
Simulation und Optimierung des Abriebverhaltens von Knieimplantaten

-

Verschleißmodellierung



CES-Seminar

Henok Tamrat

Matrikelnummer 292752

28. Januar 2015

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
	1.1 Motivation	2
	1.2 Künstliche Kniegelenke	2
2	Grundlagen.....	4
	2.1 Verschleißmechanismen	4
	2.2 Archards Abriebgesetz	5
	2.3 Weitere Einflussgrößen und Grenzen des Modells von Archard	6
3	Verschleißmodelle für Knieimplantate.....	8
	3.1 Modelle mit querschubsabhängigem Verschleißkoeffizienten	8
	3.2 Modelle mit zeitabhängigem Verschleiß	10
	3.3 Zeitabhängige Modelle mit Kontaktdruck und Gleitrollen	11
4	Ergebnisse.....	12
5	Zusammenfassung	14
	Literatur- und Quellenverzeichnis	I

1 Einleitung

Knieprothesen sind deutschlandweit nach künstlichen Hüftgelenksprothesen die zweithäufigste Endoprothese, gemessen an der Anzahl der Erstimplantate [Asklepios Hamburg]. Bei der Entwicklung solcher Ersatzsysteme dreht sich alles darum, inwieweit die Produktqualität weiter verbessert werden kann. Ein sehr wichtiger Aspekt dabei ist die Produkthaltbarkeit, d.h. wie lange eine Prothese alltäglichen Belastungen stand halten kann. Dies ist unmittelbar mit der Zufriedenheit und der Lebensqualität der Patienten verbunden, die entweder aufgrund von degenerativen Erkrankungen der Gelenke (z.B. Arthrose) oder aufgrund schwerer Verletzungen des Knies auf entsprechende mechanische Ersatzsysteme angewiesen sind. Aktuell liegt in ca. 90% der Fälle die Lebensdauer von künstlichen Kniegelenken bei ungefähr 15-20 Jahren [Asklepios Hamburg]. Allerdings gibt es nach wie vor Fälle, bei denen die Prothesen bereits nach sehr kurzer Zeit Probleme bereiten, zum Einen aufgrund von frühzeitiger Lockerung, zum Anderen aufgrund von Materialverschleiß, insbesondere bei den Komponenten aus Kunststoff.

In dieser Seminararbeit soll vor diesem Hintergrund ein kurzer Einblick in die verschiedenen Ansätze für die Verschleißmodellierung von Knieimplantaten gegeben werden, welche nach aktuellem Stand der Technik bei der Simulation und Optimierung von künstlichen Kniegelenken vereinzelt schon zum Einsatz kommen, aber zum größten Teil noch in der Entwicklung stehen. Diese Modelle werden fortlaufend verbessert, um genauere Vorhersagen über den fortlaufenden Verschleißprozess von Knieimplantaten machen zu können.

Im Abschnitt 2 werden zunächst die wichtigsten Grundlagen zum Verschleiß und seinen Mechanismen dargelegt, sowie die dafür geltenden grundlegenden Gesetzmäßigkeiten und Einflussgrößen näher beschrieben.

Im darauffolgenden Abschnitt 3 werden einige wichtige Modellentwicklungen vorgestellt. Hier werden die neuen Ansätze der Modelle im Vordergrund stehen. Dabei wird aufgezeigt, welche Änderungen sich durch die jeweiligen Modellanpassungen in den Simulationsergebnissen ergeben haben.

Im Abschnitt 4 werden dann in Anlehnung an die aktuell in der Entwicklung befindlichen Modelle die wichtigsten Ergebnisse der unterschiedlichen Ansätze vorgestellt.

Der letzte Abschnitt dieser Arbeit gibt eine Zusammenfassung über die bisher in Forschung und Entwicklung gewonnenen Erkenntnisse und zeigt darüber hinaus die noch offenen Fragen auf, an denen im Rahmen zukünftiger Projekte weiter geforscht wird.

