. 14 e). Eine abschliessende Wärmebehandlung (520–610°C) der kaltverformten

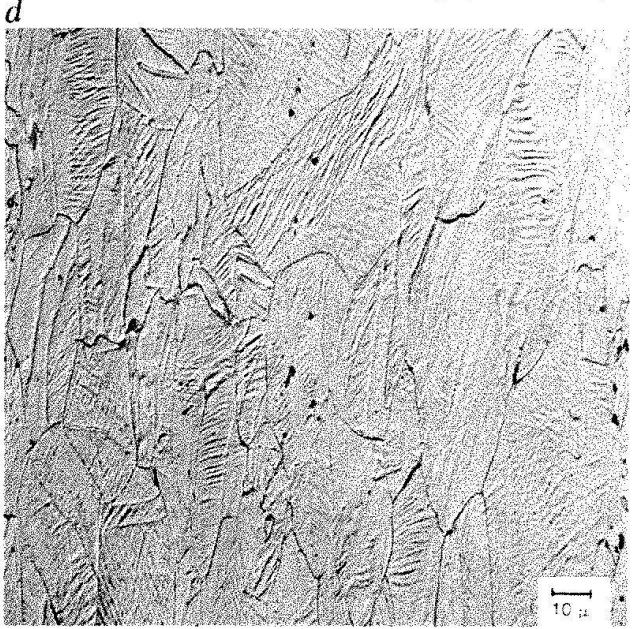
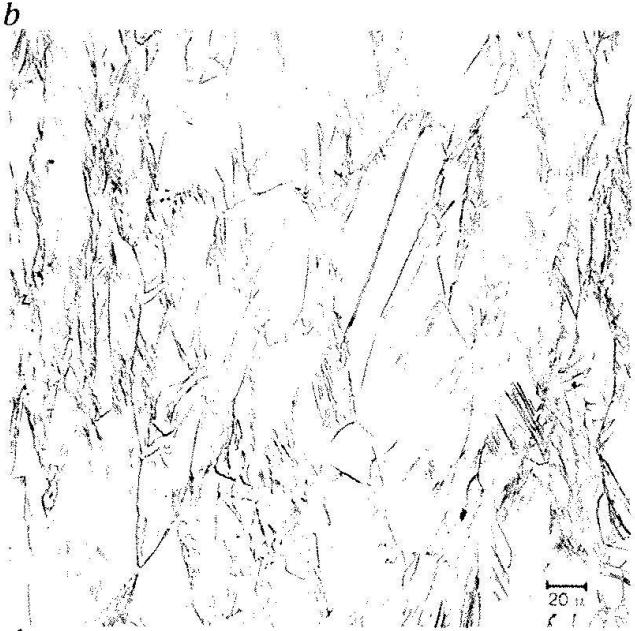
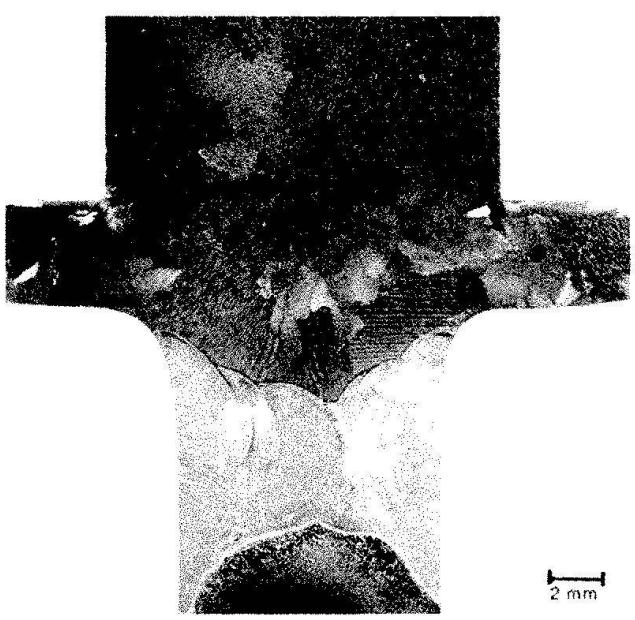
Abb. 14. Mikrogefüge der CoNiCrMo-Schmiedelegierung Protasul-10 (MP-35 N, ISO 5832-6).

- a Austenitisches, rekristallisiertes Korngefüge im lösungsgeglühten Zustand der Legierung nach einer Wärmebehandlung bei 1050°C.
- b Gefügeaufbau einer Verbundschweisung (hell) von Protasul-2, Gusslegierung (oben) mit Protasul-10 Schmiedelegierung (unten) bei der Weber Rotations-Hüftendoprothese.
- c Ausschnitt von Bild 14b mit Übergang von der Schweisszone (oben) zum rekristallisierten Gefüge der Protasul-10 Legierung.

- d Austenitisches Mikrogefüge im warmgeschmiedeten Zustand der Protasul-10 Legierung mit längsgestreckten Körnern und Subkörnern, die im submikroskopischen Bereich reich an Versetzungen sind.
- e 35 % kaltverformtes Austenitgefüge mit längsgestreckten Körnern, reich an hexagonalen Epsilonmartensit-Lamellen.
- f 50 % kaltverformtes Austenitgefüge mit längsgestreckten Körnern, reich an hexagonalen Epsilonmartensit-Lamellen und einer ausgeschiedenen, intermetallischen Co₃Mo-Phase nach einer Wärmebehandlung der kaltverformten MP-35 N Legierung bei 520–610°C.

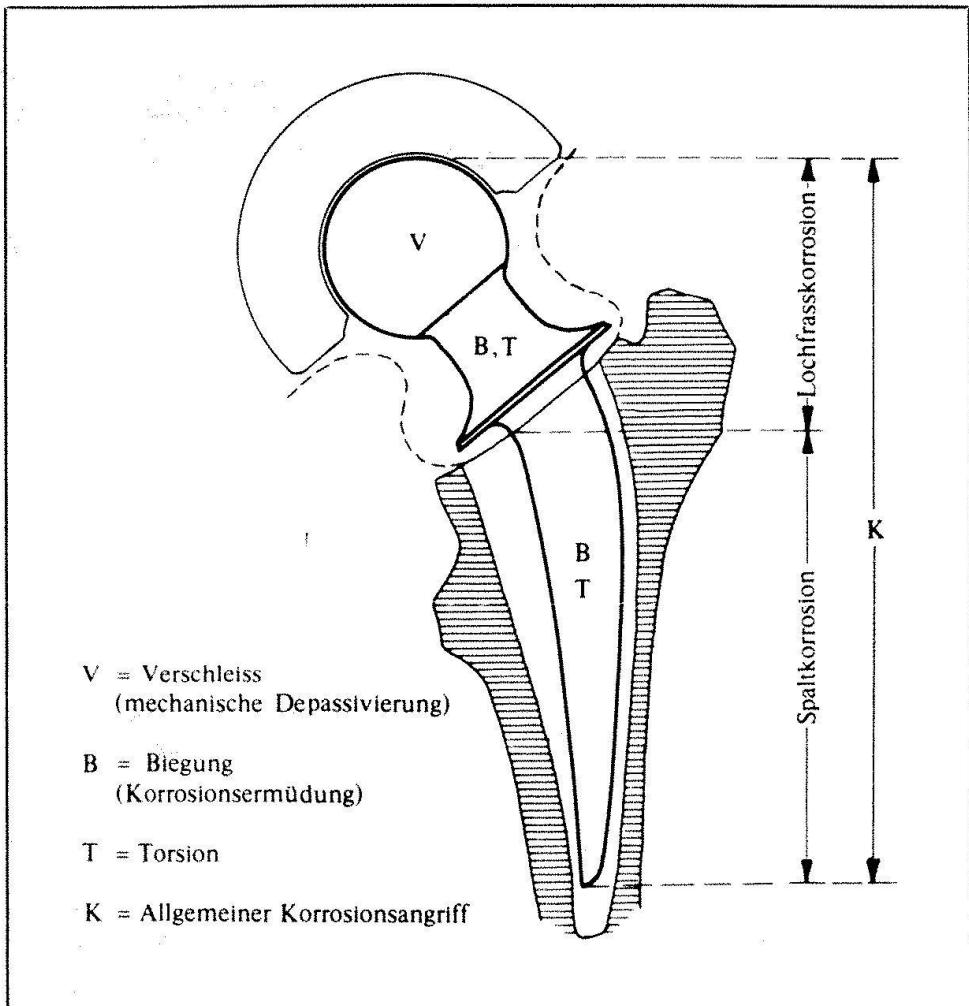


a



b

Abb. 15. Mechanische und korrasive Einwirkungen auf eine im Körper implantierte Hüftendoprothese.



