

Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität
München
Klinikum rechts der Isar
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger)

**Vergleichende biomechanische Untersuchungen zur Tripoden-
struktur zementfreier Endoprothesen**

Martina Henrici

Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität
München
Klinikum rechts der Isar
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger)

Vergleichende biomechanische Untersuchungen zur Tripoden- struktur zementfreier Endoprothesen

Martina Henrici

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Medizin genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger

2. apl. Prof. Dr. H.-P. Rechl

Die Dissertation wurde am 02.06.2006 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 15.11.2006 angenommen.

*Für meine Eltern und meinen Schatz Darius,
die mich immer unterstützt haben und für mich da sind*

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	1
1.1. Allgemeines	1
1.2. Problemstellung und Zielsetzung.....	1
2 Grundlagen der Endoprothetik	3
2.1 Geschichte der Hüftendoprothetik	3
2.2 Anforderungen an zementfreie Endoprothesen	5
2.2.1 Anforderungen an Implantatoberflächen.....	5
2.2.2 Klassifikation der Werkstoffe von Endoprothesenoberflächen	5
2.2.3 Verankerungsprinzipien von Endoprothesensystemen.....	6
2.3 Oberflächen zementfreier Endoprothesen.....	9
2.3.1 Allgemeines	9
2.3.2 Einteilung der Oberflächenstrukturen zementfreier Endoprothesen	10
2.3.3 Funktionalisierung der Oberfläche	13
2.3.4 Porous Coating	15
2.3.5 Die Tripode als Oberflächenstruktur.....	17
3 Material und Methode	20
3.1 Stand der Forschung von biomechanischen Prüfungsverfahren zur Testung von Oberflächenstrukturen zementfreier Endoprothesen.....	20
3.2 Getestete Prüfkörper	23
3.3 Einflüsse auf die Festigkeitsparameter der Tripodenstruktur.....	25
3.3.1 Einfluss des Stempelabstandes	25
3.3.2 Einfluss der Tripodenstegdick und -länge	25
3.3.3 Einfluss von Vernetzungen	26
3.3.4 Einfluss der Form	26
3.4 Methode	28
3.5 Versuchsdesign	29
3.5.1 Einfluss des Stempelabstandes	29
3.5.2 Einfluss der Dicke und Länge von Tripodenstegen.....	31
3.5.3 Einfluss von Vernetzungen	32
3.5.4 Einfluss der Form	32
4 Ergebnisse	34
4.1 Bestimmung der Auswerteparameter	34
4.2 Einfluss des Stempelabstandes.....	35
4.3 Einfluss der Stegdicke und -länge von Tripoden.....	38
4.4 Einfluss von Vernetzungen auf die Tripodenstruktur	40
4.5 Ermittlung des Biegemomentes.....	45
4.6 Einfluss der Form.....	45
4.6.1 Einfluss der Form auf Einzelstrukturen.....	45
4.6.2 Einfluss der Form auf vernetzte Strukturen.....	46
4.7 Rasterelektronenmikroskopische Analyse der Prüfkörper	49
4.7.1 Einfluss des Stempelabstands auf das Bruchverhalten.....	49
4.7.2 Einfluss der Vernetzung auf die Bruchform.....	50

4.7.3 Einfluss der Form auf das Bruchmuster	52
4.8 Zusammenfassung der Ergebnisse.....	54
5 Diskussion	56
6 Zusammenfassung.....	63
7 Literaturverzeichnis.....	65
8 Danksagung.....	70

1 Einleitung

1.1. Allgemeines

Die Arthrose des Hüftgelenkes gehört zu den am häufigsten operativ versorgten, orthopädischen Zivilisationserkrankungen der westlichen Welt. Umstellungsosteotomien sind gelenkerhaltende Operationen zur Therapie dieser Erkrankung, welche bei geringem Arthrosegrad, jüngeren und besonders kooperationsbereiten Patienten indiziert sind [(Hackenbroch 2001)]. Die Alternative stellt der künstliche Gelenkersatz dar, der sich als zuverlässige Therapieform erwiesen hat. Seit dem Beginn der Implantation von Hüftendoprothesen steigt jährlich die Anzahl der durchgeführten operativen Eingriffe kontinuierlich, und diese Operation gehört heute zu den häufigsten Eingriffen in der Orthopädie. Allein in Deutschland werden über 150.000 bis 160.000 Hüftendoprothesen pro Jahr implantiert [(Hinkelmann 2003), (Weigel 2005)]. Bedingt durch die veränderten Lebensgewohnheiten aufgrund von Bewegungsmangel, Adipositas und der gesteigerten Lebenserwartung ist mit einem weiteren Anstieg von Ersteingriffen und auch der Wechseloperationen zu rechnen [(Wirtz 1997)].

Die aktuelle Langzeitbeständigkeit von Hüftendoprothesen beträgt im Durchschnitt 12 Jahre [(Weigel 2005)]. Neben Infektionen, Luxationen und Metallallergien führt die größere körperliche Aktivität gerade bei jüngeren Patienten zum frühzeitigen Verschleiß des künstlichen Gelenkes. In über 75% der Fälle sind sogenannte aseptische Lockerungen aufgrund von entzündlichen Reaktionen des periprothetischen Gewebes auf Polyethylenabrieb aufgrund von Dreikörperverschleiß verantwortlich für die Wechseloperation [(Malchau 2002), (Wirtz 1997)].

Aufgrund der Probleme bei Wechseloperationen von zementierten Endoprothesen geht der heutige Trend bei jungen Patienten eindeutig zur zementfreien Fixation [(Böttner 2004), (Engh 1990), (Rothmann 1990)]. Bereits über 50% der Hüftendoprothesen werden in Deutschland zementfrei implantiert.

Im Bereich des Oberschenkelschaftes wird zwischen zwei verschiedenen Prinzipien der zementfreien Fixation von Endoprothesen unterschieden. Zum einen gibt es Implantate mit einer konischen Stielform, welche sich beim Einschlagen im Oberschenkelschaft verkeilen [(Bensmann 1990)]. Diese Endoprothesen sind meist mit einer mikroporösen Oberfläche beschichtet. An ihre Oberfläche kann der Knochen heranwachsen. Ein bekanntes Beispiel stellt der Zweymüllerstiel dar [(Zweymüller 1983)].

Eine andere Fixationsmethode stellt der anatomische Stiel mit einer proximalen Krafteinleitung und einer strukturierten Oberfläche dar, in welche der Knochen heran- und einwachsen kann. Dieses Prinzip der zementfreien Fixation wird in dieser Arbeit ausführlich behandelt.

1.2. Problemstellung und Zielsetzung

Die Ergebnisse der zementfreien Endoprothetik sind vor allem in Hinblick auf die langfristige Fixation trotz ständiger Optimierung des Materials, der Form und Oberflächenstruktur noch verbesserungsfähig. Zur Erhöhung der Standzeiten ist deshalb die konsequente Weiterentwicklung der Endoprothesensysteme zu fordern.

Um die Primär- und Langzeitstabilität zementfreier Endoprothesen zu verbessern und deren Oberfläche zu optimieren, ist die Kenntnis von mechanischen Festigkeitswerten eine Grundvoraussetzung. Auf eine spezielle, strukturierte Oberfläche, die sogenannte Tripodenstruktur, soll in dieser Arbeit besonders eingegangen werden.

Bislang wurden Einzeltripoden und Proben von klinisch bereits eingesetzten Oberflächenstrukturen untersucht [(Grunwald 1999)].

Ziel dieser Arbeit ist es, mit Hilfe eines statischen Prüfmodells in Erweiterung der Arbeit von Grunwald [(Grunwald 1999)] einzelne und insbesondere vernetzte, speziell strukturierte Oberflächen, d.h. die Tripodenoberflächenstruktur nach dem Abbild der Tripode (TRIPPO_Metal R, Patent DE 41.40919.1), reproduzierbar mechanisch zu testen. Verschiedene Anordnungsformen der Tripoden sollen dabei mit einer etablierten Oberflächenstruktur der Endoprothetik, der Kugeloberfläche, vergleichend geprüft werden. Dabei ist es Ziel, die von Grunwald beschriebene Prüfmethode so zu modifizieren, dass weitere Aufschlüsse über die mechanischen Eigenschaften der Tripodenstruktur gewonnen werden können. Insbesondere soll dabei der Einfluss vom Abstand der Prüfkraft, von der Geometrie der unterschiedlichen Tripodenstege, der Form und erstmals auch Vernetzungen zwischen zwei Strukturen untersucht werden. Es soll hierbei der mechanisch schwächste Bereich und insbesondere auch die Verbindungsfestigkeit der Tripoden zum Grundkörper des Implantates sowohl bei Einzeltripoden als auch verschieden angeordneten, vernetzten Tripoden ermittelt werden. Dieser Punkt erweist sich besonders wichtig, da bekannt ist, dass sich Oberflächenstrukturierungen ungewollt vom Substrat lösen können [(von Knoch 1997)]. Anhand zerstörender und nicht zerstörender Prüfungen sollen Designmerkmale der Oberflächenstrukturen erarbeitet werden, welche die Verbindungsfestigkeit zum Implantatgrundkörper verbessern können.

2 Grundlagen der Endoprothetik

2.1 Geschichte der Hüftendoprothetik

Von dem Berliner Chirurgen Themistokles Gluck wurde 1890 die erste Endoprothese aus Elfenbein angefertigt und in ein Kniegelenk implantiert [(Gluck 1890)]. Aufgrund der durch Elfenbein hervorgerufenen Infektionen und Abbauvorgänge im Knochen erwies sich dieser Werkstoff für die Endoprothetik jedoch als ungeeignet. Dennoch begann damit als erste historisch belegte Quelle die Ära des künstlichen Gelenkersatzes und zahlreicher experimenteller Forschungen auf diesem Sektor.

Smith arbeitete ab 1917 an einem Teilersatz des Hüftgelenkes, einer sog. Mouldarthroplastik, in Form einer Kappenprothese zum Aufsetzen auf den natürlichen Hüftkopf. Zunächst wurde die Hüftkappe aus Glas und später aus Pyrexglas bzw. Baskelit gefertigt. Die Einführung des biokompatiblen Werkstoffes Vitallium aus Kobalt, Chrom und Molybdän (CoCrMo = Kobalt-Chrom-Molybdän) durch Venable (1936) brachte für die sog. Smith-Peterson Kappe 1938 den Durchbruch [(Smith-Petersen 1939)]. Die schlechte Fixierbarkeit der Hüftkappe und der aufgrund der unterschiedlichen Steifigkeiten zwischen Metall und Knorpel erhöhte Verschleiß verhinderte jedoch ihre weitere klinische Anwendung.

Die Brüder Judet verwendeten für ihre direkt im Schenkelhals verankerte Kopf-Hals-Prothese Plexiglas (Polymethylmethacrylat), einen weicheren Werkstoff, welcher bereits in der Neurochirurgie erfolgreich eingesetzt wurde [(Judet 1950)]. Unter dieser erhöhten Belastungssituation zeigten sich bei einer Anzahl von 1000 Implantationen sowohl Prothesenbrüche als auch beträchtliche Fremdkörperreaktionen aufgrund von stark erhöhtem Verschleiß und Abrieb [(Ziller 1984)]. Somit zeigte sich Plexiglas für die Endoprothetik als ungeeignet, und die Suche nach einem geeigneten Werkstoff musste fortgeführt werden.

Deutliche Erfolge hingegen konnte die im Schenkelhals verankerte Hemiprothese von Moore aus der Kobaltlegierung Vitallium verzeichnen [(Moore 1943)].

Diese Form der Kopfprothesen wird bis heute zur Versorgung von Schenkelhalsfrakturen älterer Patienten angewendet. Um frühzeitige Lockerungen teilweise mit Ausbrüchen der Kopf-Hals-Prothesen aus dem Schenkelhals zu verhindern, wurden die Stiele verlängert und direkt in die Markhöhle implantiert. Diese Technik wird bis zum heutigen Tag angewendet.

Obwohl Philipp Wiles in London bereits 1938 die erste Totalendoprothese einsetzte, wurden für weitere eineinhalb Jahrzehnte lang fast ausschließlich Hemiarthroplastiken implantiert [(Morscher 1983)]. In dieser Zeit wuchs die Erkenntnis, dass der zusätzliche künstliche Ersatz der Hüftpfanne neben der Schaftkomponente für die Verbesserung der Langzeitergebnisse zwingend notwendig war.

In den 1950er Jahren wurden deshalb vermehrt Totalendoprothesen mit einer Metalleigenpaarung (CoCrMo-Legierung) bestehend aus einer acetabulären Pfanne und einem im Femur verankerten Schaft z.B. durch McKee, Ring sowie Judet und Debeyre entwickelt [(Rettig 1988), (McKee 1966), (Ring 1968)]. Aufgrund der erhöhten Gleitreibung konnten diese Endoprothesensysteme jedoch nicht zu dem erhofften Erfolg führen. Deswegen intensivierte die orthopädische Forschung die Suche nach einem verschleißärmeren Material für den totalen Gelenkersatz.

Als einer der ersten erkannte Charnley die Notwendigkeit, andere Werkstoffe zu verwenden, und wechselte 1958 von einer Metall-Metall auf eine Metall-Kunststoff Paarung mittels Teflon (Polytetrafluorethylen) [(Elke 2001)]. Diese Kombination besaß bei guten Gleiteigenschaften eine zu geringe Materialfestigkeit, welche mit gravierenden Abriebproblemen verbunden war. 1961 verließ Charnley Teflon als Gleitpaarung. In zahlreichen Testungen konnte er 1962 zeigen, dass die Metall-Polyethylen (PE = Polyethylen) Paarung eine deutlich günstigere Gleitpaarung darstellte [(Charnley 1970)]. Dieses Konzept von Charnley findet bis heute Anwendung, wird jedoch bei jüngeren, aktiven Patienten aufgrund der erwartungsgemäß erhöhten Verschleißrate vermieden.

Die Problematik der langfristigen Fixation von Endoprothesen war trotz Verlängerung des Stieles in den Markraum weiterhin ein ungelöstes Problem. Sowohl die Judet- als auch Stielprothesen zeigten in histologischen Nachuntersuchungen bei deren Schaftlockerungen gehäufte Knochenresorptionszonen am Implantatlager, welche sich als aktive, osteoklastische Abbauzonen darstellten. Als Ursache galten zu hohe Druckbelastungen auf das Implantatlager [(Mittelmeier 1956)].

Erst durch die Einführung von selbstaushärtendem Knochenzement aus Polymethylmethacrylat (PMMA = Polymethylmethacrylat) durch Charnley in den 1960er Jahren konnte die Endoprothese optimal an die Anatomie des Femurschaftes angepasst werden und erzielte eine sofort belastungsstabile Verankerung [(Charnley 1960)]. Durch die Verbindung von Knochenzement mit Antibiotika durch Buchholz wurde zusätzlich die Infektionsrate von Endoprothesen deutlich verringert [(Buchholz 1970)]. Langfristig konnte auch mittels Knochenzement eine dauerhafte Fixation nicht erreicht werden, da es sich hierbei um eine zähe Masse mit Kristallisationseffekten und einer Neigung zur Brüchigkeit handelte [(Mittelmeier 1974)]. Als therapeutische Konsequenz wurde die Altersgrenze mit unterer Begrenzung eingeführt, wonach jüngere Patienten – unterhalb von 60 Jahren - nicht mit einer zementierten Endoprothese versorgt werden sollten. Bis Ende der 1970er Jahre erfolgte trotzdem fast ausschließlich die Implantation von zementierten Hüftendoprothesen.

Durch die aufgetretenen Implantatlockerungen bei zementierter Verankerungstechnik gerieten in den 1980er Jahren zementfreie Endoprothesensysteme in den Blickpunkt der orthopädischen Chirurgie und wurden vermehrt bei jüngeren Patienten implantiert [(Jones 1987), (Mittelmeier 1983)]. Zuvor war jedoch eine Phase der gelungenen Weiterentwicklung und Verbesserung der Implantatwerkstoffe notwendig, um eine gezielte Oberflächengestaltung von Endoprothesensystemen mit Oberflächenstrukturen jetzt möglich zu machen.

Als einer der ersten zeigte H. Mittelmeier 1969 die Bedeutsamkeit der Implantatoberflächenvergrößerung durch die verbesserte Kraftverteilung für die zementfreie Fixation anhand der sogenannten Tragrippenendoprothese (Autophor) auf [(Mittelmeier 1974)]. Das Design des Stiels war mit mehreren quer verlaufenden Tragrippen versehen. Diese Endoprothese leitete die Ära der zementfreien Endoprothetik ein, welcher eine Vielfalt verschiedenster Modelle folgen sollte.

Durch die Arbeiten von Morscher [(Morscher 1983)] richtete sich der Blickpunkt der Forschung Anfang der 1980er Jahre verstärkt auf die Gestaltung der Grenzfläche zwischen Knochen und Implantat, welche sich als ein Hauptgarant für eine sichere Integration der Endoprothese in den Knochen erweisen sollte. Bei der rein auf mechanische Aspekte ausgerichteten Auswahl von Werkstoffen wie z.B. bei Teflon und Polyacetal zeigten sich trotz vorheri-

ger Testungen am Tiermodell erst bei der Anwendung am Menschen massive Osteolysen aufgrund eines erhöhten Abriebes. Bis in die 1990er Jahre wurde die chemische Stabilität eines Werkstoffes im Knochenbett vernachlässigt und vornehmlich auf die mechanische Integrität geachtet. Die Grenzfläche zwischen Knochen und Implantat sollte jedoch sowohl mechanisch als auch chemisch stabil gestaltet werden [(Morscher 1983), (Thull 2003)]. Aufgrund dieser Erkenntnisse und neuen Anforderungen an die Werkstoffe war eine Weiterentwicklung zementfreier Endoprothesen insbesondere ihrer Oberflächen zwingend notwendig.

2.2 Anforderungen an zementfreie Endoprothesen

2.2.1 Anforderungen an Implantatoberflächen

Die Oberflächen von Endoprothesen sollten zum einen eine hohe Abscher- bzw. Abschlagfestigkeit besitzen, damit diese beim Implantationsvorgang nicht zu Schaden kommen. Zum anderen wird ein Höchstmaß der Anpassung an die biologischen Gegebenheiten gefordert. Für den gesicherten, dauerhaften Verbund bedarf es einer hohen Verankerungsfestigkeit des Interfaces zwischen der Oberfläche und dem Knochenlager. Deshalb sollten Endoprothesenoberflächen neben einer hohen mechanischen Festigkeit und Korrosionsbeständigkeit biokompatibel, d.h. bioverträglich und biofunktional zugleich sein [(Ha 2002)].

Biofunktionalität: Fähigkeit des Implantates, den beabsichtigten Zweck während der voraussichtlichen Verweilzeit im Körper zu erfüllen.

Insbesondere sollte die Struktur des Implantates sich an das mechanische Verhalten des Empfängergewebes anpassen können. Hier sei z.B. die Fähigkeit des künstlichen Hüftgelenkes zur Durchführung der gewünschten Bewegung und zur Aufnahme der erforderlichen Kräfte genannt.

Bioverträglichkeit: Fähigkeit des Werkstoffes, während der beabsichtigten Implantationszeit biologisch „ungiftig“ zu sein und diversen Korrosionsangriffen zu widerstehen.

Die Grenzfläche der Implantatoberfläche sollte sich an die chemischen, physikalischen, biologischen und morphologischen Eigenschaften des Empfängergewebes anpassen können.

2.2.2 Klassifikation der Werkstoffe von Endoprothesenoberflächen

Die in der Endoprothetik verwendeten Werkstoffe wurden nach ihrem biologischen Verhalten und den zwischen Knochen und Implantat auftretenden Wechselwirkungen in biotolerant, bioinert und bioaktiv eingeteilt [(Osborn 1987)]:

- Biotolerante Werkstoffe bilden mit dem umliegenden Knochengewebe eine Distanzosteo-genese. Das Implantat wird nicht knöchern, sondern stets durch eine Bindegewebsschicht umkapselt. Zu diesen Materialien zählen z.B. Knochenzement (PMMA) und Edelstahl.

- Bioinerte Materialien bilden eine formschlüssige Kontaktosteogenese und haben direkten Kontakt mit dem Knochen. Das Knochenwachstum beginnt beim Empfänger und richtet sich zum Implantat hin. Beispiele für die Anwendung in der zementfreien Endoprothetik sind hierfür Werkstoffe wie z.B. Kobalt-Chrom-Molybdän Legierungen und Aluminiumoxidkeramik.
- Bei den bioaktiven Werkstoffen handelt es sich um eine Kontaktosteogenese, bei welcher die Knochenneubildung an der Implantatoberfläche beginnt und zum Empfänger- gewebe hin gerichtet ist. Ein Vertreter hierfür ist z.B. die Hydroxylapatit-Keramik (HA = Hydroxylapatit), welche als Beschichtung zementfreier Endoprothesen eingesetzt wird. Durch ihre osteoinduktiven Eigenschaften kommt es zu einem vermehrten Knocheneinwachsen.

2.2.3 Verankerungsprinzipien von Endoprothesensystemen

Die mechanisch stabile Verankerung von Endoprothesen mit dem Knochenlager ist ein Garant für deren dauerhafte Funktionalität. Die Fixation von Endoprothesen wird allgemein in das Prinzip der Form-fit und Press-fit Verankerung eingeteilt [(Gradinger 1993)]. Weiterhin wird in der klinischen Anwendung zwischen einer zementfreien und einer Verankerung mittels Knochenzement unterschieden. Die Stabilität der zementfreien Fixation ist abhängig vom Design und der Oberflächengestaltung der Endoprothese.

2.2.3.1 Allgemeine Verankerungsprinzipien von Endoprothesen

Form-fit

Eine Verankerung in Form-fit-Technik richtet sich nach den anatomischen Gegebenheiten des Knochenbinnenraumes und bedarf deshalb eines Kraftübermittlers in Form von Knochenzement oder eines speziellen Implantatdesigns. Zur Anpassung des Implantates an die Anatomie bedarf es einer computergestützten Spezialanfertigung, welche wegen des hohen technischen und finanziellen Aufwandes Domäne der Sonderendoprothetik ist. Für die passgerechte Anfertigung werden entweder Daten aus einer präoperativen CT-Untersuchung verwendet [(Küsswetter 1992)] bzw. wird ein intraoperativ gewonnener Formabdruck des Markraumes, eine sog. „Onsite-technik“, angefertigt [(Mulier 1989)]. Industriell in Serie hergestellte Endoprothesen können hingegen nur einen annähernden Formschluss mit dem Markraum eingehen [(Klingbeil 1992)].

Die Vorteile der Form-fit-Verankerung liegen in der primär guten Einpassung der Endoprothese in das Knochenlager, wobei zwei unterschiedliche Elastizitätsmoduli (E-Modul = Elastizitätsmodul) zwischen Knochen und Implantat aufeinandertreffen. Diese können hier nicht über ein Medium wie z.B. mittels Knochenzement angeglichen werden.

Press-fit

Bei der Press-fit-Verankerung wird die Endoprothese durch Kraftschluss im Markraum verkeilt [(Bensmann 1990)]. Durch die hohe Primärfestigkeit kann der Knochen an die Prothese heran- und in die Oberfläche hineinwachsen. Nachteil dieser Verankerungsform ist eine erhöhte Komplikationsrate an Fissuren des Knochens beim Einschlagen der Prothese, welche einer zusätzlichen, osteosynthetischen Mehrversorgung bedürfen. Weiterhin besteht die Gefahr der Lockerung der Endoprothese durch erhöhte Resorptionsvorgänge. Dies bewies eine Untersuchung von Huiskes, bei welcher in Zonen erhöhter Spannungen auf den Femurknochen die Um- und Abbauvorgänge im Knochen proportional anstiegen [(Huiskes 1980)]. Um nach einem primär festen Sitz der Endoprothese eine Lockerung im Knochenlager aufgrund von Spannungsspitzen mit nachfolgender Knochenresorption verhindern zu können, sollte neben der Press-fit-Fixation ein ausreichender Formschluss bestehen, um die Druckbelastungen gleichmäßig auf das Knochenlager verteilen zu können [(Hipp 1992)]. Die zementierte Fixation wird teilweise auch der Press-fit-Verankerung zugeordnet.

2.2.3.2 Spezielle Verankerungsformen**Zementierte Verankerung**

Die Einführung von Knochenzement durch Charnley war ein revolutionäres, zugleich technisch einfaches Verfahren, einen engen, sofort belastungsstabilen Verbund zwischen Endoprothese und Knochen herzustellen. Der große Vorteil zementierter Endoprothesen besteht vor allem in der initialen Stabilität und sofortigen Mobilisierbarkeit gerade älterer Patienten. Zusätzlich sorgt der Knochenzement für Blutstillung im knöchernen Implantatbett, gleicht Mängel am Implantatlager bzw. Endoprothesendesign aus und bietet abhängig von der Zusammensetzung teilweise einen lokalen Antibiotikaschutz.

Seit vielen Jahren ist jedoch bekannt, dass die Zementfixation von Endoprothesen einem Alterungsprozess unterliegt [(Hipp 1992), (Morscher 1983)] und neben vermehrtem Polyethylenabrieb hauptsächlich für aseptische Lockerungen verantwortlich ist [(Jones 1987), (Kasch 1999), (Rothmann 1990)].

Verschleiß- und Bruchpartikel des Zements können zu erheblichen Fremdkörperreaktionen führen [(Jasty 1986)]. Zu den weiteren Nachteilen des Knochenzements zählen Hitzeschäden am Knochen aufgrund der Polymerisationswärme, allergische bzw. toxische Reaktionen auf Abriebprodukte und die Gefahr der Embolisation durch Mark-, Fett- und Knochengewebe aufgrund der Druckerhöhung im Markraum während der Implantation. Zudem sind gerade bei älteren Patienten beim Einbringen des Zements intraoperativ kritische Blutdruckabfälle und Herzrhythmusstörungen beschrieben [(Schneider 1982)]. Durch die zeitlich begrenzte Haltbarkeit des Zements und große Knochenverluste bei Wechseloperationen sollte die zementierte Verankerungsform nur bei Patienten über 60 Jahren, Tumorpatienten oder bei osteoporotischer Knochenstruktur angewendet werden [(Runkel 1994), (Wirtz 1997)].

Zementfreie Fixation

Das Grundprinzip der direkten, zementfreien Fixation von Endoprothesen besteht aus einem biologischen Verbund des Implantates mit dem Knochen. Über eine strukturierte Oberfläche

kann der Knochen an die Endoprothese heran- und hineinwachsen, und ein fester Verbund zwischen Knochen und Implantat entstehen [(Kaddick 1994)]. Für eine dauerhafte Biofunktionalität der Endoprothese ist ein initialer fester Sitz des Implantates im Knochen essentiell notwendig, um Relativbewegungen im Interface auf ein Minimum zu reduzieren. Die Bewegungsmaße im Interface zwischen Implantat und Knochen entscheiden nach Einbringen der Endoprothese darüber, ob Knochen aufgebaut, resorbiert oder lediglich eine bindegewebige Schicht gebildet wird [(Cameron 1973), (Pilliar 1981)]. Wird dieser Einheilungsprozess durch zu hohe Mikrobewegungen gestört, werden die zellulären Elemente der Knochenregeneration zerstört, und es bildet sich narbiges Bindegewebe im Interface zwischen Knochen und Implantat aus. Damit es zum Einwachsen von Knochen kommen kann, dürfen die Relativbewegungen in dieser Phase 150 μm nicht überschreiten. Dies konnte in zahlreichen histomorphometrischen Testungen bewiesen werden [(Pilliar 1986), (Gebauer 1992)].

Bei Implantation von oberflächenbeschichteten Metallzylindern in Hundefemora konnten bei Relativbewegungen über 150 μm kein Einwachsen von Knochen mehr festgestellt werden [(Pilliar 1986)].

Bei der Fixation von zementfreien Endoprothesen unterscheidet man die Phase der Primärstabilität direkt nach Einbringen der Endoprothese und der Sekundärstabilität als dauerhafte, knöcherne Integration. Die Primärstabilität gilt allgemein als notwendige Voraussetzung für die ossäre Integration und gute Sekundärstabilität zementfreier Hüftgelenksimplantate [(Gebauer 1992)]. Nach Einbringen der Endoprothese in den Knochen beginnt der Ablauf der sekundären Fixation aus den folgenden Schritten [(Collier 1988)]:

- Knocheneinwachsen (bony ingrowth) in bzw. an die Implantatoberfläche
- Knochenumwandlung als Adaptation an die neue Belastungssituation („boneremodelling“) [(Hartwig 1995)]

Die Größe der Relativbewegungen im Interface zwischen Knochen und Implantat entspricht dabei dem Maß der Primärstabilität und kann maßgeblich beeinflusst werden durch:

- Designauswahl der Endoprothese [(Tensi 1989), (Kaddick 1994)]
- Implantationstechnik [(Bensmann 1990), (Refior 1988), (Spector 1987)]
- Verhalten des Patienten postoperativ

Die entscheidenden Kriterien für die Designauswahl des Implantates sind die äußere Geometrie, die spezifischen Eigenschaften des Materials und der Oberfläche, sowie das Herstellungsverfahren. Für einen primär stabilen Verbund zwischen Implantat und Knochen sollte eine möglichst große Kontaktfläche zwischen Knochenlager und Implantat zur gleichmäßigen Druckverteilung, sowie eine Press-fit-Verankerung bestehen [(Hipp 1992)]. Beispielsweise wird ein Hüftstiel bei Implantaten mit gestrahlter Oberfläche entweder durch eine Verklemmung oder bei anatomisch geformten Stielen meist durch eine regelrechte Verzahnung mit poröser Oberflächenstrukturierung fixiert [(Steinhauser 2005)]. Die zementfreien Hüftpfannen werden oft durch zusätzliche Knochenschrauben im os ilium stabilisiert. Dabei wird zwischen Schraub-, Spreizpfannen mit raugestrahlter Oberfläche und Press-fit-Pfannen unterschieden, bei welchen als einzige Implantationsform eine offenporige Oberflächenstrukturierung mög-

lich ist. Während der Implantation wird ein möglichst hoher Formschluss mit einer hohen Verankerungsfestigkeit gefordert, welcher von der präoperativen Planung, vom operativen Geschick, den Operationsinstrumentarien und der Qualität des Knochens bestimmt wird [(Engh 1987), (Spector 1987), (Wevers 1987)].

Oberflächenvergrößerungen mittels Strukturierungen von Rippen, Rillen oder Aufbringen poröser Strukturen und ggf. biologisch aktiven Beschichtungen können Mikrobewegungen reduzieren und so zur knöchernen Einheilung des Implantates mit „Kraftschluss“ zwischen dem umgebenden Knochengewebe führen [(Hartwig 1995)].

Ein weiterer entscheidender Faktor für den Umfang der Mikrobewegungen ist das Verhalten des Patienten in Bezug auf Aktivität, Rehabilitationsfähigkeit und Sturzanfälligkeit. Da die primäre Fixation für einen nahtlosen Übergang in die sekundäre Einheilungsphase essentiell ist, muss ihr in Bezug auf Früh- und Spätlockerungen eine besondere Bedeutung zugewiesen werden.

Die Sekundärstabilität (biologische Fixation) ist abhängig von:

- Primärstabilität (siehe oben)
- osteogenetischer Potenz des knöchernen Lagers [(Hartwig 1995)]
- Oberflächenbeschaffenheit des Implantates [(Thomas 1992)]

Neben der primären Stabilität benötigt der Patient für die sekundäre Einheilungsphase der Endoprothese eine gute Osteoblastenaktivität. Deshalb sollten zementfreie Implantatsysteme bei Patienten über 70 Jahren bzw. Tumorpatienten primär nicht eingesetzt werden [(Runkel 1994)]. Zur Verbesserung der Langzeitstabilität sind strukturierte Oberflächen für das knöcherne Einheilen von zementfreien Endoprothesen entscheidend. Die Implantatoberflächenstrukturen und deren Beschichtungen sollten optimale Bedingungen für das Hinein- bzw. Heranwachsen von Osteoblastenzellen bieten, welche im folgenden Abschnitt 2.3 ausführlich dargestellt werden.