1.1 Motivation

Ziel der Simulation des Abriebs von Knieimplantaten ist es, ihr Design schon zu einem sehr frühen Beginn der Entwicklungsphase eines neuartigen Prototyps derart anzupassen, dass der Abrieb zwischen den einzelnen Bauteilen des Implantates immer weiter minimiert wird. Das größte Problem im Zusammenhang mit Abrieb ist die Tatsache, dass schon kleinste Abriebpartikel vom Körper aufgenommen werden können. Dies wiederum kann im schlimmsten Fall zu einem verstärkten Knochenabbau führen, sodass die einwandfreie Funktion des Implantates nicht mehr garantiert ist. In solchen Fällen werden zusätzliche operative Eingriffe notwendig, was zum Einen die Mobilität und den Komfort der Patienten drastisch verringert und zum Anderen zu sehr viel höheren Kosten führt. Deshalb wird im Zuge des Zulassungsverfahrens für das Implantat ein standardisierter Abriebtest nach der Norm ISO-14243-1 [ISO_14243-1 2009] durchgeführt. Vor diesem Hintergrund werden parallel zu der fortschreitenden Entwicklung des Implantats entsprechende Tests durchgeführt, um eine hohe Qualität des Produktes jederzeit gewährleisten zu können. Nach wie vor wird für solche Tests auf reale Prototypen zurückgegriffen, deren Herstellung und Verwendung allerdings sehr zeit- und kostenintensiv ist. Simulations- und Optimierungsmethoden sollen an dieser Stelle als zusätzliche Werkzeuge dienen und helfen, diese Prozesse zu beschleunigen und kosteneffizienter zu gestalten. Außerdem ist es darüber hinaus auch denkbar, dass diese Methoden in Zukunft unterschiedliche Patientengruppen mit berücksichtigen und damit eine wesentlich patientenspezifischere Anpassung und Auslegung der Knieimplantate ermöglichen können.

1.2 Künstliche Kniegelenke

Es gibt verschiedene Formen von Knieprothesen, deren Aufbau und Wirkungsweise davon abhängig ist, welche Funktionalitäten des Kniegelenks konkret ersetzt werden müssen. Dies schließt in erster Linie die Funktionen der Bänder, der Menisken sowie der Kniescheibe ein. Beispielhaft soll hier der grundlegende Aufbau einer Total-Knieendoprothese (engl.: total knee replacement – TKR) ohne Kniescheibenersatz und ohne Ersatz der Bänder gezeigt werden. Diese Prothesen setzen sich aus drei Bauteilen zusammen (siehe dazu Abbildung 1):

1. Femoral-Komponente (oben, meist aus Chrom-Cobalt-Gusslegierung - CoCr29Mo)
2. Kunststoffeinlage (mittig, meist aus ultra-hochmolekularem Polyethylen - UHMWPE)
3. Tibial-Komponente (unten, ebenfalls Chrom-Cobalt-Legierung)



Abbildung 1: TKR Setup [2]

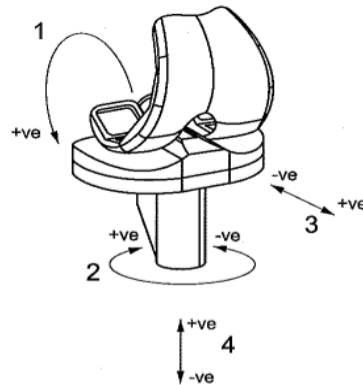


Abbildung 2: Belastungsachsen mit Vorzeichenkonvention nach [ISO_14243-1 2009]

Die einzelnen Bestandteile dieses Systems können zueinander in unterschiedlichen Richtungen bewegt werden. Der ISO-14243-1-Standard gibt aus dieser Menge an Bewegungsmöglichkeiten diejenigen Bewegungsabläufe vor, welche für die Abriebtests verwendet werden. Die nach diesem Standard vorgegebenen Randbedingungen sind (siehe Abbildung 2):

- | | | |
|---|--------------------------------------|-------------------|
| 1 | Beugung der Femoral-Komponente | (Dirichlet) |
| 2 | Drehmoment auf die Tibial-Komponente | } (Neumann/Robin) |
| 3 | Kräfte auf die Tibial-Komponente | |
| 4 | axiale Kräfte auf das Gesamtsystem | |