Legierung (Graham 1969) bewirkt noch die Ausscheidung der intermetallischen Phase Co₃Mo (Abb. 14 f), wodurch zusätzlich eine Festigkeitssteigerung möglich ist.

Korrasionseigenschaften

An die bei künstlichen Hüftgelenken zum Einsatz kommenden Werkstoffe werden besonders hohe Anforderungen bezüglich Körperverträglichkeit und Korrosionswiderstand gestellt. Bei einer Hüftendoprothese als typischem Langzeitimplantat lassen sich die möglichen Korrasionsformen wie folgt einteilen (Abb. 15):

- Allgemeine Korrasion könnte an der ganzen Oberfläche des künstlichen Hüftgelenkes auftreten, sofern sich die metallische Oberfläche zufolge einer dünnen Oxydschutzschicht nicht im Passivzustand befinden würde. Theoretisch könnte es im Kugelbereich durch Verschleissvorgänge zu einer Depassivierung der Metallocberfläche kommen.

- Korrasionsermüdung, Spannungsrisskorrasion und Lochfrasskorrasion könnten an dem auf Biegung und Torsion beanspruchten Verankerungsschraube auftreten.
- Spaltkorrasion könnte im Übergangsbe reich des Verankerungsschraubes zum Akry latzementköcher anzutreffen sein, da diese Zone schlecht belüftet ist und sich hier Oxyd schutzschichten an einer depassivierten Metallocberfläche nur langsam aufbauen.
- Galvanische Korrasion käme theoretisch im Bereich der Schweisszone oder einer mechanischen Verbindung von zwei verschiedenen Legierungen in Betracht.

Auf Grund umfangreicher in vitro Korrasionsuntersuchungen (Dockal 1972, Süry 1975, 1976 a, 1978, Thull 1976) kann das Korrasionsverhalten der langjährig verwen deten Implantatlegierungen (Abb. 16), bezogen auf den FeCrNiMo-Schmiedestahl AISI-316L (ISO 5832-1) als «Grandfather material» wie folgt beschrieben werden:

Abb. 16. Korrosionsverhalten von Implantatlegierungen für künstliche Hüftgelenke.

Widerstand gegen	CoNiCrMo Schmiedelegierung ISO 5832/6	CoCrMo Gusslegierung ISO 5832/4	TiAlV Schmiedelegierung ISO 5832/3	FeCrNiMo Schmiedelegierung ISO 5832/1
Korrosions-Ermüdung	+++	++	+++	+
Lochfrass-Korrosion	+++	++	++	+
Spalt-Korrosion	+++	++	++	+
Galvanische Korrosion	Schweissverbindung +++		Verbindung +++	
	+++ sehr gut	++ gut		+ befriedigend

Implantatlegierungen	Mikrogefüge	Elemente	Gewicht %	Korrosionswiderstand	Index	Niveau
		C	Cr	Mo	Cr+Mo/3,3	
<u>FeCrNiMo-Schmiedelegierung</u> Stahl 316L / ISO 5832-1	Austenit	0,03	18	3	(28)	+
<u>CoCrMo-Gusslegierung</u> PROTASUL / ISO 5832-4	Austenit plus Karbide	0,35	29	6	(40)	++
<u>CoNiCrMo-Schmiedelegierung</u> PROTASUL-10 / ISO 5832-6	Austenit	0,025	20	10	(53)	+++
+++ sehr gut	++ gut			+ befriedigend		

- Der Korrosionsermüdungswiderstand ist bei geschmiedeten Kobalt- und Titanbasislegierungen (ISO 5832-6, 4, 3) höher als bei CoCrMo-Guss (ISO 5832-4) und FeCrNiMo-Schmiedestahl (ISO 5832-1).

- Der Widerstand gegen Spannungs-, Lochfrass- und Spaltkorrosion weist dieselbe Abstufung für die einzelnen Legierungen auf, wobei Spaltkorrosionsangriff bisher nur an langjährigen implantierten Hüftprothesen aus der ISO 5832-1 Legierung beobachtet werden konnte.

- Galvanische Korrosion tritt unter Bedingungen des Körpereinsatzes weder an der Schweissverbindung der beiden Kobaltbasislegierungen ISO 5832/6+4 (Süry 1978), noch an der mechanischen Verbindung der Steckverbindung der beiden Implantatlegierungen ISO 5832/4+3 auf (Rose 1971). Die bei diesen Verbindungen verwendeten Implantatlegierungen befinden sich ebenso wie das Schweissgut im stabilpassiven Zustand.

- Der hohe Depassivierungswiderstand (Abb. 17) der Kobaltbasislegierungen ISO 5832-4, 6 beruht auf der erhöhten Wirksumme der Legierungselemente Chrom plus Molybdän (Korrosionswiderstandsindex = 40 bzw. 53). Beim Schmiedestahl ISO 5832-1 hingegen beträgt der Korrosionswiderstandsindex nur 28 und dient als Erklärung für die in der klinischen Praxis beobachteten Spaltkorrosionsangriffe.

Mechanische Eigenschaften

Künstliche Hüftgelenke werden pro Jahr etwa ein bis zwei Millionen Male mit einem Mehrfachen des Körpergewichtes jedes Patienten beansprucht. Daraus resultiert die Forderung nach Implantatwerkstoffen mit hoher mechanischer Festigkeit unter statischer und dynamischer Beanspruchung. Diese Kenndaten werden an Probestäben aus dem Implantat (Abb. 18) im statischen Zugversuch und im dynamischen Umlaufbiege-

Abb. 17. Zusammenhang zwischen Mikrogefüge, Gehalt der Legierungselemente Chrom plus Molybdän, Korrosionsindex und Korrosionswiderstand von 3 Implantatlegierungen auf Eisen- und Kobaltbasis.

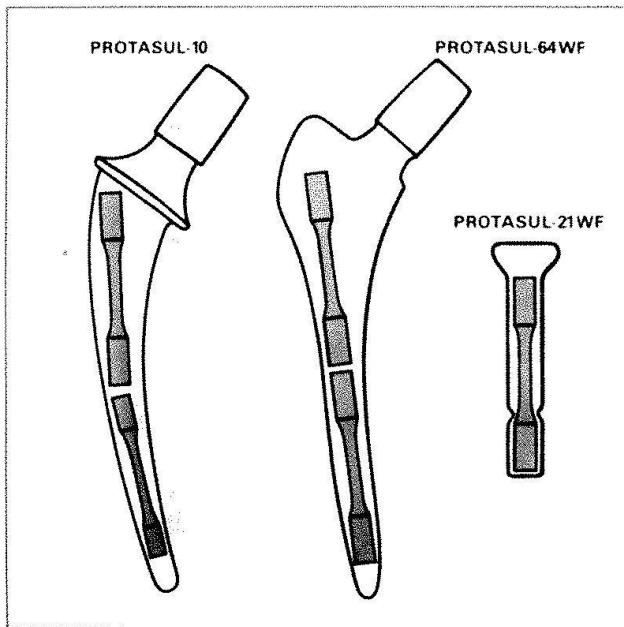


Abb. 18. Entnahmestellen von Umlaufbiegeproben (Implantatlegierungen Protasul-10, Protasul-64 WF und Protasul-21 WF) aus 3 auf Biegung und Torsion beanspruchten Komponenten für künstliche Hüftgelenke.

versuch ermittelt (Abb. 19, 23, 24). Auf Grund von Langzeiterfahrungen mit über 450 000 Original Standard Müller und Weber Hüftprothesen müssen an die Festigkeit der bei diesen Hüftprothesentypen in Anwendung befindlichen metallischen Werkstoffe gewisse Mindestanforderungen (Semlitsch 1980) gestellt werden. Dabei kommt den Festigkeitsangaben folgende Bedeutung für die klinische Praxis zu:

- 0,2 % Streckgrenze als Mass für die Sicherheit eines körperbeanspruchten Hüftprothesenschaftes gegen bleibende Verbiegung. Soll sich ein Verankerungsschaft im implantierten Zustand nur elastisch aber nicht bleibend verbiegen, dann ist ein möglichst hoher Streckgrenzwert von mindestens 450 N/mm^2 oder darüber anzustreben. (Abb. 20).