2.3 Oberflächen zementfreier Endoprothesen

2.3.1 Allgemeines

Strukturierte Oberflächen dienen über das Prinzip der Oberflächenvergrößerung der zementfreien Fixation von Endoprothesen mit knöcherner Integration [(Mittelmeier 1999)]. Der Knochen besitzt die Fähigkeit an die Oberfläche heran- und hineinzuwachsen, welches durch zusätzliche osteoinduktive Oberflächenbeschichtungen noch optimiert und beschleunigt werden kann [(Geesink 1995), (Kinner 1999)].

Um das Problem der Langzeitlockerungen zementierter Prothesen zu überwinden, beschrieb H. Mittelmeier als einer der ersten eine grobstrukturierte Oberfläche. Er entwickelte einen sich „selbsthaltenden“ Endoprothesentyp, die sogenannte Autophor-Hüftgelenksprothese aus zirkulären Tragrippen (Abb. 2.3.1). Dieses Endoprothesendesign sollte durch die resultierende Oberflächenvergrößerung die Kraftverteilung auf das Implantat verbessern, hohe Druckspit-

zen reduzieren und somit osteoklastische Knochenabbauprozesse verhindern [(Mittelmeier 1974)].

Die Weiterentwicklung der Makrostruktur des Stieles durch zusätzliche longitudinale Verbindungszüge ähnelte einer Wabenprofilierung. Mit einer Schraubpfanne aus Aluminiumoxid, dem im Querschnitt rechteckigen, zementfreien Autophor-Stiel aus einer Kobaltchrom-Basislegierung und einer makroporösen, muldenförmigen Oberflächenstruktur wurde erstmals das Prinzip der Press-fit-Verankerung verwirklicht [(Mittelmeier 1974)].

In den 1980er Jahren wurden die Autophorstiele mit einer zusätzlichen mikrostrukturierten Oberfläche versehen, welche die Implantatverankerung makro- und mikromechanisch verbessern sollte.

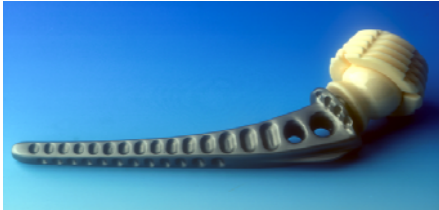


Abb. 2.3.1: Autophorprothese mit Waben und Tragrippenoberfläche

Postoperativ nach Implantation der Tragrippenprothese kam es bei einem Großteil der Patienten zu diffusen Oberschenkelschmerzen, welche durch Knochenresorptionsprozesse aufgrund von Druckatrophien hervorgerufen wurden. Mitte der 1980er Jahre wurde von der Tragrippenprothese dieser Problematik wegen Abstand genommen [(Mittelmeier 1997)].

Im Moment werden vor allem Hüftstiele, dem Acetabulum zugewandte Flächen von Hüftpfannen bzw. Auflageflächen von Kniegelenksendoprothesen auf dem femoralen und tibialen Anteil mit einer porösen Oberfläche versehen.

2.3.2 Einteilung der Oberflächenstrukturen zementfreier Endoprothesen

Strukturierte Oberflächen zementfreier Endoprothesen werden vor allem am Hüft- und Kniegelenk und seltener an den übrigen Gelenken des Körpers angewendet. Seit der Einführung zementfreier Endoprothesensysteme wurden eine Vielzahl an unterschiedlichen Oberflächenstrukturen in einem Größenbereich zwischen 20–2000 μm vorgestellt. Zum Vergleich der einzelnen Oberflächenstrukturen bedarf es einer Klassifikation. In den 1990er Jahren wurden die Oberflächenstrukturen nach ihrer Porengröße und Porosität eingeteilt in [(Mittelmeier 1997)]:

- makroporös, d.h. Porengröße von 1500 bis 400 μm mit einer Porosität von über 50%
- miniporös, d.h. Porengröße von 400 bis 200 μm mit einer Porosität von 20 bis 50%
- mikroporös, d.h. Porengröße von 200 bis 20 μm mit einer Porosität von 20 bis 50%

Die Porosität und Porengröße galten Anfang der 1980er Jahre als wichtige Parameter für das Einwachsverhalten von Kapillaren an die Prothesenoberfläche zur Sicherung der Ernährung der Osteozyten und Bildung von Knochengewebe. Hulbert untersuchte in den 1970er Jahren anhand poröser Endoprothesenoberflächen das Einwachsverhalten von Knochen in Abhängigkeit von der Porengröße [(Hulbert 1970)]. Dabei zeigten sich folgende Zusammenhänge:

- Porengröße von 44 bis 75 μm : Bildung von Bindegewebe
- Porengröße von 75 bis 100 μm : Vaskularisation und Bildung von unmineralisiertem Knochen
- Porengröße von 100 bis 150 μm : Bildung von mineralisiertem Knochen
- Porengröße über 150 μm : Entstehung von Osteonen an der Endprothesenoberfläche nachweisbar

Dabei resultierte die höchste Verankerungsfestigkeit bei einer Porengröße von 50 bis 400 μm im kürzesten Einwachszeitraum [(Boby 1980), (Pilliar 1983)]. Klawitter beobachtete ein Einwachsen von Knochen an porösem Polyethylen bereits ab einer Porengröße von 40 μm , die optimale Einwachsgeschwindigkeit wies er jedoch bei einer Porengröße von 100 bis 135 μm nach [(Klawitter 1976)]. Für das Einwachsen von Osteoblasten in eine poröse Oberfläche stellte sich eine Porosität von 20 bis 40% als geeignet dar [(Hahn 1970)]. Ab einer Porosität größer 60% kam es zu einem unvollständigen Einwachsen von Knochen in die Oberflächenstrukturen [(Galante 1971)].

Die Porosität allein ist jedoch kein Garant für ein ideales Einwachsen des Knochens. Vielmehr ist die sogenannte „wirksame“ Oberfläche, welche dem Einwachsen von Knochen zugänglich ist, für die erfolgreiche Fixation der Endprothese entscheidend. Die ideale Oberfläche sollte über ausreichend weite, interkonnektierende Porenkanäle verfügen [(Klawitter 1976), (Mittelmeier 1992), (Mittelmeier 1997)].

Weniger geeignet sind daher sogenannte schwammartige Oberflächen. Diese besitzen zwar eine hohe Porosität, sind dem Einwachsen des Knochens durch geringe Eintritts- und Verbindungskanäle nicht zugänglich und deshalb unwirksam (Abb. 2.3.2).

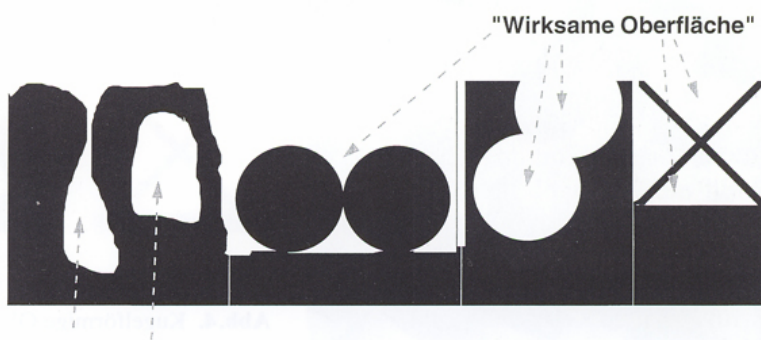


Abb. 2.3.2: Skizze wirksamer Oberflächen (rechts) vergleichend mit verschlossenen Kugel- und Schwammoberflächen (links) [(Mittelmeier 1997)]

Sinnvoller als die Klassifikation nach der Porengröße erwies sich die Einteilung der Oberflächenstrukturen nach der geometrischen Form und Größe in makro-, meso- und mikrostrukturierte Oberflächen [(Mittelmeier 1997)].

Makrostrukturierte Oberflächen:

grobe Formen größer als 2000 μm , wie z.B. Waben, Lamellen, Tragrippen (Autophorprothese) und Stufen mit Oberflächenvergrößerung zur Änderung der Krafteinleitung auf den Knochen (Abb. 2.3.3).



Über makrostrukturierte Oberflächen können teilweise Druckspitzen zwischen Implantat und Knochen aufgebaut werden, welche postoperativ zu konsekutiver Resorption von Knochengewebe aufgrund von Druckatrophie bzw. Stressshielding in minderbelasteten Bereichen führen [(Mittelmeier 1997)]. Makroporöse Oberflächen wie z.B. Lamellen werden bis heute an zementfreien Schäften zur Verbesserung der Rotationsstabilität eingesetzt [(Mittelmeier 1997)].

Abb. 2.3.3: Zementfreie, makroporöse Endoprothese „Adaptiva“ mit Rillenstruktur

Mesostrukturierte Oberflächen:

Oberflächen mit einer wirksamen, porösen Oberfläche von 2000 μm bis 100 μm wie Waben-, Kugel-, Netz-, Spongiosa-, Schwamm- und trabekuläre Strukturen (Tripode)

Waben sind Vertiefungen in der Oberfläche ohne interkonnektierende Kanäle, in welche der Knochen einwachsen, sich jedoch nicht mit dem Implantat verzahnen kann.

Bei der Kugelstruktur z.B. der Lord-Prothese mit einer Größe von 100 bis 1000 μm ist das Volumen der Einzelstruktur im Vergleich zur eigentlichen Oberfläche relativ groß (Abb. 2.3.4). Bei dichter Beschichtung werden folglich die Zwischenräume enger, so dass es zur Abnahme der wirksamen Oberfläche kommt. Der Kontakt der Kugelstruktur mit dem Endoprothesenkern ist relativ klein, wodurch die Abscherfestigkeit reduziert ist und Kerbspannungen provoziert werden [(Mittelmeier 1997)].

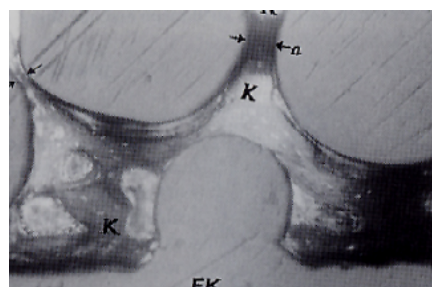
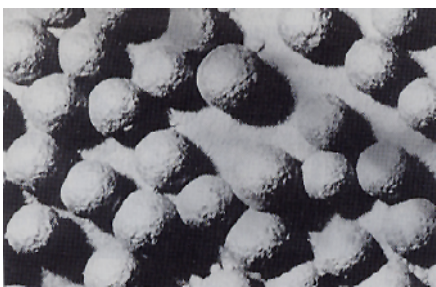


Abb. 2.3.4: Mesostrukturierte Kugeloberfläche der Lord-Prothese [(Mittelmeier 1997)] links, rechts die Gitternetzstruktur (Sulmesh)

Offenzellige Strukturen besitzen Poren mit kleinen, interkonnektierenden Kanälen. Netz-, Gitter- und Maschenstrukturen bestehen aus gerüstartigen, regelmäßigen Grundelementen, sind aber in Bezug auf die Bauhöhe und geometrische Ausrichtung meist nicht variabel herstellbar.

Zu unterscheiden sind davon komplexe Strukturen wie z.B. Schwammoberflächen von einfach reproduzierbaren Strukturen, welche aus Einzelformen gebildet werden.

Die Tripodenstruktur wird aus drei einzelnen Stegen aufgebaut, welche in jeder Höhe und geometrischen Ausrichtung reproduzierbar sind (Abb. 2.3.7).

Mikrostrukturierte Oberflächen:

kleiner als 100 μm , wie z.B. Korund- bzw. Glaspartikel durch Kugelstrahlen, sandgestrahlte Oberflächen, mittels Plasmaspritzverfahren aufgetragene Titanpartikel und Beschichtungen mittels Hydroxylapatit (Abb. 2.3.5)



Abb. 2.3.5: Beispiel einer sandbestrahlten mikroporösen Oberflächenbeschichtung

Die mikrostrukturierten Oberflächen sind kleiner als 100 μm und liegen deshalb unterhalb der von Hulbert bestimmten Grenze der Strukturhöhe, welche für die

knöchernen Einheilung zementfreier Endoprothesen ermittelt wurde. Dennoch begünstigen sie die Sekundärstabilität durch Anwachsen bzw. Einwachsen von Osteoid aus den vorhandenen Knochenporen [(Hartwig 1995), (Hulbert 1970)]. Meso- und mikrostrukturierte Oberflächen können auch zur Verbesserung des Knocheneinwachsens mit bioaktiven Substanzen kombiniert und beschichtet werden.

2.3.3 Funktionalisierung der Oberfläche

Technologien zur schnelleren Osteointegration

Um die knöchernen Integration zementfreier Endoprothesen in der kritischen Übergangsphase von der Primärstabilität in die Sekundärstabilität in den ersten 12 Wochen nach Implantation zu beschleunigen und eine schnellere Belastbarkeit des Implantates zu ermöglichen, befinden sich im Moment zahlreiche osteoinduktive Beschichtungen für Implantatoberflächen in der experimentellen Testphase bzw. bereits im klinischen Einsatz. Durch die gezielte Funktionalisierung der Implantatoberfläche können verschiedene Aspekte wie z.B. die osteoinduktiven Eigenschaften des Implantates unter Beibehaltung des metallischen Grundwerkstoffes verbessert werden [(Steinhauser 2005)].

Vorreiterin der funktionellen Beschichtungen ist die seit den 1970er Jahren verwendete Hydroxylapatit-Keramik (HA = Hydroxylapatit) [(Kienapfel 1994)]. Aufgrund mangelnder mechanischer Festigkeit erwies sich HA als lasttragender Implantatwerkstoff ungeeignet [(Kinner 1999), (Osborn 1987)]. Aufgrund seiner osteoinduktiven Wirkung fand HA daher als Oberflächenbeschichtung seinen Einsatz in der zementfreien Endoprothetik [(Gondolph-Zink 1998)]. Über Heranführen funktioneller Gewebezellen und Steigerung der Gewebeadhäsion wird die Osteointegration durch HA verbessert und ein beschleunigter Verbund mit dem um-

gebenden Knochen vor allem in den ersten 12 Wochen nach Implantation gebildet. [(Thull 2003), (Wilke 2002)]. Dies erlaubt eine frühzeitige Belastbarkeit des Implantates und verringert die Ausbildung von Bindegewebe im Interface [(Hartwig 1995)]. In zahlreichen klinischen Studien konnten die positiven Eigenschaften von HA auf die Osteointegration bestätigt werden [(Capello 1997), (Geesink 1995), (McNally 2000)], welche sich zuvor in experimentellen Versuchen am Tiermodell dargestellt hatten [(Fuchs 1981), (Soballe 1992)].

Eine hohe Haftfestigkeit und Haltbarkeit der bioaktiven Beschichtung ist die Voraussetzung für eine dauerhafte Fixation zwischen Knochen und Implantat. Die HA-Beschichtung zeigte jedoch eine verminderte mechanische Stabilität auf dem Implantatkern [(Gondolph-Zink 1998)]. Die Forschungsgruppe um Sun konnte zeigen, dass freie HA-Partikel zu einer erhöhten Osteoblastenaktivierung führten [(Sun 1998)]. Klinisch kam es zu vermehrten Abplatzern von HA, welche durch Dreikörperverschleiß Abriebpartikel verursachten [(Morscher 1998)]. Beispielsweise zeigten HA-beschichtete Hüftpfannen (Landos Atoll Pfanne) erhöhte Lockerungsraten, welche mit einer vermehrten Resorption der HA-Beschichtung verbunden waren [(Lai 2002)]. Zur Auswertung dieser Problematik bedarf es weiterführender Langzeitstudien. Um die Haftfestigkeit von osteoinduktiven Beschichtungen zu steigern, wurden bioaktive Oberflächenbeschichtungen mittels Calciumphosphat entwickelt und bereits klinisch eingesetzt [(DOT 2000)]. Die Langzeitergebnisse darüber müssen abgewartet werden.

Im Zentrum der aktuellen Forschungsarbeiten befinden sich Oberflächenbeschichtungen mit Wachstumsfaktoren (BMP II, III, TGF Beta, IGF 1) und Osteoblasten bindende Peptide (RGD Peptide) [(Esenwein 2003), (Kantlehner 2000), (Raschke 2002), (Schmidmaier 2003)]. Im Tiermodell zeigten diese Oberflächenbeschichtungen verbesserte knöchernen Implantatfestigkeiten sowie ein beschleunigtes Knochenremodelling. Es bedarf jedoch klinischer Langzeitergebnisse. Die Osteoblasten bindenden Peptide befinden sich noch in der experimentellen Testphase, so dass die klinischen Ergebnisse abgewartet werden müssen.

Antiinfektiöse Oberflächenbeschichtungen

Bei der Besiedelung der Implantatoberfläche stehen Körperzellen wie z.B. Osteoblasten in einem Konkurrenzkampf mit Bakterien. Falls es zu einer Besiedelung und Infektion der Endoprothese kommen sollte, sind die Bakterien aufgrund einer schwerlich durchdringbaren Biofilmbarrriere auf der Oberfläche des Implantates für oral oder intravenös applizierte Antibiotika kaum erreichbar [(Gristina 1988)]. In den meisten Fällen bedarf es einer Revisionsoperation mit Explantation des Implantates. Aus diesem Grund wurden antiinfektiöse Implantatoberflächen hergestellt, welche antiadhäsiv gestaltet und mit antibakteriell wirksamen Metall-Ionen, Antibiotika, Antiseptika und Antikörpern beschichtet wurden [(Darouiche 1999) (Silber), (Gollwitzer 2003) (Gentamycin, Teicoplanin), (Schierholz 1998) (Silber)].

Neueste Technologien der Implantatoberflächenbeschichtung

Zur Verbesserung der knöchernen Integration und gleichzeitigen Steigerung der Stabilität von Implantaten befindet sich die Optimierung von Beschichtungsverfahren bzw. Einführung neuer Werkstoffmaterialien im Blickpunkt der aktuellen Forschungsarbeiten. Als Ventilmetalle für folgende Beschichtungen dienen dabei Titan, Zirkon, Niob und Tantal [(Thull 2003)]:

- Mikroporöse Oberflächenstrukturierungen mittels Titan
- Titan–Niob-Metallbeschichtung
- Tantal- / PVD Tantal-Beschichtung (Mehrlagenschichtsystem)

Bei mikroporösen Oberflächenstrukturierungen mittels Titan werden die Partikel durch ein Plasma–Spray-Verfahren aufgetragen [(Luedemann 1994)]. Im Gegensatz zu anderen Beschichtungsverfahren bewirkt es keine Reduzierung der Stabilität der darunter liegenden metallenen Implantatoberfläche.

Titan-Niob-Metallbeschichtungen (50:50) werden zum Schutz vor möglichen allergischen Reaktionen eingesetzt und gewährleisten durch ihre Mehrfachbeschichtung eine zusätzliche, sehr hohe Stabilität aufgrund ihrer Selbstpassivierung [(Thull 2003)].

Auf der Suche nach einem neuen Werkstoff für die zementfreie Endoprothetik wurde das biegsame, korrosionsbeständige Metall Tantal mit seinen knochenähnlichen Materialeigenschaften untersucht [(Poggie 1998), (Thull 2003)]. Aufgrund seiner hohen Biokompatibilität wurde Tantal bereits für chirurgische Implantate z.B. in Form von Elektroden beim Herzschrittmacher verwendet [(Black 1994), (Johnson 1977)].

Bobyn testete die Eigenschaften von Tantal als Oberflächenbeschichtung mittels Pushout-Testungen am Tiermodell [(Bobyn 1999)]. Im Vergleich zu früheren Pushout-Testungen in den 1980er Jahren, zeigte die Tantal-beschichtete Oberfläche im Vergleich zur gesinterten Kugeloberfläche aus CoCr bereits nach vier Wochen eine mit 18,5 MPa zu 9,3 MPa doppelt so hohe Festigkeit, siehe Kap 3.1. [(Bobyn 1999)]. Diese Beschichtung wird vor allem bei Wechseloperationen mit großen Knochendefekten bzw. Osteonekrosen des Hüftkopfes empfohlen [(Brown 1999)].

PVD-Tantalbeschichtungen mit einem Mehrlagenschichtsystem besitzen neben einer hohen Biokompatibilität eine hohe Korrosionsbeständigkeit und wurden zum Schutz vor Stielbrüchen in stark belasteten Regionen von Endoprothesen eingeführt [(Thull 2003)]. Mechanische Anrisse des Implantatwerkstoffes aufgrund von hohen Verformungen werden durch diese Beschichtung gleichsam repariert.

Die Langzeitergebnisse dieser neuen Technologien im Bereich der Beschichtungsverfahren bleiben jeweils abzuwarten.

2.3.4 Porous Coating

Entwicklung

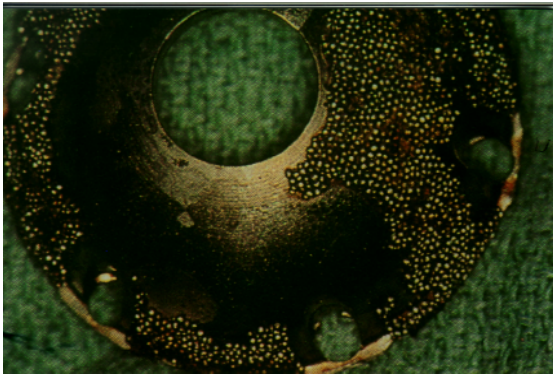
Unter Porous Coating werden alle meso- und mikrostrukturierten Oberflächen zementfreier Endoprothesensysteme zusammengefasst. Der Name leitet sich von der Endoprothesenoberfläche „Porocoat“ ab, welche Anfang der 1970er von Dr. R. Pilliar entwickelt wurde und eine Mischform zwischen mikro- und mesoporöser Oberflächenstrukturierung darstellte. Dabei wurden im Sinterungsverfahren Kugeln auf die Implantatoberfläche aufgebracht, welche Poren im Bereich von 50 bis 400 µm bildeten. 1971 wurde diese Oberfläche erstmals bei der Macnab-English-Schulterprothese und 1977 bei der ersten Hüftendoprothese (Moore-Stiel) verwendet. Seit 1980 steht dieses Oberflächendesign unter dem Namen „Porocoat“ der klini-

schen Anwendung zur Verfügung und wurde 1983 erstmals bei der zementfreien AML-Endoprothese verwendet [(DePuy)].

Negative Auswirkungen von Porous Coating:

Oberflächenstrukturen sind essentiell für die Fixation und knöchernen Integration von zementfreien Endoprothesen. Im Gegenzug reduzieren sie jedoch die mechanischen Eigenschaften des Implantates durch den meist thermisch bedingten, negativen Einfluss auf das Werkstoffgefüge und durch Kerbwirkungen [(Cook 1984), (Manley 1987), (Yue 1984)]. Dabei beeinflussen Verfahren wie Sinterung und Diffusionsschweißen das Werkstoffgefüge des Grundkörpers aufgrund der hohen Temperaturen am stärksten, während sich Gussverfahren am schonendsten zeigen [(Gese 1992), (Tensi 1989)]. Die Nachteile des Sinterungsverfahrens durch ungünstige Kerbwirkungen und Auftreten von Spannungsspitzen konnten mittels Finite-Elemente-Rechnungen aufgezeigt werden [(Messersmith 1990)].

Beim Auftreten von Unregelmäßigkeiten können jedoch auch bei gegossenen Oberflächen ungünstige Kerbgeometrien entstehen [(Tensi 1992)]. Form- und Festigkeitssprünge können gerade bei unregelmäßig gestalteten Oberflächenstrukturen und Übergängen zu glatten Oberflächen auftreten und über hohe Kerbspannung sogar zum Bruch von Hüftendoprothesenstielen führen [(Callghan 1988), (Gese 1992), (Yue 1984)]. Abgeplatzte Partikel können in die Gelenkfläche gelangen, diese zerstören und Polyethylenabriebpartikel erzeugen, welche als Hauptursache von aseptischen Lockerungen angesehen werden [(Gese 1992), (Jasty 1994)]. Beim Auftreten von Kerben erweist sich eine Kobalt-Chrom-Gusslegierung in Bezug auf die Langzeitstabilität deutlich unempfindlicher als z.B. Titan. Deshalb sollte die Wahl der Oberflächenstrukturierung auch nach dem Implantatwerkstoff ausgewählt werden [(Tensi 1992)]. Zudem müssen die Oberflächenstrukturen beim Einschlagen der Endoprothese kurzzeitig hohen Belastungen und langfristig persistierenden, aber deutlich niedrigeren Dauerbelastungen standhalten. Hierbei können deletäre Spannungsspitzen auftreten, die partielle Zerstörungen der Oberflächenstrukturen zur Folge haben [(Callghan 1988), (Gese 1992), (Hamblen 1988), (von Knoch 1997), (Manley 1987), (Wevers 1987)]. Bei Pfannen zementfreier Hüftendoprothesen (Artrophor-Acetabuli) wurden bei den radiologischen Nachuntersuchungen nach ca. 4,2 Jahren (Range 2 bis 7 Jahre) in 10% der Fälle Abplatzer der aufgesinterten, mesostrukturierten Kugeloberfläche beschrieben [(von Knoch 1997)] (Abb. 2.3.6). Die freien Kugeln



können über erhöhten Polyethylenabrieb zu einer potentiellen Implantatlockerung führen. Dieses Phänomen zeigte sich v.a. bei Patienten unter 50 Jahren. Bei fortschreitender Standzeit war dieser Befund ausgeprägter, d.h. mit deutlich vermehrtem Polyethylenabrieb und erhöhtem Auftreten von Osteolysen verbunden.

Abb. 2.3.6: Verlust aufgesinterteter Kugeln eines zementfreien Pfannenersatzes

Callaghan et al. konnte bei einer Testung von 50 Hüftendoprothesen mit poröser Kugelbeschichtung in 36% der Fälle abgelöste Kugeln im Bereich der Pfanne und in 55% im Bereich

des Femurs aufzeigen [(Callghan 1988)]. Hamblen und Wevers wiesen abgelöste Kugelstrukturen teilweise auch im Gelenkbereich von zementfreien Knieendoprothesen nach [(Hamblen 1988), (Wevers 1987)].

Die Arbeitsgruppe um Maathuis et al. machte für das Versagen von 58% zementfreier Hüftendoprothesen die unzureichende Stabilität der Oberflächenbeschichtung verantwortlich [(Maathuis 1996)].

Bei Strahlverfahren zur Einstellung einer rauen Implantatoberfläche mittels Edelmetall wurden Kontaminationen der Implantatoberflächen mit freien Edelmetall-Respartikeln trotz nachfolgender Reinigung nachgewiesen. Die harten Restpartikel förderten durch den einsetzenden Dreikörperverschleiß eine vermehrte Freisetzung von schädlichen Abriebpartikeln, welches zu Revisionsoperationen führte [(Böhler 2002), (Darvell 1995), (Schuh 2004)].

Barrack berichtete bei strukturierten, zementfreien Hüftendoprothesen über postoperative Beschwerden mit persistierenden Oberschenkelschmerzen, welche teilweise zu Wechseloperationen führten, obwohl sich die Endoprothesen intraoperativ als stabil erwiesen [(Barrack 1992)].

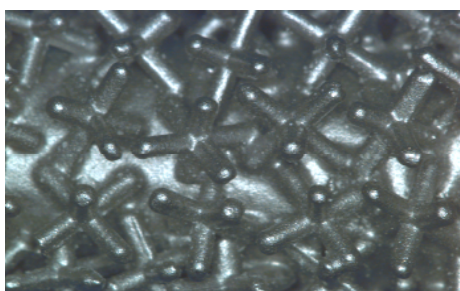
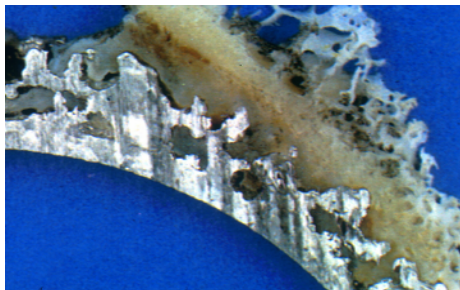
2.3.5 Die Tripode als Oberflächenstruktur

Zur Verbesserung der Festigkeit und knöchernen Integration von zementfreien Implantaten im Knochen wurde Anfang der 1980er Jahre nach einer mechanisch stabilen Oberflächenstruktur mit der Fähigkeit der optimalen Verzahnung zwischen Knochen und Endoprothese gesucht.

In einer über zehn Jahre andauernden Entwicklungsphase wurde die sogenannte „Tripodenstruktur“, d.h. eine trabekuläre, dreidimensional interkonnektierende Struktur für zementfreie Implantatoberflächen zur Verbesserung der Standzeiten generiert.

In der Anfangsphase entwickelte Grundeil 1981 die „Schwamm-Metall“-Oberfläche ähnlich der Oberflächenstruktur von Judet nach dem Abbild eines Gummi- bzw. Silikonschwammes. Diese besaß eine relativ große, zerklüftete Oberfläche jedoch ohne offene Poren in der Tiefe [(Klingbeil 1992)].

Die Schwammstruktur wurde 1983 von der „Spongiosa-Metall-Oberfläche“ abgelöst, welche über ein durchgängiges, transparentes Raumgefüge verfügte [(Henßge 1985)]. In deren offenzelligen Poren konnten vaskularisierte Knochenbälkchen einwachsen und ausreichend ernährt



werden (Abb. 2.3.7, links). Krüger et al. konnten bei der Verblockung von Iliosakralgelenken an Schafen mittels metall-spongiöser, würfelförmiger Implantate ein spaltraumfreies Einwachsen des Knochens nachweisen [(Krüger 1985)]. Bei der Fertigung kam es aber teilweise im Übergangsbereich der Oberflächenstruktur zum Implantatkern zur Abnahme der Stegstärke.

Abb. 2.3.7: Spongiosa-Metall I Oberfläche (links), Corallo forte-Struktur (rechts)

Diese Unregelmäßigkeiten gerade in der Übergangszone senkten jedoch die Bauteilfestigkeit durch Kerbspannungen und führten teilweise zum Bruch der Oberflächenstrukturen.

Nach Weiterentwicklung wurde 1990 eine homogene Oberfläche, die sogenannte „Corallo-Struktur“ „Tripo“ eingeführt, welche Materialbrüche verhindern sollte. Diese Oberflächenstruktur wird seitdem klinisch angewendet und besteht aus Einzelementen in Form sogenannter Tripoden, welche in Stegstärke und Bauteilgröße exakt reproduzierbar sind. Wegen der angestrebten Dreipunktauflage auf dem Implantatkern erhielten diese Oberflächenstrukturen vom Hersteller den Namen Tripoden (Dreifüßler) [(Grunwald 1999)] (Abb. 2.3.7, rechts). Das maximale Porenvolumen des miteinander kommunizierenden Hohlraumsystems betrug circa 80%, in welches trabekulärer Knochen mit Gefäßeinsprossung bis zu einer Tiefe von 3 mm einwachsen konnte [(Sprick 1993)]. Die Porengröße war ähnlich der Spongiosastruktur 1 bis 2 mm. Durch die hoch „wirksame“, offenporige Oberfläche waren optimale Voraussetzungen für das mechanische Interlocking zwischen Knochen und Oberfläche gegeben [(Sprick 1993), (Mittelmeier 1997)]. Für eine gute Sekundärstabilität einer zementfreien Endoprothese bzw. für ideales Einwachsen von Knochenzellen und eine ausreichende Versorgung der Knochensubstanz bedarf es neben einer hohen Porosität, einer Porengröße von 50 bis 400 μm vor allem einer wirksamen Oberfläche mit ausreichend weiten, interkonnektierenden Kanälen wie bei der Tripodenoberfläche [(Bobyne 1980), (Klawitter 1976), (Mittelmeier 1992)].

Bis heute werden die Tripodenstrukturen vor dem homogenen Feingussprozess auf den Implantatkern aufgebracht, so dass der Implantatkern mit der Oberflächenstruktur in einem Stück gegossen wird. Dadurch wird die Bauteilfestigkeit gesteigert und der Gussprozess unterstützt.



