

Tribologie der Gelenke und Endoprothesen

Autor(en): **Ungethüm, Michael**

Objektyp: **Article**

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

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

PDF erstellt am: **16.08.2024**

Persistenter Link: <https://doi.org/10.5169/seals-90813>

Nutzungsbedingungen

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

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

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

Haftungsausschluss

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

Tribologie der Gelenke und Endoprothesen

Michael Ungethüm

Einführung in die Tribologie

Tribologie beinhaltet als Sammelbegriff die Lehre von den Reibungs-, Verschleiss- und Schmierungs Vorgängen. Die Geschichte dieser Disziplin begann auf dem Boden der Mechanik, wobei insbesondere die Namen Leonardo da Vinci (1452–1519), Amontons (1699) und Coulomb (1781) zu nennen sind. Von letzterem stammt das sogenannte Coulomb'sche Reibungsgesetz: ($F/W = \mu$, für Haftreibung).

Ein tribologisches System wird allgemein durch Grundkörper, Gegenkörper, Zwischenstoff und Umgebungsmedium gekennzeichnet und durch die Werkstoffe, ihre Makro- und Mikrogestalt sowie die konstruktive Anordnung und Halterung der Elemente realisiert. Die äusseren Beanspruchungsparameter sind im wesentlichen durch Normal- und Tangentialkraft, Bewegungsform mit Gleit- oder Rollgeschwindigkeit, Temperatur sowie Gleitweg gegeben (Abb.1). In technischen Systemen unterscheiden wir bei zueinander bewegten Festkörperoberflächen zwischen verschiedenen Schmierzuständen, wie sie in Abbildung 2 zusammengestellt sind. Bei hydrodynamischer Schmierung resultiert durch einen unter Druck stehenden Tragfilm eine absolute Trennung der Gleitpartner, was eine niedrige Reibung ohne Verschleiss bewirkt. Dagegen liegt im Fall der Trockenreibung ausschliesslich Festkörperkontakt mit hoher Reibung und hohem Verschleiss vor. Bei der Grenzreibung herrscht sowohl Festkörperkontakt als auch durch molekulare Filmdeckung bedingter Oberflächenschichtkontakt. Im Gebiet der Mischreibung können alle Kontaktmechanismen von Trocken-, Grenz- und Flüssigkeitsreibung gleichzeitig auftreten.

Werden die Lageroberflächen bei Schmierzuständen, die auf einem Flüssigkeitsfilm (Abb. 3a–c) beruhen, durch ein

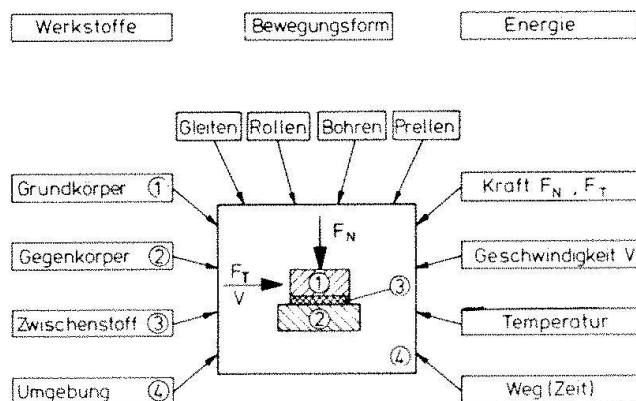
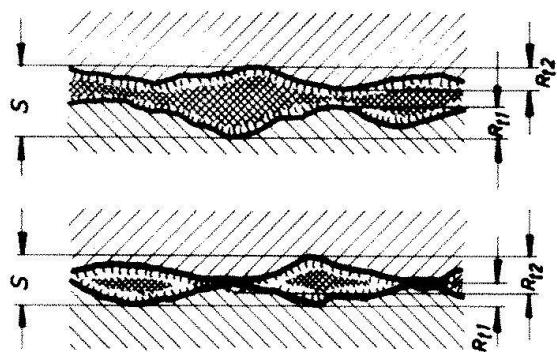


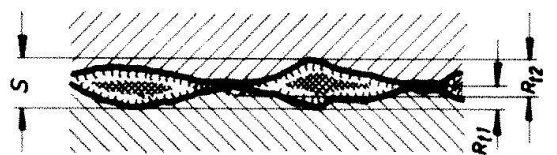
Abb. 1. Schematische Darstellung der wesentlichen Einflussgruppen eines tribologischen Systems.

Schmiermittel getrennt, liegt hydrostatische Schmierung vor (Abb. 3a). Sobald gewisse minimale relative Geschwindigkeiten zwischen den Lageroberflächen erreicht werden, entstehen durch die Viskosität des Schmiermittels hydrodynamische Kräfte, welche die Lageroberflächen auseinanderhalten (hydrodynamische Schmierung). Das Schmiermittel übt dort, wo es zu einem dünnen Film ausgezogen wird, einen Druck aus, der im Idealfall die auf das Lager auswirkende Last trägt bzw. überträgt. (Abb. 3b). Eine Sonderform der hydrodynamischen Schmierung stellt die sogenannte elasto-hydrodynamische Schmierung dar (Abb. 3c). Sie liegt vor, wenn der Druck im Flüssigkeitsfilm so hoch wird, dass er eine elastische Deformation der Lageroberflächen bewirkt. Hierdurch wird die Kontaktfläche, welche die Kraft zwischen den Lageroberflächen trägt, bzw. weiterleitet, vergrössert. Dies bedeutet bei gleichbleibender Last eine Verringerung des Drucks. Dieser Schmierungsmechanismus ist praktisch unempfindlich gegen Lasterhöhungen, da solche immer mit einer Vergrösserung der tragenden Fläche einhergehen, vorausge-



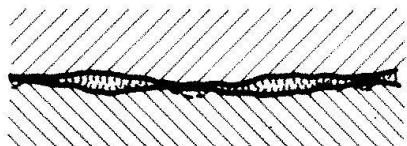
Hydrodynamische Reibung

$s > R_{t1} + R_{t2}$
 $s \approx 10^{-4} - 10^{-3} \text{ cm}$



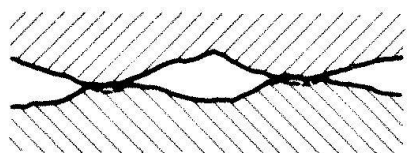
Mischreibung

$s < R_{t1} + R_{t2}$



Grenzreibung

$s \ll R_{t1} + R_{t2}$



Trockenreibung

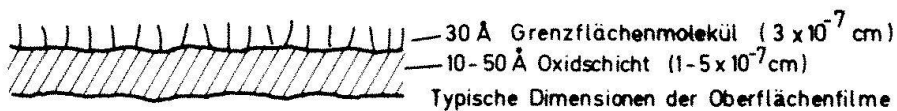


Abb. 2. Schmierungsmechanismen in technischen Systemen.