Mit dieser Menge an Randbedingungen für die Belastung wird im ISO-14243-1-Standard das normale Gehen eines Menschen als Belastungsszenario beschrieben. Das Szenario selbst wird in diesem Zusammenhang als ein periodischer Bewegungszyklus definiert, d.h. zu verschiedenen Zeitpunkten werden unterschiedliche Belastungen als Randbedingungen vorgegeben, um das Fallbeispiel des normalen Gehens abbilden zu können. Diese Zyklen werden dann mehrere Millionen Male durchgeführt, um eine über Jahre hinweg andauernde Belastung hinreichend genau simulieren zu können. Damit werden alle für den Verschleiß des Implantates verantwortlichen Mechanismen, die beim ganz normalen alltäglichen Gang eine Rolle spielen, ausreichend genau abgebildet und finden bei der Beschreibung vergleichbarer Vorgänge Eingang in die Modellierung von Verschleiß. Andere Belastungsszenarien, wie z.B. das Treppensteigen oder das Laufen, bei welchen das Knie mehr belastet wird und demzufolge der Verschleiß höher ausfällt, werden in diesem Test nicht betrachtet. Dazu müssten andere Belastungsszenarien und -zyklen definiert und umgesetzt werden. Zwischen normalen

Belastungen, wie sie z.B. beim Hinsetzen/Aufstehen oder beim Gehen auftreten, und erhöhten Belastungen, wie sie z.B. beim Treppensteigen oder beim Laufen auftreten, sind erhebliche Unterschiede festzustellen. Nach [Kutzner 2012] lässt sich, statistisch betrachtet, eine Reihenfolge von alltäglichen Aktivitäten im Bezug auf die resultierende Kraft F festhalten, die auf das Kniegelenk wirkt (gemessen am Körpergewicht (KG) des Probanden in [%]):

- | | |
|-------------------|----------------|
| 1. treppab Gehen | (346 % des KG) |
| 2. treppauf Gehen | (316 % des KG) |
| 3. Gehen | (261 % des KG) |
| 4. Einbandstand | (259 % des KG) |
| 5. Kniebeuge | (253 % des KG) |
| 6. Aufstehen | (246 % des KG) |
| 7. Hinsetzen | (225 % des KG) |
| 8. Zweibeinstand | (107 % des KG) |

2 Grundlagen

In den Materialwissenschaften versteht man unter dem Begriff „Verschleiß“ einen Prozess, bei dem es in Folge von mechanischen Bewegungen an sich berührenden Körpern zu Materialverlust kommt. Verschleiß steht dabei auch im Zusammenhang mit Wechselwirkungen zwischen zwei oder mehreren Oberflächen und sich dazwischen befindlichen Schmiermitteln, bei denen es sowohl zu elastischen als auch zu plastischen Verformungen kommen kann. Hierbei wird betrachtet, dass es zu einer Relativbewegung zwischen den Oberflächen und zu ersten mechanischen Kontakten zwischen Unebenheiten kommen muss, bevor dieser Prozess einsetzt.

2.1 Verschleißmechanismen

Verschleiß ist nach heutigem Wissensstand ein sehr komplexer Vorgang, deshalb wird dieser im Forschungszweig der Tribologie genauer untersucht. Es ist bekannt, dass viele Mechanismen eine unmittelbare Auswirkung auf den Verschleißprozess haben. Dazu zählen im Wesentlichen:

- Adhäsiver Verschleiß
- Abrasiver Verschleiß
- Oberflächenermüdung
- Erosiver Verschleiß

Adhäsiver Verschleiß tritt im Zusammenhang mit mangelnder bis schlechter Schmierung zwischen zwei Oberflächen auf, welche in Folge von ausgeübten Druckkräften und auf Grund der daraus resultierenden Adhäsionskräfte aneinander haften bleiben und dann bei Gleitbewegungen abgeschert werden. Abrasiver Verschleiß tritt dann auf, wenn sehr harte und raue Oberflächen in eine andere Randschicht eindringen und dort Ritzen und Furchen hinterlassen. Oberflächenermüdung wird durch sehr schnell wechselnde Spannungsverhältnisse hervorgerufen, die zu plastischen Verformungen führen, sodass Mikrorisse entstehen oder bereits vorhandene weiter aufreißen. Erosiver Verschleiß wird durch zeitlich sehr kurze Auswirkungen von Partikeln fester oder flüssiger Stoffe auf die Oberfläche eines anderen Objektes hervorgerufen, wobei nach und nach durch wiederholte Deformationen und Schnitte Material von der Oberfläche abgetragen wird, wie dies z.B. beim Sandstrahlen der Fall ist.