Abb. 2.3.8: Zementfreie Hüftendoprothese mit Tripodenoberfläche: 2/3 beschichteter, anatomischer Stiel (links), Press-fit-Pfanne (Mitte), Elastische Zwischenschicht am Interface zwischen Knochen und Stiel (rechts)

Das Endoprotheseninterface der Tripodenstruktur besteht aus einer elastischen Zwischenschicht, welche einen fließenden Übergang der Steifigkeitsunterschiede zwischen Implantat und Knochen bewirkt (Abb. 2.3.8, rechts) [(Matsui 1998), (Tensi 1989)]. Hierdurch können Relativbewegungen reduziert und somit ein vermehrtes Einwachsen von Knochen gefördert, bzw. eine verbesserte Sekundärstabilität erzielt werden.

Die Tripodenstruktur ist zur Anpassung an Implantatgröße bzw. anatomische Gegebenheiten in mehreren Größen verfügbar. Die Variabilität der Bauhöhe, geometrische Orientierung und

Dichte der Einzelemente ermöglicht eine differenziertere Oberflächengestaltung von Endoprothesen nach dem Prinzip der graduierten Oberflächengestaltung [(Mittelmeier 1997)]. Diese Endoprothesenoberfläche wird seit vielen Jahren erfolgreich klinisch eingesetzt [(Decking 1999), (Kienapfel 2003), (Matsui 1998), (Nakai 2003), (Sprick 1993)]. Bei der Spongiosaoberfläche, dem Vorgänger, beobachtete Plötz circa 15 Monate nach Implantation der Endoprothesen in 7% der Fälle sich nicht zurückbildende Oberschenkelschmerzen, welche jedoch zu keiner Revisionsoperation führten [(Plötz 1992)]. Zur Reduzierung der Oberschenkelschmerzen bzw. der Problematik des Stress-Shieldings wurden neben vollstrukturierten auch teilstrukturierte Endoprothesenstiele eingesetzt [(Decking 1999)]. Die mittelfristigen Ergebnisse sind vielversprechend, jedoch bleiben die Langzeitergebnisse hierzu noch abzuwarten.

Bei Endoprothesenmodellen mit einer zusätzlichen HA-Beschichtung der Tripodenoberfläche wurden keine femoralen Schmerzen beobachtet [(Kinner 1999)]. Im Falle einer postoperativen Resorption der HA-Keramik besteht die Fixation der Oberfläche mit dem Knochen durch das Einwachsen des Knochens in die Tripodenstrukturen weiter. Durch die zusätzliche meso-strukturierte Tripodenoberfläche konnten die Scherkräfte, welche auf die Beschichtung wirken, deutlich reduziert werden [(Kinner 1999)].

Aufgrund der optimalen osteointegrativen Eigenschaften der Tripodenstruktur wurde diese Oberfläche auch bei Wechseloperationen mit großen Knochendefekten vor allem im Bereich des Acetabulums eingesetzt [(Thomas 1997)]. Beispielsweise wurden Cranialpfannen mit einer Tripodenoberfläche bei großen Knochendefekten im Bereich des Acetabulums eingesetzt. Diese stellten die letzte Alternative vor einem Beckenteilersatz ¹dar.

Auch bei den minimalinvasiven Techniken in Form der Schenkelhalsprothese findet die Tripodenoberfläche ihren Einsatz [(Thomas 1999)]; diese Methode wird vor allem bei jüngeren Patienten angewandt. Dies verdeutlicht das breite Einsatzgebiet der Tripodenstruktur.

¹ Dr. med. Bachfischer, persönliche Mitteilungen

3 Material und Methode

3.1 Stand der Forschung von biomechanischen Prüfungsverfahren zur Testung von Oberflächenstrukturen zementfreier Endoprothesen

Die Langzeitergebnisse zementfreier Endoprothesen sind aufgrund von Schadensfällen durch Abplatzer und Verminderung des Werkstoffgefüges bis hin zum Stielbruch noch unbefriedigend, siehe Kapitel 2.3.4. Aus diesem Grund ist die konsequente Weiterentwicklung von zementfreien Endoprothesensystemen, insbesondere ihrer porösen Oberflächen, zur Verbesserung der Standzeiten voranzutreiben. Biomechanische Prüfmethode dienen zur Vorhersage des klinischen Erfolges und der Risikoabschätzung von Neuentwicklungen. Diese Prüfmodelle werden verwendet, um hoch spezifische Fragestellungen zu untersuchen [(Steinhauser 2005)].

Zur Entwicklung und Beurteilung von strukturierten Oberflächen wurden bereits zahlreiche experimentelle bzw. biomathematische Untersuchungen durchgeführt:

1. Ermittlung der mechanischen Festigkeit des Interfaces (z.B. Pushout-, Pullout-Testungen)
2. Finite-Elemente-Rechnungen
3. Bestimmung der mechanischen Festigkeit von Oberflächenstrukturen (z.B. Scherver-such)

Zu 1.) Zur Stabilitätstestung des Interfaces einer Endoprothese wurden sogenannte Pushout- bzw. Pullout-Testungen in vitro bzw. in Abhängigkeit vom Explantationszeitpunkt am Tiermodell durchgeführt [(Bobyne 1980), (Bobyne 1999), (Cameron 1973), (Galante 1971), (Hartwig 1995), (Manley 1987), ((Nilles 1973)), (Overgaard 1999), (Soballe 1992), (Welsh 1971)].

Manley testete in einem Ausreißversuch die statische und dynamische Scherfestigkeit von aufgesinterten, mesostrukturierten Kugeloberflächen in vitro [(Manley 1987)]. Die Proben wurden in Knochenzement eingebettet, mittels welchem die Poren der Oberflächenstrukturen ausgefüllt wurden. Über den Verbund des Zementmantels wurde die Phase der Sekundärstabilität, in welcher Knochen bereits in die Oberfläche eingewachsen ist, simuliert. Die Prüfkörper wurden im statischen Versuchsmodell mittels einer linear zunehmenden Zugkraft bis zum Versagen der Grenzschicht belastet, während die Proben bei den dynamischen Testungen einer Scherspannung zwischen 0,8 - 12,25 MPa bei einer Frequenz von 40 Hz und 10×10^6 Zyklen unterzogen wurden. In den meisten Fällen versagte die Grenzschicht zwischen Kugel und Zement. Die in diesem Prüfmodell ermittelten statischen Scherfestigkeiten lagen mit 30 MPa zu 15 bis 25 MPa bzw. 6 bis 12 MPa deutlich über denen von transkortikalen bzw. intramedullären Implantaten von Studien an Tiermodellen [(Bobyne 1980), (Nilles 1973)].

Zahlreiche experimentelle Pullout- bzw. Pushout-Testungen zur Untersuchung des Interfaces von Endoprothesen wurden bereits am Tiermodell durchgeführt [(Bobyne 1980), (Bobyne 1999), (Galante 1971), (Gondolph-Zink 1998), (Nilles 1973), (Overgaard 1999), (Welsh 1971)]. Das Prinzip der Ausreißtestungen wird am Beispiel von Bobyns Arbeit dargestellt

[(Boby 1980)]. Ziel der Testungen war es, die Zugfestigkeit von ein- und dreischichtigen Kugeloberflächen in Abhängigkeit von der Kugelgröße (45 - 150 μm bzw. 300 - 840 μm) vergleichend zu testen. Dazu wurden Metallplatten mit den unterschiedlichen Kobaltchrom-Kugeloberflächen (CoCr = Kobaltchrom) angefertigt und transkortikal an Hundefemora implantiert. Nach bestimmten Zeitintervallen wurden die Proben (4 bis 24 Wochen) für die Testungen in einem Knochenblock explantiert. Bei der mechanischen Testung wurde auf die implantierte Platte eine Zugkraft bis zum Bruch des Interfaces mittels Stahlbändern ausgeübt. Dabei zeigten die dreischichtigen Kugeloberflächen unabhängig von deren Kugelgröße eine höhere Zugfestigkeit als einschichtige Oberflächen, welches den ermittelten Ergebnissen von Cameron entsprach [(Cameron 1973)].

Die in diesem transkortikalen Modell ermittelten Zugspannungen lagen mit einem Maximalwert von 7 MPa nach 24 Wochen bei den dreischichtigen Kugeloberflächen erwartungsgemäß deutlich unterhalb der mit 17 MPa ermittelten Scherspannungen von intrakortikalen Modellen innerhalb der ersten 8 Wochen [(Boby 1980)].

Zur Testung von Scherkräften im Interface einer Oberflächenbeschichtung mittels Tantal wurde von Bobyn ein Pushout-Modell eingesetzt, siehe Kapitel 2.3.3 [(Boby 1999)].

Die Proben wurden axial zur Femurachse intrakortikal eingebracht und nach verschiedenen Zeitintervallen (4 und 16 Wochen) explantiert. Der entnommene Knochenblock wurde auf eine Metallscheibe mit mittiger Vertiefung gelegt, und die Probenplombe wurde bis zum Bruch des Interfaces statisch aus der Kortikalis herausgedrückt. Die ermittelten Scherfestigkeiten sind mit früheren Arbeiten von Pushout-Modellen vergleichbar [(Boby 1980)]. Die Tantal-beschichteten Prüfkörper erzielten dabei doppelt so hohe Festigkeitswerte wie die Kugeloberflächen aus CoCr.

Gondolph führte tierexperimentelle Ausstoßversuche zur Testung einer HA-Beschichtung im Vergleich mit einer CoCr-Metall-Spongiosaoberfläche bzw. einer Kugeloberfläche aus Titan am Tiermodell durch [(Gondolph-Zink 1998)]. Dabei wurden Probeploben mit jeweils unterschiedlichen Oberflächenstrukturen zum einen in den metaepiphysären Bereich, senkrecht zur Femurachse des Kaninchens ohne Press-fit implantiert. Zum anderen wurden Proben im Bereich des distalen Femurs longitudinal der Femurachse mittels Press-fit-Verankerung eingebracht. Die HA-Oberfläche wurde hierbei mit anderen Oberflächen vergleichend getestet. In diesem Prüfmodell simulierten die Proben, welche senkrecht im metaepiphysären Bereich ohne Press-fit-Fixation implantiert wurden, einen Bereich mechanischer Ruhe während der Einheilphase. Im Vergleich dazu wurden mechanisch stark belastete Press-fit-Prüfkörper, welche longitudinal zur Femurachse eingebracht waren, getestet. Nach definierten Zeitabschnitten (4 bis 12 Wochen) wurden die Proben explantiert, und die Scherfestigkeit mittels Pushout-Testungen vergleichend untersucht. HA-beschichtete Proben erzielten unabhängig von der mechanischen Belastungssituation konstante Festigkeitswerte. Jedoch erreichte die HA-Beschichtung bei einer Implantation ohne Press-fit eine 35% niedrigere Haftfestigkeit, welches mit den Angaben von Nilles korrelierte [(Nilles 1973)]. Bei den Testungen mechanisch belasteter Proben gab es zwischen den einzelnen Oberflächen keine signifikanten Unterschiede.

Zu 2.) Mittels Finite-Elemente-Rechnungen wurden Spannungsanalysen von Endoprothesenoberflächen durchgeführt, mit welchen z.B. Bereiche lokaler Spannungsüberhöhung ermittelt

werden konnten [(Cook 1984), (Messersmith 1990)]. Messersmith und Cook gingen bei den Berechnungen vom Einzelement einer gesintert aufgebrauchten Kugel aus [(Messersmith 1990)]. Bei den Berechnungen wurde die Belastung entlang des lateralen Femurstieles auf die Oberfläche simuliert. Getestet wurden dabei Einzelemente und einschichtige bzw. zweischichtige Kugellagen. Die größten Spannungen traten an der Basis und an den Rändern der Sinterungshälse, dem Übergangsbereich der Kugelstruktur zum Grundkörper, auf. Mit steigender Halslänge nahm die Spannung in diesem Bereich ab; dieses Ergebnis ist durch längere Herstellungszeiten und höhere Temperaturen bei der Sinterung zu erreichen.

Bei den ein- und zweischichtigen Kugellagen zeigten sich im Vergleich zur Einzelstruktur eine Verdoppelung der Spannungen am Übergang in den glatten Bereich der Oberfläche. Dies entsprach den Auswertungen der Arbeitsgruppe um Yue, welche 71% der Ermüdungsrisse 5 μm vom Randbereich der Basis der porösen Kugeln vorfand [(Yue 1984)]. Bei Oberflächenkerben zeigten sich die höchsten Spannungen im Kerbgrund [(Tensi 1992)]. Inwieweit sich diese Spannungserhöhungen auf die Dauerfestigkeit eines Implantates auswirken können, ist zusätzlich abhängig vom jeweilig verwendeten Werkstoff [(Gese 1992), (Tensi 1992)], siehe Kapitel 2.3.4.

Zu 3.) Zur Beschreibung und Optimierung mesostrukturierter Oberflächenstrukturen zementfreier Endoprothesen, insbesondere der Tripodenstruktur, entwickelte Grunwald ein reproduzierbares, statisches Prüfmodell [(Grunwald 1999)]. In der verwendeten Prüfvorrichtung konnten sowohl industriell hergestellte Standardendoprothesen als auch speziell gefertigte Prüfkörper vergleichend getestet werden. Dabei wurde durch Druck eines Prüfstempels die Scherfestigkeit im Übergangsbereich zwischen Oberflächenstruktur und Implantatkern im Abstand von 0,5 mm bis zum Bruch der Struktur ermittelt. Die Tripodenstruktur wurde in variierender Bauhöhe, räumlicher Orientierung und unterschiedlicher Anzahl an Grundkörperverankerungen auf ihre mechanischen Eigenschaften getestet.

Grunwald konnte zeigen, dass die eigentliche Geometrie sowohl der Verankerung am Implantatkern als auch die räumliche Ausrichtung der Tripode auf die mechanischen Festigkeitswerte größeren Einfluss hatte als die Bauhöhe. Bei Tripoden der gleichen Bauhöhe zeigten sich mit Zunahme der Kontaktstellen zum Implantatkern die Streckgrenze (180 N bis 850 N) und Maximalkraft (von 550 N bis 1000 N) bis zum Bruch der Struktur signifikant ansteigend. Oberflächenstrukturen der Bauhöhe 3,0 mm und 2,5 mm (1000 N bis 1200 N) besaßen im Vergleich zu den Bauhöhen 1,5 mm und 2,0 mm (700 N bis 850 N) die höchsten maximalen Festigkeitswerte. Signifikante Unterschiede ergab der Vergleich zwischen Tripode und Kugelstruktur bei einer Bauhöhe von 1,5 mm. Die Kugelstruktur erbrachte bei gleicher Festigkeit (700 N) doppelt so hohe Steifigkeitswerte (3000 N/mm) als die Tripode (1500 N/mm) [(Mittelmeier 1999)]. Dies begründet sich in den unterschiedlichen Geometrien, aufgrund welcher die sphärische Kugelstruktur im Vergleich zur filigranen, trabekulären Geometrie der Tripode keine wesentliche elastische Deformation erfahren kann, siehe Kapitel 2.3.5.

3.2 Getestete Prüfkörper

In dieser Arbeit wurden verschiedene Strukturelemente basierend auf der sogenannten Tripodenstruktur der Fa. ESKA, Lübeck, Patent: Tripo_Metal R, DE 41.40919.1, geprüft.

Die getesteten Oberflächenelemente entsprachen dem gleichen Design wie die sogenannte Tripodenstruktur forte der Fa. ESKA, Lübeck. Diese bestanden aus drei Stegen, die orthogonal zueinander angeordnet waren. Diese trafen sich mittig in einem sogenannten Zentrum, welches mit 1,5 mm dem Mittelpunkt der Tripode entsprach (Abb. 3.1.1).



Die Höhe dieser Elemente betrug jeweils 3 mm und das maximale Porenvolumen ca. 80%. Wegen der Dreipunktauflage erhielten sie vom Hersteller den Namen Tripoden [(Grunwald 1999)].

Abb. 3.1.1: Fotomikroskopie einer Einzeltripode mit 3 Bodenkontakten

Einer der drei Stege war jeweils kürzer und hatte einen größeren Durchmesser, siehe Diagramm 3.1.1. Die Enden des kürzeren Steges hatten zum Zentrum einen geringeren Abstand als die der langen Stege, so dass der Winkel zwischen Grundfläche und kurzem Steg (Winkel β mit 58°) größer war als bei den langen Stegen (Winkel α mit 39°) (Abb. 3.1.2, rechts).

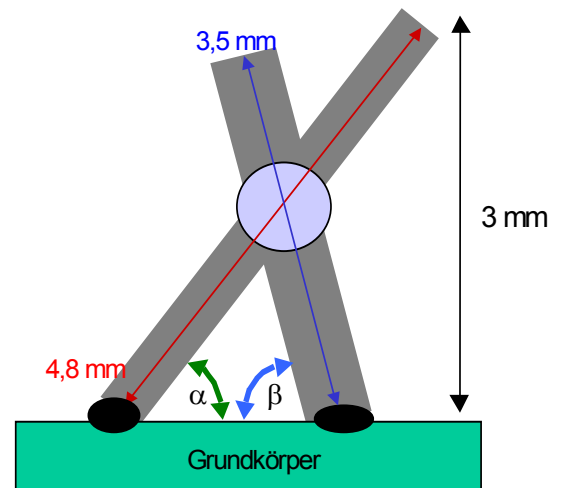


Abb. 3.1.2: Foto (links) und Skizze (rechts) der Geometrie der Tripode bei Drehung um 90 Grad mit den Winkeln α und β zwischen dem Grundkörper und dem langen bzw. dem kurzen Steg

Der Durchmesser des kurzen Steges betrug 1,0 mm im Gegensatz zu den langen Stegen mit 0,8 mm, siehe Tabelle 3.1.1.

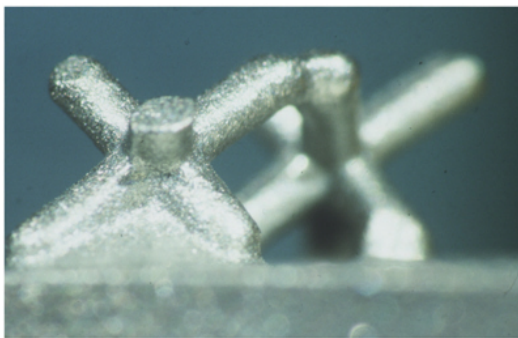
Tabelle 3.1.1: Geometrie der getesteten Tripodenstruktur: Darstellung l 1, l 2; d 1, d 2; [(Grunwald 1999)]

Steg	lang (1)	kurz (2)
Winkel [°]	39	58
l [mm]	4,8	3,5
d [mm]	0,8	1,0

Für die Versuche wurden von der Fa. ESKA Implants GmbH, Lübeck, spezielle Proben angefertigt. Diese bestanden jeweils aus einem quaderförmigen Grundkörper mit der Abmessung 60 mm x 10 mm x 10 mm. Auf diesem Prüfkörper waren die zu testenden Tripodenoberflächen mittig aufgebracht (Abb. 3.1.4). Die drei Stege waren mit dem Grundkörper

fest verbunden. Jeweils ein Ende der zwei langen und des kurzen Steges hatten Kontakt zum Probengrundkörper, während die anderen frei endeten.

Die Herstellung der Prüfelemente erfolgte unter Verwendung einer Kobalt-Chrom-Basislegierung in einem homogenen Feingussverfahren analog der im klinischen Einsatz befindlichen zementfreien Endoprothesen der Fa. ESKA. Sowohl die Oberflächenstruktur als auch die Probengrundkörper wurden in einem Stück gegossen. Der untere Anteil der Tripode, welcher als Zylinder zwischen dem Zentrum und den Stegen mit Grundkörperkontakt gebildet wurde, zeigte in manchen Fällen einen ausgegossenen Sockel



(Abb. 3.1.3).

Abb. 3.1.3: Tripodensockel links massiv, rechts nicht ausgegossen

Es wurden sowohl Einzeltripoden, vernetzte Doppeltripoden, Einzelkugeln und vernetzte Doppelkugeln (Abb. 3.2.4) als Oberflächenkonfigurationen getestet. Diese unterschiedlichen Strukturen bzw. geometrischen Anordnungen wurden verschiedenen Versuchsreihen zugeordnet, siehe Tabelle 3.3.1.

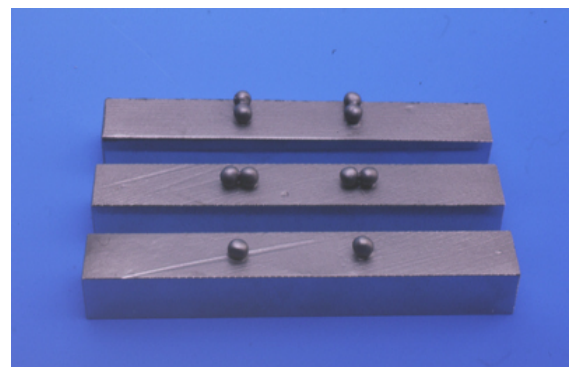
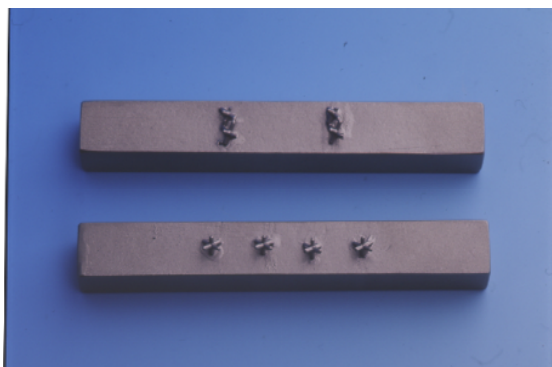
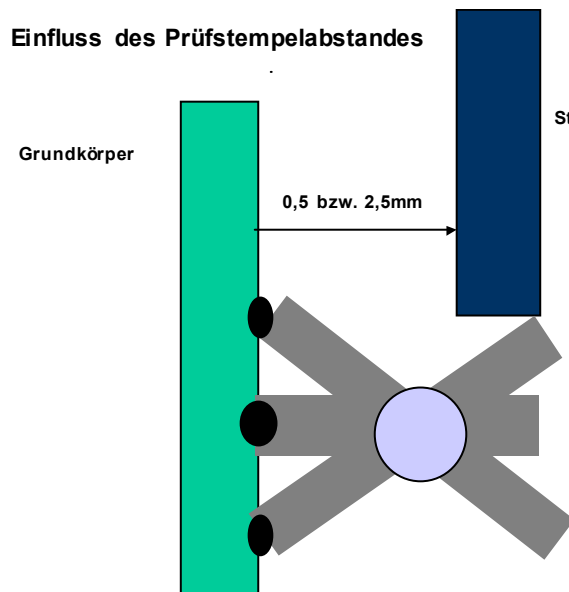


Abb. 3.1.4: Tripoden- (links) und Kugelstrukturen (rechts) auf dem Probengrundkörper

3.3 Einflüsse auf die Festigkeitsparameter der Tripodenstruktur

Mittels einer Druck- und Biegebelastung sollten bei der Tripodenstruktur die Abhängigkeit von der Anordnung, Form und Geometrie getestet werden. In den folgenden Versuchsreihen, siehe Tabelle 3.3.1, wurde der Einfluss auf die verschiedenen Ansatzpunkte der Prüfkraft, der Tripodenstegdicke bzw. -länge, der Vernetzungen und Form untersucht.

3.3.1 Einfluss des Stempelabstandes



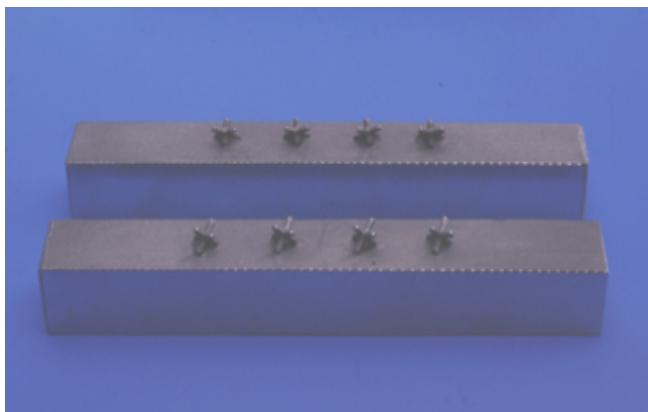
In **Versuchsreihe 1 und 2** wurde jeweils der Stempelabstand zwischen Tripodenstruktur und Probengrundkörper variiert. Zur Testung wurden Prüfkörper mit Einzeltripoden konzipiert, welche im Abstand von 0,5 mm bzw. 2,5 mm zum Prüfstempel in die Prüfvorrichtung eingespannt wurden (Abb. 3.2.1).

Abb. 3.2.1: Skizze der unterschiedlich ansetzenden Prüfkraft im Abstand von 0,5 bzw. 2,5 mm

3.3.2 Einfluss der Tripodenstegdicke und -länge

Der Einfluss des Durchmessers und der Länge von kurzen bzw. langen Stegen einer Tripode auf die mechanischen Festigkeitswerte wurde in **Versuchsreihe 3** getestet.

Für die **Versuchsreihen 1-3** wurden Prüfkörper mit Einzeltripoden konzipiert. Auf jedem



Prüfgrundkörper befanden sich jeweils vier Strukturelemente (Tripoden); diese waren in einem Abstand von 0,9 mm auf dem Prüfgrundkörper angeordnet (Abb. 3.2.2).

Abb. 3.2.2: Foto von Einzeltripoden auf den Probengrundkörpern der Versuchsreihen 1-3

3.3.3 Einfluss von Vernetzungen

Zur Testung des Einflusses von Vernetzungen auf die mechanischen Festigkeitswerte wurden Tripodenpaare mit einer bzw. zwei Vernetzungen konzipiert. Auf jedem Probengrundkörper befanden sich jeweils zwei Doppeltripoden (Abb. 3.1.4, links).

In der **Versuchsreihe 4a** waren die Tripodenstrukturen parallel nebeneinander auf der Probekörpergrundfläche angeordnet, so dass sie jeweils eine Verknüpfung miteinander eingingen (Abb. 3.2.3).

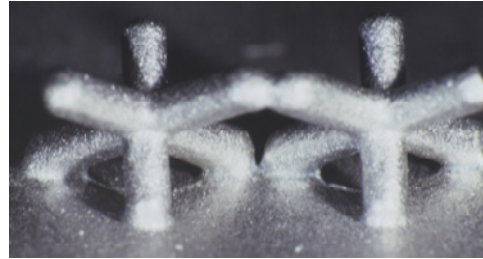


Abb. 3.2.3: Foto vernetzter Tripoden der Reihe 4a mit einer Verknüpfung von oben (links), seitlich (rechts)

Die vernetzten Tripoden der **Reihe 4b** waren seriell auf dem Grundkörper angeordnet, so dass die langen, frei endenden Stege jeweils miteinander vernetzt waren (Abb. 3.2.4).

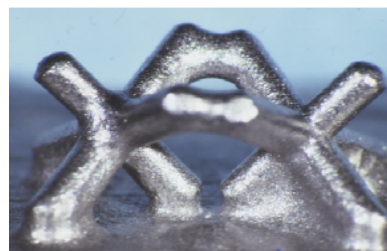
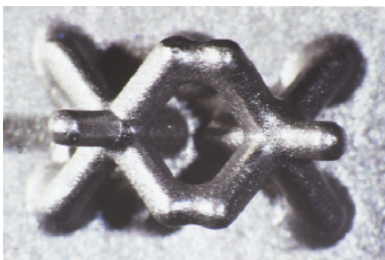


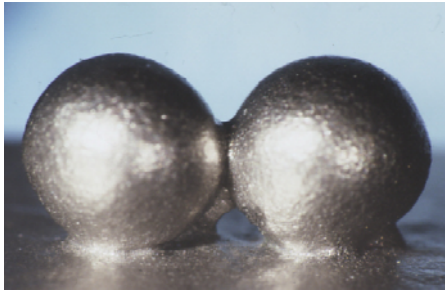
Abb. 3.2.4: Doppeltripode der Reihe 4b mit zwei Verknüpfungen

3.3.4 Einfluss der Form

Um den Einfluss der Tripodenform auf die mechanischen Festigkeitswerte zu untersuchen, wurden Prüfkörper mit Kugelstrukturen auf die gleiche Herstellungsweise in der gleichen Bauhöhe von 3 mm und Anordnung wie die oben beschriebenen Tripoden angefertigt.

Die Festigkeitswerte der Kugelstrukturen wurden in den **Versuchsreihen 5 und 6** getestet.

Die Strukturelemente der **Versuchsreihe 5** bestanden aus Einzelkugeln, welche mit den Einzeltripoden verglichen wurden. Analog der **Versuchsreihen 4a und 4b** waren die vernetzten Doppelkugeln der **Reihe 6a** parallel zueinander angeordnet, während sie in **6b** seriell hinter-



einander ausgerichtet waren (Abb. 3.2.5). Auf jedem Probengrundkörper befanden sich jeweils mittig zwei vernetzte Prüfstrukturen (Abb. 3.1.4).

Abb. 3.2.5: Doppelkugel mit mittiger Verknüpfung

Tabelle 3.3.1: Übersicht der durchgeführten Versuchsreihen 1-7

Reihe	Form	Anzahl	Anordnung	Bemerkungen
1	Tripode	5	Einzel	Stempelabstand 0,5 mm
2	Tripode	5	Einzel	Stempelabstand 2,5 mm
3	Tripode	5	Einzel	Nicht zerstörender Test
4a	Tripode	7	Vernetzt parallel	1 Verknüpfung
4b	Tripode	8	Vernetzt seriell	2 Verknüpfungen
5	Kugel	5	Einzel	Stempelabstand 0,5 mm
6a	Kugel	6	Vernetzt parallel	Stempelabstand 0,5 mm
6b	Kugel	7	Vernetzt seriell	Stempelabstand 0,5 mm

3.4 Methode

Die Proben wurden mittels eines quasistatischen Scher- bzw. Biegeversuchsmodells getestet. Für die Testung der Proben wurde eine Universalprüfmaschine des Typs Wolpert (TZZ707/1kN – 50 kN) verwendet (Abb.3.3.1).

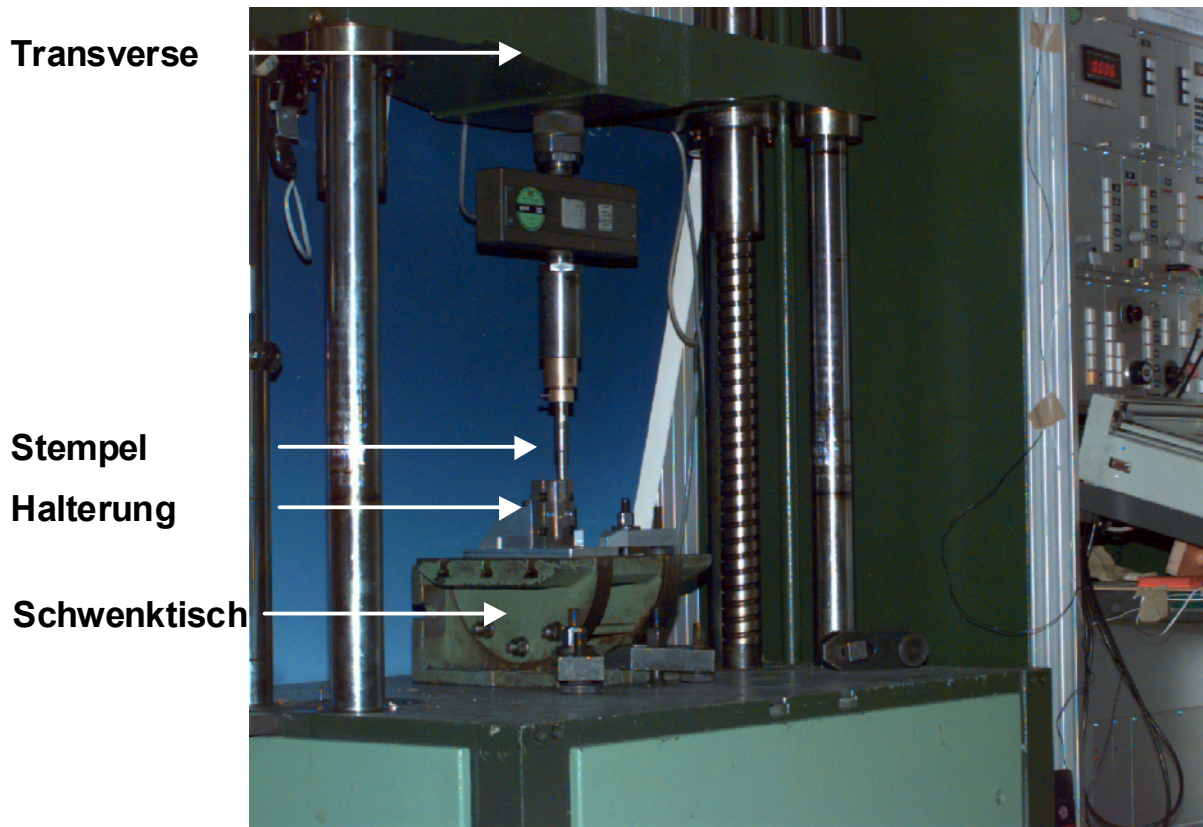


Abb. 3.3.1: Übersicht des Versuchsaufbaus in der Universalprüfmaschine

Die oben beschriebenen Prüfkörper wurden in einer speziell angefertigten Halterung befestigt. Diese wurde entweder zuerst auf einem Schwenktisch fixiert bzw. direkt auf die Grundplatte der Prüfmaschine montiert (Abb. 3.3.2).