s = Schmierfilmdicke
 R_t = Oberflächenrauigkeit

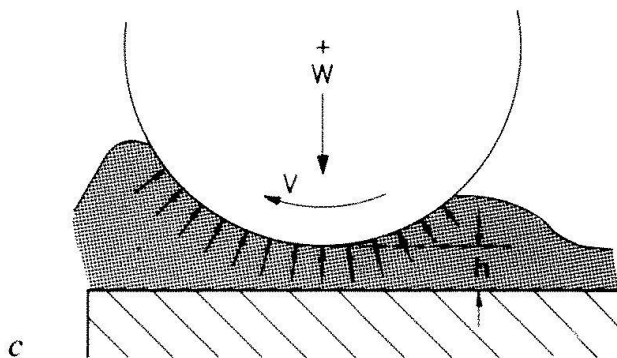
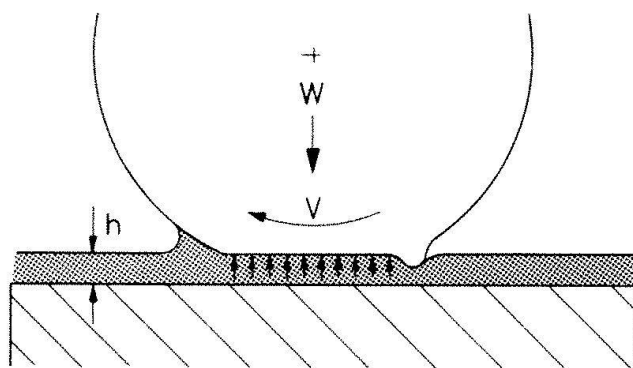
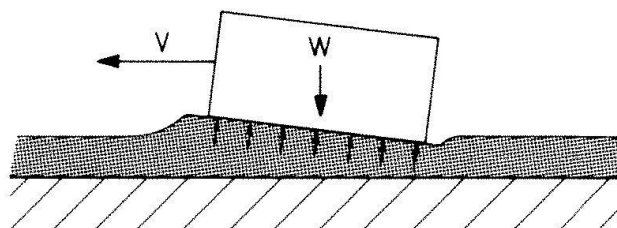
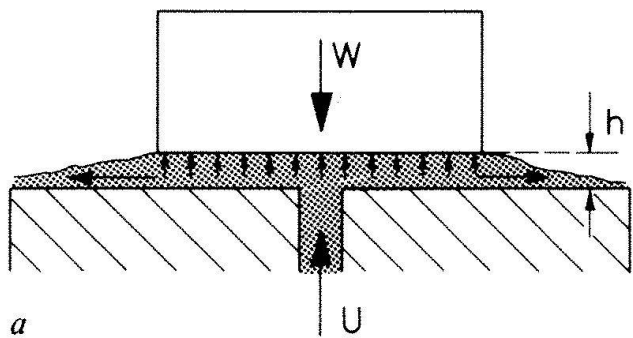


Abb. 3. a) Hydrostatische Schmierung; U = hydrostatischer Druck, W = Last, h = Filmdicke.
 b) Ausbildung des Schmierungskeiles der hydrodynamischen Schmierung bei parallelen und inkongruenten Lagerflächen. v = relative Geschwindigkeit der Lageroberflächen.
 c) Elastohydrodynamische Schmierung.

setzt, der Werkstoff lässt die erforderliche elastische Verformung zu. Sowohl der hydrodynamische als auch elasto-hydrodynamische Schmierzustand setzt als Schmiermedium eine sogenannte Newton'sche Flüssigkeit voraus, d. h., eine Abhängigkeit der Viskosität ausschliesslich von der Temperatur bzw. von Temperatur und Druck. Der Vorgang wird bei starren Oberflächen zur Rheodynamik, wenn nicht-Newton'sche Flüssigkeiten eingesetzt werden, deren Viskosität zusätzlich vom Geschwindigkeitsgefälle und von der Zeit abhängt. Verhalten sich die Oberflächen ausserdem noch elastisch, so wird der Mechanismus der Druckbildung als Elastorheodynamik bezeichnet.

Tribologie menschlicher Gelenke

Stark vereinfacht zeigt Abbildung 4 die schematische Darstellung eines Gelenkes, das technisch gesehen aus zwei von einer nachgiebigen Schicht (Knorpel) bedeckten Festkörpern (Knochen) besteht, zwischen denen sich eine Flüssigkeit (Synovialflüssigkeit) befindet, die die Festkörper mehr oder weniger vollständig trennt. Das gesamte System ist nach aussen abgedichtet (Gelenkinnenhaut, Kapsel).

Im folgenden sollen nun die Mechanismen der Tragdruckbildung in biologischen Gelenken beschrieben werden (Abb. 5a und 5b). Der gesamte Schmierungsprozess im menschlichen Gelenk ist wahrscheinlich eine Kombination verschiedener Einzeleffekte. Wird in einem Gelenk eine Tangentialbewegung unter gleichzeitigem Vorliegen einer Normalkraft erzeugt, so entsteht durch den sogenannten Keileffekt ein entsprechender Druck innerhalb der Synovialflüssigkeit. Verringert sich der Spalt zwischen den Reibpartnern durch Erhöhung der Normalkraft, so wird gleichzeitig der Tangentialbewegung eine Hubbewegung überlagert und der Druck erhöht. Dieser Mechanismus wird als Quetscheffekt bezeichnet. Hinzu kommt, dass die Knorpeloberflächen anscheinend einen flüssigkeitsgefüllten offenporigen Schwamm (Porenweite 60 Å) darstellt. Unter Belastung tritt die Flüssigkeit in den Gelenkspalt und überträgt einen Teil der einwirkenden Kraft. Nach der Entlastung wird die Flüssigkeit infolge erhöhten Quellsdrucks