- Zugfestigkeit als Mass für das Bruchrisiko eines Hüftprothesenschaftes bei gewaltsamer Beanspruchung. Also möglichst hoher Zugfestigkeitswert von mindestens 800 N/mm^2 oder darüber (Fig. 21) für den Fall eines Sturzes des Patienten mit implantiertem Hüftgelenkprothese. Die Zugfestigkeit ist allerdings auch für die Höhe der Dauerschwingfestigkeit ausschlaggebend (30–60 % der Zugfestigkeit) und aus diesem Grund von Bedeutung.

- Bruchdehnung als Mass für die Zähigkeit des metallischen Werkstoffes soll mindestens 8 % betragen (Abb. 22).

- Dauerschwingfestigkeit als Mass für die Sicherheit gegen Ermüdungsbruch eines Hüftprothesenschaftes unter millionenfacher Biege- und Torsionsbeanspruchung im Körper; dies speziell im Fall von gelockerten Verankerungsschäften. Für bruchsichere Hüftprothesenschäfte sind möglichst hohe Dauerschwingfestigkeitswerte von mindestens 400 N/mm^2 oder darüber (Abb. 25, 26) anzustreben.

Beim Vergleich von Dauerschwingfestigkeitswerten für Implantatlegierungen verschiedener Hersteller ist ganz besonders auf folgende Punkte zu achten:

- Herstellungsverfahren des Implantates z. B. durch Giessen, Schmieden oder pulvermetallurgisches Verfahren.

- Herkunft der Probestäbe zur Bestimmung der mechanischen Festigkeitswerte. Die aussagefähigsten Werte stammen von Proben direkt aus dem Implantat. Weniger aussagefähig sind Daten von separat angefertigten Probestäben, wie es z. B. vielfach bei gegossenen Hüftprothesen der Fall ist.

- Oberflächenzustand (längspoliert oder kugelgestrahlt) der Flachproben bzw. Zylinderproben zur Bestimmung der Dauerschwingfestigkeit bei 10 Millionen Belastungszyklen unter Angabe der Streuwerte mit Vertrauensgrenze (95 oder 99 % Bruchsicherheit). Durch Kugelstrahlen der Probenoberfläche werden bekannterweise Druckeigenspannungen in den metallischen Werkstoff eingebracht, wodurch die Dauerschwingfestigkeit im Vergleich zu hochglanzpolierten Proben noch um etwa 10–30 % erhöht werden kann. In einem derartig kugelgestrahlten Oberflächenzustand befinden sich z. B. die Verankerungsschäfte der von Sulzer hergestellten Hüftprothesen.

Auf Grund der erhaltenen Dauerschwingfestigkeitswerte im Umlaufbiegeversuch (Abb. 26) können die im klinischen Einsatz stehenden metallischen Werkstoffe in 2 Gruppen unterteilt werden. In die erste Gruppe fallen der FeCrNiMo-Schmiedestahl AISI-316L (ISO 5832-1) und die CoCrMo-Gusslegierung (ISO 5832-4), die unabhängig vom Behandlungszustand in keinem Fall 450 N/mm^2 Umlaufbiegefestigkeit erreichen. Bei der zweiten Gruppe mit wesentlich höheren

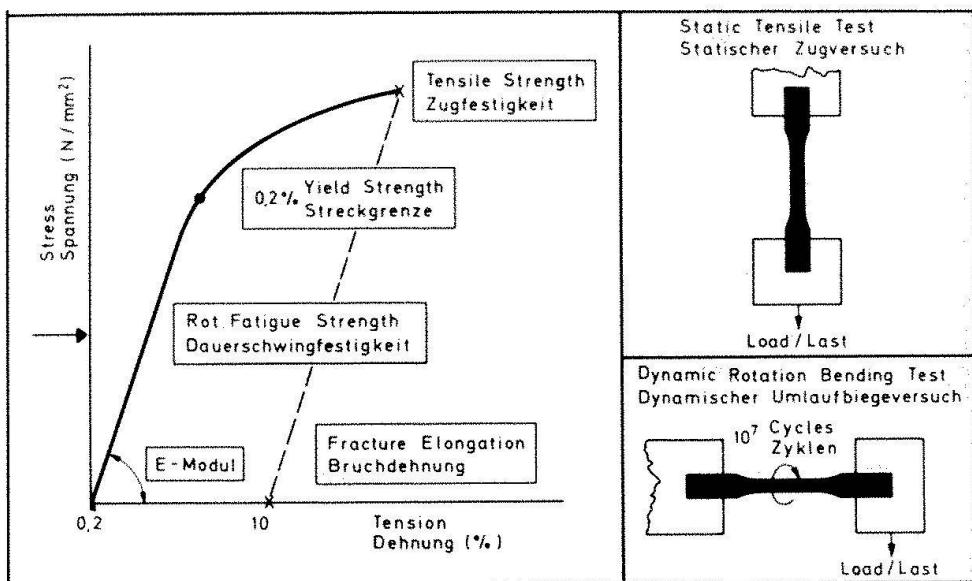


Abb. 19. Mechanische Kennwert-Bestimmung im statischen Zugversuch und im dynamischen Umlaufbiegeversuch.

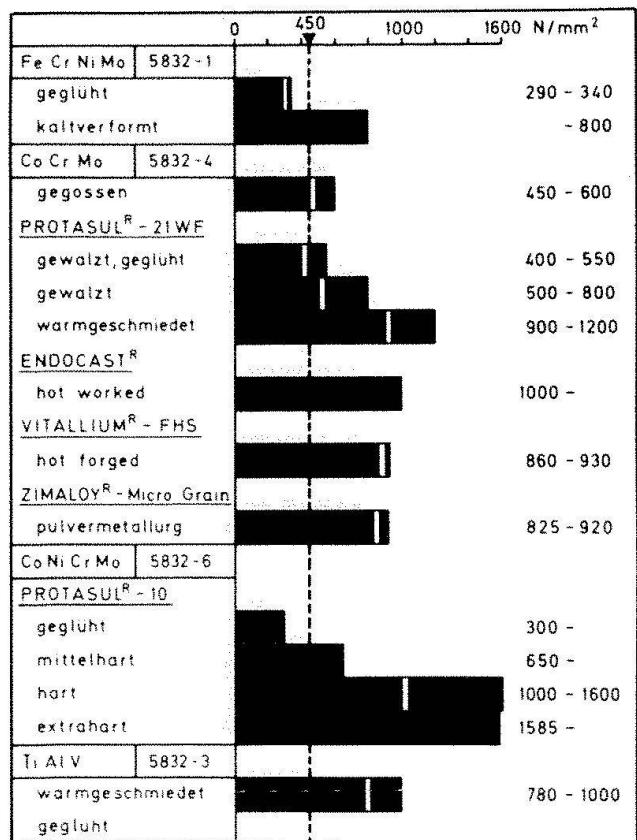


Abb. 20. Streckgrenzwerte bei 0,2% Dehnung von metallischen Implantatwerkstoffen für künstliche Hüftgelenke.