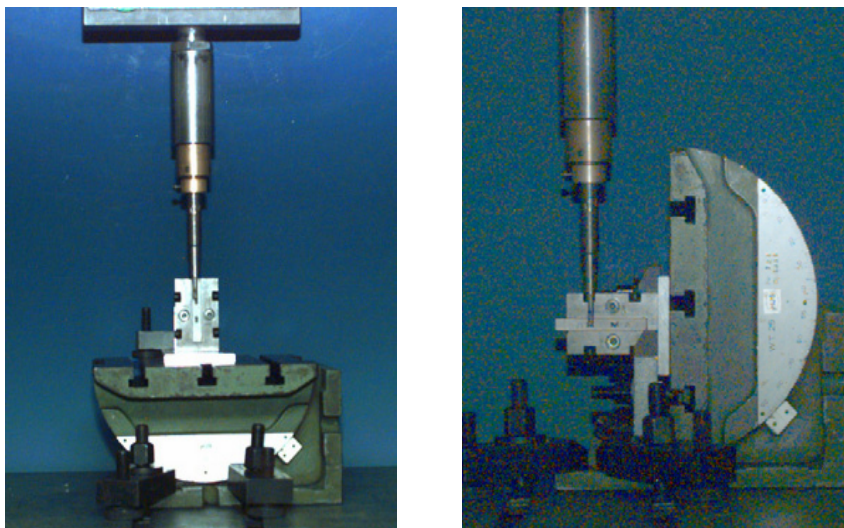


Abb. 3.3.2: Detailansicht des Prüfaufbaus mit Spezialhalterung; Schwenktisch links 90° und rechts 0° zum Prüfstempel ausgerichtet

Die Proben wurden mittels vier seitlichen Sechskantschrauben in einer Klemmvorrichtung in die speziell angefertigte Halterung eingespannt. Durch Verwendung eines Schwenktisches war es möglich die Oberflächenstrukturen in verschiedenen Winkeln zur Prüfkraft auszurichten (Abb. 3.3.2).

Die von der Universalprüfmaschine aufgebraachte Prüfkraft wurde über einen Stempel auf die Proben übertragen (Abb. 3.3.1). Dieser war an der Traverse über eine Konusverbindung befestigt und senkrecht zur Grundplatte der Universalprüfmaschine ausgerichtet. Der Prüfstempel hatte eine Querschnittsfläche von 10 x 15 mm und bestand aus Werkzeugstahl Ck45. An der flachen Prüfseite war der Stempel mit aufgelötetem Hartmetall der Gruppe P30 gehärtet und poliert. Die Oberflächenstrukturen wurden über den Stempel jeweils mit 10 N vorbelastet, die Prüfgeschwindigkeit betrug 5 mm/min. Je nach Versuchsanordnung wurde die Distanz zwischen Prüfstempel und Probengrundkörper zwischen 0,5 und 2,5 mm variiert.

Als Abbruchkriterium war bei den zerstörenden Messreihen ein Kraftabfall von mindestens 50% der Maximalkraft festgelegt; bei den nicht zerstörenden Messungen wurden die Testreihen bereits vor dem Übergang des linearen in den parabolischen Bereich, dem Übergang vom elastischen in den plastischen Bereich, gestoppt.

Während der Versuche wurden jeweils Kraftverlauf und Traversenweg kontinuierlich aufgezeichnet.

Als Messparameter wurden der Grenzbereich zwischen elastischer und plastischer Verformung, die sogenannte Streckgrenze F_s [N], die maximale Kraft F_{\max} [N] bei der jeweils zurückgelegten Wegstrecke l_{F_s} [mm] und $l_{F_{\max}}$ [mm] ermittelt.

Die Steifigkeit S [N/mm] wurde aus dem initialen, annähernd linear verlaufenden Bereich des Kraft–Weg–Diagrammes errechnet (Abb. 4.1.1).

In **Reihe 2**, der zerstörenden Testung von Einzeltripoden, wurde das Biegemoment im Abstand von 2,5 mm M_B [N x mm] aus F [N] und der Höhe h [mm] als Hebelarm ermittelt (Abb. 3.4.3).

Formel: M_B [N x mm] = F [N] x h [mm]

3.5 Versuchsdesign

3.5.1 Einfluss des Stempelabstandes

In den **Reihen 1** und **2** wurde der Einfluss des Stempelabstandes ermittelt. Die Proben wurden in der Spezialhalterung so montiert, dass sich der Prüfstempel parallel zur Probengrundfläche bewegte. Dabei wurde der kurze Steg der Einzeltripode jeweils senkrecht zur Prüfkraft ausgerichtet, so dass der Stempel zunächst das freie Ende eines langen Steges berührte (Abb. 3.4.1).

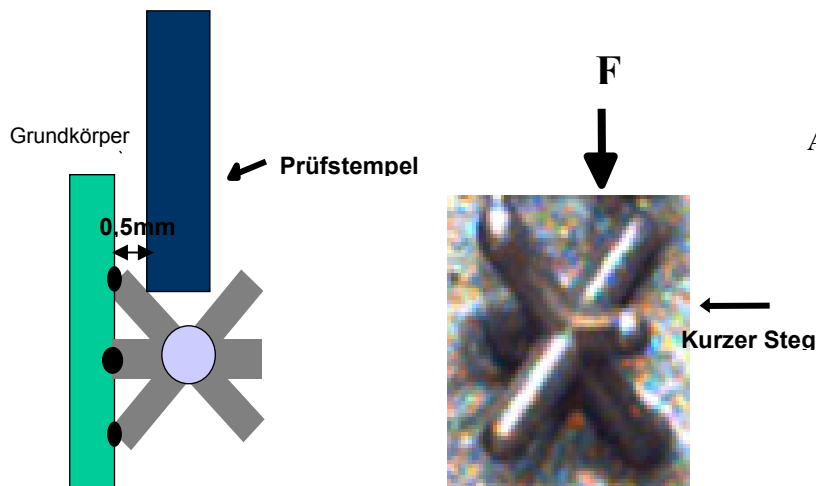
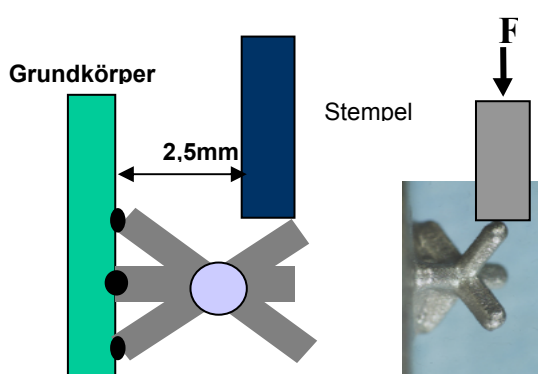


Abb. 3.4.1: Versuchsanordnung Reihe 1 mit Prüfstempel und Abstand zum Grundkörper: Skizze des Aufbaus mit Prüfstempel (links), Foto der Ausrichtung der Tripode (kleiner Pfeil) zur Prüfkraft (rechts)

Der Versuchsaufbau in **Versuchsreihe 1** war analog zu einer Testreihe von Grunwald aufgebaut [(Grunwald 1999)]. Der Abstand zwischen Prüfstempel und der Grundfläche des Probekörpers betrug jeweils 0,5 mm.

In **Versuchsreihe 2** wurde der Abstand zwischen Prüfstempel und Probengrundfläche auf 2,5 mm vergrößert, und dabei der obere Anteil der Tripode getestet (Abb. 3.4.2). Ansonsten war



der Versuchsaufbau identisch zu der **Versuchsreihe 1**.

Abb. 3.4.2: Skizze der Versuchsanordnung der Versuchsreihe 2 mit Stempelabstand von 2,5 mm (links), Foto mit eingezeichneter Prüfkraft (rechts)

In den zerstörenden Testungen der **Versuchsreihe 2 (Abstand 2,5 mm)** wurde zusätzlich das Biegemoment bestimmt. Der Hebelarm h wurde zwischen dem Zentrum und Berührungspunkt des Stempels mit dem freien Ende des langen Steges festgelegt (Abb. 3.4.3). Der Abstand vom Grundkörper zum Tripodenzentrum blieb unberücksichtigt, da unterhalb des Zentrums weder eine Verformung noch ein Bruch der Stege auftrat. Aufgrund der Konkavität der Enden der Tripoden wurde für den Hebelarm die Höhe 1,4 mm gemessen (Abb. 3.4.3).

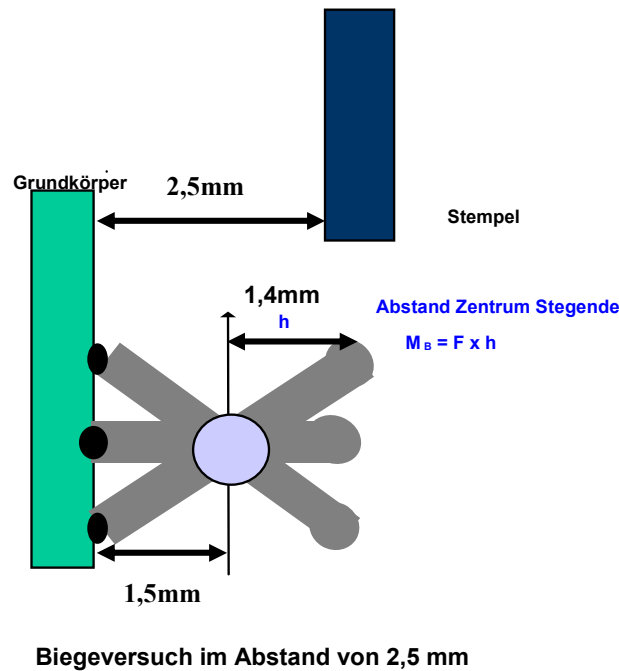


Abb. 3.4.3: Skizze der Bestimmung des Biegemomentes der zerstörenden Testreihe 2

3.5.2 Einfluss der Dicke und Länge von Tripodenstegen

Um den Einfluss der unterschiedlichen Geometrien zwischen dem kurzen und den langen Stegen auf die Festigkeit zu ermitteln, wurden in **Versuchsreihe 3** Einzeltripoden in einem Abstand von 2,5 mm nicht zerstörend getestet.

Bei diesem Versuch wurden die Prüfkörper ohne Verwendung der Halterung direkt mit Klemmen auf einem Schwenktisch montiert. Für jeden einzelnen, freidenden Steg wurde der Versuchsaufbau so ausgerichtet, dass dieser parallel zum Stempel bzw. 0 Grad zur Prüfkraft ausgerichtet war und jeweils mit 10 N vorbelastet wurde (Abb. 3.4.4). Jede Tripode wurde insgesamt dreimal geprüft. Der Versuch wurde noch vor dem Erreichen der Streckgrenze gestoppt.

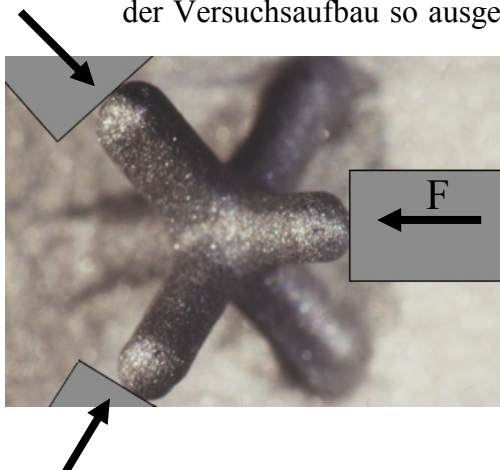


Abb. 3.4.4: Foto der Versuchsreihe 3 mit eingezeichneten Richtungen der Prüfkräfte (Pfeile)

3.5.3 Einfluss von Vernetzungen

Im **Versuchsdesign 4** sollte der Einfluss von Vernetzungen zwischen zwei Tripoden getestet werden. Die Proben wurden in der vorgesehenen Halterung fixiert, welche auf einem mobilen Schwenktisch auf der Grundplatte der Prüfmaschine montiert war (Abb. 3.3.2). Der Abstand zwischen Prüfstempel und Probengrundkörper betrug jeweils 1,5 mm. Der Stempel war mit einer Vorlast von 10 kN mittig auf die Verknüpfung der Tripoden ausgerichtet.

In der **Versuchsuntergruppe 4a** wurde die Probe mit parallel zueinander angeordneten Doppeltripoden 0° zur Prüfkraft in die Halterung eingespannt, so dass der Stempel mittig auf die Vernetzung drückte (Abb. 3.4.5).

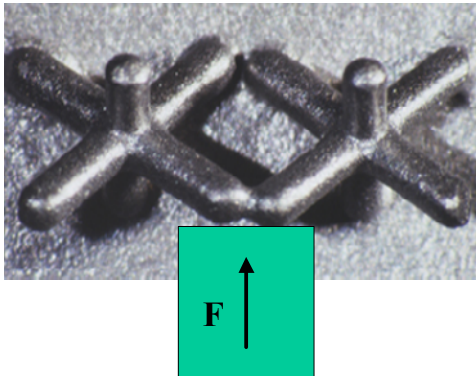
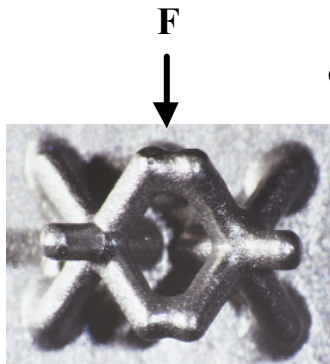


Abb. 3.4.5: Foto einer Doppeltripode der Versuchsreihe 4a mit eingezeichneter Prüfkraft

Die **Versuchsreihe 4 b** bestand aus Doppeltripoden mit zwei Verknüpfungen. Die Prüfkörper waren senkrecht zum Stempel in die 90° rotierte Halterung eingespannt (Abb. 3.4.6). Eine der beiden Verknüpfungen wurde zunächst nicht zerstörend getestet, d.h. der Versuch wurde vor dem Erreichen von F_S abgebrochen. Die



Testung der zweiten Verknüpfung erfolgte danach zerstörend, nachdem der Prüfkörper zuvor in der Halterung um 180 Grad gedreht wurde.

Abb. 3.4.6: Testung der doppelt vernetzten Tripoden der Versuchsreihe 4b mit Prüfkraft (Pfeil)

3.5.4 Einfluss der Form

Bei den **Versuchsreihen 5, 6a und b** wurde der Einfluss der Form der Tripode im Vergleich zur Kugel ermittelt. Hierzu wurde der Prüfstempel zentral auf die Kugel ausgerichtet (Abb. 3.4.7). Der Abstand vom Prüfstempel zum Grundkörper betrug jeweils 0,5 mm. Der Stempel berührte die Kugel jedoch aufgrund ihrer Geometrie jeweils im Abstand von 1,5 mm.

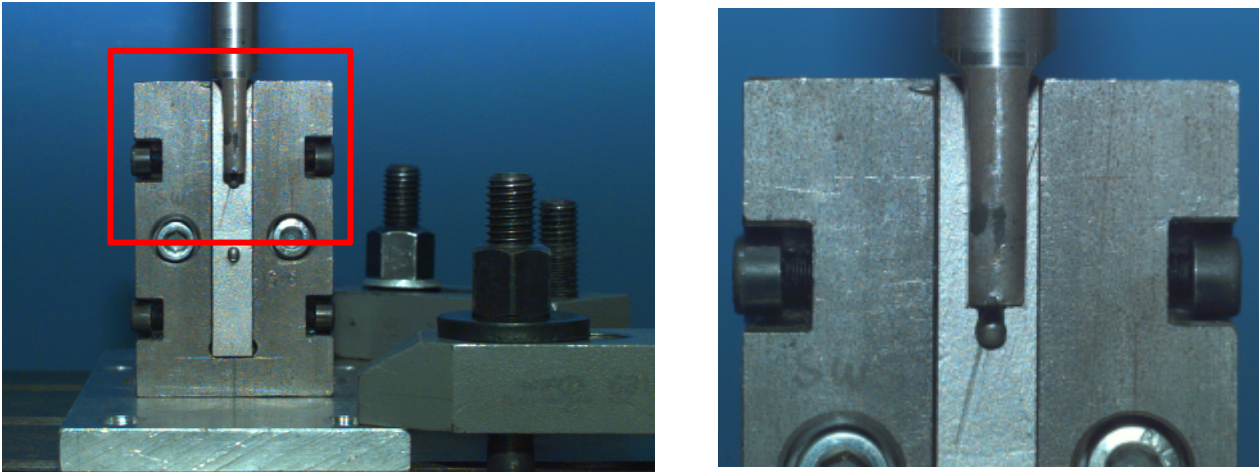


Abb. 3.4.7: Foto des Versuchsaufbaus der Reihe 5 (links), rechts vergrößert

In der **Reihe 6a** wurde der Stempel mittig auf die Verknüpfung zweier nebeneinander angeordneter Kugeln ausgerichtet. Bei der seriellen Anordnung der Kugeln in **Versuchsreihe 6b** drückte der Stempel jeweils auf die vordere der Doppelkugeln (Abb. 3.4.8).

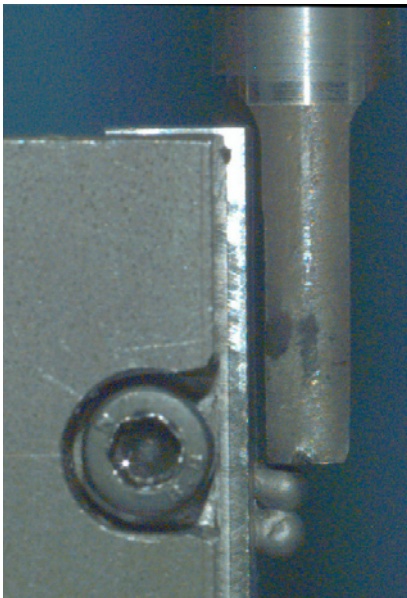


Abb. 3.4.8: Foto des Versuchsaufbaus serieller Doppelkugeln der Reihe 6b

Die Messdaten wurden mittels eines X-Y-Wegschreibers graphisch aufgezeichnet. Anhand der Aufzeichnungen erfolgte die Ermittlung der obengenannten Messparameter (Abb. 4.1.1). Des weiteren wurden die Veränderungen an den Strukturelementen vor und nach den Versuchen makroskopisch analysiert und dokumentiert. Zusätzlich wurden die Proben mikroskopisch mittels eines Stereolichtmikroskops sowie eines Rasterelektronenmikroskops (Rasterelektronenmikroskop = REM) fotografiert. Die Fotografien des Stereomikroskops erfolgten mit einem Makrozoom der Fa. Wild und einem 8er bzw. 16er Objektivs in den Vergrößerungen 9,6- bzw. 19,2-fach. Vor der REM-Untersuchung wurden die Proben 5 Minuten im Ultraschallbad mittels Isopropylalkohol gereinigt. Um eine optimale elektrische Leitfähigkeit der Proben zu erzielen, wurden diese mit Gold gesputtert. Danach erfolgte die REM-Untersuchung (Lehrstuhl für Werkstoffe im Maschinenbau, Gerät: Fa. CAMSCAN, 25 kV).

4 Ergebnisse

4.1 Bestimmung der Auswerteparameter

In den vorher projizierten Versuchsreihen, siehe Tabelle 3.3.1, wurden einzelne und vernetzte Tripoden bzw. Kugelstrukturen in Bezug auf den Einfluss des Stempelabstandes, der Stegeometrie, deren Form und Vernetzungen vergleichend getestet. Die zu ermittelnden statischen Festigkeitswerte der Oberflächenstrukturen wurden anhand der aufgezeichneten Kraft-Weg-Diagramme ermittelt.

Es wurde die Streckgrenze F_S , die Maximalkraft F_{\max} und die Steifigkeit S bei der jeweils zurückgelegten Wegstrecke Δl bestimmt. Zusätzlich wurde in **Versuchsreihe 2** das Biegemoment M_B ermittelt. Am Beispiel des typischen Kraft-Weg-Diagrammes der **Versuchsreihe 2**, der zerstörenden Testung von Einzeltripoden mit einem Stempelabstand von 2,5 mm, sind obige Festigkeitswerte dargestellt (Abb. 4.1.1).

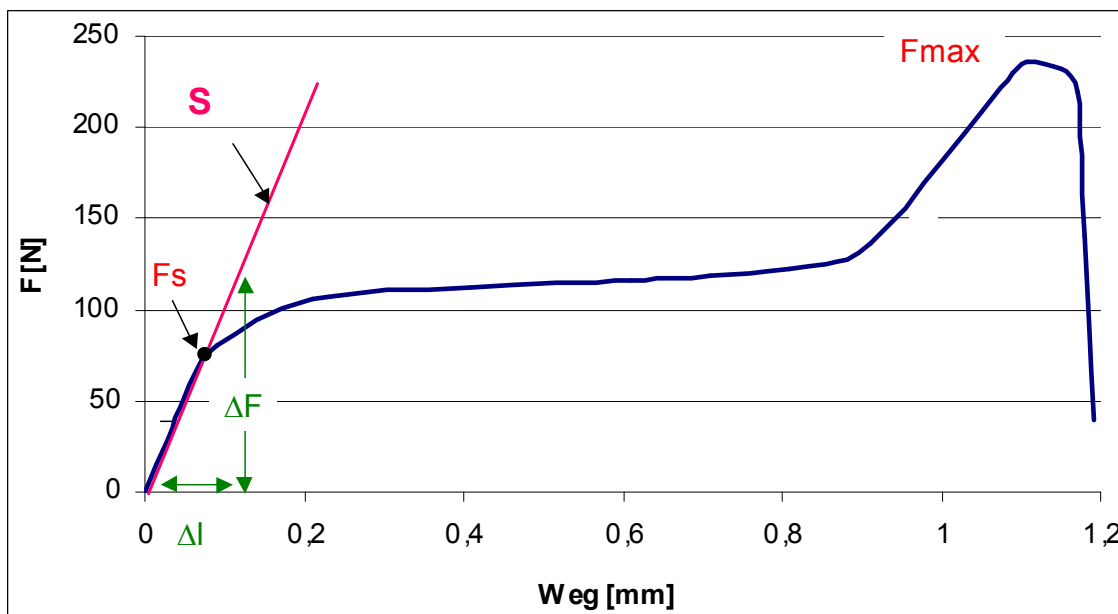


Abb. 4.1.1: Charakteristisches Kraft-Weg-Diagramm der Testung von Einzeltripoden am Beispiel der Versuchsreihe 2 mit Darstellung der ermittelten Parameter Streckgrenze F_S [N], Maximalkraft F_{\max} [N] und Steifigkeit S [N/mm] bei der jeweils zurückgelegten Wegstrecke Δl [mm]

Die Streckgrenze F_S [N] ist definiert als die maximale Prüfkraft am Übergang des Kraft-Weg-Verlaufes von dem ersten linearen in einen parabolischen Kurvenverlauf. Die Verformung der Oberflächenstruktur bei F_S wird als Δl_{F_S} [mm] bezeichnet. Die Streckgrenze bezeichnet den Übergang von einer elastischen in eine plastische Verformung.

F_{\max} ist definiert als die maximale Prüfkraft, welche bei der Belastung der Oberflächenstruktur während des Versuches bei dem zurückgelegten Weg $\Delta l_{F_{\max}}$ aufgenommen werden kann. Die Steifigkeit S errechnet sich aus der initialen Steigung des Kraft-Weg-Diagramms. Diese gilt als Maß für den Widerstand, den ein Werkstoff seiner elastischen Verformung entgegensetzt.

In der **Versuchsreihe 2**, der zerstörenden Testung von Einzeltripoden im Abstand von 2,5 mm, wurde zusätzlich das Biegemoment M_B bei F_S und F_{max} berechnet, wie bereits im Kapitel 3.5.1. beschrieben.

4.2 Einfluss des Stempelabstandes

In den **Versuchsreihen 1 und 2** wurden Einzeltripoden mit jeweils unterschiedlichen Abständen zum Prüfstempel im Vergleich zerstörend getestet. In **Versuchsreihe 1** betrug der Abstand zwischen Probengrundfläche und Prüfstempel 0,5 mm und 2,5 mm in **Versuchsreihe 2**. Aufgrund des geringeren Abstandes dominierte in **Versuchsreihe 1** eine Scherkraft, während in **Reihe 2** eine biegende Beanspruchung auf die Oberflächenstrukturen überwog.

Als ersten Kontaktpunkt wurde in **Versuchsreihe 1** mit dem Prüfstempel jeweils auf einen langen Steg der Tripodenstruktur ohne Grundkörperkontakt gedrückt (Abb. 4.2.1). Dieser wurde bis zum Erreichen der Streckgrenze elastisch und nachfolgend plastisch verformt. Dieser Steg wurde solange im Verlauf der Prüfrichtung umgebogen, bis der Stempel den zweiten Kontaktpunkt der Tripodenstruktur, den langen Steg mit Grundkörperkontakt, erreichte und auf diesen zusätzlich drückte (Abb. 4.2.1).

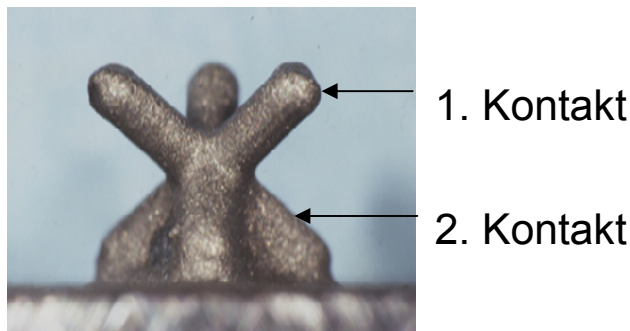


Abb. 4.2.1: Kontaktpunkte des Stempels mit der Tripode in Versuchsreihe 1

In dieser Phase kam es zu einem erneuten Kraftanstieg, bis es nach Erreichen der Maximalkraft zu einem kompletten Abscheren des oberen Anteiles der Tripode im Zentrum mit zusätzlichem Teilbruch im Bereich des oberen Anteiles des langen Steges mit Kontakt zum Probengrundkörper (zweiter Kontaktpunkt, Abb. 4.2.1) kam. Die Bruchkraft F_{max} betrug im Mittel $1000 \text{ N} \pm 165 \text{ N}$. In einzelnen Messungen erfolgte nach Erreichen der Maximalkraft zunächst der Bruch des langen Steges (erster Kontaktpunkt) auf Höhe des Zentrums unter einem geringen Kraftabfall. Danach folgte eine kurze Plateauphase, in welcher der Prüfstempel auf das Tripodenzentrum drückte, bevor es zu einem Kraftabfall über 50% der Maximalkraft (Abb. 4.2.3) kam. Der Stempel hatte in dieser Phase zusätzlich Kontakt mit dem kurzen Steg ohne Grundkörperkontakt erhalten. Nach dem Bruch der restlichen oberen Stege kam es zu einem sofortigen Kraftabfall über 50% (Abb. 4.2.3).

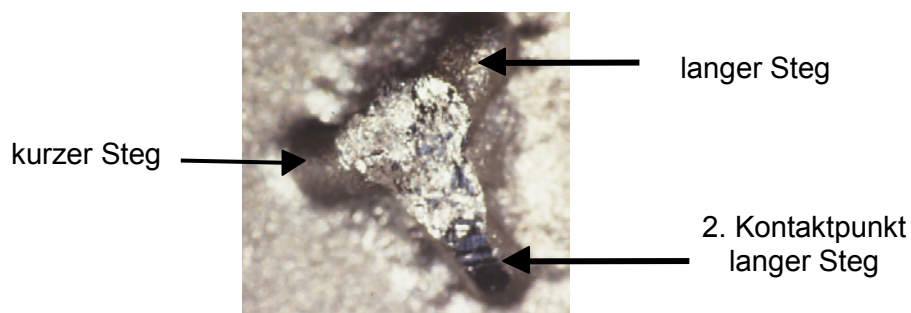


Abb. 4.2.2: Foto des Bruchmusters einer Tripode mit Stempelabstand 0,5 mm der Reihe 1

In **Versuchsreihe 2** drückte der Stempel bei Versuchsbeginn auf den langen Steg ohne Grundkörperkontakt im Abstand von 2,5 mm zum Grundkörper. Nach initial linearem Kraftanstieg kam es nach Erreichen der Streckgrenze zu einer Verformung des Tripodensteges bei konstanter Kraft. Nachdem der lange Steg ohne Grundkörperkontakt bis auf die Höhe des Tripodenzentrums nach oben gebogen worden war, kam es durch Abstützen des Steges im Tripodenzentrum zu einem erneuten Kraftanstieg. Nach Bruch des langen Steges kurz oberhalb des Zentrums trat unter Erreichen der Maximalkraft ein schlagartiger Kraftabfall ein (Abb. 4.2.3).

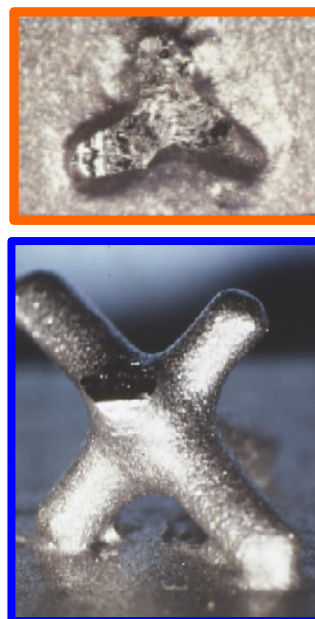
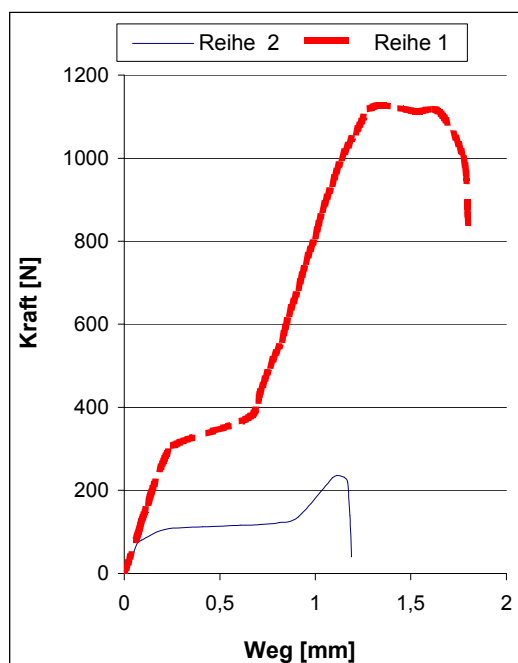


Abb.4.2.3: Charakteristisches Kraft-Weg-Diagramm der Versuchsreihen 1 und 2 (links), Fotos der unterschiedlichen Bruchformen (rechts): Reihe 1 (oberes Foto) mit Stempelabstand 0,5 mm, Reihe 2 (unteres Foto) mit 2,5 mm

Einfluss des Stempelabstandes auf die Kraft–Weg-Diagramme von Einzeltripoden

Die **Versuchsreihen 1** und **2** unterschieden sich sowohl in den ermittelten Messdaten, siehe Tabelle 4.2.1, als auch in den Kraft-Weg-Verläufen (Abb. 4.2.3).