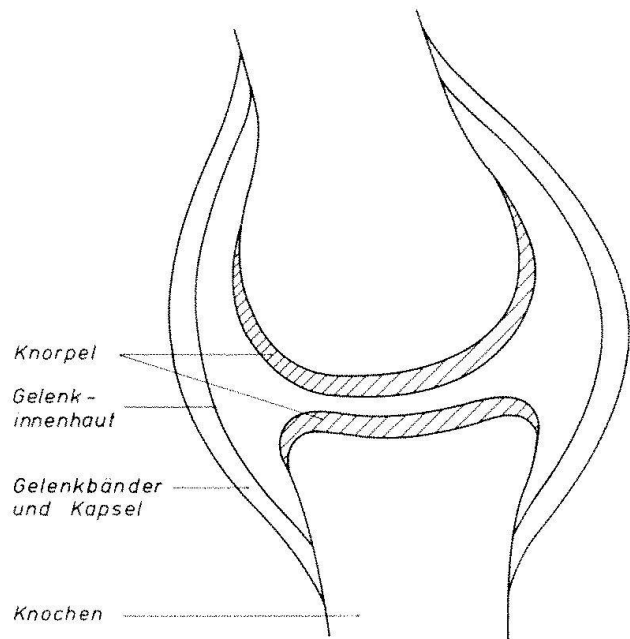
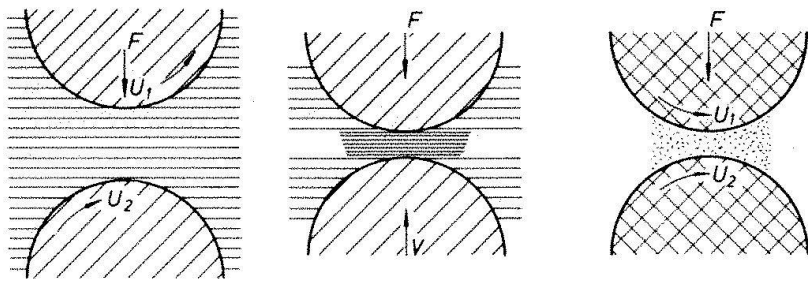


Abb. 4. Gelenk in stark vereinfachter, schematischer Darstellung.

des ausgepressten Knorpels wieder aufgesaugt. Dieser Mechanismus wird als «weeping lubrication» (trärende Schmierung) bezeichnet. Analoge Verhältnisse finden sich in technischen Lagersystemen unter dem Begriff Depotschmierung. Wahrscheinlich beruht die Druckerzeugung im wesentlichen auf dem Quetscheffekt. Da sich aber die Knorpelschichten und zumindest ein Teil der darunterliegenden Knochenzonen elastisch verformen und darüber hinaus die Synovialflüssigkeit als nicht-Newton'sche Substanz anzusehen ist, erfolgt der Übergang zur elastorheodynamischen Schmierung. Das elastische Ausweichen der Reibflächen innerhalb eines Gelenkes zieht somit die beiden folgenden Effekte nach sich: Einmal wird der hohe Flüssigkeitsdruck wieder abgebaut, weil die tragende Fläche grösser wird, und zum anderen stellt sich ein Gleichgewicht zwischen der übertragenden Kraft und verbleibendem Spalt zwischen den Knorpeloberflächen ein. Der Spalt bleibt somit auch bei hohen Gelenkbelastungen erhalten, wodurch die biologischen Gelenke bei allen Belastungszuständen reibungsarm funktionieren. Mikroskopische Unebenheiten kommen an Gelenkknorpelflächen in Form kleiner rundlicher Vertiefungen vor. In diesen Vertiefungen



a. Keileffekt

b. Quetscheffekt

c. Depotschmierung bei porösen Oberflächen

d „boosted“ Schmierung

- Depotschmierung mit zusätzlichen Konzentrationseffekten innerhalb der Flüssigkeit

a, b und c

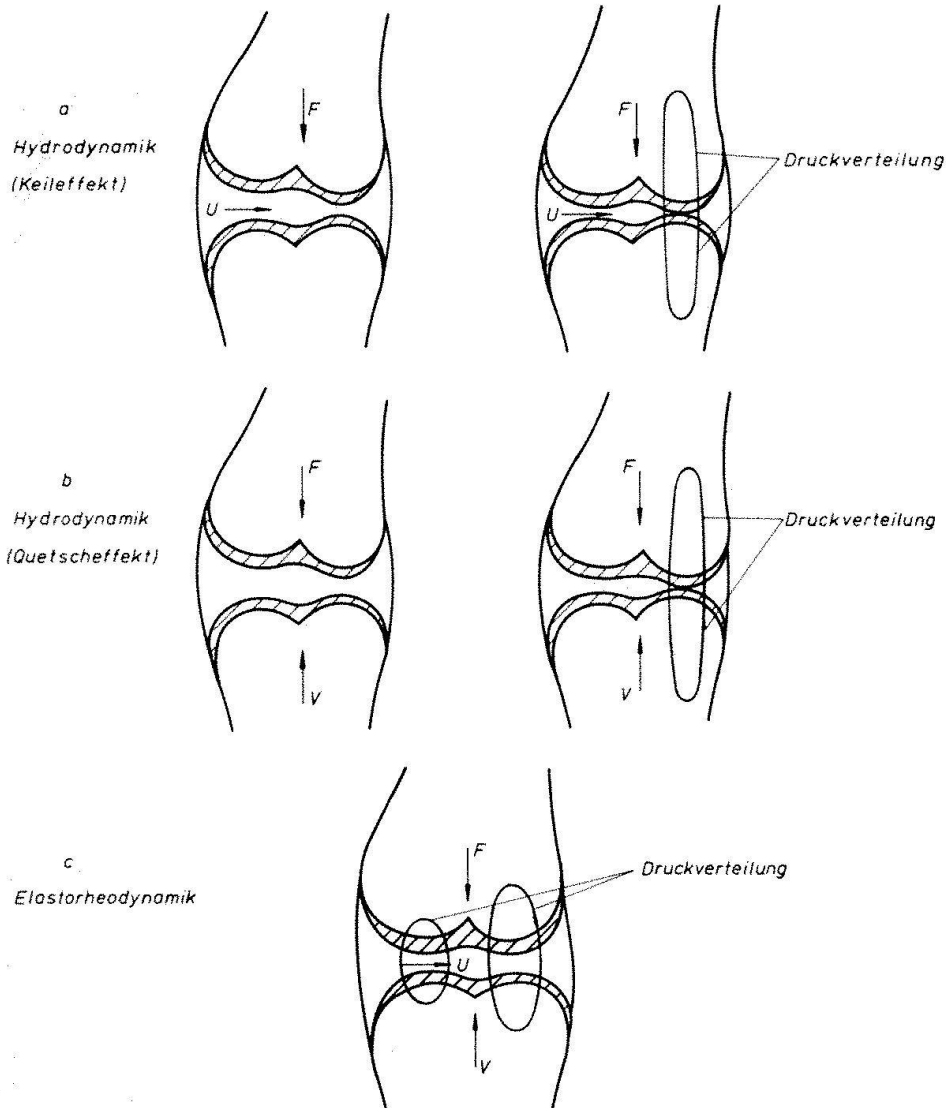
- Analogien zwischen technischen und biologischen Reibstellen vorhanden

d

- Keine Analogie im Bereich technischer Reibstellen bekannt

a

Abb. 5.
a) Mechanismus der Druckbildung in technischen und biologischen Reibstellen (nach Bartz).
b) Mögliche Analogien der Tragfilmbildung in Gelenken zu technischen Reibstellen (nach Bartz).