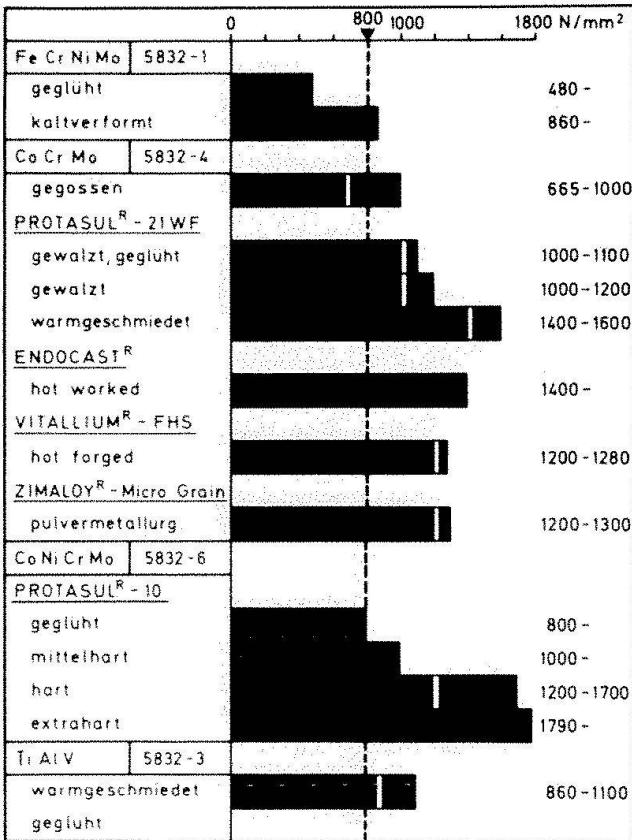


Abb. 21. Zugfestigkeitswerte von metallischen Implantatwerkstoffen für künstliche Hüftgelenke.

Werten bis zu 870 N/mm² handelt es sich um TiAlV-, CoCrMo- und CoNiCrMo-Legierungen im geschmiedeten Zustand (ISO 5832-3, 4, 6). Dabei nimmt die CoNiCrMo-Schmiedelegierung Protasul-10 eine Pionierstellung ein (Semlitsch 1979, Lorenz 1978).

Diese Implantatlegierung wies anfänglich (1972-1975) eine Dauerschwingfestigkeit von 400-450 N/mm² auf und hat sich bei den über 20 000 in Serienfabrikation hergestellten Original Müller Hüftprothesen in diesem Festigkeitsbereich bestens bewährt. In den

anschliessenden Jahren konnte die Dauerschwingfestigkeit für dieses Material noch auf 500–800 N/mm² erhöht werden. Diese erhöhte Festigkeit von Protasul-10 gegenüber 1972 erlaubt es, Verankerungsschäfte mit kleineren Querschnitten zu konstruieren und trotzdem eine hohe Bruchsicherheit gewährleisten zu können. Aus dieser bei Sulzer 1969 eingeleiteten Legierungsentwicklung gingen noch die zwei anderen hochfesten Implantatlegierungen Protasul-64 WF (WF = wrought + forged) und Protasul-21 WF hervor (Semlitsch 1980 b). Jede dieser beiden Implantatlegierungen hat neben der Protasul-10 Legierung mit zehnjährigem klinischen Erfolg ihren ganz spezifischen Einsatzzweck im Falle hochbeanspruchter Implantatkomponenten.

Formfestigkeit von Hüftprothesen

Bei der Konstruktion jeder Hüftgelenkprothese sollten die zu erwartenden Beanspruchungen im Körper bekannt sein, um bei der Werkstoffwahl einen Sicherheitsfaktor gegen Implantatschäden vorsehen zu können. Dies gilt speziell im Falle von im Femur gelockerten Verankerungsschäften. Zur praxisnahen Formfestigkeitsprüfung wird die zu untersuchende Hüftprothese in einem standardisierten Normfemur (Ungethüm 1978) in neutrale Stellung gebracht (Abb. 27) und hierauf in einer korrosionsbeständigen Metallhülse aus einer Kobaltbasislegierung bis zu 50 mm unter die Halskrause einzementiert (Abb. 28). Damit wird eine starke Lockerung des Hüftprothesenschaftes im Femurknochen simuliert. Im statischen Biegeversuch wird mit steigender Belastung die Spannungsverteilung mittels 7 Dehnungsmess-Streifen am Schaftrücken ermittelt (Abb. 28). Von Hauptinteresse sind die Spannungsspitzen am Messpunkt Nr. 3 mit zunehmender Last. Im Falle der Original Müller Standard Hüftprothese aus der Protasul-10 Schmiedelegierung mit einem hohen 0,2% Streckgrenzwert (1200–1600 N/mm²) wird unter der maximal aufgebrachten Last von 5000 N (entsprechend 5fachem Körpergewicht von 100 kg) eine Biegespannung von 1000 N/mm² erreicht. Bei dieser hohen Last wird zwar ein elastisch sichtbarer Ausschlag, aber noch keinerlei bleibende Verformung des Schaftes

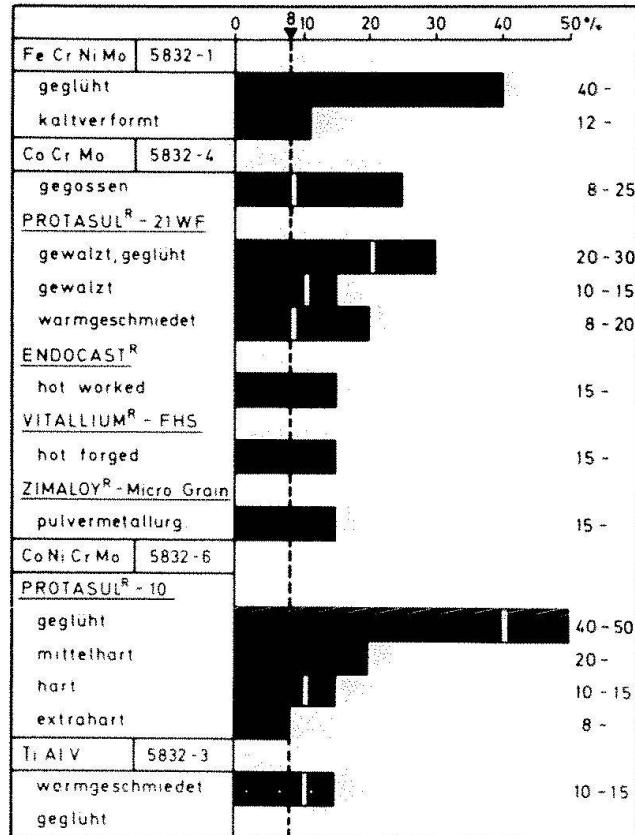


Abb. 22. Bruchdehnungswerte von metallischen Implantatwerkstoffen für künstliche Hüftgelenke.

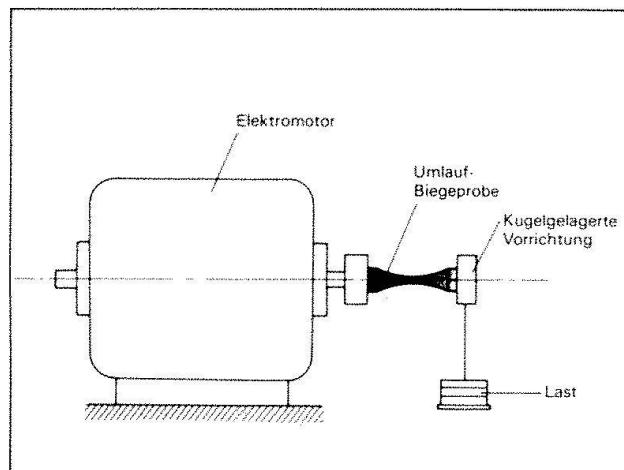


Abb. 23. Belastungsschema einer Umlaufbiegeprüfmaschine für zylindrische Metallproben zur Bestimmung deren Dauerschwingfestigkeit.

registriert. Eine Müller Hüftprothese gleichen Designs aus einem Werkstoff mit einem wesentlich tieferen 0,2% Streckgrenzwert könnte nicht so hoch belastet werden. Vergrössert man allerdings den zu belastenden Schaftquerschnitt oder verändert man gene-