Versuchsreihe 1 zeigte im Vergleich zu **Versuchsreihe 2** einen geringfügig flacheren Kraftanstieg bzw. eine niedrigere Steigung im linearen Anfangsbereich. Nach Erreichen der deutlich höheren Streckgrenze kam es in **Reihe 1** zu einer Phase mit reduziertem Kraftanstieg. Bis zu einem erneuten deutlichen Ansteigen der Kraft war dieser Abschnitt jedoch kürzer und hatte keine reine Plateauphase wie **Reihe 2** (Abb. 4.2.3). In **Versuchsreihe 2** hingegen war eine längere Verformungsphase bei nahezu konstanter Prüfkraft zu beobachten. Nach Erreichen der Maximalkraft kam es in einzelnen Messungen der **Reihe 1** ($n=3$) vor dem eigentlichen Kraftabfall unter 50% der Maximalkraft zu einem geringen Kraftabfall mit nachfolgender kurzer Plateauphase. In **Versuchsreihe 2** kam es sofort nach Erreichen der Maximalkraft zum Kraftabfall, da der Stempel in dieser Versuchsreihe den Druck auf einen Steg allein ausübte, während der Prüfstempel in **Reihe 1** mindestens 3 Kontaktpunkte mit der Tripodenstruktur besaß, bis es zum Abscheren der Struktur kam (Abb. 4.2.2). Die ermittelten mechanischen Messwerte der **Versuchsreihen 1 und 2** sind in Tabelle 4.2.1 zusammengefasst.

Tabelle 4.2.1: Einfluss des Stempelabstandes auf die Festigkeitswerte von Einzeltripoden

	Reihe 1 ($n=5$)	Reihe 2 ($n=5$)
F_s [N]	216 ± 106	86 ± 23
F_{max} [N]	1026 ± 165	252 ± 45
S [N/mm]	1387 ± 44	1443 ± 221
Δl_{F_s} [mm]	$0,15 \pm 0,10$	$0,10 \pm 0,01$
$\Delta l_{F_{max}}$ [mm]	$1,50 \pm 0,30$	$1,10 \pm 0,20$

Zwischen den Steifigkeiten der **Versuchsreihe 2** mit 1443 N/mm und **Versuchsreihe 1** mit 1387 N/mm gab es keinen signifikanten Unterschied durch den variierenden Stempelabstand. Das Werkstoffverhalten der beiden Versuchsreihen war im linearen Bereich fast identisch, da der Prüfstempel hierbei jeweils allein Kontakt mit einem langen Steg ohne Grundkörperkontakt hatte.

Beim Scherversuch der **Reihe 1** kam es mit einer zurückgelegten Wegstrecke (Δl) von $1,50 \pm 0,30$ mm beim Erreichen der deutlich höheren Maximalkraft zu einer größeren Verformung als bei **Reihe 2** mit Δl von 1,1 mm. Die Tripoden der **Reihe 1** erzielten sowohl bei F_s mit 274 N, als auch bei F_{max} mit 1026 N deutlich höhere Werte als **Reihe 2** (Abb. 4.2.4).

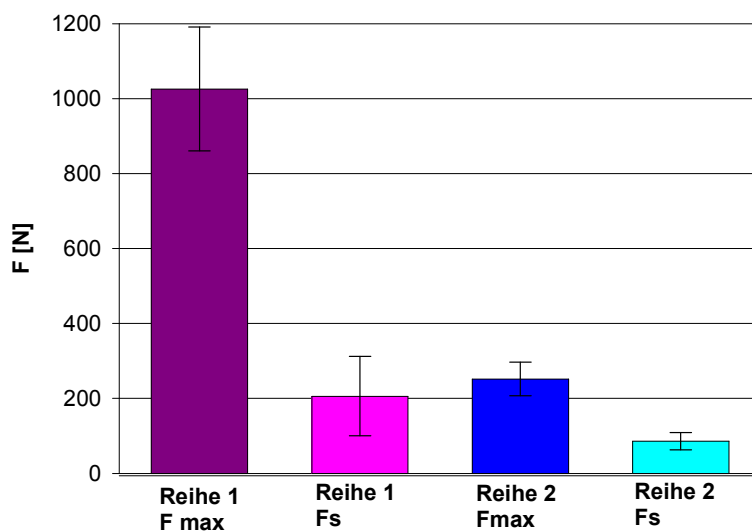


Abb. 4.2.4: Einfluss des Stempelabstandes auf die Kräfte F_{\max} und F_s bei Einzeltripoden

4.3 Einfluss der Stegdicke und -länge von Tripoden

In **Versuchsreihe 3** wurden die langen und der kurze Steg einer einzelnen Tripode getrennt voneinander zerstörungsfrei getestet, d.h. der Abbruch des Versuches erfolgte noch vor dem Erreichen von F_s . Somit wurde kein F_{\max} -Wert ermittelt. Es wurden zuerst jeweils die langen Stege und im Anschluss der kurze getestet (Abb. 4.3.1).

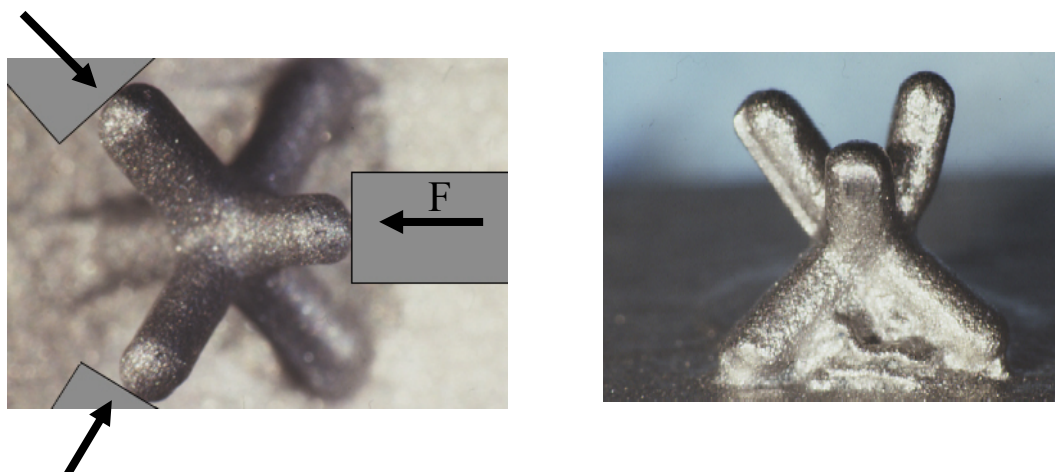


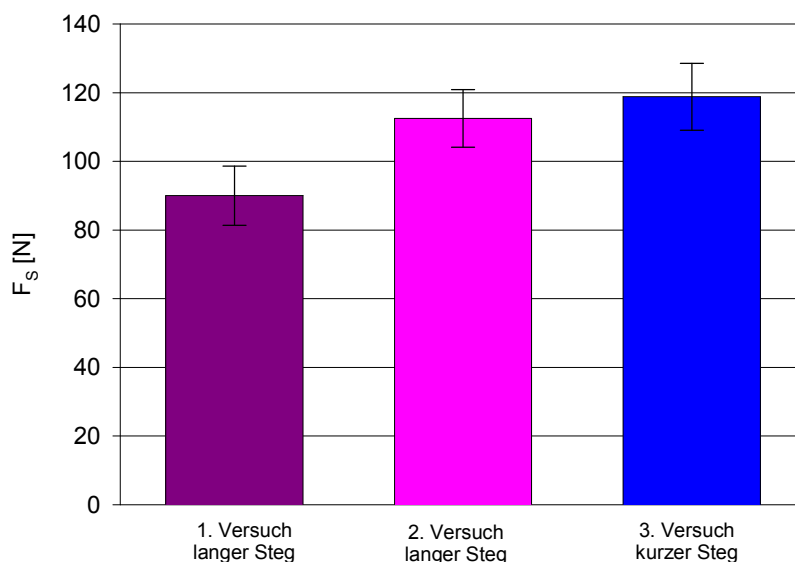
Abb. 4.3.1: Krafrichtungen des Stempels bei der Testung auf den Einfluss der Stegdicke und -länge einer Tripode der Reihe 3 (links), Verformung der Stege nach Testung (rechts)

Die wichtigsten mechanischen Festigkeitswerte der nicht zerstörenden Testung der **Versuchsreihe 3** sind in **Tabelle 4.3.1** dargestellt.

Tabelle 4.3.1: Einfluss der Stegdicke und -länge einer Einzeltripode der Reihe 3

Versuchsreihe 3	1.langer Steg n=5	2.langer Steg n=5	3.kurzer Steg n=5
F _s [N]	90 ± 9	107 ± 14	125 ± 15
Steifigkeit [N/mm]	1296 ± 157	1537 ± 201	1810 ± 131
Δl _{F_s} [mm]	0,06 ± 0,01	0,07 ± 0,01	0,07 ± 0,01

In dieser Versuchsreihe kam es mit 0,06 bzw. 0,07 mm insgesamt zu einem äußerst geringen Verformungsweg der Tripodenstege im Vergleich zu den anderen Testungen von Einzeltripoden. Der kurze Steg erreichte dabei die höchste Streckgrenze von 125 ± 15 N (Abb. 4.3.2).

**Abb. 4.3.2: Einfluss der Stegdicke und -länge auf die Streckgrenzen (F_s) der Stege der Reihe 3**

Der kurze Steg zeigte mit 1810 ± 131 N/mm die höchste Steifigkeit und leistete einer elastischen Verformung den größten Widerstand. Der als erster getestete lange Steg besaß mit 1296 ± 157 N/mm eine geringere Steifigkeit als der als zweiter getestete lange Steg (Abb. 4.3.3). Das folgende Balkendiagramm der Steifigkeiten der einzelnen Tripodenstege war von der Staffelung mit dem Diagramm der Streckgrenzen fast identisch (Abb. 4.3.2).

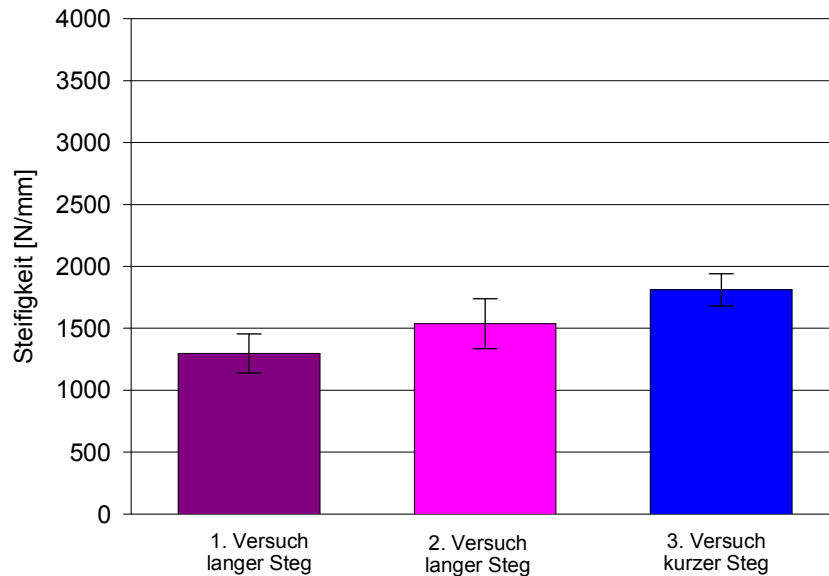


Abb. 4.3.3: Einfluss der Stegdicke und -länge einer Tripode auf die Steifigkeiten der Reihe 3

4.4 Einfluss von Vernetzungen auf die Tripodenstruktur

In der **Versuchsreihe 4** wurden die oben vorgestellten Messparameter in Hinblick auf den Einfluss von Vernetzungen vor allem im oberen Bereich zweier Einzeltripoden anhand der aufgezeichneten Kraft-Weg-Diagramme bestimmt.

In der **Versuchsuntergruppe 4a** wurden zwei parallel angeordnete Tripoden mit jeweils einer Verknüpfung zerstörend getestet.

Bei jedoch deutlich größeren Kraftwerten ähnelte das Kraft-Weg-Diagramm vom Kurvenverlauf dem Diagramm der **Versuchsreihe 2** (Abb. 4.2.3, Abb. 4.4.3).

Ebenso wie bei den **Versuchsreihen 1** und **2** begann der Kurvenverlauf der **Reihe 4a** zunächst linear, jedoch doppelt so steil. Nach Erreichen der Streckgrenze kam es zu einer Plateauphase mit einer plastischen Verformung bei konstanter Kraft. In dieser Phase kam es zum Biegen der miteinander vernetzten Stege bis auf Höhe des Tripodenzentrums. Nachdem der Prüfstempel jetzt zusätzlich Kontakt zu den beiden Zentren der Tripoden erhielt und auf diese drücken konnte, kam es zu einem erneuten steilen Kraftanstieg (Abb. 4.4.3). Nach Erreichen von F_{\max} kam es zum raschen Abfall der Prüfkraft unter 50%.

Dabei kam es entweder zum Bruch der vernetzten Stege auf Höhe des Zentrums (Abb. 4.4.1, links) bzw. im Bereich des kurzen Steges mit Grundkörperkontakt (Abb. 4.4.1, Mitte) gepaart mit Brüchen (Abb. 4.4.1, rechts) der Verknüpfung. Bei Tripoden mit nicht ausgefülltem Sockel kam es gehäuft zu Brüchen im Bereich des kurzen Steges des unteren Anteils der Tripode (Abb. 4.4.1, Mitte), während Tripoden mit ausgefülltem Sockel immer im Bereich der Zentren brachen (Abb. 4.4.1, links).



Abb. 4.4.1: Foto des Bruchverhaltens vernetzter Tripoden der Reihe 4a, Bruch im Zentrum (links); Bestehenbleiben der Verknüpfung mit Bruch der kurzen Stege mit Grundkörperkontakt (Mitte); links Bruch kurzer Steg mit Grundkörperkontakt, rechts Bruch des langen Steges im Zentrum (rechts)

Die Oberflächenstrukturen der **Versuchsreihe 4b** waren seriell zueinander angeordnet und besaßen jeweils zwei Verknüpfungen miteinander (Abb. 4.4.2, a).

Der initiale, lineare Kurvenverlauf der Testung der Vernetzungen verlief steiler als der von **Reihe 4a** mit nur einer Verknüpfung. Nach Erreichen der Streckgrenze erfolgte eine deutlich längere Plateauphase, in welcher die Stege der Verknüpfung wie in **Reihe 4a** auf Höhe des Zentrums gebogen wurden bis der Stempel Kontakt zu den Tripodenzentren erhielt. Der erneute Kraftanstieg bis zum Erreichen der Maximalkraft verlief jedoch in **Reihe 4b** flacher. Nach Abfall der Prüfkraft kam es zum Bruch der verknüpften Stege auf Höhe des Zentrums (Abb. 4.4.2, b) bzw. der langen Stege mit Grundkörperkontakt (Abb. 4.4.2, c).

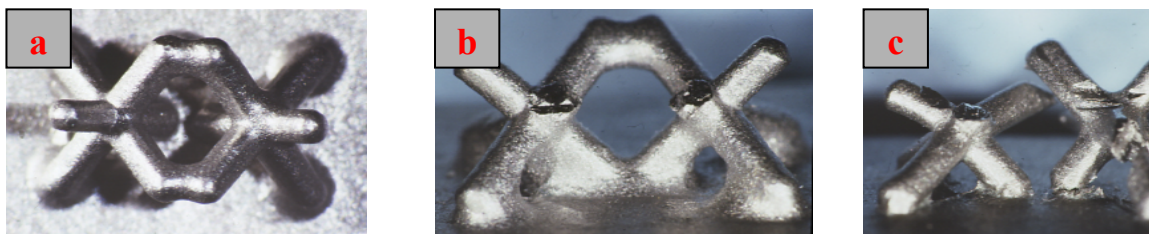


Abb. 4.4.2: Bruchmuster der Versuchsreihe 4b: Doppeltripode der Versuchsreihe 4b (a), Bruch zweier langer Stege mit Verknüpfung im Zentrum (b), Bruch beider Vernetzungen mit zusätzlichem Bruch des langen Steges mit Grundkörperkontakt (c)

Bei einer Probenanzahl von $n = 4$ kam es nach Erreichen der Maximalkraft zu einem erneuten Kraftanstieg, nachdem der Stempel nach Abbruch der vernetzten Stege Kontakt mit einem der kurzen, frei endenden Stege erhielt. Jedoch verblieb der erneute Kraftanstieg unterhalb von 50% der Maximalkraft (Abb. 4.4.3).

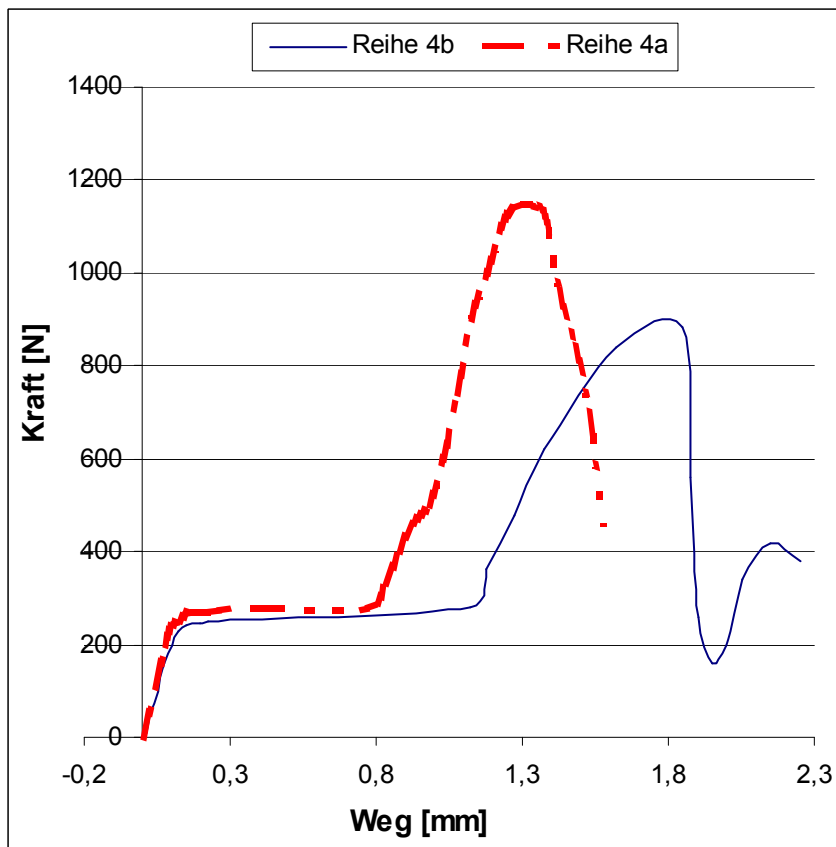


Abb. 4.4.3: Einfluss von 1 bzw. 2 Vernetzungen auf das charakteristische Kraft-Weg-Diagramm von Doppeltripoden

Die mechanischen Kennwerte der Doppeltripoden sind in Hinblick auf den Einfluss von Vernetzungen in Tabelle 4.4.1 zusammengefasst.

Tabelle 4.4.1: Einfluss von Vernetzungen auf die mechanischen Festigkeitswerte

	Reihe 4a n=7	Reihe 4b n=8
F_s [N]	180 ± 23	211 ± 16
F_{\max} [N]	1034 ± 336	921 ± 153
S [N/mm]	2209 ± 264	3288 ± 651
Δl_{F_s} [mm]	$0,08 \pm 0,02$	$0,07 \pm 0,01$
$\Delta l_{F_{\max}}$ [mm]	$1,28 \pm 0,10$	$1,63 \pm 0,20$

Die seriell vernetzten Tripoden der **Reihe 4b** erreichten bei F_{\max} mit $1,6 \pm 0,20$ mm einen deutlich größeren Verformungsweg gegenüber $1,3 \pm 0,10$ mm bei **Reihe 4a**. Die **Versuchsreihe 4a** besaß im linearen Bereich eine deutlich niedrigere Steifigkeit von 2209 ± 264 N/mm bzw. einen niedrigeren Widerstand gegenüber

der elastischen Verformung als **Reihe 4b** mit 3288 ± 651 N/mm. Die vernetzten Tripoden wurden mit den Messparametern der Einzeltripoden auf den Einfluss von Vernetzungen verglichen (Abb. 4.4.4).

Die höchste Streckgrenze wurde mit 216 ± 106 N im Abstand von 0,5 mm bei der Testung von Einzeltripoden der **Reihe 1** erzielt, während die vernetzten Tripoden der **Reihe 4a** mit $180 \text{ N} \pm 23$ und der **Reihe 4b** mit 211 ± 16 N niedrigere Werte erreichten.

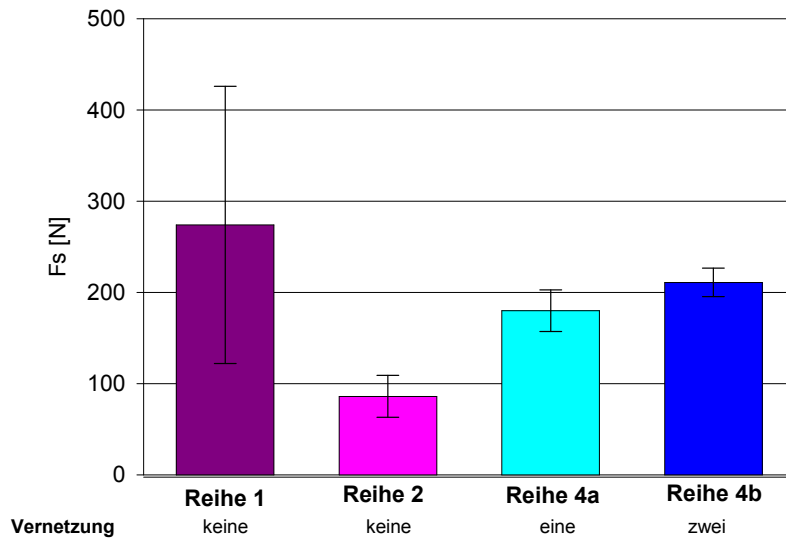


Abb. 4.4.4: Einfluss von Vernetzungen auf die Streckgrenze von Tripoden

Im Vergleich der Maximalkräfte erzielte **Reihe 4a** mit einfach vernetzten Tripoden im Durchschnitt gleich hohe Werte wie die Einzeltripoden der **Reihe 1**. Die doppelt vernetzten Tripoden der **Reihe 4b** mit zwei Vernetzungen besaßen mit 921 ± 153 N 10% niedrigere Maximalkräfte. Die Werte der vernetzten Tripoden besaßen deutlich höhere Maximalwerte als die Einzeltripoden der **Reihe 2**, bei welchen vor allem der obere Anteil der Tripode in einem Abstand von 2,5 mm getestet wurde (Abb. 4.4.5).

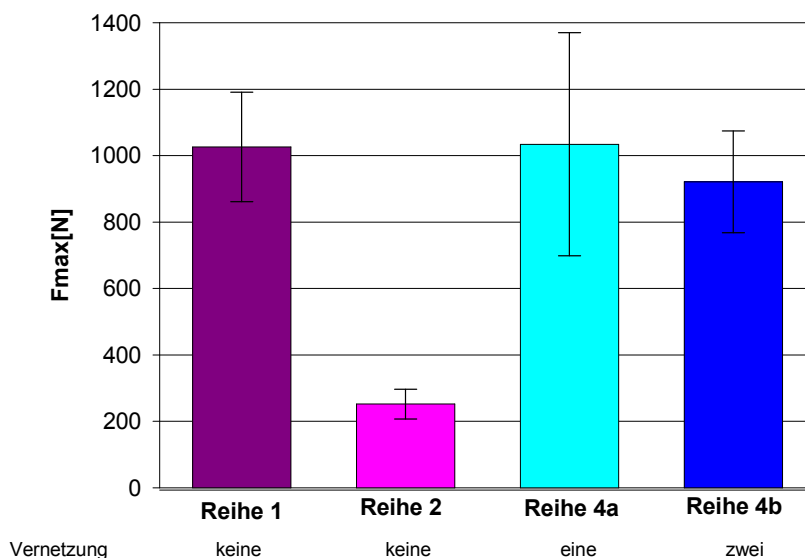


Abb. 4.4.5: Einfluss von Vernetzungen auf die Maximalkräfte von Tripoden

Die Vernetzung von Tripoden führte im Vergleich mit Einzeltripoden zu einer 50% höheren Struktursteifigkeit, wobei die doppelt vernetzten Tripoden der **Reihe 4b** mit 3288 ± 651 N/mm 35% höhere Steifigkeitswerte erzielten als die einfach vernetzten Tripoden der **Reihe 4a** (Abb. 4.4.6).

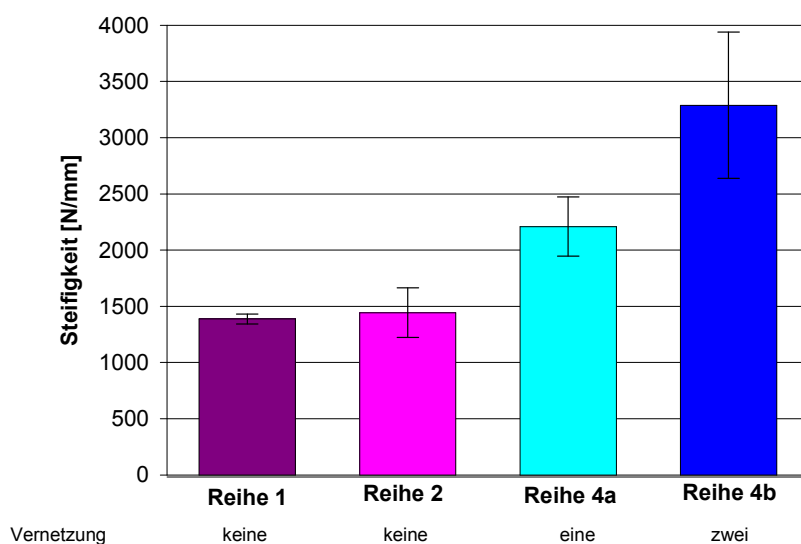


Abb. 4.4.6: Einfluss der Vernetzung auf die Steifigkeit von Tripoden

Den größten Verformungsweg ermittelte **Reihe 1** mit $0,15 \pm 0,10$ mm bei F_s und **Reihe 4b** mit $1,60 \pm 0,20$ mm bei F_{max} .

4.5 Ermittlung des Biegemomentes

Bei den Einzeltripoden der zerstörenden Testung der **Reihe 2** wurde jeweils das durch die als Querkraft aufgebrachte Prüfkraft resultierende Biegemoment bestimmt. In der Tabelle 4.5.1 wurde das Biegemomente bei F_s und F_{max} dargestellt.

Tabelle 4.5.1: Vergleich der Biegemomente bei F_s und F_{max} der Versuchsreihe 2

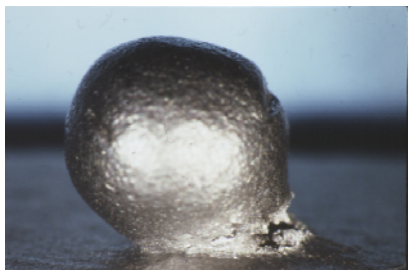
Reihe 2	n=5
M_{BF_s} [Nmm]	121 ± 36
$M_{BF_{max}}$ [Nmm]	353 ± 71

In der **Versuchsreihe 2** betrug das Biegemoment bei F_s 121 ± 36 Nmm, während es bei F_{max} mit 353 ± 71 Nmm dreifach so groß war.

4.6 Einfluss der Form

4.6.1 Einfluss der Form auf Einzelstrukturen

Die Kugelform wurde mit den Tripoden vergleichend getestet. In **Reihe 5** wurden Einzelkugeln in einem Abstand von 0,5 mm zwischen Grundkörper und Prüfstempel getestet. Der Stempel bekam aufgrund der sphärischen Geometrie jedoch jeweils bei 1,5 mm Höhe Kontakt mit der Oberflächenstruktur. Im Vergleich zu den Einzeltripoden der **Reihen 1 und 2** kam es im Kraft-Weg-Diagramm der **Reihe 5** bis zum Erreichen der Streckgrenze zu einem sehr steilen, linearen Kraftanstieg. Nach Erreichen von F_{max} kam es zum sofortigen Bruch der Kugel unter einem Kraftabfall größer 50%. Die Kugelstruktur brach jeweils zwischen Grundkörper und Oberfläche (Abb. 4.6.1). Im Vergleich zur Tripode kam es bei der Kugelstruktur zu keiner



plastischen Verformungsphase. Es handelte sich um einen spröden Bruch; die Kugelstruktur zeigte dabei keine duktilen Eigenschaften wie die Einzeltripoden der **Versuchsreihen 1 und 2** (Abb. 4.2.3).

Abb. 4.6.1: Bruchform einer Einzelkugel der Reihe 5 bei Druck des Stempels von rechts

Im Vergleich zu den Einzeltripoden besaßen die Einzelkugeln neben einer höheren Streckgrenze von 1170 ± 213 N und einer Maximalkraft von 2050 ± 266 N zusätzlich mit 6316 ± 1237 N/mm eine wesentlich höhere Struktursteifigkeit. Der Verformungsweg der Einzelkugel war bei F_s mit $0,21 \pm 0,04$ mm um 50 – 75% größer als bei den Einzeltripoden der **Reihe 1 und 2**, während dieser bei F_{max} mit $0,76 \pm 0,13$ mm hingegen 25 – 50% niedriger war, siehe Tabellen 4.2.1, 4.6.1.

4.6.2 Einfluss der Form auf vernetzte Strukturen

In der **Versuchsreihe 6** wurden vernetzte Kugelstrukturen im Vergleich zu den vernetzten Tripodenstrukturen im Abstand von 0,5 mm vom Grundkörper zum Prüfstempel getestet.

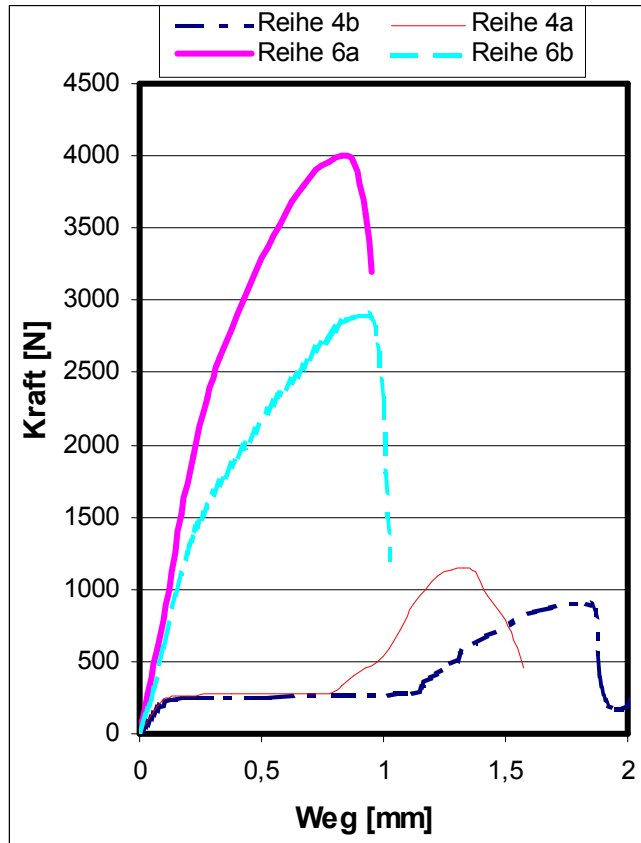
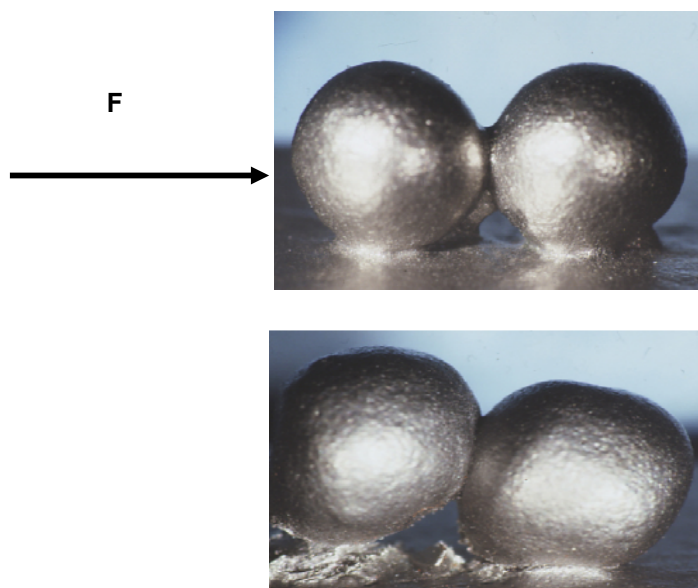


Abb. 4.6.2: Einfluss der Form auf das Kraft-Weg-Diagramm vernetzter Tripoden (Reihe 4a, b) im Vergleich zu vernetzten Kugeln (Reihe 6a, b)

In der **Untergruppe 6a** wurden vernetzte Kugeln in paralleler Anordnung getestet. Das Kraft-Weg-Diagramm verlief analog zu den Prüfungen der Einzelkugeln, siehe Abschnitt 4.6.1.