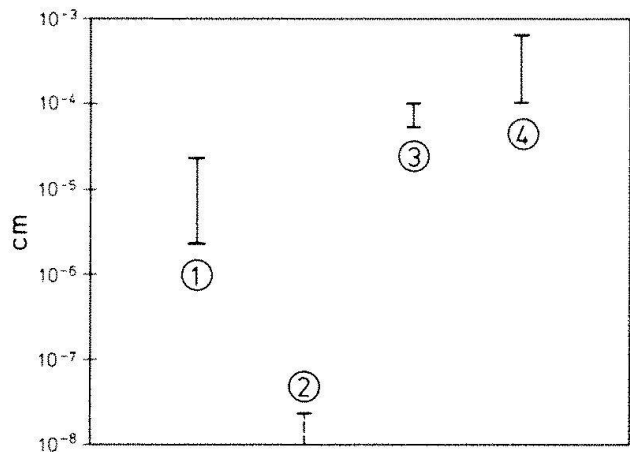
b

können Reste von Synovia, Synoviapfützen, auch unter hohen Drücken gefangen bleiben und damit die Reibung herabsetzen. Dieser Mechanismus wird als «boosted lubrication» bezeichnet.

Die Synovia wird als Dialysat des Blutplasmas angesehen und ist aus Wasser mit Proteinen und Salzen und mit den wichtigen langkettigen Molekülen der Hyaluronsäure zusammengesetzt. Sie ist eine nicht-Newton'sche Substanz mit strukturviskosem Fließverhalten, d.h., die scheinbare Viskosität wird mit steigendem Geschwindigkeitsgefälle kleiner und mit rheopektischem Verhalten überlagert (Viskositätsanstieg mit zunehmender Dauer einer konstanten Scherbeanspruchung). Die Tragfilmdicke zwischen den Gelenkoberflächen wurde von zahlreichen Autoren rechnerisch abgeschätzt (Abb. 6). Auf der Grundlage der klassischen Hydrodynamik (starre Oberflächen, konstante Viskosität) ergeben sich rechnerische Filmdicken in der Größenordnung zwischen 0,01 und 0,02 μm . Bei der realen Knorpeloberflächenrauigkeit von $R = 0,02 - 0,2 \mu\text{m}$ lassen sich allerdings die gemessenen niedrigen Reibungszahlen in der Größenordnung von 0,005 bis 0,025 nicht erklären. Dagegen führt die elastohydrodynamische Filmdickenrechnung zu Spaltweiten zwischen den Knorpeloberflächen in der Größenordnung zwischen 10 und 20 μm . Dieser Wert dürfte sicherlich für eine Trennung der Oberflächen ausreichen.

Gelenkerkrankungen sind durch Schmerz oder Steifigkeit gekennzeichnet. Verschleiss und/oder Deformation führen zu einer Diskontinuität im Spannungszustand des Knorpels. Es entstehen Spannungsinselfen mit höheren Drücken und dünneren Schmierfilmen mit der Gefahr, dass Verschleiss und weiter Rissbildung erfolgen (Abb. 7). Erkrankungen können auch den richtigen Gehalt an Hyaluronsäureketten richtiger Längen der Synovialflüssigkeit stören. Bislang konnte noch nicht eindeutig geklärt werden, ob die Vorgänge einer Gelenkerkrankung ursächlich von einer Veränderung, d.h. Erkrankung des Knorpels oder von einer Veränderung, d.h. Erkrankung der Synovialflüssigkeit verursacht werden.

Der synthetische Ersatz der Gelenkflüssigkeit bei einer ausschliesslichen Erkrankung der Synovialflüssigkeit würde sich aus technischer Sicht anbieten. Bisher scheiterten je-



- ① Oberflächenrauigkeit Knorpel
- ② Filmdicke hydrodyn. Schmierung
- ③ Länge der Hyaluronsäuremoleküle
- ④ Filmdicke elastohydrodyn. Schmierung

Abb. 6. Verschiedene Massgrößen bei der Schmierung menschlicher Gelenke.

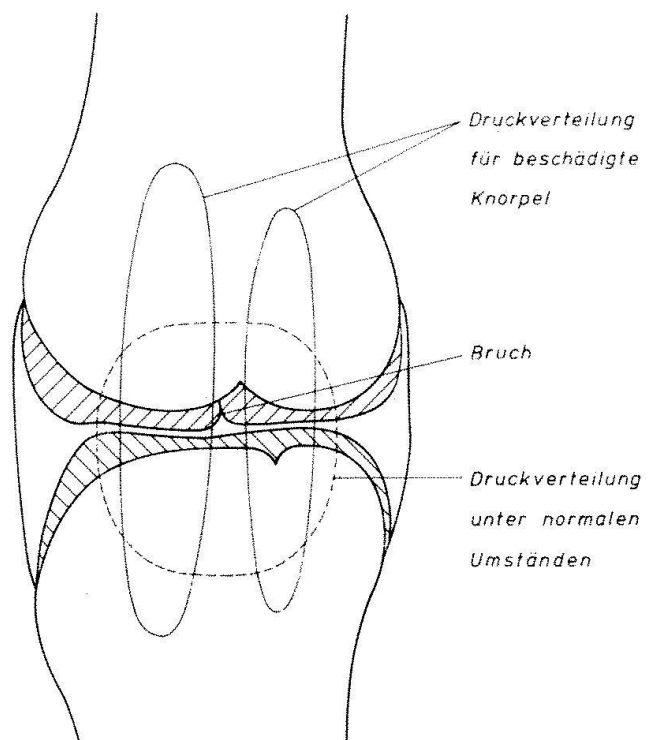


Abb. 7. Einfluss einer Knorpelbeschädigung auf die Druckverteilung.