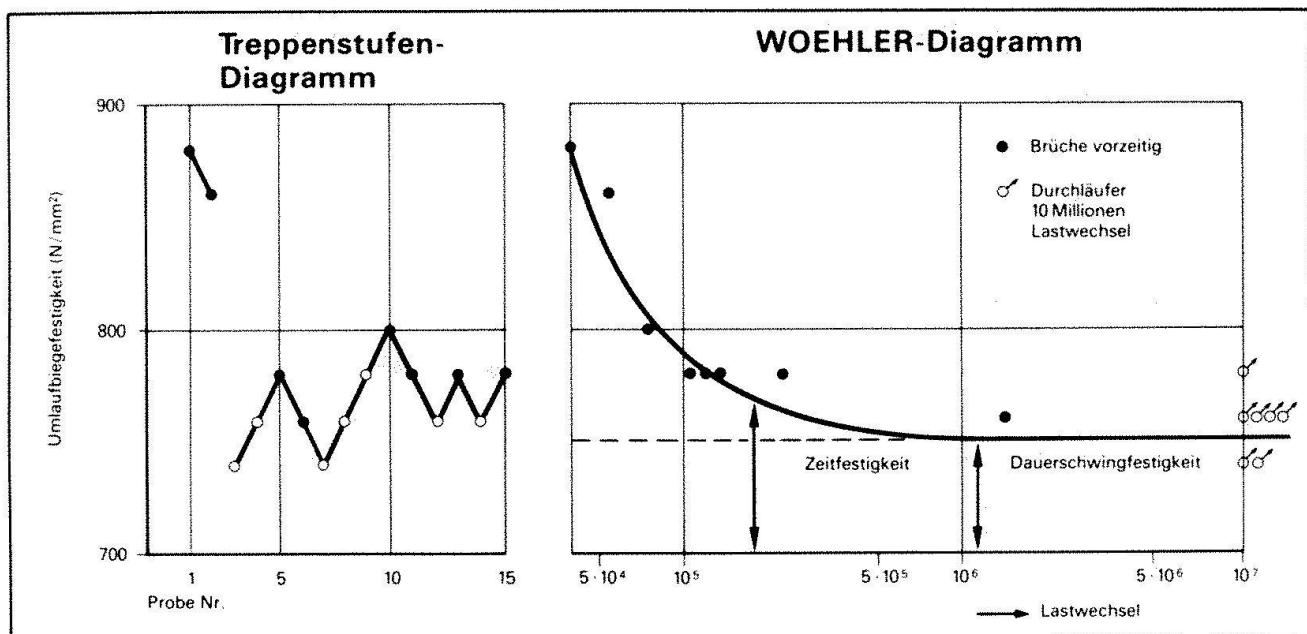


Abb. 24. Die Dauerschwingfestigkeit der Protasul Implantatlegierungen wird im Umlaufbiegeversuch mit 15 zylindrischen Proben nach dem Treppenstufen-Verfahren bestimmt; die Darstellung der Resultate erfolgt in einem Wöhler-Diagramm, wobei die horizontal auslaufende Dauerschwingfestigkeits-Linie bei 10 Millionen Lastwechseln von Bedeutung für Implantatlegierungen von Langzeitimplantaten ist.

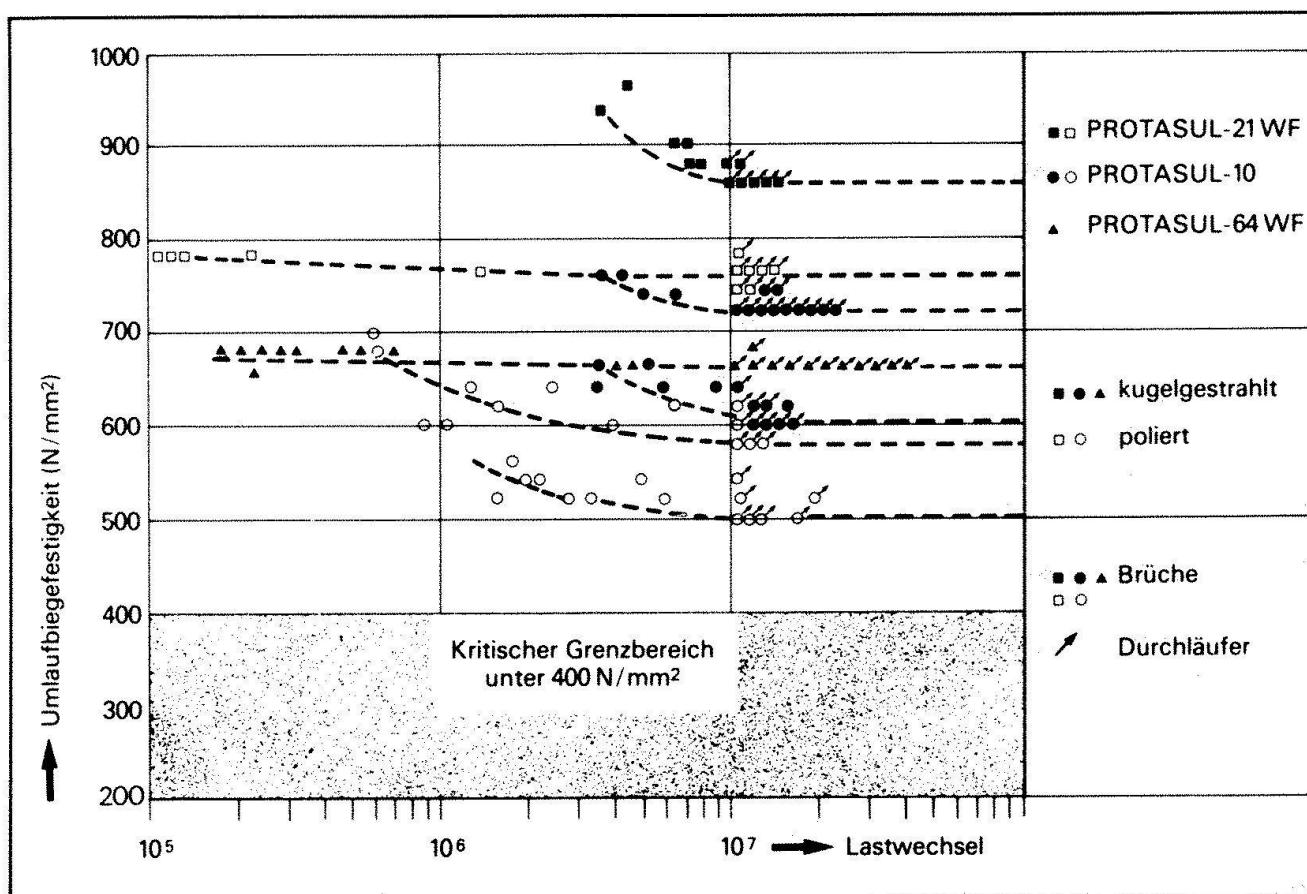


Abb. 25. Wöhler-Kurven für die 3 Implantatlegierungen Protasul-10, Protasul-21 WF und Protasul-64 WF im polierten und kugelgestrahlten Oberflächenzustand.

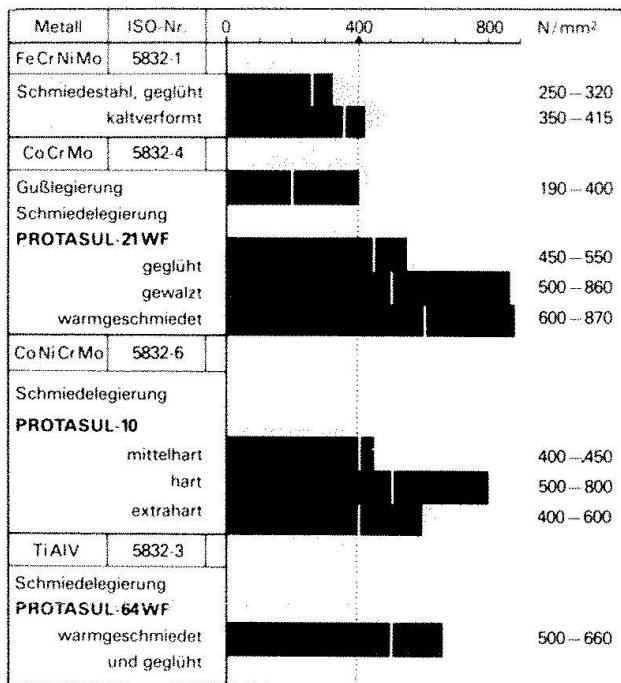


Abb. 26. Dauerschwingfestigkeitswerte von metallischen Implantatwerkstoffen in verschiedenen Verarbeitungszuständen der Protasul Legierungen für künstliche Hüftgelenke.