Nachdem der Stempel auf die Mitte des Kugelpaares drückte, kam es nach Erreichen der Maximalkraft zum Bruch zwischen Grundkörper und Oberflächenstruktur mit teilweiseem Abscheren der gesamten Prüfstruktur.

In der **Untergruppe 6b** wurden die Kugeln in serieller Anordnung getestet. Der Stempel drückte jeweils nur auf eine Kugel. Nach Erreichen der Maximalkraft kam es zum kompletten Abscheren der vorderen Kugel bei erhaltener Verknüpfung. Bei der hinteren Kugel kam es zu einem Teilbruch (Abb. 4.6.3). Teilweise kam es auch zum Bruch der Vernetzung



Bei der hinteren Kugel kam es zu einem Teilbruch (Abb. 4.6.3). Teilweise kam es auch zum Bruch der Vernetzung

Abb. 4.6.3: Bruchverhalten der Reihe 6b mit Abscheren der linken Kugel bei erhaltener Verknüpfung (unten), eingezeichnete Prüfkraft (oben)

In nachfolgender Tabelle sind die mechanischen Festigkeitswerte der getesteten Kugelstrukturen zusammengefasst.

Tabelle 4.6.1: Mechanische Festigkeitswerte der Kugelstruktur

	Reihe 5 (n=4)	Reihe 6a (n=7)	Reihe 6b (n=8)
F_s [N]	1170 ± 213	2083 ± 273	1211 ± 444
F_{max} [N]	2050 ± 266	3752 ± 482	2582 ± 719
S [N/mm]	6316 ± 1237	10097 ± 1876	6669 ± 473
Δl_{F_s} [mm]	$0,21 \pm 0,04$	$0,24 \pm 0,04$	$0,20 \pm 0,10$
$\Delta l_{F_{max}}$ [mm]	$0,76 \pm 0,13$	$0,90 \pm 0,15$	$0,50 \pm 0,04$

Die Kugelstrukturen erbrachten bei 5- bis 12-fach höherer Streckgrenze eine doppelt so große Verformungstrecke als die Tripoden.

Der zurückgelegte Verformungsweg $\Delta l_{F_{max}}$ der **Reihe 6b** von $0,5 \pm 0,04$ mm bei F_{max} war über 50% niedriger als bei den Tripodenstrukturen. Die Kugelstrukturen erreichten jedoch signifikant höhere Werte bei der Streckgrenze und Maximalkraft als die Tripodenstrukturen. Der höchste Kraftwert wurde bei vernetzten, parallel angeordneten Kugeln der **Reihe 6a** mit 2083 ± 273 N bei F_s und 3752 ± 482 N bei F_{max} erzielt, siehe Tabelle 4.6.1.

Die Kugeloberfläche zeigte im Vergleich zur Tripodenstruktur bei allen Testungen deutlich höhere Steifigkeitswerte zwischen 6316 ± 1237 N/mm in **Reihe 5** und 10097 ± 1876 N/mm in **Reihe 6a**.

Im Vergleich zu den vernetzten Tripoden zeigten die entsprechenden Kugelreihen deutlich größere Maximalkräfte (Abb. 4.6.4). Die vernetzten Kugeln erreichten mit 3752 ± 482 N in **Reihe 6a** bzw. 2582 ± 719 N in **Reihe 6b** signifikant höhere F_{\max} -Werte als die vernetzten Tripoden der **Reihe 4a** mit 1034 ± 336 N und der **Reihe 4b** mit 921 ± 153 N.

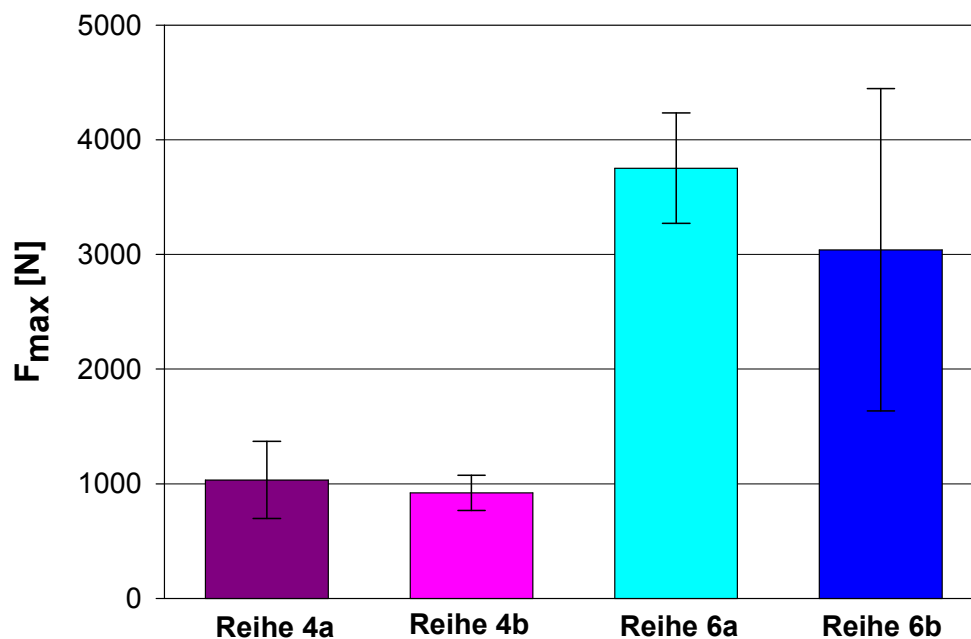


Abb. 4.6.4: Einfluss der Form auf die Maximalkräfte von vernetzten Strukturen; Tripoden in Reihe 4a, b im Vergleich zur Kugelstruktur in Reihe 6a, b

4.7 Rasterelektronenmikroskopische Analyse der Prüfkörper

4.7.1 Einfluss des Stempelabstands auf das Bruchverhalten

Die verschiedenen Bruchformen der Versuchsreihen wurden jeweils mittels Rasterelektronenmikroskopie dargestellt und analysiert.

Stempelabstand 0,5 mm

In **Reihe 1** kam es beim Bruch jeweils zum kompletten Abscheren des oberen Anteiles der Tripodenstruktur. Die Vergrößerung der Bruchform zeigt ein Abscheren der Tripoden von links nach rechts. Dabei stellten sich wabenförmige bzw. kraterförmige Auflockerungen neben der glatten Abscherspur in der Mitte dar (Abb. 4.7.1, rechts).

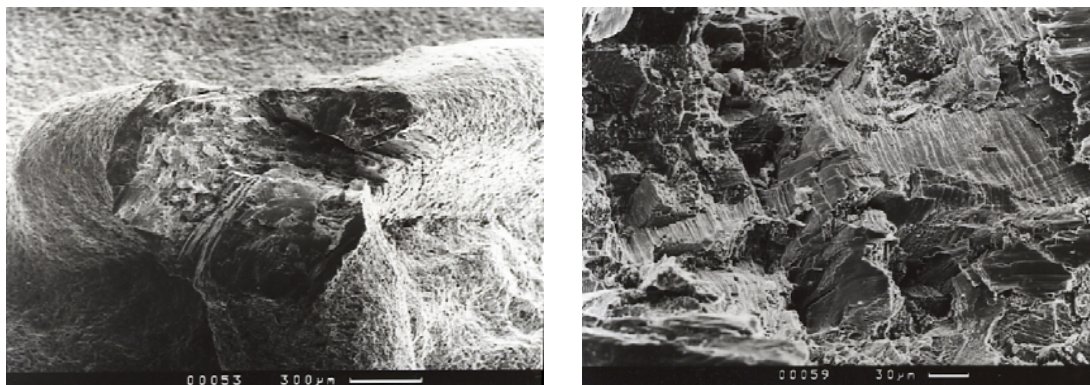


Abb. 4.7.1: Bruchform beim Abstand von 0,5 mm der Reihe 1

Stempelabstand 2,5 mm

In **Reihe 2** kam es zum kompletten Bruch eines einzelnen Steges auf Höhe des Tripodenzen-trums (Abb. 4.7.2, a). In der Vergrößerung zeigen sich an der Bruchstelle wabenförmige Hohlräume (Abb. 4.7.2, b).

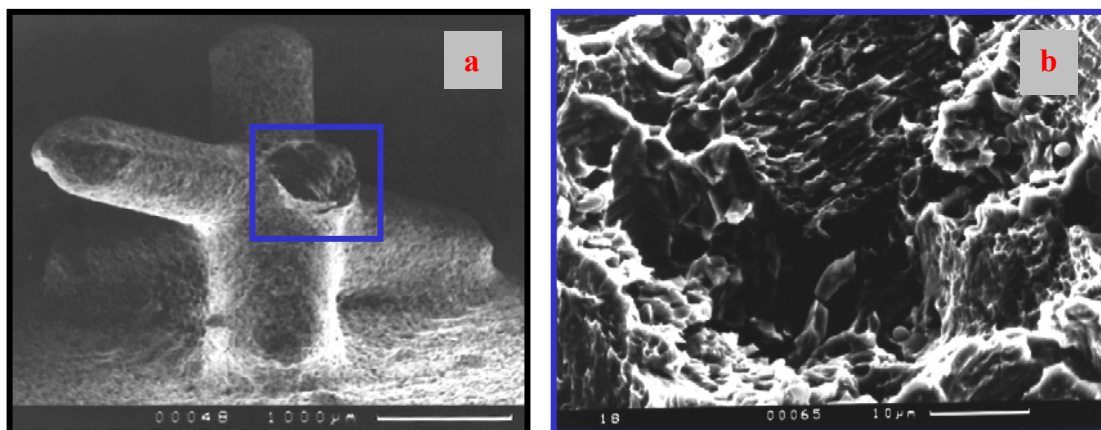


Abb. 4.7.2: Einfluss des Stempelabstandes von 2,5 mm der Reihe 2 mit Bruch eines langen Steges auf Höhe des Zentrums (a), Vergrößerung (b)

4.7.2 Einfluss der Vernetzung auf die Bruchform

Einfach vernetzte Doppeltripoden

In der **Versuchsreihe 4a** kam es zu zwei unterschiedlichen Bruchformen. Zum einen wurde der gesamte obere Anteil beider Tripoden auf Höhe des Zentrums abgeschert (Abb. 4.7.3). In der Detailansicht (Abb. 4.7.3, b, c) sieht man im linken Anteil der Bruchstelle eine grobschollige Abscherung, während das Bruchmuster im rechten Anteil z.B. ein glattes Aussehen aufwies.

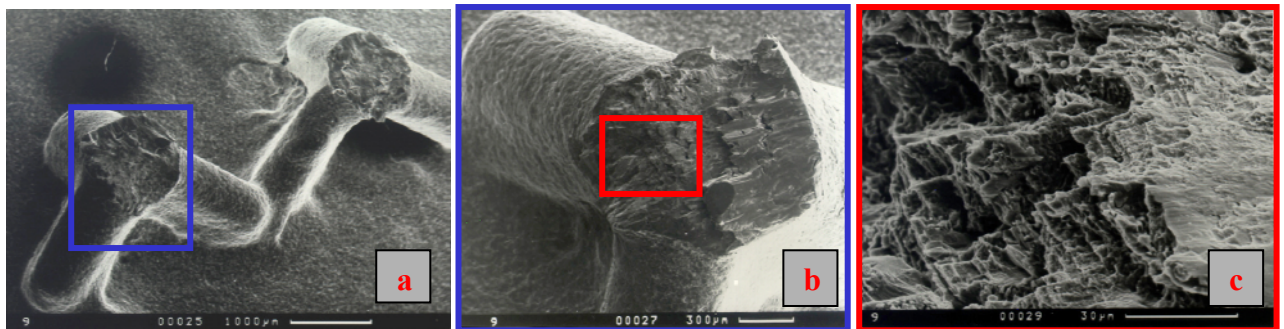
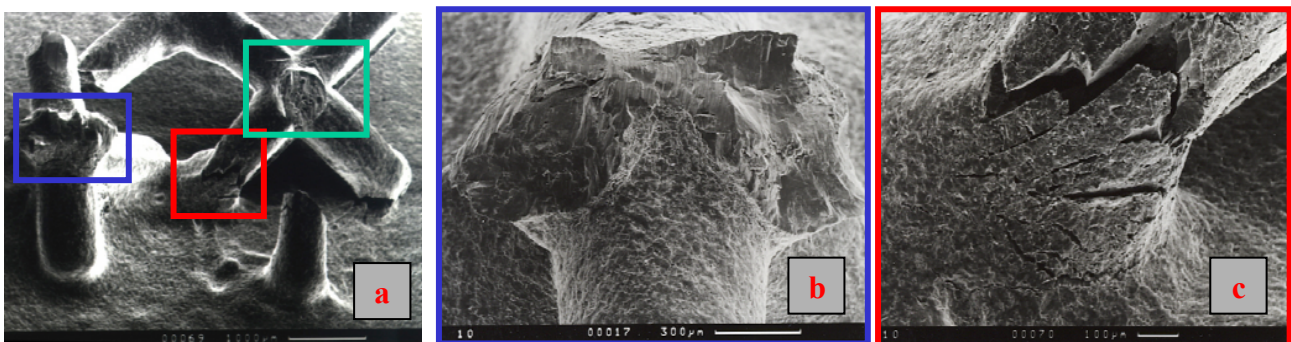


Abb. 4.7.3: Einfluss der Vernetzungen auf das Bruchmuster der Tripodenstruktur der Reihe 4a: Abscheren der kompletten oberen Anteile (a), Vergrößerung der linken Tripode im Zentrum (b), Detailaufnahme der Bruchstelle (c)

Bei einem anderen Bruchmuster kam es unter Erhaltung der Verknüpfung bei ausgefülltem Sockel der linken Tripode zum Bruch im Bereich des Tripodenzentrums. Dabei wurden die langen Stege ohne Grundkörperkontakt abgeschert (Abb. 4.7.4).

Die rechte, nicht ausgefüllte Tripode brach sowohl im Bereich des dem Stempel zugewandten vorderen, kurzen Steges mit Grundkörperkontakt, als auch dem linken, langen Steg mit Grundkörperkontakt (Abb. 4.7.4, c - f). Die Vernetzung zwischen den beiden Tripoden blieb jedoch bestehen (Abb. 4.7.4, e).



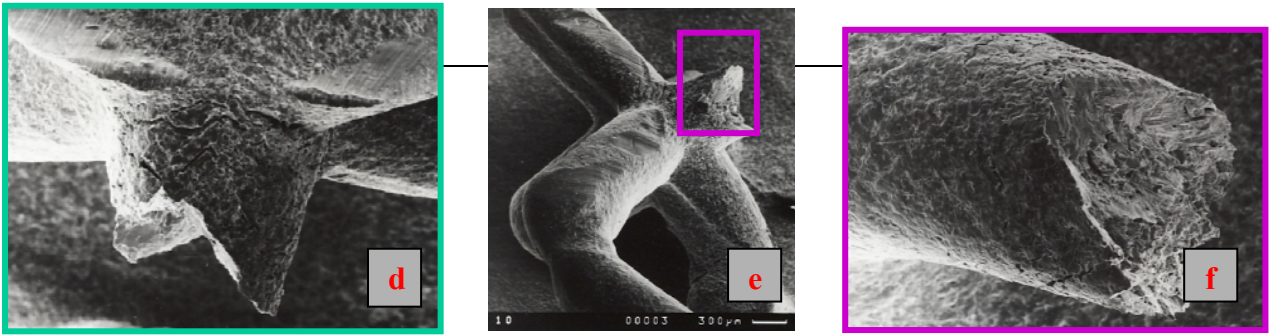


Abb. 4.7.4: Einfluss der Vernetzungen auf das Bruchmuster der Tripodenstruktur der Reihe 4a: Zweites Bruchmuster der Reihe 4a mit erhaltener Vernetzung (a, e), Bruchmuster der linken Tripode (b), Bruch der rechten Tripode (c-f)

Bei Tripoden mit nicht ausgefülltem Sockel kam es in dieser Versuchsanordnung zum Bruch unterhalb des Tripodenzentrums, während Tripoden mit ausgefülltem Sockel oberhalb des Zentrums brachen.

Doppelt vernetzte Tripodenstrukturen

In der **Versuchsreihe 4b** kam es im Bereich der linken Tripode auf Höhe des Zentrums zum Bruch des langen Steges der vorderen Verknüpfung. Die rechte Tripode brach hingegen im mittleren Bereich des langen, dem Stempel zugewandten Steges mit Grundkörperkontakt (Abb. 4.7.5, a). Der Fuß des kurzen Steges mit Grundkörperkontakt wurde im Übergangsbereich zum Grundkörper zusätzlich abgeschert (Abb. 4.7.5, a, c).

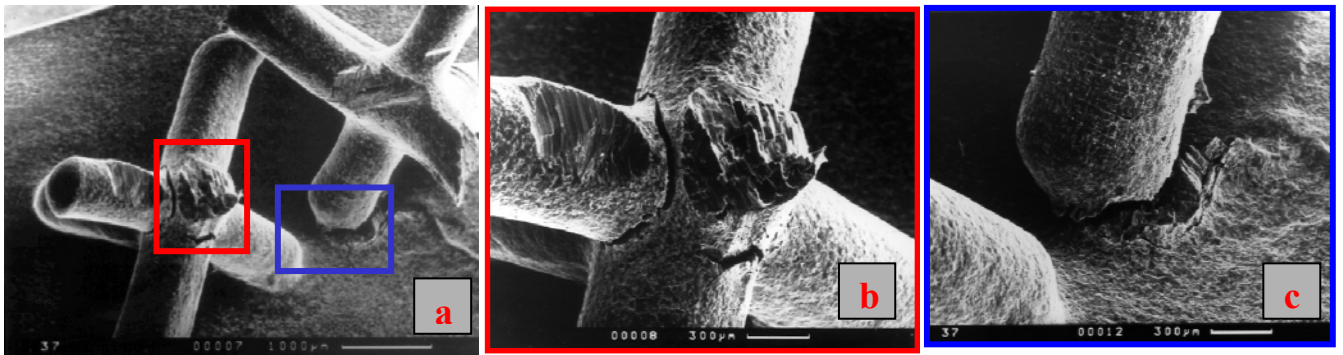


Abb. 4.7.5: Einfluss der doppelten Vernetzung auf das Bruchmuster: Zerstörung der Vernetzungen (a), Bruch der linken Tripode (b), Bruch des kurzen Steges der rechten Tripode (c)

Bei der hinteren Vernetzung der Doppeltripode kam es zu einer zirkulären Bruchform (Abb. 4.7.6).

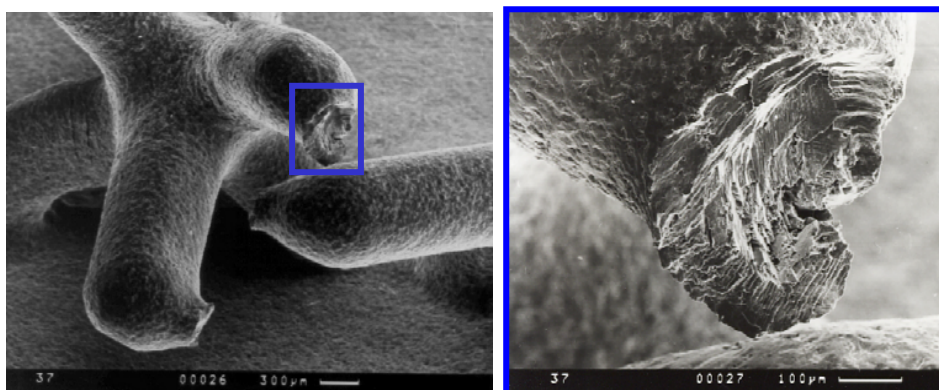


Abb. 4.7.6: Bruch einer Vernetzung bei Doppeltripoden der Reihe 4b (links), Vergrößerung des Bruchs an der Vernetzung (rechts)

4.7.3 Einfluss der Form auf das Bruchmuster

Beim Bruch von Einzelkugeln und parallel vernetzten Kugeln kam es jeweils zum kompletten Abscheren der Oberflächenstruktur auf Höhe des Grundkörpers.

Bei der Testung seriell vernetzter Kugeln hingegen gab es zwei verschiedene Bruchmuster. Entweder wurde die vordere Kugel durch den Prüfstempel am Übergangsbereich von der Oberfläche zum Grundkörper komplett abgelöst, während die hintere Kugel an der gleichen Stelle jedoch nur teilweise abgeschert wurde. In der Vergrößerung zeigte sich dabei am Übergang von der Oberflächenbasis zum Grundkörper eine tiefe, glatte Furche als Zeichen einer inkompletten Abscherung (Abb. 4.7.7).

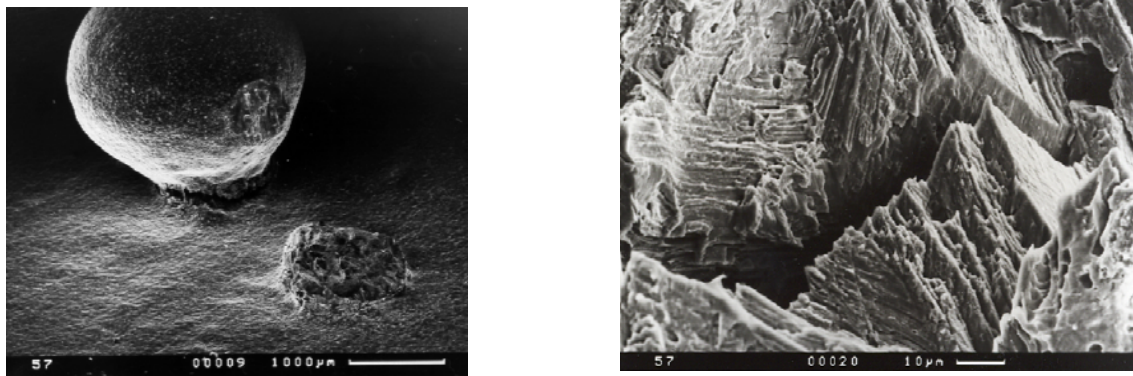


Abb. 4.7.7: Einfluss der Form auf das Bruchmuster seriell vernetzter Kugeln der Reihe 6b (links), Vergrößerung der inkompletten Abscherung der hinteren Kugel (rechts)

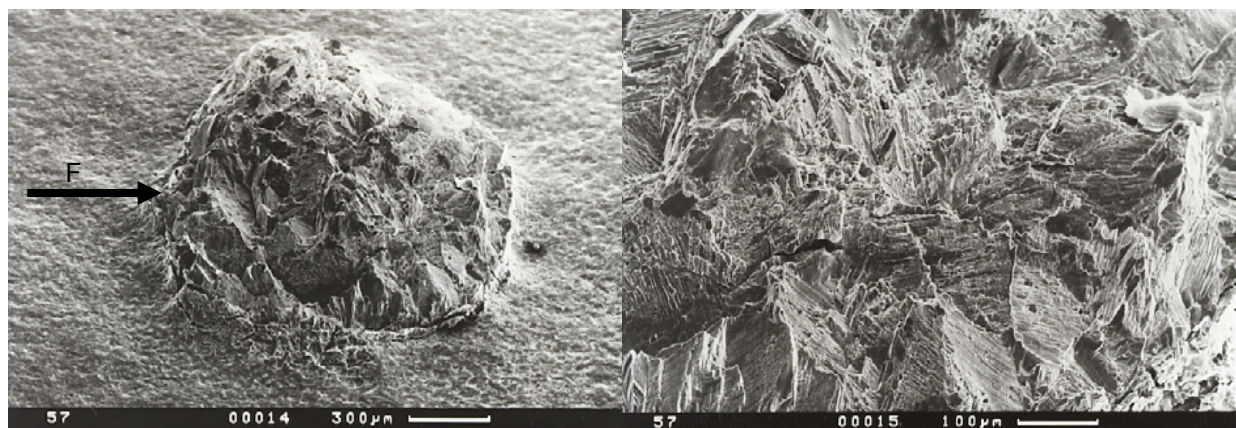


Abb. 4.7.8: Einfluss der Form auf das Bruchmuster: Vollständig abgescherte, vordere Kugel einer seriell vernetzten Doppelkugel der Reihe 6b mit eingezeichneter Prüfkraft (links), Vergrößerung (rechts)

Das Bruchmuster der vorderen Kugel zeigt eine unruhige Oberfläche mit teilweise tiefer Furchenbildung (Abb. 4.7.8).

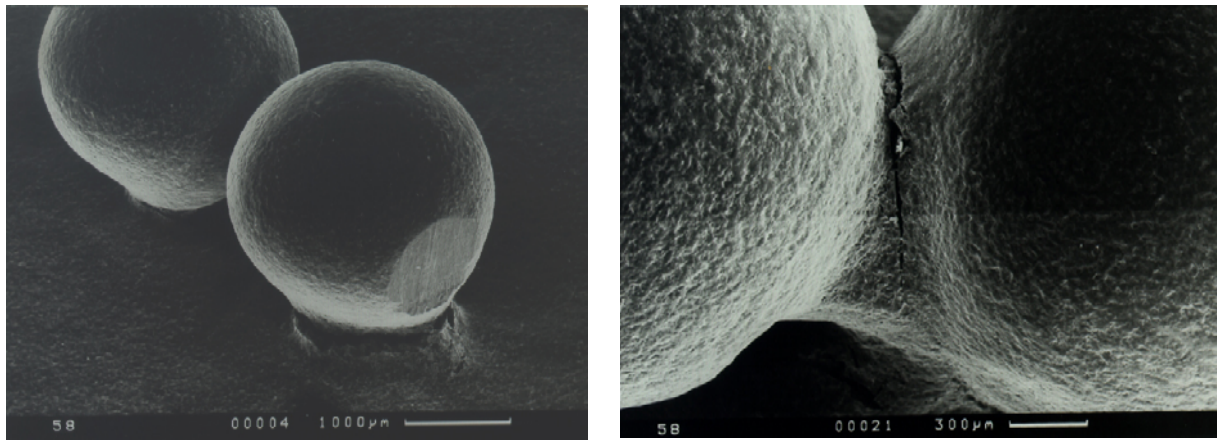


Abb. 4.7.9: Einfluss der Form auf das Bruchmuster seriell vernetzter Kugeln mit Bruch der vorderen Kugel und Stempelabdruck (links), Bruch der Vernetzung (rechts)

Zum anderen kam es bei seriell angeordneten Doppelkugeln zum Bruch der vorderen Kugel und eines inkompletten Bruches der Verknüpfung (Abb. 4.7.9). Die hintere Kugel blieb schadenfrei. Der Abdruck des Prüfstempels bildete sich auf der vorderen Kugel deutlich ab (Abb. 4.7.9, links).

4.8 Zusammenfassung der Ergebnisse

Einfluss des Prüfstempelabstandes

Der Einfluss der im Übergangsbereich vom Grundkörper zur Oberflächenstruktur (Abstand = 0,5 mm in **Reihe 1**) bzw. im oberen Anteil der Tripode (Abstand = 2,5 mm in **Reihe 2**) ansetzenden Prüfkraft auf die Tripodenstruktur zeigte sich in signifikant unterschiedlichen Festigkeitswerten, Verläufen der Kraft-Weg-Diagramme und Bruchmustern.

Bei ähnlichen Steifigkeitswerten (1400 N/mm) zeigten die Proben der **Versuchsreihe 1** bei einem Abstand des Prüfstempels von 0,5 mm eine 2,5-fach höhere Streckgrenze (216 N zu 86 N) und eine 4-fach höhere Maximalkraft (1026 N zu 252 N) als bei einem Abstand von 2,5 mm in **Reihe 2**, siehe Tabelle 4.2.1. Der obere Anteil der Tripodenstruktur erwies sich dabei als mechanisch schwächste Stelle.

Beide Kraft-Weg-Diagramme begannen mit einer nahezu gleichen Steigung, welche in **Reihe 1** nach Erreichen der Streckgrenze in einen kurzen, parabolischen Kurvenverlauf überging, bevor ein erneuter steiler Kraftanstieg folgte. Beim Erreichen der Maximalkraft kam es zu einer kurzen Plateauphase bis es zu einem 50% Kraftabfall kam. Dabei wurde der gesamte obere Anteil der Tripode im Zentrum abgeschert (Abb. 4.2.3).

Bei **Reihe 2** ging der Kurvenverlauf nach Erreichen der Streckgrenze mit konstanter Kraft in eine Plateauphase über, in welcher es zu einer plastischen Biegung des belasteten, oberen Tripodensteiges kam. Danach folgte ein erneuter steiler Kraftanstieg mit Erreichen der Maximalkraft und Bruch des einzelnen Steiges auf Höhe des Zentrums (Abb. 4.2.3). In **Versuchsreihe 2** kam es sofort nach Erreichen der Maximalkraft zum Kraftabfall, da der Stempel in dieser Versuchsreihe den Druck allein auf einen Steg ausübte, während der Prüfstempel in **Reihe 1** mindestens 3 Kontaktpunkte mit der Tripodenstruktur besaß, bis es zum Abscheren der Struktur kam.

Einfluss der Steggeometrien

Bei dieser Testung wurden die oberen Stege einer Einzeltripode zerstörungsfrei, d.h. bis zum Erreichen der Streckgrenze, getestet. Der kurze, dickere Steg ermittelte mit 125 ± 15 N und 1810 ± 131 N/mm eine 25% höhere Streckgrenze und Steifigkeit als die langen, dünneren Steggeometrien (min. 90 N, max. 107 N und min. 1296 N/mm, max. 1537 N/mm), siehe Tabelle 4.3.1.

Einfluss von Vernetzungen

Der Einfluss unterschiedlicher Vernetzungen zwischen zwei Tripoden führte zu einer deutlichen Verbesserung der Festigkeitswerte vor allem im oberen Anteil des Oberflächenstrukturelementes, welches sich als mechanisch schwächste Stelle darstellte.

Die einfach vernetzten Tripoden der **Reihe 4a** zeigten mit einer 10% höheren Maximalkraft (1034 ± 336 N zu 921 ± 153 N) bei einer 30% niedrigeren Steifigkeit (2209 ± 264 N/mm zu 3288 ± 651 N/mm) höhere mechanische Eigenschaften als die doppelt vernetzten Tripoden der **Reihe 4b**.

Insgesamt besaßen die vernetzten Tripoden 50% höhere Steifigkeitswerte als die Einzeltripoden. Die einfach vernetzten Tripoden der **Reihe 4a** erreichten annähernd die gleichen Maximalkräfte (1034 ± 336 N) wie die Einzeltripoden der **Reihe 1** (Abstand von 0,5 mm) bei einer 17% niedrigeren Streckgrenze (180 ± 23 N zu 216 ± 106 N) (Abb. 4.4.4 bis 4.4.6).