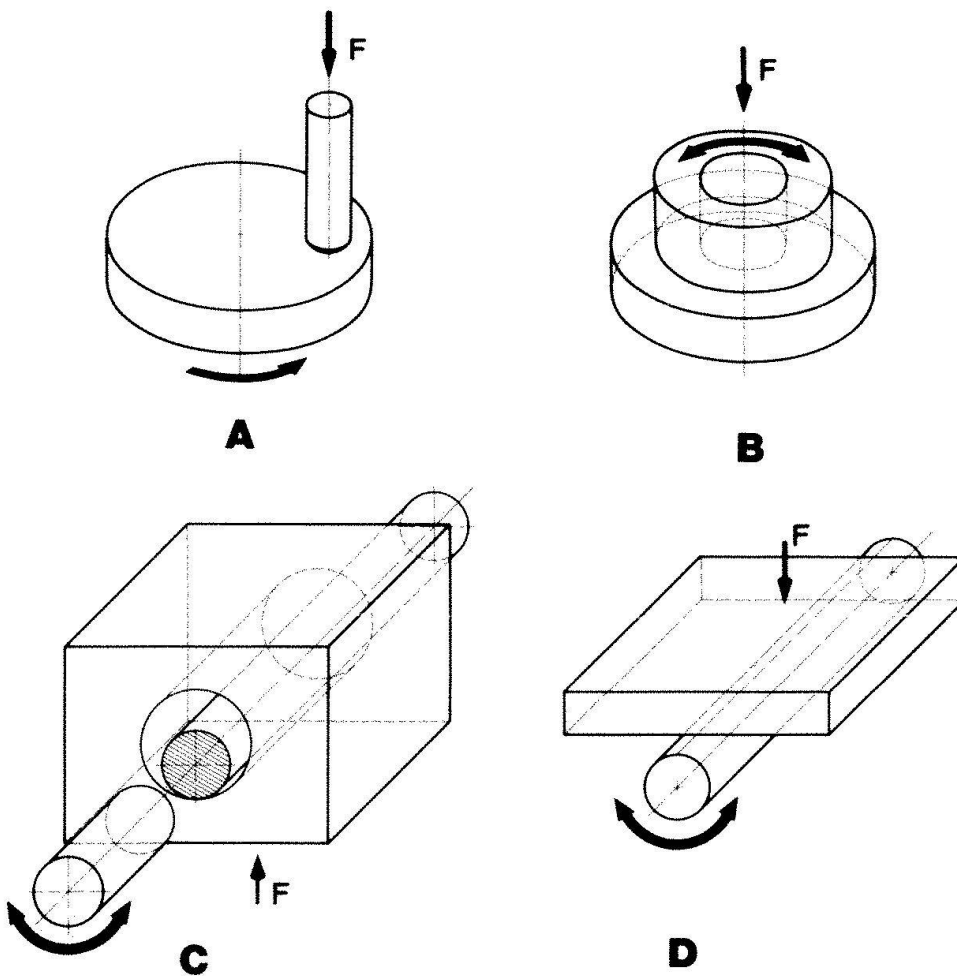


Abb. 8. Schematische Darstellung verschiedener tribologischer Modellprüfstände (A = pin-on-disc; B = ring-on-disc; C = journal and bush; D = block-on-journal).

doch alle Versuche an der Alterung oder Toxizität der Substanzen.

Die Tribologie der künstlichen Gelenke

Gesunde menschliche Gelenke (weeping lubrication/boosted lubrication) weisen durch spezielle Schmierungsmechanismen optimale Gleit- und Verschleissverhältnisse auf. Beim künstlichen Gelenk entstehen tribophysikalische Verschleissmechanismen, die in die Begriffe Adhäsion, Abrasion und Ermüdung eingeteilt werden können.

– Adhäsionsverschleiss ist durch die Berührung von mikroskopischen Rauigkeitsspitzen der gleitenden Oberflächen bedingt. Durch die hierbei auftretende Verschweißung und plastische Raughügelverformung kommt es zu einer mikrogeometrischen Anpassung der gepaarten Oberflächen mit Materialübertragung und Loslösung von Partikeln. Diese Partikel können härter sein als das Grundmaterial und folglich abrasiv wirken.

– Abrasionsverschleiss furcht hier ein relativ hartes Material durch eine weiche Oberfläche. Bei Ganzmetallprothesen äussert sich dies in tiefen Kratz- und Schleifspuren. Bei Kunststoff gegen Metall ist der Adhäsionsverschleiss unbedeutend, da Adhäsion, wie oben erwähnt, meist nur in der Einlaufphase auftritt.

– Ermüdungsverschleiss liegt vor, wenn unter der Kontaktoberfläche durch zyklische Schub- und Druckbeanspruchung Mikrorisse auftreten, die dann das Ausbrechen von Teilen an dieser Oberfläche einleiten.

Bei künstlichen Hüft- und Kniegelenk liegt wahrscheinlich in den meisten Fällen der Zustand der Grenzreibung vor.

Als Beispiel für das Zusammenwirken verschiedener tribologischer Einflussgrößen beim künstlichen Gelenkersatz sollen an dieser Stelle die Hüfttotalprothesen herangezogen werden, bei denen insgesamt das Verschleissverhalten abhängt von:

1. dem Werkstoff der Gleitpartner
2. der Form- und Oberflächenbeschaffenheit der Gleitflächen
3. der Grösse des Kopfdurchmessers
4. dem Spiel zwischen Kopf und Pfanne
5. dem Aktivitätsgrad des Patienten
6. dem Körpergewicht des Patienten
7. der ausreichenden Menge von Synovialflüssigkeit.

Zur Ermittlung derartiger Einflussgrössen kamen bisher folgende Prüfsysteme zur Anwendung (Abb. 8):

Pin-on-disc, Ring-on-disc, Welle-Bohrung, Block auf Welle. Die meisten Erfahrungen liegen mit der Pin-on-disc-Methode vor. Hier existiert jedoch auch eine Vielzahl von Ausführungsformen, die einen Vergleich von Ergebnissen verschiedener Arbeitsgruppen erschweren. Das Verfahren hat sich zur vergleichenden Vorauswahl von Gleitwerkstoffen bei kurzen Testzeiten bewährt. Mit dieser Testanordnung konnten wir u. a. nachweisen, dass für hochmolekulares Niederdruckpolyäthylen das Abriebvolumen mit Zunahme der Strahlensterilisationsdosis steigt und somit Zweitsterilisationen vermieden werden müssen.

Bei dem von uns verwendeten Block auf Welle-Prüfverfahren mit sinusförmiger Last wurden als Probekörper eine zylindrische Metallwelle mit verschiedenen Durchmessern und Polyäthylenplateau gewählt, deren Krümmungsradien variieren. Es ist zu erkennen, dass mit zunehmender Oberflächenrauigkeit der Kurve 1 bis 4 (Abb. 9) sowohl das Verschleissvolumen pauschal gesehen zunimmt, dass aber auch die Charakteristik der Verläufe entscheidend geändert wird. Speziell für die Belange der keramischen Endoprothesen zugeschnitten wurde der Ring-on-disc-Prüfstand entwickelt: die ebenen Flächen eines Ringes und einer Scheiben reiben unter Last in Flüssigkeit oszillierend gegeneinander. Kennzeichen dieser Prüfung sind: gleichmässige Flächenpressung, wechselnde Reibrichtung, Abreissen des Schmierfilms bei der Bewegungsumkehr (Haftreibung) und ungleichförmiger Geschwindigkeitsverlauf.