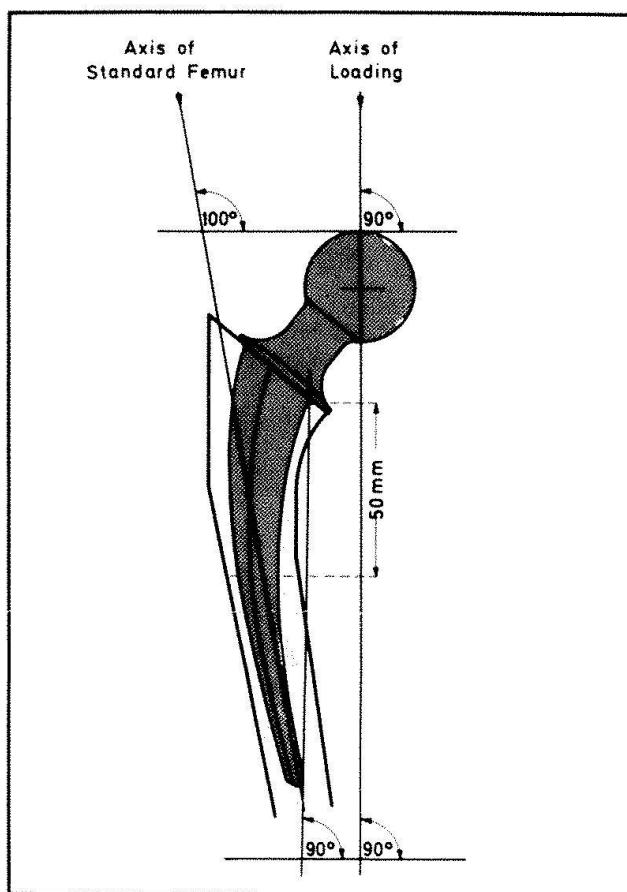


Abb. 27. Position einer simuliert gelockerten Müller Hüftendoprothese im Standardfemur, Schaftabschnitt 50 mm unter der Halskrause ohne Akrylat-Knochenzement.

rell die Schaftform der Hüftprothese (in Richtung niedrigere Spannungsspitzen), so kann dadurch die niedrigere Festigkeit des Schmiedestahls oder eines anderen Implantatwerkstoffes wie z. B. CoCrMo-Guss weitgehend ausgeglichen werden.

Für die klinische Praxis ist schlussendlich die Dauerschwingfestigkeit der simuliert gelockerten Hüftprothese (Abb. 29) in einer korrosiven, belüfteten Ringerlösung bei 37°C von Interesse (Semlitsch 1980 b, ISO 1975). Bei diesem Versuch wird die pulsierende Last sechs- bis zehnmal pro Sekunde aufgebracht. Bestimmt wird die maximal ertragbare Belastung der simuliert gelockerten Hüftprothese bis zu einer Zyklenzahl von 5 Millionen, wobei weder eine bleibende Verbiegung noch ein Ermüdungsanriss oder Bruch des Hüftprothesenschaftes auftreten darf. Für die Belastungsdauer von 5 Millionen entschied man sich auf Grund klinischer Erfahrungen mit

gelockerten Hüftprothesen, die unter ähnlichen Lockerungsbedingungen niemals länger als ein Jahr lang (1–2 Millionen Lastzyklen) im Körper verbleiben würden (Semlitsch 1976 b; Buchhorn 1979).

Ein über mehrere Monate bis zu einem Jahr stark gelockerter Hüftprothesenschaft soll der starken Überbeanspruchung unbedingt schadenfrei standhalten. Damit ist die Entfernung einer gelockerten Hüftprothese mit einem geringeren Komplikationsrisiko für den Patienten möglich.

Am Beispiel der Standard Müller Hüftprothese, aus 2 verschiedenen Implantatlegierungen unterschiedlich hoher Festigkeit hergestellt, soll die Aussagefähigkeit dieser Prüfmethode für die Bruchsicherheit eines Hüftprothesenmodells erörtert werden. Ebenfalls nach dem Treppenstufenverfahren (Abb. 24) werden 10 bis 15 Hüftprothesen bei variablen Belastungen pulsiert. Die bei

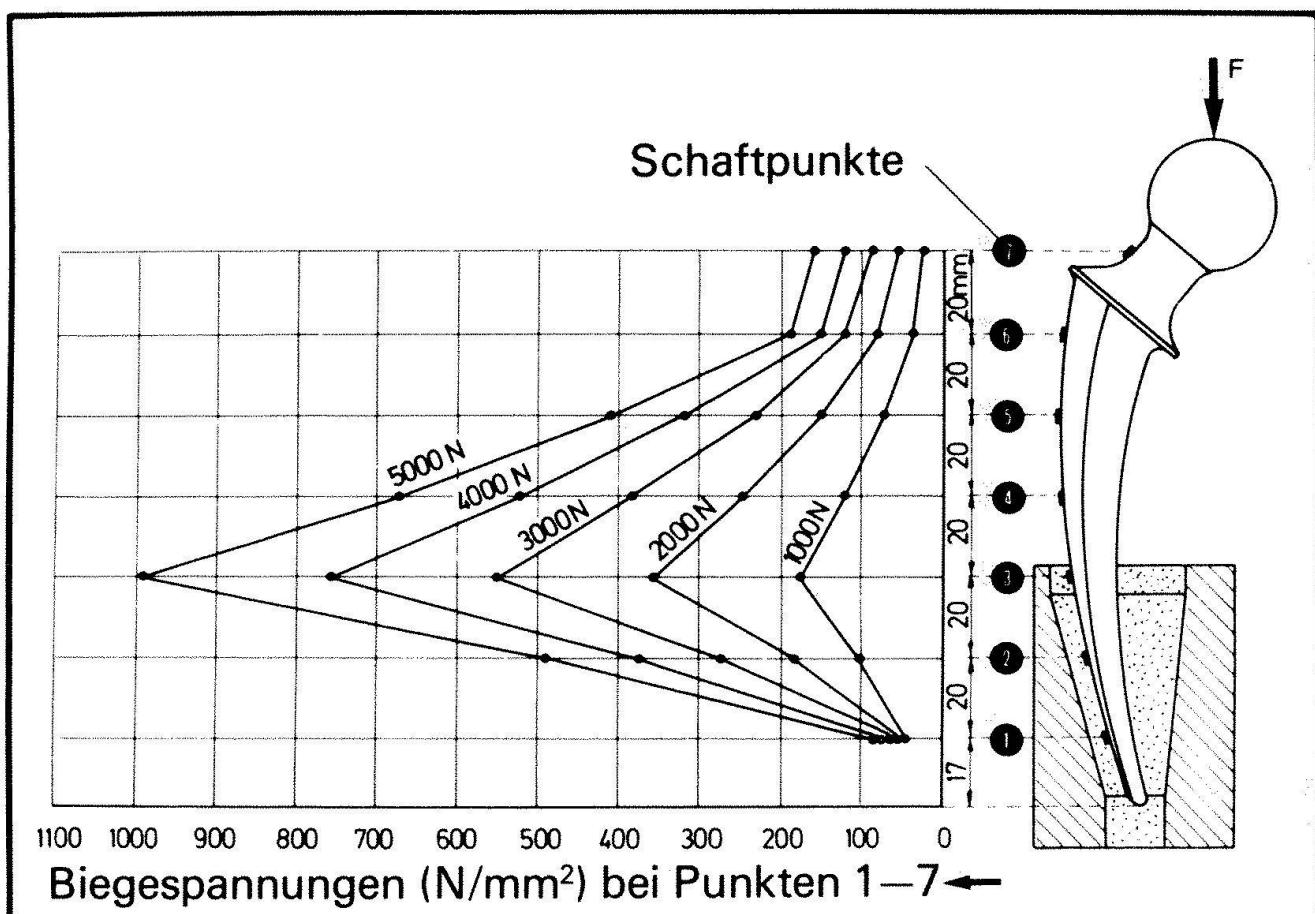


Abb. 28. Verteilung von Biegespannungen an 7 Punkten einer Müller Hüftendoprothese 10.32.20 mit einem oberflächenstrukturierten Verankerungsschaft aus der Protasul-10 Schmiedelegierung harter Qualität bei statisch aufgebrachten Lasten F von 1000 bis 5000 N.

diesem Versuch erhaltenen Brüche und Durchläufer der pulsierten Hüftprothesen werden zur Bestimmung der Korrosions-Dauerschwingfestigkeit in ein Woehler-Diagramm eingetragen (Abb. 29). Daraus ist ersichtlich, dass bei gleicher Schaftgeometrie und unter gleichen Versuchsbedingungen die Sicherheitsgrenze der Korrosions-Dauerschwingfestigkeit für FeCrNiMo-Schmiedestahl AISI-316L bei 1400 N (zweifachem Körpergewicht von 70 kg) und für die harte Qualität der CoNiCrMo-Schmiedelegierung Protasul-10 bei 4000 N (fünffachem Körpergewicht von 80 kg) liegt.