Die Kraft-Weg-Diagramme der unterschiedlich vernetzten Doppeltripoden besaßen einen ähnlichen Kurvenverlauf, in welchem die doppelt vernetzten Tripoden der **Reihe 4b** eine 20% längere Plateauphase hatten als die einfach vernetzten. Es gab kein einheitliches Bruchverhalten.

Einfluss der Form

Die Kugelstrukturen zeigten in allen Testreihen deutlich höhere Festigkeitswerte bei auch deutlich erhöhten Steifigkeiten.

Die Einzelkugeln erreichten eine 5-fach höhere Streckgrenze (1170 ± 213 N zu 216 ± 106 N), doppelt so hohe Maximalwerte (2050 ± 266 N zu 1026 ± 165 N) und eine 4,5-fach höhere Steifigkeit (6316 ± 1237 N/mm zu 1387 ± 44 N/mm) als die in **Reihe 1** getesteten Einzeltripoden im Abstand von 0,5 mm.

Die parallel angeordneten Doppelkugeln der **Reihe 6a** wiesen eine 12-fach höhere Streckgrenze (2083 ± 273 N zu 180 ± 23 N), eine 3,6-fach höhere Maximalkraft (3752 ± 482 N zu 1034 ± 336 N) bei einer 4,5-fach höheren Steifigkeit (10097 ± 1876 N/mm zu 2209 ± 264 N/mm) als die vernetzten Tripoden der **Reihe 4a** auf. Die seriell vernetzten Kugeln der **Reihe 6b** besaßen eine 6-fach höhere Streckgrenze (1211 ± 444 N zu 211 ± 16 N), eine 3-fach höhere Maximalkraft (2582 ± 719 N zu 921 ± 153 N) bei einer 2-fach höheren Steifigkeit (6669 ± 473 N/mm zu 3288 ± 651 N/mm) als die seriell vernetzten Tripoden der **Reihe 4b**, siehe Tabelle 4.4.1, 4.6.1.

Die Kraft-Weg-Diagramme der Kugelstrukturen besaßen bis zum Erreichen der Streckgrenze eine große Steigung. Danach verlief die Kurve parabol bis zum Erreichen der Maximalkraft, bei welcher es zum Bruch der Struktur kam. Die Kugelstruktur zeigte im Gegensatz zum duktileren Werkstoffverhalten der Tripode ein sprödes Bruchverhalten ohne Plateauphasen (Abb. 4.6.2). Die Kugeln brachen jeweils im Übergangsbereich zum Grundkörper (Abb. 4.7.7).

5 Diskussion

Bei der zementfreien Verankerungstechnik von Endoprothesen ist neben dem Design die Strukturierung der Oberfläche für die primäre mechanische Stabilität und das sekundäre Einwachsen des Knochens essentiell [(Steinhauser 2005)].

Obwohl ein Trend gerade bei jüngeren Patienten unterhalb von 65 Jahren zur Implantation zementfreier Endoprothesen besteht [(Böttner 2004), (Engh 1990), (Rothmann 1990)], existieren bei dieser Verankerungsform noch ungelöste Probleme. In der sog. Schwedenstudie wurden die verschiedenen ursächlichen Faktoren für Revisionseingriffe analysiert [(Malchau 2002)].

Zu den Ursachen von Revisionen bei zementfrei implantierten Endoprothesen, welche in Zusammenhang mit einer Oberflächenstrukturierung stehen, zählen Früh- und Spätinfektionen, aseptische Lockerungen, persistierende postoperative Schmerzen und Implantatbrüche.

Revisionen aufgrund von Infektionen entstehen mit 3% hauptsächlich in den ersten 6 Monaten nach Implantation, während 0,3% erst später, d.h. nach dem ersten postoperativen Jahr symptomatisch werden. Nach Besiedelung einer Implantatoberfläche durch Bakterien sind diese Endoprothesen aufgrund eines sog. Biofilms auf ihrer Oberfläche gegenüber systemischen Antibiotika kaum zugänglich, so dass Revisionsoperationen notwendig werden [(Gristina 1988)]. Zur Prävention gerade von frühen Infekten können funktionelle, antiinfektiöse Oberflächenbeschichtungen mit integrierten Gentamicin- und Teicoplaninwirkträgern dienen, welche gute antibakterielle Eigenschaften zeigen [(Gollwitzer 2003)].

Die Hauptursache von Revisionseingriffen stellt mit einem Hauptanteil von etwa 75% allerdings die aseptische Lockerung, sowohl bei zementierten als auch zementfreien Endoprothesen dar. Zum einen kann das postoperativ veränderte Belastungsmuster bei erhöhten oder zu geringen Belastungen („Stress-Shielding“) des Knochens aufgrund von resorptiven Knochenumbauvorgängen zur Implantatlockerung führen [(Engh 1988), (Steinhauser 2005)]. Zum anderen ist das Auftreten von Abriebpartikeln aufgrund von verminderter Verschleißbeständigkeit des Implantates verantwortlich für entzündliche Vorgänge im periprothetischen Gewebe, welche eine Lockerung des Implantatlagers verursachen können [(Breusch 2000), (Elke 2001), (Jasty 1994), (Lai 2002), (Schuh 2004)]. Bobyne et al. konnten zeigen, dass das Vorhandensein von Oberflächenstrukturen die Entstehung von aseptischen Lockerungen vermindern kann. Entlang von glatten Stielen wurde die Bildung eines fibrösen Gewebes in der Grenzfläche zum Knochen mit Ansammlungen an Polyethylenabriebpartikeln nachgewiesen. Bei Stielen mit strukturierter Oberfläche traten diese Phänomene hingegen nicht auf, womit die Wahrscheinlichkeit einer Lockerung vermindert werden konnte [(Bobyne 1995)].

Eine deutlich geringere Fallzahl bilden mit 0,9% Revisionen infolge von persistierenden, postoperativen Schmerzen. Zur Verminderung dieser Problematik wurde vor allem bei Patienten unter 65 Jahren eine Teilstrukturierung von Hüftstielen empfohlen [(Breusch 2000)]. Proximal teilstrukturierte Stiele zeigten dabei im Vergleich zu vollstrukturierten positive Eigenschaften hinsichtlich der Verminderung von Stress-Shielding und Oberschenkel Schmerzen [(Xenos 1999)].

Zusätzlich bestätigten experimentelle Studien durch die Verwendung von funktionellen, osteoinduktiven Oberflächenbeschichtungen mittels HA bzw. Calciumphosphat, Wachstumsfaktoren (BMP-2, BMP-7) oder Osteoblasten bindenden Peptide (RGD-Peptiden) [(Capello 1998), (Esenwein S.A. 2003), (Geesink 1995), (Kantlehner 2000), (Kinner 1999), (McNally 2000), (Schmidmaier 2003), (Raschke 2002)] eine beschleunigte Osteointegration der Endoprothese gerade in der entscheidenden ersten Phase nach Implantation (0. bis 12. postoperative Woche). In klinischen Studien wurde eine Verminderung von unklaren Oberschenkel-schmerzen und nachfolgender Revisionsoperationen bei Beschichtung der Implantate mittels HA beobachtet [(Kinner 1999)]. Die klinischen Langzeitergebnisse zu osteoinduktiven Oberflächenbeschichtungen müssen jedoch noch abgewartet werden.

Nachteilig reduzieren Oberflächenstrukturierungen die Bauteilfestigkeit des Implantates, wodurch Stielbrüche entstehen können [(Gese 1992), (Sumner 1992), (Tensi 1989)], siehe Kapitel 2.3.4. Jedoch ist der Anteil an Implantatbrüchen laut den Untersuchungen nach Malchau et al. mit einem Gesamtanteil von 3% aller Revisionen eher von sekundärer Bedeutung [(Malchau 2002)].

Die Entwicklung von Oberflächenstrukturen mit einer zum Einwachsen von Knochen-trabekeln idealen, offenporösen Oberfläche gleichzeitig verbunden mit einer hohen Bauteilfestigkeit für eine dauerhafte Kraftübertragung zwischen Implantat und Knochenlager stellt eine bis heute nicht vollständig gelöste Herausforderung für die orthopädische Forschung dar.

Zur Vorhersage des klinischen Erfolges der ossären Integration einer zementfreien Endoprothese werden in der präklinischen Phase folgende Prüfverfahren bereits eingesetzt:

- a) Ermittlung der Primärstabilität eines Implantates (z.B. mittels Micromotion-Analysen)
- b) Ermittlung der Sekundärstabilität eines Implantates (z.B. mittels Pushout-, Pullout-Testungen)
- c) Erfassung der Lastübertragung vom Implantat auf dessen knöchernes Lager (z.B. mittels Photostressverfahren)
- d) Finite-Elemente-Rechnungen
- e) Bestimmung der mechanischen Festigkeit von Oberflächenstrukturierungen und -beschichtungen

Prüfverfahren wie Micromotion-Analysen untersuchen den Gesamteinfluss von Implantat-form, Verankerungstechnik und Oberfläche auf die Primärstabilität eines Implantates [(Baleani 2000), (Callaghan 1992)]. Zur Entwicklung von Implantatoberflächen wurden Pushout-, Pullout-Testungen, Finite-Elemente-Rechnungen und statische Scherversuche durchgeführt. Pushout- und Pullout-Testungen zur Untersuchung der Sekundärstabilität wurden bereits in Form von Tiermodellen in Abhängigkeit des Implantationszeitraumes durchgeführt [(Bobyne 1980), (Bobyne 1999), (Cameron 1973), (Hartwig 1995), (Nilles 1973), (Welsh 1971)]. Dabei wurde jeweils der Verbund im Interface zwischen eingewachsenem Knochen und der Endoprothese und somit die Sekundärstabilität geprüft.

Bobyne analysierte mittels Pullout- bzw. Pushout-Testungen nach transkortikaler bzw. intrakortikaler Implantation von Prüfkörpern am Tiermodell die Festigkeit des Interfaces nach bestimmten Zeitintervallen [(Bobyne 1980), (Bobyne 1999)]. Dabei konnten unterschiedliche Werkstoffe und deren Oberflächenstrukturen, wie z.B. CoCr und Tantal, auf deren biomecha-

nische Eigenschaften vergleichend getestet werden, siehe Kapitel 3.1. Obwohl diese Implantationstechniken keine realistische Belastungssituation einer Endoprothese wiedergeben, eignet sich dieses Verfahren zur Charakterisierung neuer Materialien gerade in der Anfangsphase der Entwicklung [(Boby 1999)].

Manley et al. simulierte das Knocheneinwachsen in vitro mittels Polymethylmetacrylat (PMMA) und bestimmte dabei die Scherfestigkeit zum Implantatkern sowohl statisch, als auch dynamisch [(Manley 1987)]. Jedoch differierte PMMA in seinen mechanischen Eigenschaften sehr stark von denen des Knochens, so dass in dieser Versuchsanordnung eher die Festigkeit des Knochenzements als des Implantates bzw. der Oberflächenstruktur getestet wurde [(Mittelmeier 1999)].

Auch gerade in der Primärphase beim Einschlagen von Endoprothesen kann es aufgrund von hohen mechanischen Belastungen zum Implantatschaden kommen, welches Abplatzer und abgelöste Endoprothesenoberflächen hervorruft [(Mittelmeier 1999)]. Diese Schadensfälle, welche eine Revisionsoperation bedingen können, wurden bei klinischen Nachuntersuchungen gehäuft nachgewiesen [(Callaghan 1988)], (Gese 1992), (Hamblen 1988), (von Knoch 1997), (Wevers 1987)].

Pullout- und Pushout-Prüfmodelle simulieren die Testung der Oberflächenfestigkeit in der sekundären Phase des Knocheneinwachsens. In dieser Arbeit sollte deshalb die initiale Festigkeit von Oberflächenstrukturen zum Implantationszeitpunkt untersucht werden. Insbesondere über die Festigkeit einer Einzelstruktur einer Endoprothesenoberfläche gab es bislang keine ausreichenden Kenntnisse. Untersuchungen über Oberflächenstrukturen mittels Finite-Elemente-Rechnungen gingen bei den Berechnungen vom Einzelelement aus, errechneten aber keine mechanischen Festigkeitswerte für das Einzelelement, sondern dienten der Spannungsanalyse [(Messersmith 1990)].

Um Aussagen über die Festigkeit von Einzelelementen (Tripoden und Kugeln) von Oberflächenstrukturen zu erhalten, wurden diese erstmals von der Arbeitsgruppe um Grunwald mittels eines statischen, biomechanischen Prüfmodells untersucht, siehe Kapitel 2.3.5 [(Grunwald 1999)]. Hierbei wurde ein Scherversuch, wie unter 4. aufgeführt, simuliert. Dabei wurde der Einfluss der Bauhöhe und der Anzahl der Implantatkontakte auf die Festigkeit einer einzelnen Tripode untersucht. Diese zwei Faktoren beschrieben die Eigenschaften der komplex aufgebauten Tripodenstruktur jedoch nur unvollständig.

Ziel dieser Arbeit war es daher, weiterführende Erkenntnisse über die mechanische Festigkeit der Tripodenstruktur zu erhalten. Anhand der Arbeit von Grunwald wurde für die Testungen in dieser Arbeit die mechanisch stabilste Tripodenform mit einer Bauhöhe von 3 mm und 3 Bodenkontakten ausgewählt [(Grunwald 1999)]. Dieses Design der Tripodenstruktur wurde während der gesamten Prüfreihe nicht variiert und verbesserte die Vergleichbarkeit der einzelnen Versuchsreihen miteinander. Folgende Einflüsse auf die Festigkeit der Tripode wurden untersucht:

- 1.) die Ansatzpunkte der Prüfkraft
- 2.) Variation der Steggeometrie
- 3.) Vernetzungen zwischen 2 Einzeltripoden
- 4.) Form des Strukturelements (Tripode versus Kugel)

Zu 1.): In den bisherigen Versuchen wurde die Festigkeit der Tripode allein in der Übergangszone von der Oberflächenstruktur zum Implantatkern mit einem Abstand von 0,5 mm getestet, siehe Kapitel 3.1 [(Grunwald 1999)]. Gerade die oberen Anteile der Tripode können beim Einschlagen der Endoprothese Kontakt mit der harten Kortikalis erhalten. In der vorliegenden Arbeit wurde erstmals der Einfluss von verschiedenen Prüfkraftabständen ermittelt, indem zusätzlich der obere Anteil der Tripode im Abstand von 2,5 mm geprüft wurde, siehe Kapitel 3.3.1. Bei den Testungen des oberen Anteils der Tripode kam es jeweils zum Bruch eines oberen Steges, während es bei der Prüfung des Übergangsbereiches zwischen Oberfläche und Implantatkern zum kompletten Abscheren der Struktur kam. Die Steifigkeitswerte verhielten sich dabei annähernd gleich. Der obere Anteil der Tripodenstruktur zeigte jedoch eine um 75% niedrigere Maximalkraft beim Bruch und stellte sich als Region mit deutlich reduzierter Festigkeit dar. Beim Einschlagen der Endoprothese droht deshalb in diesem Bereich unter spitzenförmiger Belastung am ehesten das Abbrechen einzelner Stege und somit das potentielle Versagen der Oberfläche. Denn nicht erst das komplette Ablösen einer Einzelstruktur, sondern bereits der Bruch einzelner Stege kann eine Kaskade an geweblichen Reaktionen bis zur aseptischen Lockerung auslösen [(Jasty 1994), (Willert 1990), (Wirtz 1997)].

Zu 2.): Aufgrund der speziellen Geometrie der Tripodenstruktur mit drei unterschiedlich langen und dicken Stegen wurden die verschiedenen Stege vergleichend auf Divergenzen in deren Festigkeit getestet, siehe Kapitel 3.3.2. Dazu wurden erstmals alle drei im oberen Anteil freiliegenden Stege bei einem Prüfstempelabstand von 2,5 mm hintereinander zerstörungsfrei getestet.

Der jeweils dickere und kürzere Steg besaß bei der Testung der unterschiedlichen Stegeometrien eine um 20% höhere Streckgrenze und somit eine größere Festigkeit als die langen, dünneren Stege. Ebenfalls zeigte sich eine um 20% höhere Steifigkeit des dicken, kurzen Steges.

Zu 3.): Neben den Prüfreiheiten von Einzelelementen wurde bei verknüpften Tripoden erstmals der Einfluss von Vernetzungen auf die Festigkeit im oberen Anteil zwischen zwei Elementen untersucht. Gerade der obere Anteil der Tripode zeigte in den Testungen unter 1.) eine um 75% niedrigere Festigkeit als der Übergangsbereich des Strukturelementes zum Probengrundkörper. Zur Testung hierfür wurden Tripodenpaare mit einer bzw. zwei Vernetzungen im Bereich des oberen Anteils vergleichend getestet, indem die Prüfkraft direkt auf die Verknüpfungsstelle ausgerichtet wurde, siehe Kapitel 3.3.3.

Die Testungen konnten zeigen, dass Vernetzungen zwischen zwei Tripoden die Maximalkräfte bis zum Bruch im oberen Anteil der Tripode um 75% steigern. Somit wurde die gleiche Festigkeit wie im Übergangsbereich zwischen Implantat und Oberflächenstruktur erreicht. Dabei erwies sich die parallele Anordnung der Tripoden mit einer Vernetzung mit einer um 10% höheren Maximalkraft und einer um 30% niedrigeren Steifigkeit günstiger als die serielle Anordnung, siehe Tabelle 4.4.1. Die Steifigkeit war bei vernetzten Tripoden im Vergleich zu einzelnen um 200% gesteigert. Dies kann zu einem spröderen Bruchverhalten ähnlich der Kugelstruktur führen. Jedoch zeigten die Kraft-Weg-Diagramme jeweils im Übergang vom elastischen zum plastischen Bereich eine deutliche Plateauphase, welches einen duktilen

Werkstoff kennzeichnet. Bei der REM-Auswertung der Tripodenstruktur gab es keine einheitliche Bruchlokalisierung und somit keine prädisponierte Sollbruchstelle.

Zu 4.): Während Bobyne et al. [(Bobyne 1980), (Bobyne 1999)] zementfreie Oberflächen mit unterschiedlichen Strukturen (Kugel, Gitternetz) bzw. Werkstoffen (CoCr, Tantal) und Manley [(Manley 1987)] Kugelstrukturen mit verschiedenen Werkstoffen vergleichend testeten, wurde in der vorliegenden Arbeit der alleinige Einfluss der speziellen Form der Tripodenstruktur bzw. Kugelstruktur auf die Festigkeit untersucht. Hierfür wurde die in der klinischen Anwendung häufig eingesetzte Kugeloberfläche als Vergleichsstruktur ausgewählt. Die Kugelstruktur wurde in der gleichen Größe, aus dem gleichen Material und Herstellungsverfahren angefertigt und nach analogem Versuchsaufbau mit der Tripodenstruktur vergleichend getestet. In den Voruntersuchungen von Grunwald wurde einmalig eine Versuchsreihe der Tripodenstruktur mit einer Kugelstruktur vergleichend getestet [(Grunwald 1999)].

Die Tripoden zeigten in den jeweiligen Testreihen im Vergleich zu den Kugelstrukturen mit um 50% - 65% niedrigeren Maximalkräften eine deutlich niedrigere Festigkeit. Die Kugelstruktur besaß im Vergleich zur duktilen Tripodenstruktur eine mindestens um 300% gesteigerte Steifigkeit, welche in Verbindung mit einem spröden Bruchverhalten steht. Der Bruch erfolgte jeweils am Übergang zum Implantatkern mit Ablösung der Kugelstruktur, siehe Kapitel 4.6.

Diese Eigenschaften einer spröden, weniger elastischen Struktur wurden auch bei gesintert aufgetragenen Kugeloberflächen sowohl in biomechanischen Testungen als auch Finite-Elemente-Rechnungen ermittelt. Durch ungünstige Kerbwirkungen und Spannungsspitzen neigte die Kugelstruktur eher zu Abplatzern und Implantatbrüchen als andere Oberflächen [(Callaghan 1988), (Messersmith 1990), (Tensi 1989), (Yue 1984)]. Die schwächste Stelle der Kugelstruktur zeigte sich im Bereich der alterierenden Sinterungshälse, dem Übergang zwischen Grundkörperbasis und Oberflächenstruktur, in welchem 71% der Ermüdungsrisse nachgewiesen werden konnten [(Yue 1984)]. Dies begründete sich durch die relativ kleine Kontaktfläche mit dem Endoprothesenkern aufgrund der Kugelgeometrie, welche die Abscherfestigkeit reduzierte und Kerbspannungen provozierte [(Messersmith 1990)]. Diese Sollbruchstelle der Kugelstruktur reproduzierte sich in den Ergebnissen dieser Arbeit, siehe Kapitel 4.7.3. Duktile Oberflächenstrukturen wie die Tripode hingegen können hohe Spannungen durch lokale, plastische Fließvorgänge abbauen. Dadurch wurde das Bruchrisiko bei kurzzeitiger, hoher Beanspruchung z.B. beim Implantationsvorgang deutlich vermindert [(Tensi 1989)].

Als nachteilig an dem hier vorgestellten Prüfmodell erwies sich die Einordnung der Ergebnisse in den Kontext der Literatur. In dieser und der Arbeit von Grunwald [(Grunwald 1999)] wurden jeweils Festigkeitswerte einer Biege-, Torsions-, Zug-, Druck- und Scherspannung bestimmt, welche eine direkte Vergleichbarkeit nur mit derselben Methode erlaubte und mit anderen Prüfmodellen unmöglich machte. Um die Ergebnisse der Tripodenstrukturen in der Literatur interpretieren zu können, war die zusätzliche Testung einer Vergleichsstruktur erforderlich.

Die Vergleichsstruktur der Kugel ist eine etablierte, häufig in der Endoprothetik verwendete Oberflächenstruktur, welche jedoch in der klinischen Anwendung meist im Sinterungsverfah-

ren auf den Implantatkern aufgetragen und nicht wie in dieser Arbeit in einem homogenen Gußverfahren hergestellt wurde. Somit konnten und sollten die hier ermittelten Festigkeitswerte nicht mit denen in der Literatur verwendeten Kugeloberflächen direkt verglichen werden.

Aufgrund der Geometrie der Kugelstruktur war es bei den unter 1.) durchgeführten Testungen nicht möglich, den Einfluss der in der Höhe unterschiedlich ansetzenden Prüfkraft analog zu den äquivalenten Prüfreihen der Tripodenstruktur durchzuführen. Der Prüfstempelabstand konnte nicht beliebig ausgerichtet werden, da der Prüfstempel an der Kugelsphäre oberhalb von 1,5 mm abrutschte, während der Stempel bei niedrigeren Abständen die Kugelstruktur aufgrund ihrer Geometrie jeweils bei einer Höhe von 1,5 mm berührte.

Bei der Auswertung der ermittelten Streckgrenze ergaben sich im Vergleich zu den Werten bei Grunwald teilweise hohe Diskrepanzen [(Grunwald 1999)]. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Festlegung der Streckgrenze nicht einheitlich, sondern von der jeweiligen Festlegung des Auswerters abhängig war. Wesentlich eindeutiger und somit aussagekräftiger waren hingegen die ermittelten Maximalkräfte beim Bruch der Struktur.

Diese Prüfmethode ist insbesondere für mesostrukturierte Oberflächen nicht jedoch für das gesamte Spektrum der Oberflächenstrukturen geeignet. Für Strukturen unterhalb von 1 mm Bauhöhe oder für grobe Makrostrukturen (z.B. Waben) ist diese aufgrund der Stempelgeometrie ungeeignet [(Mittelmeier 1999)].

Es existieren bei Tripodenstrukturen bis jetzt nur statische Untersuchungen. Um ein vollständiges Bild der mechanischen Eigenschaften der Tripodenstruktur zu erhalten, bedarf es jedoch weiterführender dynamischer Testungen über die Dauerbelastbarkeit der Tripodenstrukturen bis zum Ermüdungsbruch und Implantationsversuche z.B. am Kunstknochen.

Aus variablen Einzelementen wie Tripoden aufgebaute Oberflächen ermöglichen unter Variation der räumlichen Orientierung, Bauhöhe und Dichte eine differenzierte Oberflächengestaltung von Endoprothesen nach dem Prinzip der graduierten Oberflächengestaltung [(Mittelmeier 1997)]. Gerade im Bereich des Markraumes ist durch die dort begrenzte Querschnittsfläche eine Abnahme der Bauhöhe der Tripodenstruktur im Hinblick auf einen ausreichenden Kerndurchmesser des Implantatstieles zur Erhaltung der Implantatfestigkeit notwendig [(Mittelmeier 1999), (Mittelmeier 1997), (Engh 1988)]. Die differenzierte Oberflächengestaltung durch verschiedene Bauhöhen der Tripoden von 1,0 bis 3,0 mm und eine unterschiedliche Orientierung erlaubt die genaue Anpassung an die Anatomie des Knochens. Gerade im Bereich des Oberschenkelschaftes kam es bisher bei 80% der Implantationen zu unzureichenden Implantat-Knochenkontakten [(Sumner 1992)]. Der Formschluss der Endoprothese kann durch die Anpassung der einzelnen Tripodenstrukturen an die anatomisch ovale Form des Oberschenkelschaftes verbessert werden. Dies steigert die Primärstabilität und verhindert das Auftreten von Mikrobewegungen, welche teilweise als Ursache von aseptischen Lockerungen angesehen werden [(Aspenberg 1996), (Wirtz 1997)]. Zusätzlich kann die Oberflächenstrukturierung an die Morphologie der Spongiosa angepasst werden, was zu einer Verbesserung der Sekundärstabilität mit vermehrtem Knocheneinwachsen führt.

Als mechanisch stabilste Form erwies sich die Tripodenstruktur mit der Bauhöhe 2,5 bis 3,0 mm und einer Verankerung mittels drei Implantatkontakten [(Grunwald 1999)]. Gerade in Bereichen erhöhter Scherkräfte entlang der Oberflächen von z. B. langen Tumorstielen-

doprothesen könnte die Festigkeit der Tripodenstruktur beim Einschlagvorgang zusätzlich durch Angleichen der Steggeometrie in gleichförmig kürzere und dickere Stege bzw. durch Vernetzungen der Einzelstrukturen um ca. 75% verbessert werden. Der obere Anteil der Tripodenstruktur, welcher sich als Schwachstelle der Tripode zeigte, könnte dadurch deutlich an Stabilität gewinnen. Um dies zu verifizieren, bedarf es jedoch weiterführender Implantationsversuche.

Falls es dennoch zur Explantation einer Endoprothese mit Tripodenoberflächen aufgrund von Infektion, Fehlpositionierung oder Oberschenkelschmerzen kommt, kann diese Verankerungsform zu aufwendigen Wechseloperationen mit erhöhten Operationszeiten führen [(Breusch 2000), (Kinner 1999), (Sprick 1993)]. Durch Verwendung eines Spezialinstrumentariums, eines pneumatisch angetriebenen Meißelwerkzeuges, können die Explantationszeiten und Operationsrisiken deutlich vermindert werden [(Porsch 2003)].

Zusammenfassend kann durch eine modifizierte Gestaltung der Tripodenstruktur mittels Vernetzungen bzw. Verkürzung und Erhöhung des Durchmessers der einzelnen Stege die Festigkeit gerade für den Implantationsvorgang an der Schwachstelle des oberen Anteils verbessert werden. Durch eine graduierte Oberflächengestaltung mit Erhöhung der Tripodendichte und Verwendung von unterschiedlichen Bauhöhen kann die Endoprothese optimal an die Anatomie des Knochens angepasst werden und bietet beste Voraussetzungen für die Osteoinduktion.

Für die Zukunft scheint die Tripodenoberfläche für die zementfreie Endoprothetik ein hohes, gegenwärtig noch nicht ausgeschöpftes Potential zu besitzen.

6 Zusammenfassung

1. Oberflächenstrukturen sind für die Langzeitstabilität zementfreier Endoprothesen essentiell. Durch erhöhte Kerbspannungen vermindern diese jedoch die mechanischen Festigkeitswerte des Werkstoffgefüges, was zum Implantatbruch führen kann. Weiterhin können Oberflächenstrukturen bei starken Beanspruchungen, wie z.B. beim Implantationsvorgang abbrechen und über Dreikörperverschleiß eine vorzeitige Lockerung verursachen. Deshalb ist es zur Verbesserung der Standzeiten von zementfreien Endoprothesen zwingend notwendig, deren Oberflächenstrukturierungen zu optimieren. Insbesondere über die filigrane, trabekuläre Tripodenoberfläche gibt es bis jetzt nur unzureichende mechanische Festigkeitswerte, welche jedoch zu einer Weiterentwicklung benötigt werden.
2. Ziel dieser Arbeit ist es, mit Hilfe eines statischen Prüfmodells einzelne und erstmals vernetzte Tripodenstrukturen gegenüber einer Kugelstruktur auf ihre mechanischen Eigenschaften vergleichend zu testen. Aufgrund von in der Literatur beschriebenen Schadensfällen mit Ablösungen von Oberflächenstrukturen soll hierbei insbesondere die Verbindungsfestigkeit von Tripoden zum Grundkörper des Implantates bzw. die Festigkeit des oberen Anteiles untersucht werden. Dabei sollen mechanisch weniger belastbare Bereiche der Tripodenstruktur ermittelt werden und Designmerkmale erarbeitet werden, welche die Festigkeit der Oberflächenstrukturen verbessern können.
3. Grundlage der Testungen ist ein reproduzierbares, statisches Prüfmodell [(Grunwald 1999)] zur Testung von mesostrukturierten Oberflächenstrukturen. Mittels eines homogenen Feingussverfahrens wurden spezielle Proben aus einer Kobalt-Chrom-Basislegierung mit einzelnen und erstmals auch vernetzten Tripodenstrukturen von der Fa. ESKA-Implants GmbH, Lübeck, hergestellt. Anhand zerstörender und nicht zerstörender Testreihen wurden der Einfluss vom Abstand der Prüfkraft, der Geometrie der unterschiedlichen Tripodenstege, der Form und erstmals auch von Vernetzungen dieser Strukturen untersucht.
4. Der obere Anteil der Tripode zeigte im Vergleich zum Übergangsbereich des Implantatkernes zur Oberflächenstruktur eine 2,5- bis 4-fache Reduzierung der Festigkeitswerte und stellte sich als mechanischer Schwachpunkt dar.
5. Der dickere und kürzere Steg besaß eine 20% höhere Festigkeit als die längeren und dünneren Stegeometrien.
6. Mittels Vernetzungen zwischen zwei Tripoden wurde die Festigkeit im oberen Anteil der Tripode dem unteren Anteil der Tripode im Übergangsbereich angeglichen und die mechanische Schwachstelle beseitigt.
7. Die Tripodenstruktur zeigte im Vergleich zur Kugelform signifikant niedrigere Festigkeitswerte bei ebenso niedrigeren Steifigkeitswerten. Die Kugelstruktur besaß im Vergleich zur duktilen Tripode ein sprödes Bruchverhalten.

- 8.** Die Methode ist ein reproduzierbares, statisches Prüfmodell zur Klassifikation von mesostrukturierten Oberflächenstrukturen zementfreier Endoprothesen.
- 9.** Durch Auswahl der Bauhöhe und Ausrichtung ermöglicht die Tripodenstruktur eine optimale Anpassung der Oberfläche an die anatomischen Gegebenheiten.
- 10.** Um die mechanischen Eigenschaften der Tripoden komplimentieren zu können, bedarf es noch weiterführender dynamischer Testungen bzw. Implantationen an Kunstknochen und Präparaten.
- 11.** Für die Zukunft scheint die Tripodenoberfläche aufgrund der Variabilität in der Höhe, Stegdicke, -länge und Anzahl der Vernetzungen durch die Beeinflussung der Steifigkeit bzw. Elastizität der Oberflächenstruktur gerade im oberen Anteil wie auch Übergang zwischen Endoprothesenkern und Oberfläche für die zementfreie Endoprothetik ein hohes, zur Zeit noch nicht ausgeschöpftes Potential zu besitzen.