Zur Funktionsprüfung kompletter Gelenkimplantate ist der Einsatz eines Gehsimulators unumgänglich. Aus diesem Grunde wurde die Simulationsanlage Typ München 1 entwickelt, die vor allem die Testung handels-

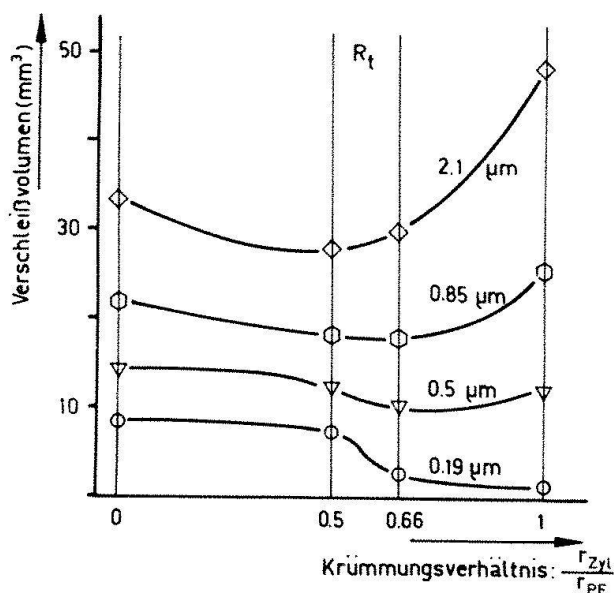


Abb. 9. Abhängigkeit des Verschleissvolumens vom Verhältnis der Krümmungsradien der Prüfkörper für verschiedene Rauhtiefen der metallischen Gleitflächen.

üblicher Hüftendoprothesen unter genau adaptierten Bedingungen ermöglicht (Abb. 10). Die Prothese wird dabei in gleicher Position wie im menschlichen Körper in speziellen Halterungen fixiert. Während eine vertikale Kraftkomponente in Form des charakteristischen double-peak-Verlaufes auf die Prothese wirkt, führt das simulierte Acetabulum Relativbewegungen gegenüber dem Prothesenkopfteil aus. Hierbei sind Schwenkbewegungen in allen drei Ebenen möglich. Die Grösse dieser Schwenkwinkel ist stufenlos variierbar, ebenso können Maximal- und Minimalwerte des Kraftverlaufes stufenlos eingestellt werden. Die artikulierenden Oberflächen sind von einer Gummimanschette umgeben, durch die auf Körpertemperatur erwärmte Pseudosynovialflüssigkeit gepumpt wird.

Als Ergänzung wurde ein Simulator mit vereinfachtem Aufbau entwickelt. Der neue, vereinfachte mechanische Hüftsimulator ist gekennzeichnet durch einen gemeinsamen Antrieb von Bewegungs- und Belastungsmechanismus. Die Bewegung entspricht dem Gehen auf ebener Fläche. Durch den speziellen, einfacheren Aufbau ist dieser Simulator zur vergleichenden Prüfung von totalen Hüftprothesen im Bereich der Qualitätssicherung oder Normprüfung besonders geeignet.

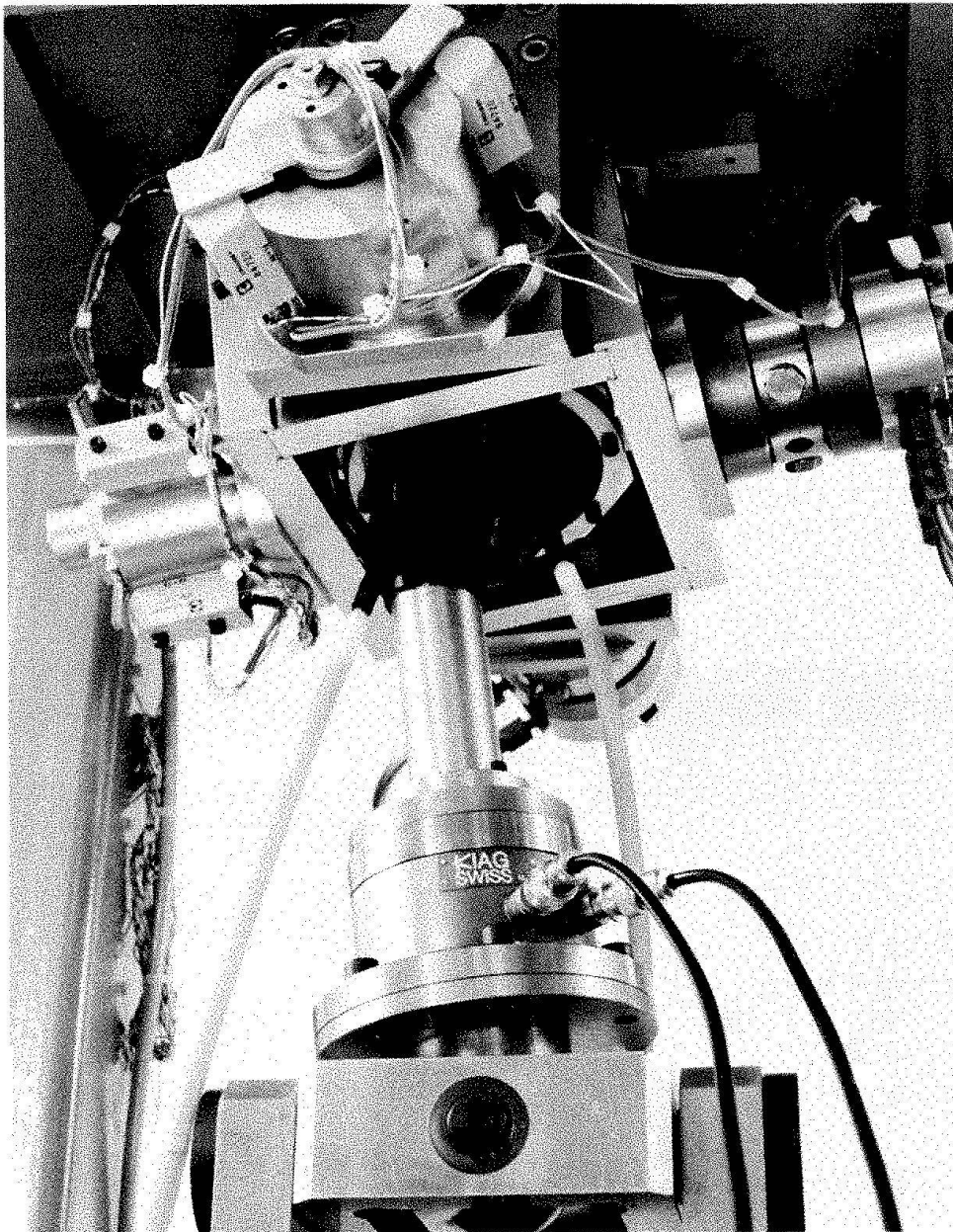


Abb. 10. Blick in die Bewegungs- und Belastungsmechanik des Hüftgelenksimulators München 1.