Auf Grund von Langzeiterfahrungen mit über 450 000 Müller und Weber Standard Hüftprothesen aus CoCrMo-Guss und Co-NiCrMo-Schmiedelegierung Protasul-10 ist bei der Pulsierprüfung unter den angegebenen Prüfbedingungen eine minimal zu erreichende Korrosions-Dauerschwingfestigkeit von 2800 N (entsprechend 3,5fachem

Körpergewicht von 80 kg) zu fordern, wenn eine Garantie für die Bruchsicherheit im Falle gelockerter Hüftprothesenschäfte zugesichert werden soll. Tatsächlich ist seit der ersten Implantation im Jahre 1972 von über 250 000 gelieferten Original Müller und Weber Hüftprothesen aus der Serienfabrikation mit Verankerungsschäften aus Protasul-10 mittelharter und harter Qualität noch kein einziger Schadenfall-bleibende Verbiegung, Ermüdungsanriss, Bruch oder korrosiver Angriff gemeldet worden. (Zichner 1977, Ganz 1979, Willert 1980).

Ausblick

Mit den heutigen Hüftprothesenmodellen, hergestellt aus internationalen normierten Biomaterialien, ist bei optimaler Implantations-technik und auf Grund eines vermehrten Wissensstandes der biomechanischen Ver-

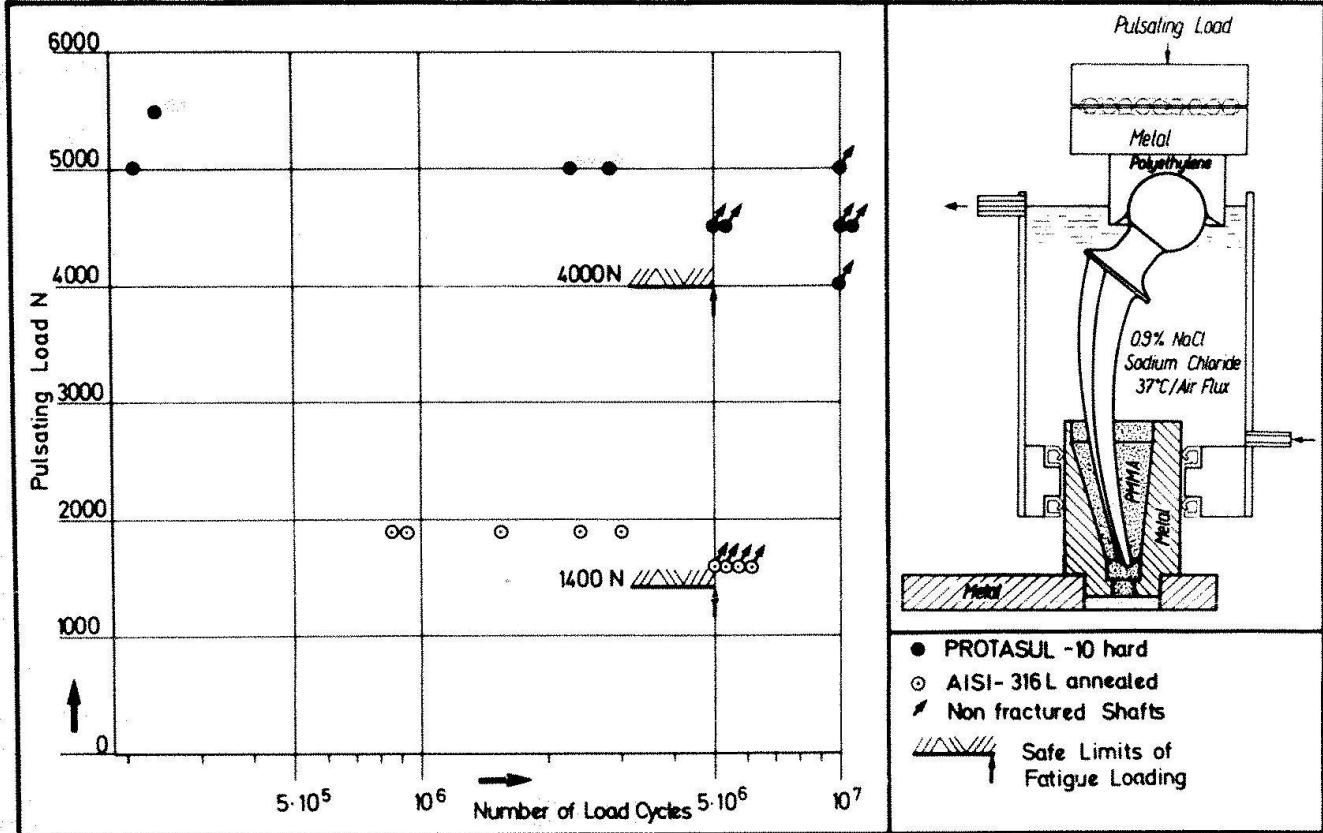


Abb. 29. Sicherheitsgrenzen für funktionellen Korrosions-Dauerschwingfestigkeit von Müller Hüftendoprothesen 10, 32, 20 aus der Protasul-10 Schmiedelegierung harter Qualität und von Müller Hüftprothesen gleichen Querschnittes, hergestellt aus dem Schmiedestahl AISI-316L im geglühten Zustand.

hältnisse eines künstlichen Hüftgelenkes eine lange Funktionsdauer im Patienten zu erwarten. Dem Einsatz jedes neuen Biomaterials bei einem neuen Hüftprothesen-Design gehen umfangreiche Untersuchungen in verschiedenen Simulatorprüfmaschinen voraus. Die dabei gewonnenen Resultate geben gewisse Hinweise für die klinische Bewährung, erlauben aber keinerlei bindenden Langzeitprognosen, da die im Körper herrschenden Bedingungen im Labor nur teilweise simuliert werden können. Über die klinische Bewährung jedes neuen Implantatwerkstoffes kann jedoch nur die klinische Erprobung während 3 bis 5 Jahren entscheiden. Aus diesem Grunde ist eine laufende Nachkontrolle implantierter künstlicher Hüftgelenke erforderlich.

Dies vor allen Dingen im Interesse des Patienten, der ja eine möglichst lange Funktionstüchtigkeit seines künstlichen Gelenkes erwartet. Da die Sicherheit von Langzeitimplantaten bei Patient und Arzt im Vordergrund steht, sollten bei der Konstruktion und Herstellung der künstlichen Hüftgelenke nur bewährte Werkstoffe zum Einsatz kommen und Preisüberlegungen bei Betrachtung der Totalkosten für eine implantierte Hüftgelenkprothese in den Hintergrund treten. Nach wie vor ist eine strenge Indikationsstellung zu empfehlen, wobei mit dem Patienten auch alle anderen operativen Möglichkeiten erörtert werden sollen, bevor sich der Arzt zusammen mit dem Patienten für ein künstliches Gelenk entscheidet.