7 Literaturverzeichnis

- Aspenberg, H., Herbertsson, P. (1996). "Periprosthetic Bone Resorption." J Bone Joint Surg **78-B**: 641-646.
- Baleani, M., Christofolini, L., Toni, A. (2000). "Initial stability of new hybrid fixation hip stem: Experimental measurement of implant-bone micromotion under torsional load in comparison with cemented and cementless stems." J Biomed Mater Res **50**: 605-15.
- Barrack, R.L., Jasty, M., Bragdon, C., Haire, T., Harris, W.H. (1992). "Thigh Pain Despite Bone Ingrowth Into Uncemented Femoral Stems." J Bone Joint Surg **74 B**: 507- 10.
- Bensmann, G. (1990). "Überlegungen zum Problem der zementlosen Fixation von Endoprothesen." Biomed Tech **35**: 44-47.
- Black, J. (1994). "Biological Performance of Tantalum." Clin Mater **16**: 167-173.
- Boby, J.D., Jacobs, J.J., Tanzer, M., Urban, R.M., Aribindi, R., Sumner, D.R., Turner, T.M., Brooks, C.E. (1995). "The susceptibility of smooth implant surfaces to periimplant fibrosis and migration of polyethylene wear debris." Clin Orthop **311**: 21-39.
- Boby, J., Stackpool, G., Hacking, S.A., Tanzer, M., Krygier, J.J. (1999). "Characteristics of bone ingrowth and interface mechanics of a new porous tantalum biomaterial." J Bone Joint Surg **81-B**: 907-14.
- Boby, J.D., Pilliar, R.M., Cameron, H.U., Weatherly, G.C (1980). "The Optimum Pore Size for the Fixation of Porous-Surfaced Metal Implants by the Ingrowth of Bone." Clin Orthop Rel Res **150**: 263-270
- Boby, J. D., Pilliar, R.M., Cameron, H.U., Weatherly, G.C., Kent, G.M. (1980). "The Effect of Porous Surface Configuration on the Tensile Strength of Fixation of Implants by Bone Ingrowth." Clin Orthop Rel Res **149**: 291-298.
- Böhler, M., Kanz, F., Schwarz, B., Steffan, I., Walter, A., Plenk, H., Knahr, K. (2002). "Adverse tissue reaction to wear particles from Co-alloy articulations, increased by alumina-blasting particle contamination from cementless Ti-based total hip implants." J Bone Joint Surg **84-B**: 128-136.
- Böttner, F. (2004). "Endoprothetik und Arthrose. In "Orthopädie und Unfallchirurgie, Facharztkompendium, 2005". Böttner, F. (Hrsg). OrthoForum-Verlag Hamburg 2005: 23-110.
- Breusch, S.J., Aldinger, P.R., Thomsen, M., Ewerbeck, V., Lukoschek, M. (2000). "Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik Teil I: Prothesenstiel." Der Unfallchirurg **103**: 918-931.
- Brown, T.D., Pedersen, D.R., Heiner, A.D., Poggie, R.A., Christie, M.J. (1999). "Biomechanics of Femoral Head Osteonecrosis: Natural History and Head-Preserving Surgical Management." University of Iowa Scientific exhibit at the 1999 AAOS Meeting, Anaheim, California.
- Buchholz, H.W., Engelbrecht, H. (1970). "Über die Depotwirkung einiger Antibiotica bei Vermischung mit dem Kunstharz Palacos." Chirurg **41**: 511-515.
- Callaghan, J.J., Dysart, S.H., Savory, C.G. (1988). "The Uncemented Porous-Coated Anatomic Total Hip Prosthesis." J Bone Joint Surg **70-A**, 337-346.
- Callaghan, J.J., Fulghum, C.S., Glisson, R.R., Stranne, S.K. (1992). "The Effect of Femoral Stem Geometry on Interface Motion in Uncemented Porous-Coated Total Hip Prostheses." J Bone Joint Surg **74-A**: 839-848.
- Cameron, H.U., Pilliar, R.M., Macnab, I. (1973). "The Effect of Movement on the Bonding of Porous Metal to Bone." J Biomed Mater Res **7**: 301-311.
- Capello, W.N., D'Antonio, J.A., Manley, M.T., Feinberg, J.R. (1998). "Hydroxyapatite in Total Hip Arthroplasty Clinical Results and Critical Issues." Clin Orthop Rel Res **355**: 200-211.
- Capello, W.N., D'Antonio, J.A., Feinberg, J.R., Manley, M.T., (1997). "Hydroxyapatite-Coated Total Hip Femoral Components in Patients Less Than Fifty Years Old." J Bone Joint Surg **79-A**: 1023-1029.
- Charnley, J. (1960). "Anchorage Of The Femoral Head Prosthesis to the shaft of the femur." J Bone Joint Surg **42-B**: 28-30.
- Charnley, J. (1970). "Total hip replacement by low-friction arthroplasty." Clin Orthop Relat Res **72**: 7-21.
- Collier, J.P., Mayor, M.B., Chae, J.C., Suprenant, V.A., Surprenant, H.P., Dauphinais, L.A. (1988). "Macroscopic and Microscopic Evidence of Prosthetic Fixation with Porous-Coated Materials." Clin Orthop Rel Res **235**: 173-180.
- Cook, S.D., Georgette, F.S., Skinner, H.B., Haddad, R.J. (1984). "Fatigue properties of carbon- and porous-coated Ti-6Al-4V alloy." J Biomed Mater Res **18**: 497-512.
- Darouiche, R. (1999). "Anti-Infective Efficacy of Silver-Coated Medical Prostheses." Clin Infect Dis **29**: 1371-1377.
- Darvell, B.W., Samman, N., Luk, W.K., Clark, R.K.F., Tidemann, H. (1995). "Contamination of titanium castings by aluminium oxide blasting." J Dent **23**: 319-322.
- Decking, J., Rosendahl, T., Decking, D. (1999). "Proximale Verankerung von Hüft-Endoprothesen mit poröser Oberfläche: 6-Jahres-Ergebnisse." Z Orthop **137**: 108-113.
- DePuy "Encyclopedia of porous coating." DePuy Produktinformation.:1-23

- DOT (2000). "Bonit Die 2. Generation bioaktiver Calcium-Phosphat-Beschichtungen auf Implantaten- Eine zusammenfassende Charakterisierung." Produktinformation.
- Elke, R. (2001). "Partikelkrankheit." Orthopäde **30**: 258-265.
- Engl, C.A., Bobyn, J.D. (1988). "The Influence of Stem Size and Extent of Porous Coating on Femoral Bone Resorption after Primary Cementless Hip Arthroplasty." Clin Orthop Rel Res **231**: 7-28.
- Engl, C.A., Bobyn, J.D., Glassman, A.H. (1987). "Porous-Coated Hip Replacement." J Bone Joint Surg **69-B**: 45-55.
- Engl, C.A., Glassman, A.H., Suthers, K.E. (1990). "The Case for Porous-Coated Hip Implants, The Femoral Side." Clin Orthop Rel Res **261**: 63-81.
- Esenwein S.A., Esenwein,S., Herr, G., Muhr, G., Küsswetter, W., Hartwig, C.H. (2003). "Histologische und histomorphometrische Verlaufsbeobachtungen zur knöchernen Integration von korundgestrahlten BMP-3-beschichteten Titanprüfkörpern (Ti-6Al-4V) im orthotopen Lager des Riesenkaninchens." Bio-med.Technik **48**: 217-224.
- Fuchs, G.A., Deutscher, K. (1981). "Glass-Ceramic Coated Implants." Arch Orthop Trauma Surg **98**: 121-126.
- Galante, J., Rostoker, W., Lueck, R., Ray, R. (1971). "Sintered Fiber Metal Composites as a Basis of Attachment of Implants to Bone." J Bone Joint Surg **53-A**: 101 - 114.
- Gebauer, D., Refior, H.J., Haake, M., Primäre Fixation und Mikromotion zementfreier Femur-Schaft-Prothesen, In " Die zementlose Hüftprothese, Werkstoffe, Biomechanik, Design, Klinik, Custom-made, Revisionen, Sonderkonstruktionen", Hipp, E., Gradinger, Ascherl, R. (Hrsg.), Demeter Verlag, Gräfelfing, 1992, 68-71.
- Geesink, R.G.T., Hoefnagels, N.H.M. (1995). "Six-Years Results of Hydroxyapatite-Coated Total Hip Replacement." J Bone Joint Surg **77-B**: 534-547.
- Gese, H., "Werkstoffkundliche und mechanische Optimierung von zementfreien Hüftendoprothesen", S. Roderer Verlag Regensburg, 1992.
- Gluck, T. (1890). "Die Invaginationsmethode der Osteo- und Arthroplastik." Berlin Woschr **32**: 732-736.
- Gollwitzer, H., Ibrahim, K., Meyer, H., Mittelmeier, W., Busch, R., Stemberger, A. (2003). "Antibacterial poly (D,L- lactic acid) coating of medical implants using a biodegradable drug delivery technology." J Anti-microb Chemother **51**: 585-591.
- Gondolph-Zink, B. (1998). "Der Einfluß der Hydroxylapatitbeschichtung auf die Osteointegration belasteter und unbelasteter Implantate." Orthopäde **27**: 96-104.
- Gradinger, R., Träger, J.S., Rechl, H., Plötz, W., Ascherl, R., Hipp, E. "Endoprothetik- neue Werkstoffe, Sonderimplantate, Zukunft. In " Medizin und Technik, 125 Jahre Technische Universität, 25 Jahre Fakultät Medizin der TUM, Hipp, E., Gradinger, R., Ascherl, R., Träger, J. (Hrsg.) Technische Universität München, Gräfelfing (1993), Band 5: 106-110.
- Gristina, A.G., Naylor, P., Myrvik, Q. (1988). "Infections from biomaterials and implants: a race for the surface." Med Prog Technol **14**: 205-224.
- Grunwald, I.Q. "Vergleichende Untersuchungen zu graduierten Oberflächenstrukturen zementfreier Endoprothesen im mechanischen Modell". Dissertation. Lübeck, 1997.
- Ha, S.-W. (2002), Werkstoffe in der Medizintechnik, Einleitung, In "Medizintechnik mit biokompatiblen Werkstoffen und Verfahren", Wintermantel, E., Ha, S.-W.(Hrsg.), Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York, 2002, 3. Auflage, 119-120.
- Hackenbrosch, M.H., "Periphere Arthrosen, Allgemeiner Teil, In: "Praxis der Orthopädie", Wirth, C. J. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 2001, 3. Auflage, Band 1, 642-652.
- Hahn, H., Palich, W. (1970). "Preliminary Evaluation of Porous Metal Surfaced Titanium for Orthopedic Implants." J Biomed Mater Res **4**: 571 - 577.
- Hamblen, D.L. (1988). "The Integrity of Porous Coatings For Cementless Implants." J Bone Joint Surg **70-B**: 521-523.
- Hartwig, C.H., Rehak, L., Milz, St., Benner, K.U., Küsswetter, W., Willmann, G. (1995). "Das Einwachsverhalten von Titanprüfkörpern unterschiedlicher Oberflächenbeschaffenheit im metaphysären Knochenlager des Hundes- eine biomechanische und histologische Analyse." Biomed Tech **40**: 99-105.
- Henßge, E.J., Grundei, H., Etspüler, R., Köller, W., Fink, K. (1985). "Die anatomisch angepaßte Endoprothese des proximalen Femurendes." Z Orthop **123**: 821-828.
- Hinkelmann, U, Rund um die Operation, In " Die Endoprothese. Das künstliche Hüft- und Kniegelenk. Schritt für Schritt erklärt", Hinkelmann, U., Fleischhauer, M. (Hrsg.),Urban & Fischer, München, Jena, 2003. 7-19.
- Hipp, E., Vorwort, In " Die zementlose Hüftprothese, Werkstoffe, Biomechanik, Design, Klinik, Custom-made, Revisionen, Sonderkonstruktionen", Hipp, E., Gradinger, Ascherl, R. (Hrsg.), Demeter Verlag, Gräfelfing, 1992, 3
- Huiskes, R. (1980). "Some fundamental aspects of human joint replacement." Acta Orthop Scand **185**: 1-208.
- Hulbert, S.F., Young, F.A., Mathews, R.S., Klawitter, J.J., Talbert, C.D., Stelling, F.H. (1970). "Potential of Ceramic Materials as Permanently Implantable Sketetal Prostheses." J Biomed Mater Res **4**: 433-456.

- Jasty, M.D., Bragdon, C., Jiranek, W., Chandler, H., Maloney, W., Harris, W.H. (1994). "Etiology of Osteolysis around Porous-Coated Cementless Total Hip Arthroplasties." Clin Orthop Rel Res **308**: 111-126.
- Jasty, M.J., Floyd, W.E., Schiller, A.L., Goldring, S.R., Harris, W.H. (1986). "Localized Osteolysis in Stable, Non-Septic Total Hip Replacement." J Bone Joint Surg **68-A**: 912-919.
- Johnson, P. (1977). "An in vitro and in vivo Analysis of Anodized Tantalum Capacitive Electrodes: Corrosion Response, Physiology, and Histology." J Biomed Mater Res **11**: 637-656.
- Jones, L.C., Hungerford, D.S. (1987). "Cement Disease." Clin Orthop **225**: 192-206.
- Judet, J., Judet, R. (1950). "The use of artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint." J Bone Joint Surg **32-B**: 166-173.
- Kaddick, C., "Forschungsberichte Arbeitsgruppe Endoprothetik, Biomechanische Untersuchung eines Hüftendoprothesensystems aus Kohlefaserverbundwerkstoff", Hieronymus Verlag, München, 1994, Band 1
- Kantlehner, M., Schaffner, P., Finsinger, D., Meyer, J., Jonzyk, A., Diefenbach, B., Nies, B., Hölzemann, G., Goodman, S.L., Kessler, H. (2000). "Surface coating with cyclic RGD peptides stimulates osteoblast adhesion and proliferation as well as bone formation." Chembiochem **18**: 107-114.
- Kasch, J., 12-Jahres-Ergebnisse mit zementierten KERAMED-Prothesen. In "Buchreihe für Orthopädie und orthopädische Grenzgebiete, Bewährtes und Neues in der Hüftendoprothetik", Mayer, G., Neumann, H.W. (Hrsg), ML Verlag, Uelzen., 1999, Band 17, 15-21
- Kienapfel, H., "Grundlagen der zementfreien Endoprothetik: Der Einfluß von lokalen und systemischen Faktoren auf das Knocheneinwachsverhalten und die Verankerungsfestigkeit von metallporösen Oberflächenimplantaten", Demeter Verlag, Gräfelfing, 1994
- Kienapfel, H., Niethard, F.U., Langendorf, H.U., Gabel, M., Güttler, T., Willmann, G., Lang, I. (2003). "Das Deutsche Endoprothesenregister e.V. - Derzeitiger Stand und Perspektiven." Orthopädie Mitteilungen **1/03**: 42-46.
- Kinner, B., Willmann, G., Storz, S., Kinner, J. (1999). "Erfahrungen mit einer Hydroxylapatit-beschichteten, makroporös strukturierten Hüftendoprothese." Z Orthop **137**: 114-121
- Klawitter, J.J., Bagwell, J.G., Weinstein, A.M., Sauer, B.W., Pruitt, J.R. (1976). "An Evaluation of Bone Growth into Porous High Density Polyethylene." J Biomed Mater Res **10**: 311 - 323.
- Klingbeil, K., Grundei, H., Entwicklung einer Oberfläche aus der Sicht der Fertigung und der Bauteilfestigkeit, In "Die zementlose Hüftprothese, Werkstoffe, Biomechanik, Design, Klinik, Custom-made, Revisionen, Sonderkonstruktionen", Hipp, E., Gradinger, Ascherl, R. (Hrsg.), Demeter Verlag, Gräfelfing, 1992, 31-33.
- Krüger, M., Henßge, E.M. (1985). "Gegossene spongiösmetallische Implantate im Tierversuch." Z Orthop **123**: 962-965.
- Küsswetter, W., Sell, S., Klinische Erfahrungen mit einer individuellen zementfreien Femurschaftendoprothese In "Die zementlose Hüftprothese, Werkstoffe, Biomechanik, Design, Klinik, Custom-made, Revisionen, Sonderkonstruktionen", Hipp, E., Gradinger, Ascherl, R. (Hrsg.), Demeter Verlag, Gräfelfing, 1992, 226-228.
- Lai, K.-A., Shen, W.-J., Chen, C.-H., Yang, C.-Y., Hu, W.-P., Chang, G.-L. (2002). "Failure of hydroxyapatite-coated acetabular cups." J Bone Joint Surg **84-B**: 641-646.
- Luedemann, R.E. (1994). Porous Coating Technology. Warsaw, Indiana. Produktinformation Biomet
- Maathuis, P.G.M., Visser, J.D. (1996). "High Failure Rate of Soft-interface Stem Coating for Fixation of Femoral Endoprotheses." J Arthroplasty **11**: 548-552.
- Malchau, H., Herberts, P., Garellick, G., Södermann, P., Eisler, T. (2002). "Prognosis of Total Hip Replacement." The Swedish National Hip Arthroplasty Register 2000 1-16
- Manley, M.T., Kotzar, G., Stern, L.S., Wilde, A. (1987). "Effects of Repetitive Loading on the Integrity of Porous Coatings." Clin Orthop Rel Res **217**: 293-302.
- Matsui, M., Nakata, K., Masuhara, K., Ohzono, K., Sugano, N., Ochi, T., (1998). "The Metal-Cancellous Cementless Lübeck total hip arthroplasty." J Bone Joint Surg **80-B**:404-410
- McKee, G.K., Watson-Farrar, J. (1966). "Replacement of Arthritic Hips by the McKee-Farrar Prosthesis." J Bone Joint Surg **48-B**: 245 -259.
- McNally, S.A., Shepperd, J.A., Mann, C.V., Walczak, J.P. (2000). "The results at nine to twelve years of the use of a hydroxyapatite-coated femoral stem." J Bone Joint Surg **82-B**: 378-382.
- Messersmith, P.B., Cooke, F.W. (1990). "Stress enhancement and fatigue susceptibility of porous coated Ti-6Al-4V implants: an elastic analysis." J Biomed Mater Res **24**: 591-604.
- Mittelmeier, H. (1974). "Zementlose Verankerung von Endoprothesen nach dem Tragrippenprinzip." Z Orthop **112**: 27-33.
- Mittelmeier, H., Keramikhüftgelenkprothesen mit zementfreier Verankerung (Autophor), In "Die zementlose Fixation von Hüftendoprothesen", Morscher, E.(Hrsg.), Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo, 1983, 231-249
- Mittelmeier, H., Singer, L. (1956). "Anatomische und histologische Untersuchungen von Arthroplastikgelenken mit Plexiglas-Endoprothesen." Arch orthop Unfallchir **48**: 519-560.

- Mittelmeier, W. (1992). "Knochenneubildung im ersatzschwachen Lager mit spongiösem mineralischen Knochenersatzmaterial und autologer Markinokulation", Gräfelting, Demeter Verlag, 1992? Seite/Kapitel
- Mittelmeier, W., Grunwald, I., Schäfer, R., Grundei, H., Gradinger, R. (1997). "Zementlose Endoprothesenverankerung mittels trabekulären, dreidimensional interkonnektierenden Oberflächenstrukturen." Orthopade **26**: 117-124.
- Mittelmeier, W., Grunwald, I., Schäfer, R., Steinhauser, E., Gradinger, R. (1999). "Vergleichende statische biomechanische Untersuchungen zu Tripoden-Oberflächenstrukturen zementfreier Endoprothesen." Z Orthop **137**: 122-128.
- Moore, A.T., Bohlman, H.R. (1943). "Metal Hip Joint. A Case Report." J Bone Joint Surg **25**: 688- 692.
- Morscher, E., Einführung, In "Die zementlose Fixation von Hüftendoprothesen, Morscher, E.(Hrsg.), Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo, 1983, 1-8.
- Morscher, E.W., Hefti, A., Aebi, U. (1998). "Severe osteolysis after third-body wear due in hydroxyapatite particles from acetabular cup coating." J Bone Joint Surg **80-B**: 267- 272
- Mulier J.C., Mulier, M., Brady L.P., Steenhoudt, H., Cauwe, Y., Goossens, M., Elloy, M. (1989). "A new system to produce intraoperatively custom femoral prosthesis from measurements taken during the surgical procedure." Clin Orthop Rel Res **249**: 97-112.
- Nakai, T., Masuhara, K., Yamasaki, S., Fuji, T., Kanbara, N. (2003). "Metal-cancellous Lübeck total hip arthroplasty in hemodialysis patients." J Orthopaed Traumatol **4**: 26-29.
- Nilles, J.L., Coletti, J.M., Wilson, C. (1973). "Biomechanical Evaluation of Bone-Porous Material Interfaces." J Biomed Mater Res **7**: 231-251.
- Osborn, J.F. (1987). "Die biologische Leistung der Hydroxylapatitkeramik-Beschichtung auf dem Femurschaft einer Titanendoprothese- erste histologische Auswertung eines Humanexplantats." Biomed Tech **32**: 177-183.
- Overgaard, S., Bromose, U., Lind, M., Bünger, C., Soballe, K. (1999). "The Influence of crystallinity of the hydroxyapatite coating on the fixation of implants." J Bone Joint Surg **81-B**: 725-31.
- Pilliar, R.M. (1983). "Powder Metal-Made Orthopedic Implants with Porous Surface for Fixation by Tissue Ingrowth." Clin Orthop Rel Res **176**: 42-51.
- Pilliar, R.M., Cameron, H.U., Welsh, R.P., Binnington, A.G. (1981). "Radiographic and Morphologic Studies of Load-Bearing Porous-Surfaced Structured Implants." Clin Orthop Rel Res **156**: 249-257.
- Pilliar, R.M., Lee, J.M., Maniopoulos, C. (1986). "Observations on the Effect of Movement on Bone Ingrowth into Porous-Surfaced Implants." Clin Orthop Rel Res **208**: 108-113.
- Plötz, G., Gradinger, R., Rechl, H., Ascherl, R., Wicke-Wittenius, S., Hipp, E. (1992). "Cementless prosthesis of the hip joint with "spongy metal" surface, A prospective study." Arch Orthop Trauma surg **111**: 102-109.
- Poggie, R.A., Cohen, R.C., Pedersen, D.R., Heiner, A., Brown, T.D. (1998). "Structural Analysis of a Porous Tantalum Material for Intervention in Femoral Head." Abstract presented at the 1998 Annual Symposium of the International Society for Technology in Arthroplasty, Marseilles, France.
- Porsch, M., Schmidt, J. (2003). "Der Swiss-OrthoClast." Operat Orthop Traumatol **1**: 91-100.
- Raschke, M., Wildemann, P., Inden, P., Bail, H., Flyvbjerg, A., Hoffmann, J., Haas, N.P., Schmidmaier, G. (2002). "Insulin-like Growth factor-1 and Transforming Growth Factor β 1 Accelerates Osteotomy Healing Using Polyactide-coated Implants as a Delivery System: A Biomechanical and Histological Study in Minipigs." Bone **30**: 144-151.
- Refior, H.J., Parhofer, R., Ungethüm, M., Blömer, W. (1988). "Special Problems of Cementless Fixation of Total Hip-Joint Endoprotheses with Reference to the PM Type." Arch orthop Trauma Surg **107**: 158-171.
- Rettig, H. (1988). "Aktuelle Probleme und Stand der zementfreien Endoprothesen." Med Orth Tech **108**: 1-2.
- Ring, P.A. (1968). "Complete replacement arthroplasty of the hip by the ring prosthesis." J Bone Joint Surg. **50-B**: 720-731.
- Rothmann, R.H., Cohn, J.C. (1990). "Cemented Versus Cementless Total Hip Arthroplasty." Clin Orthop Rel Res **254**: 153-169.
- Runkel, M., Wenda, K., Jaeger, U., Rudig, L., Röder, W. (1994). "2- bis 7-Jahres-Ergebnisse nach zementfreiem und zementiertem Gelenkersatz bei Schenkelhalsfrakturen und Coxarthrosen." Akt Traumatol **24**: 173-179.
- Schierholz, J.M., Wachol_Drewk, Z., Lucas, L.J. (1998). "Activity of Silver Ions in Different Media." Zent bl Bakteriol **287**: 411-420.
- Schmidmaier, G., Wildemann, B., Lübberstedt, M., Haas, N.P., Raschke, M. (2003). "IGF-I and TGF-Beta 1 Incorporated in a Poly (D,L-Lactide) Implant Coating Stimulates Osteoblast Differentiation and Collagen-1 Production but Reduces Osteoblast Proliferation in Cell Culture." J Biomed Mater Res **65-B**: 157-162.
- Schneider, R., "Die Totalprothese der Hüfte. Ein biomechanisches Konzept und seine Konsequenzen", Hans Huber Verlag, Bern, Stuttgart, Wien, 1982
- Schuh, A., Holzwarth, U., Kachler, W., Göske, J., Zeiler, G. (2004). "Oberflächenuntersuchungen an Al2O3-rahgestrahlten Titanimplantaten in der Hüftendoprothetik." Orthopade **33**: 905-910.

- Smith-Petersen, M.N. (1939). "Arthroplasty of the hip, A New Method." J Bone Joint Surg **21**: 269-288.
- Soballe, K., Hansen, E.S., Rasmussen, H.B., Jorgensen, P.H., Bünger, C. (1992). "Tissue Ingrowth into Titanium and Hydroxyapatite-Coated Implants During Stable and Unstable Mechanical Conditions." J Orthop Res **10**: 285-299.
- Spector, M. (1987). "Historical Review of Porous-coated Implants." J Arthroplasty **2**: 163-177.
- Sprick, O., Dufek, P. (1993). "Biologische Fixation und klinische Ergebnisse der zementfreien Lübecker Totalendoprothese aus Spongiosametall." Z Orthop **131**: 524-531.
- Steinhauser, E., Biomechanische Grundlagen der Implantatverankerung. In: "Ossäre Integration, Teil II, Experimentelle Grundlagen", Grading, R. (Hrsg.), Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 2005, in Druck, 16-23
- Sumner, D.R., Turner, T.R., Urban, R.M., Galante, J.O. (1992). "Remodeling and Ingrowth of Bone at Two Years in a Canine Cementless Total Hip-Arthroplasty Model." J Bone Joint Surg **74-A**: 239-250.
- Sun, J.-S., Liu, H.-C., Chang, W.H.-S., Li, J., Lin, F.-H., Tai, H.-C. (1998). "Influence of hydroxyapatite particle size on bone cell activities: An in vitro study." J Biomed Mater Res **39**: 390-397.
- Tensi, H.M., Ascherl, R., Gese, H., Häusler, K. (1989). "Werkstoffkundliche Aspekte oberflächenstrukturierter Endoprothesen." Biomed Tech **34**: 308-314.
- Tensi, H.M., Gese, H., Voggenreiter, H., Werkstoffkundliche und mechanische Aspekte von metallischen Oberflächenstrukturen, In "Die zementlose Hüftprothese, Werkstoffe, Biomechanik, Design, Klinik, Custom-made, Revisionen, Sonderkonstruktionen", Hipp, E., Grading, Ascherl, R. (Hrsg.), Demeter Verlag, Gräfelfing, 1992, 27-30.
- Thomas, W., Makro- und mikroporöse Oberflächen- Definitionen, Grundlagen, experimentelle Ergebnisse, In "Die zementlose Hüftprothese, Werkstoffe, Biomechanik, Design, Klinik, Custom-made, Revisionen, Sonderkonstruktionen", Hipp, E., Grading, Ascherl, R. (Hrsg.), Demeter Verlag, Gräfelfing, 1992, 47-48.
- Thomas, W., Bove, F. (1997). "Standardisierte Revisionstechniken am Acetabulum." Med Orth Tech **117**: 131-137.
- Thomas, W., Grundei, H. (1999). "Die ESKA-Schenkelhalsendoprothese zur inneren Fixation Cut." Sonderdruck: Orthopädische Praxis 10/99 **35. Jahrgang**: 646-652.
- Thull, R. (2003). "Oberflächenmodifikation zur Verbesserung von Biokompatibilität, und mechanischen Eigenschaften von orthopädischen Implantaten." Orthopäde **32**: 51-59.
- von Knoch, M., Sychterz, C.J., Engh, C.A., Engh, C.A. (1997). "Incidence of Late Bead Shedding from Uncemented Porous Coated Cups." Clin Orthop Rel Res **342**: 99-105.
- Weigel, B., "Hüfte und Oberschenkel, Schenkelhalsfrakturen In: "Praxisbuch Unfallchirurgie", Band 1, Weigel, B., Nerlich, M. (Hrsg.), Springer Verlag Berlin, Heidelberg, 2005: 530-545.
- Welsh, R.P., Pilliar, R.M., Macnab, I. (1971). "Surgical Implants. The Role of Surface Porosity in Fixation to Bone and Acrylic." J Bone Joint Surg **53-A**: 963-977.
- Wevers, H.W., Cooke, T.D.V (1987). "Bead loosening in porous metal coated orthopaedic implants (case study)." Clin Mater **2**: 67-74.
- Wilke, A., Richter, A., Traub, F., Endres, S., Orth, J. (2002). "Semiquantitative Analyse des Knocheneinwachsungsverhaltens von Kobalt-Chrom-Molybdän-Prüfkörpern mit und ohne HA-Beschichtung im Vergleich zu Reintitan im Tierversuch." Z Orthop **140**: 95-100.
- Willert H.G., Bertram, H., Buchhorn, G.H. (1990). "Osteolysis in Alloarthroplasty of the Hip. The Role of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Wear Particles." Clin Orthop Rel Res **258**: 95-107.
- Wirtz, D.C., Niethard, F.U. (1997). "Ursachen, Diagnostik und Therapie der aseptischen Hüftendoprothesenlockerung - eine Standortbestimmung." Z Orthop **135**: 270-280.
- Xenos, J. S., Callaghan, J.J., Heekin, R.D., Hopkinson, W.J., Savory, C.G., Moore, M.S., (1999). "The Porous-Coated Anatomic Total Hip Prosthesis, Inserted without Cement. A prospective Study with a minimum of ten years of follow-up." J Bone Joint Surg **81-A**: 74-82.
- Yue, S. (1984). "The fatigue strength of porous-coated Ti-6%Al-4% V implant alloy." J Biomed Mater Res **18**: 1043-1058.
- Ziller, R. (1984). "Zur Geschichte des künstlichen Gelenkersatzes." Beitr Orthop Traumatol **31**: 526-532.
- Zweymüller, K., Erste klinische Erfahrung mit einer zementfreien Baukastenfemurhüftendoprothese mit Ti-6Al-4V-Schmiedeschaft und Al₂O₃-Keramikkugel, In: "Die zementlose Fixation von Hüftendoprothesen", Morscher, E.(Hrsg.), Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo, 1983, 154-159.

8 Danksagung

Diese Arbeit entstand in der Abteilung für Biomechanik der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität München.

Meinen Dank möchte ich aussprechen:

- Herrn Prof. W. Dr. med. Mittelmeier für die Überlassung des interessanten Themas.
- Herrn Prof. Dr. med. Gradinger für die Möglichkeit, die Arbeit an der Abteilung für Biomechanik der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie durchzuführen.
- Herrn Dr. Ing. E. Steinhauser für die allzeit tatkräftige Betreuung und produktive Zusammenarbeit, welche wesentlich zum Gelingen der Arbeit beigetragen hat.
- dem gesamten Team der Abteilung Biomechanik, insbesondere dem ehemaligen Mitarbeiter Herrn PD Dr. med. habil. Dipl.-Ing. R. Bader wegen seiner allzeit freundlichen Unterstützung und fachlichen Rats bei der Durchführung der Arbeit.
- Herrn Dr. Klingenbeil von der Fa. ESKA Implants, Lübeck, für die freundliche Bereitstellung zahlreicher Prüfkörper.
- Frau Dipl.-Biol. Kerschbaumer für die freundliche Unterstützung bei der Durchführung der elektronenmikroskopischen Aufnahmen.
- Frau Hartl für die äußerst zuvorkommende Unterstützung bei der Durchführung der REM-Aufnahmen im Lehrstuhl für Werkstoffe im Maschinenbau in Garching.