Um im Simulatorversuch den Verschleissbeitrag der Prothesen zu bestimmen, werden Prothesenkopf und -pfanne hinsichtlich der Formgenauigkeit und Oberflächenrauigkeit periodisch vermessen. Mit dieser Apparatur lassen sich somit die kleinsten fertigungstechnisch bedingten Qualitätsunterschiede bzw. Veränderungen durch Verschleiss in der Makro- und Mikromorphologie der Prothesengleitflächen feststellen.

Es bestehen Grenzen hinsichtlich der Aussagefähigkeit von Simulatorergebnissen. So weiss man nicht, wie oft und wie stark der einzelne Patient seine Prothese beansprucht. Für eine endgültige Beurteilung eines Prothesentyps müssen jedoch unbedingt die ent-

sprechenden in vivo-Resultate herangezogen werden. Stellvertretend für alle bislang durchgeführten in-vivo-Abriebanalysen sollen die Hüftprothesen-Ergebnisse von Charnley (1979) kurz dargestellt werden. Die Röntgenaufnahmen von 72 Patienten zeigten bei 68% der Fälle 1,5 mm oder weniger, während bei den restlichen 32% in 10 Jahren bis zu 4,5 mm Verschleiss entstand (im Mittel 0,15 mm pro Jahr). Besonders bemerkenswert scheint, dass die mittlere Verschleissrate während der zweiten Fünfjahresperiode um rund 40% geringer war als während der ersten 5 Jahre (Abb. 11).

Ein geringes Reibungsmoment bedingt einen kleinen Radius der Gelenkteile. Die Ver-

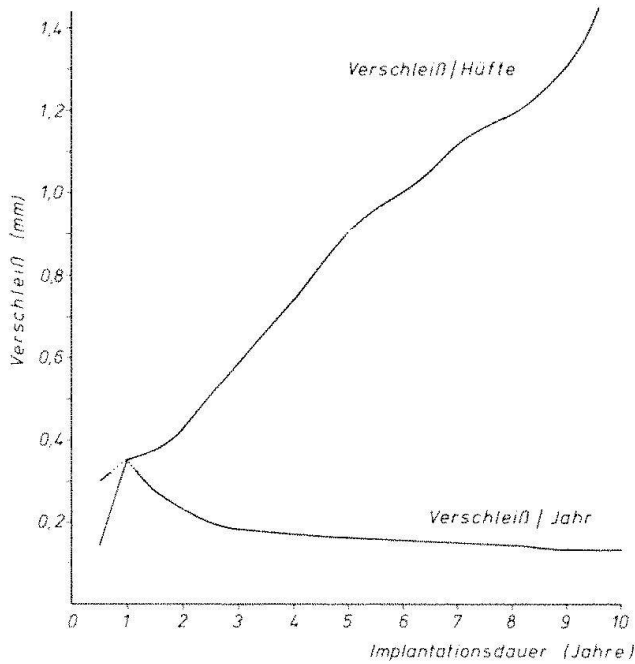


Abb. 11. Mittlerer Verschleiss von Polyäthylenpfannen bei Hüftprothesen (nach Charnley).

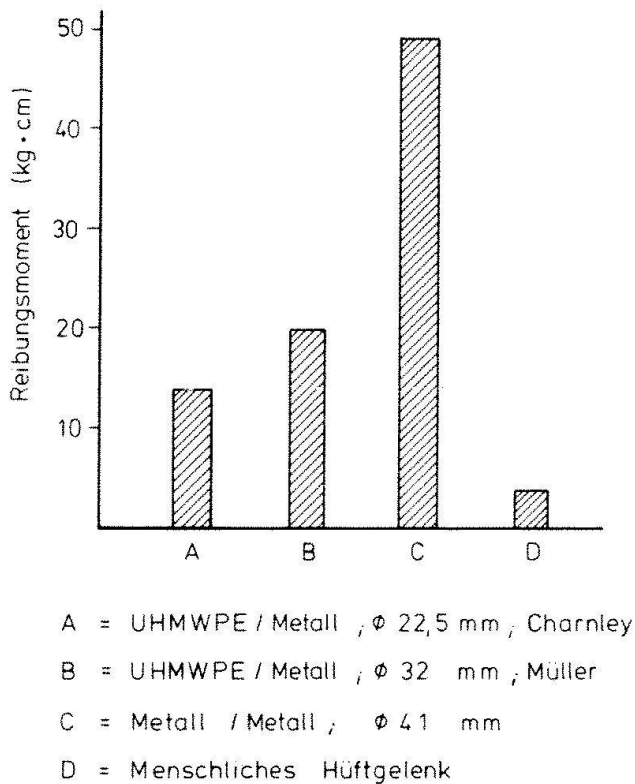


Abb. 12. Reibungsmomente bei künstlichen und menschlichen Hüftgelenken (Simulatorergebnisse).

schleissrate ist bei grösserem Femurkopfdurchmesser günstiger. Wir stellten mit dem Gelenksimulator fest, dass die Reibungsmomente in Ganzmetallhüftprothesen etwa 2fach höher lagen als bei der Kombination Metall/Polyäthylen (Abb. 12). Die im natürlichen Gelenk auftretenden Reibwerte werden allerdings bislang noch von keinem künstlichen Gelenkersatz erreicht.

Die Verwendung von hochdichter Aluminiumoxydkeramik in der Alloarthroplastik wird seit 1972 zur Verschleissminderung von Prothesengleitflächen propagiert. Darüber hinaus zeigen verschiedene Untersuchungen auf, dass keramische Implantate durch gute Biokompatibilität den Weg zur zementfreien Implantation ebnen können. Die Aluminiumoxydkeramik befindet sich in zwei verschiedenen Gleitkombinationen in der klinischen Anwendung: Al_2O_3/Al_2O_3 und Al_2O_3 Polyäthylen. Bezüglich der Keramik-Keramik Paarung wurde durch Laboruntersuchungen im Ring-on-disc-Modellprüfstand eine mittlere Verschleissrate von $0,00036 \text{ mm}^3$ pro Stunde Versuchsdauer nachgewiesen (Hinterberger und Ungethüm 1968). Wenn auch vom Volumen her diese Verschleissrate im Vergleich zu anderen Gleitkombinationen einen extrem niedrigen Wert aufweist, darf nicht übersehen werden, dass es sich hierbei um extrem kleine Verschleisspartikel handelt ($0,1 \mu\text{m}$). Plitz (1980) untersuchte 13 revidierte Hüftprothesen mit der Gleitpaarung Al_2O_3/Al_2O_3 . Als mittlere Verschleisstiefe wurde nach 2 Jahren Implantationsdauer am Kopf $26,4 \mu\text{m}$ und an der Pfanne $23,1 \mu\text{m}$ festgestellt. Plitz fand, dass es unter besonderen Bedingungen in vivo zu teilweise erheblichem Verschleiss kommen kann. Insbesondere scheint es, dass die Toleranz gegenüber einer nicht optimal durchgeführten Implantation (Verankerung und Positionierung) und einer Fehlbeanspruchung bei Al_2O_3 Komponenten offenbar gering ist. Zur Verbesserung der tribologischen Verhältnisse bei Totalhüftprothesen mit Polyäthylenpfannen wird seit einigen Jahren auch teilweise die bisher übliche Metallkugel durch eine hochglanzpolierte Al_2O_3 -Biokeramik ersetzt. Nach allen bislang vorliegenden experimentellen und klinischen Erkenntnissen scheint dadurch die Funktionsdauer der Gleitkomponenten verlängert zu werden. Semlitsch et al. (1976) fanden bei der Kera-