Literatur

- Boutin, P. 1974: Les prothèses totales de la hanche en alumine l'ancrage direct sans ciment dans 50 cas. *Revue de Chirurgie Orthopédique*, 1974, Band 60, Heft 3, 233-245.
- Buchhorn, U., Griss, B., Niederer, P. G., Willert, H. G. 1979: Klinische Relevanz von Lockerungszeichen bei Hüftendoprothesen. *Zeitschrift für Orthopädie*, 1979, Band 117, 685-690.
- Dawahl, W., Mittelmeier, H., Dörre, E., Altmeier, G., Hanser, U. 1979: Zur Tribologie von Hüftgelenk-Endoprothesen aus Aluminiumoxydkeramik. *Medizinisch-Orthopädische Technik*, 1979, Band 99, 114-118.
- Dockal, C. 1972: Korrosionsverhalten von Implantatwerkstoffen für künstliche Gelenke. *Technische Rundschau Sulzer, Forschungsheft*, 1972, 14-18.
- Dörre, E., Beutler, H., Geduldig, D. 1975: Anforderungen an oxydkeramische Werkstoffe als Biomaterial für künstliche Gelenke. *Archiv für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 1975, Band 83, 269-278.
- Ganz, R. 1979: Hüftprothesen, in: *Operativer Gelenkersatz*. Herausgeber Müller, M. E., Verlag Hans Huber, Bern, Stuttgart, Wien, 1979, 9-18.
- Graham, A. H. 1969: Strengthening of Multiphase Alloys during Aging at Elevated Temperatures. *Transactions of ASM*, 1969, Band 62, 930-935.
- Griss, P., Heimke, G., von Adrian-Werbung, H. 1975: Die Aluminiumoxydkeramik-Metall-Verbundprothese; eine neue Hüftgelenktotalprothese zur teilweise zementfreien Implantation. *Archiv für Orthopädie und Unfall-Chirurgie*, 1975, Band 81, 259-266.
- ISO, TC-150, SC-1 WG-3. 1975: Corrosion fatigue testing of hip joint endoprostheses. Swiss SNV Draft Proposal, 1975, CH-1/18.
- Lorenz, M., Semlitsch, M., Panic, B., Weber, H., Willert, H. G. 1978: Dauerschwingfestigkeit von Kobaltbasislegierungen hoher Korrosionsbeständigkeit für künstliche Hüftgelenke. *Biotechnische Umschau*, 1978, Band 1, 9-22.
- Mittelmeier, H. 1974: Zementlose Verankerung von Endoprothesen nach dem Tragrippenprinzip. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, 1974, Band 112, 27-33.
- Niederer, P. G., Semlitsch, M., Dörre, E., Dietschi, C. 1978: Total hip arthroplasty with ceramic-polyethylene articulation. 14. SICOT World Congress, Kyoto, Scientific Exhibit, 1978.
- Rose, R. M. 1971: Corrosion testing of total hip prostheses and of dissimilar combination of 316 stainless steel, vitallium (HS-21), wrought Ti-6Al-4V (RMI-64). Massachusetts Institute of Technology, internal report, 1971.
- Salzer, M., Zweymüller, K., Locke, H., Plenk, H., Punzet, G. 1975: Erste Erfahrungen mit einer Hüfttotalendoprothese aus Biokeramik. *Medizinisch-Orthopädische Technik*, 1975, Band 95, 162-164.
- Semlitsch, M., Lehmann, M., Weber, H., Dörre, E., Willert, H. G. 1976 a: Neue Perspektiven zu verlängerter Funktionsdauer künstlicher Hüftgelenke durch Werkstoffkombination Polyäthylen-Aluminimumoxyd-Metall. *Medizinisch-Orthopädische Technik*, 1976, Band 96, Heft 5, 152-157.
- Semlitsch, M. 1979: Eigenschaften der CoNiCrMo-Schmiedelegierung Protasul-10 für Gelenkendoprothesen mit klinischer Anwendung seit 1971. *Swiss Med.*, 1979, Band 1, Heft 9, 15-21.
- Semlitsch, M. 1980 a: Probleme und technische Fortschritte bei künstlichen Hüftgelenken. *Medita* 1980, Heft 9, 7-22.
- Semlitsch, M., Willert, H. G. 1980 b: Properties of implant alloys for artificial hip joints. *Medical & Biological Engineering and Computing*, 1980, Band 18, 511-520.
- Semlitsch, M., Panic, B. 1980 c: Corrosion Fatigue Testing of Femoral Head Prostheses Made of Implant Alloys of Different Fatigue Resistance. *Mechanical Properties of Biomaterials*, John Wiley & Sons Ltd., 1980, 323-335.
- Stühmer, G., Weber, B. G. 1978: Die neue Rotations-hüftendoprothese nach dem Baukastenprinzip, System Weber; Erfahrungen und Nachkontrollergebnisse nach fünf Jahren. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 1978, Band 116, Heft 3, 285-293.
- Süry, P. 1975: Untersuchungen zum Korrosionsverhalten gegossener und geschmiedeter Implantatwerkstoffe. *Werkstoffe und Korrosion*, 1975, Band 26, Heft 4, 278-287.
- Süry, P. 1976 a: Korrosionseigenschaften gegossener und geschmiedeter Werkstoffe für künstliche Gelenke. *Medita* 1976, Band 6, Heft 4, 19-24.
- Süry, P., Semlitsch, M. 1978: Corrosion behaviour of cast and forged cobalt-based alloys for double-alloy joint endoprostheses. *J. of Biomedical Materials Research* 1978, Band 12, Heft 5, 723-741.
- Thull, R., Schaldach, M. 1976: Corrosion of highly stressed orthopädic joint replacements. in: *Engineering in Medicine*, No. 2, *Advances in artificial hip and knee joint technology*; Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1976, 242-256.
- Ungethüm, M. 1978: Technologische und biomechanische Aspekte der Hüft- und Kniealloarthroplastik. Verlag Hans Huber, Bern, Stuttgart, Wien, 1978, 95.
- Ungethüm, M. 1980: Zur Problematik von Prothesen-schaftbrüchen. *Zeitschrift für Orthopädie*, 1980, Band 118, 187-199.
- Weber, B. G., Frey, O., Semlitsch, M., Dörre, E. 1977: Aluminiumoxydkeramik-Kugeln für Hüftendoprothesen nach dem Baukastenprinzip. *Zeitschrift für Orthopädie*, 1977, Band 115, 305-309.
- Weber, B. G. 1980: Hüftgelenksprothetik nach dem Prinzip des Baukastens; *Zeitschrift für Orthopädie*, 1980, Band 118, Heft 4, 587-590.
- Willert, H. G., Semlitsch, M. 1976 a: Problems associated with the cement anchorage of artificial joints. in: *Advances in artificial hip and knee joint technology*; Herausgeber Schaldach, M., Hohmann, D., Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 1976, 325-346.
- Willert, H. G., Semlitsch, M. 1976 b: Tissue reactions to plastic and metallic wear products of joint endoprostheses. in: *Total Hip Prosthesis*; Herausgeber Gschwend, N., Debrunner, H. U., Hans Huber Publishers, Bern, Stuttgart, Vienna, 1976, 205-239.
- Willert, H. G., Semlitsch, M. 1976 c: Kunststoffe als Implantatwerkstoffe. *Medizinisch-Orthopädische Technik*, 1976, Band 96, Heft 4, 94-98.

- Willert, H.G., Semlitsch, M., Buchhorn, G., Kriete, U. 1978: Materialverschleiss und Gewebereaktion bei künstlichen Gelenken. Orthopädie, 1978, Heft 7, 62-83.
- Willert, H.G., Buchhorn, G., Zichner, L., Müller, K., Semlitsch, M., 1979: Oberflächenstrukturen von Knochenzement. Zeitschrift für Orthopädie, 1979, Band 117, Heft 4, 674-683.
- Willert, H.G., Buchhorn, U., Zichner, L. 1980: Clinical experience with Müller total hip endoprostheses of different design and materials (CoCrMo-cast alloy and CoNiCrMo-wrought alloy Protasul-10). Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery, 1980, 97, 197-205.
- Willert, H.G., Buchhorn, G., Buchhorn, U., Semlitsch, M. 1981 a: Tissue response to wear debris in artificial joints. NBS Special Publication 601 «Implant Retrieval Material and Biological Analysis» 1981, 239-267.
- Zichner, L., Willert, H.G. 1977: Clinical experience with Müller total hip endoprostheses with stems made of wrought CoNiCrMoTi alloy Protasul-10. Transactions of 3rd Annual Meeting, Society for Biomaterials, New Orleans, April 1977, paper 98.

Dr. Manfred Semlitsch
Gebrüder Sulzer Aktiengesellschaft
Abteilung Forschung und Entwicklung
CH-8401 Winterthur