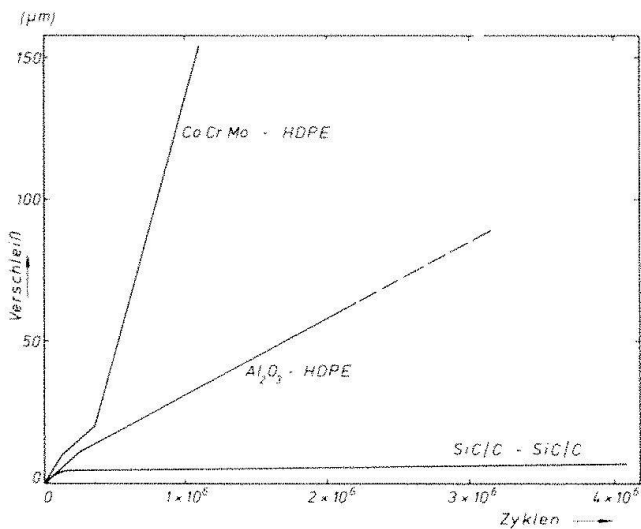


Abb. 13. Verschleiss von Hüftprothesen aus verschiedenen Werkstoffpaarungen (nach Hüttinger und Mäurer).

mik/Polyäthylen-Paarung einen 20fach niedrigeren Verschleissabtrag als bei der Co Cr Mo-Guss/Polyäthylen-Paarung. Als mögliche Ursache für diese ausserordentlich günstige Verschleissrate sind u. a. zu nennen:

a) die bessere Benetzbarkeit der Keramikoberfläche;

b) die extrem glatte Oberfläche der hochglanzpolierten Keramik ist lediglich mit vereinzelt Vertiefungen durchsetzt.

Seit einigen Jahren ist auf Grund der mechanischen, tribologischen und biologischen Eigenschaften auch Kohlenstoff für eine mögliche Anwendung bei Gelenkprothesen im Gespräch. Dabei sind für die reibungs- und verschleissbeanspruchten Gelenkkomponenten folgende zwei Kohlenstoffwerkstoffe von Interesse:

a) hochfester isotroper Kohlenstoff

b) Siliziumkarbidkohlenstoff - Verbundwerkstoff (SiC-C).

Nach Simulatoruntersuchungen von Hüttinger und Mäurer (1980) zeigt die Gleitkombination SiC/C - isotroper C sogar wesentlich bessere Verschleissraten als die Paarung Al₂O₃/Polyäthylen (Abb. 13). Die Autoren folgern aus diesen Untersuchungen für Kohlenstoffkunstgelenke eine Verschleissrate von etwa 1 µm/Jahr. Dies würde eine wesentliche Verlängerung der Funktionsdauer gegenüber den herkömmlichen Ersatzgelenken bedeuten. Entsprechende in-vivo-Resultate liegen allerdings noch nicht vor.

Abschliessend ist festzuhalten, dass das Problem der Tribologie seit einigen Jahren nicht

mehr so sehr im Vordergrund steht, weil wegen der verstärkt auftretenden Lockerungen das Problem der dauerhaften Verbindung von Implantat und Gewebe vorrangig geworden ist. Auf der Suche nach neuen, besseren Werkstoffen müssen diese deshalb nicht allein nach tribologischen Aspekten, sondern auch im Hinblick auf das Verankerungsproblem ausgewählt werden, um ein Optimum zu erreichen. Unabhängig hiervon ist jedoch jede Verbesserung hinsichtlich der tribologischen Eigenschaften zu begrüssen.

Literatur

- Bartz, W. J. (1974): Biotribologie - Analogien zwischen Medizin und Technik. In: Biopolymere und Biomechanik von Bindegewebsystemen, ed. 1974 by F. Hartmann, Springer; Berlin, Heidelberg und New York.
- Charnley, J. (1979): Low friction arthroplasty of the hip. Springer; Berlin, Heidelberg und New York.
- Dowson, D., Wright, V., Longfield, M. D. (1969): Human joint lubrication. *Bio-Medical Eng.* 4; 160-165.
- Hinterberger, J., Ungethüm, M. (1978): Untersuchungen zur Tribologie und Festigkeit von Aluminiumoxydkeramik-Hüftendoprothesen. *Z. Orthop.* 116; 294-303.
- Hüttinger, K. J., Mäurer, H.-J. (1980): Tribological properties of carbon materials in artificial joints. Vortrag anlässlich des 1. World Biomaterials Congress, Baden b. Wien, April 1980.
- McKellop, H. A., Markolf, K. L., Clarke, I. C., Amstutz, H. C. (1977): Wear screening tests with potentially superior prosthetic bearing materials. *Orthop. Res. Soc., Poster Session, Las Vegas.*
- Plitz, W., Hoss, H.-U. (1980): Untersuchungen zum Verschleissmechanismus bei revidierten Hüftendoprothesen mit Gleitflächen aus Al₂O₃-Keramik. *Biomed. Technik* 25 (Ergänzungsband) 165-168.
- Semlitsch, M., Lehmann, M., Weber, H., Doerre, E., Willert, H. G. (1976): Neue Perspektiven zu verlängerter Funktionsdauer künstlicher Hüftgelenke durch Werkstoffkombination Polyäthylen-Aluminiumoxydkeramik-Metall. *Med. Orthop. Techn.* 96 152-157.
- Ungethüm, M. (1978): Technologische und biomechanische Aspekte der Hüft- und Kniealloarthroplastik; Huber-Verlag, Bern.
- Walker, P. S., Bullough, P. G. (1973): The effects of friction and wear in artificial joints. *Orthopaedic Clinics of North America* 4; 275-293.

Prof. Dr. med. habil. Dr.-Ing. Michael Ungethüm
Sprecher des Vorstandes
Aesculap-Werke AG
Postfach 40
D-7200 Tuttlingen