Es gibt viele Faktoren, die einen Einfluss auf die genannten Mechanismen haben, wie z.B. Kinematik, Spannungen, chemische Umgebung, Temperatur, Form, Schmiermittel oder die grundlegenden Materialeigenschaften beteiligter Oberflächen. Durch diese große Menge an Variationsmöglichkeiten ist die genaue Vorhersage über das Verschleißverhalten von künstlichen Gelenken, wie z.B. im Fall von Knieimplantaten, nach wie vor Gegenstand der Forschung.

2.2 Archards Abriebgesetz

Die Grundlage für alle bis heute entwickelten Modelle, die in der Biomechanik zur Beschreibung von Verschleiß zum Einsatz kommen, bildet der im Jahr 1956 von Archard formulierte Zusammenhang für das Verschleißvolumen V_{wear} , welcher auf der Grundlage von Metall-auf-Metall-Abriebvorgängen entstanden ist:

$$V_{wear} = \frac{K \cdot F_N \cdot s}{H} \quad 2.1$$

Hierbei ist K die dimensionslose Verschleißkonstante, F_N die Normallast, s die Länge der Gleitstrecke und H die Härte der weicheren Kontaktfläche.

Gleichung 2.1 wird häufig umformuliert, indem man beide Seiten der Gleichung durch die entsprechende Kontaktfläche A dividiert und zusätzlich den Term $\frac{K}{H}$ durch k_A ersetzt:

$$h = k_A \cdot p \cdot s \quad 2.2$$

wobei h die Verschleißtiefe in [m], k_A der dimensionsbehaftete Verschleißkoeffizient in $[\text{m}^2/\text{N}]$, p der Kontaktdruck in [Pa] und s wieder die Länge der Gleitstrecke in [m] ist. V_{wear} kann damit auch als Integral der lokalen Verschleißtiefe über die Kontaktfläche A ausgedrückt werden. Die Proportionalitätskonstante k_A muss dabei immer über empirische Ansätze abgeleitet und mit bestehenden Daten abgeglichen werden. In dieser Konstante werden sämtliche Randbedingungen zusammengefasst, die nicht in der Formel für die Verschleißtiefe auftauchen, wie z.B. das Material, die Temperatur, das verwendete Schmiermittel oder die Verarbeitung der Oberfläche. Demnach hängt die Aussagekraft dieses Modells zum Einen maßgeblich davon ab, unter welchen Testbedingungen diese Konstante ermittelt wurde. Zum Anderen haben aber auch die mathematischen Methoden, mit deren Hilfe aus den Daten ein Wert bestimmt wird, ihren Einfluss. In Folge dessen muss der Zusammenhang für k_A in jedem Anwendungsfall einzeln betrachtet und ermittelt werden, was ebenfalls eine wichtige Frage bei der Beschreibung von biomechanischem Materialverhalten darstellt und durchaus kontrovers diskutiert wird.

2.3 Weitere Einflussgrößen und Grenzen des Modells von Archard

Das Modell von Archard geht konsequent davon aus, dass der Verschleiß linear mit der Gleitstrecke s zunimmt, sofern der Kontaktdruck konstant gehalten wird, d.h. eine konstante Verschleißrate vorliegt. Bei Polyethylen (PE) ist dies aber für den Fall einer sich nicht ändernden Bewegungsrichtung nicht korrekt, denn die Verschleißrate nimmt hier mit zunehmender Gleitstrecke ab. Hinzu kommt, dass Archard ein makroskopisches Gesetz ist, welches PE nicht ausreichend beschreiben kann. Dies ist sowohl auf seine nicht-isotropen Materialeigenschaften als auch auf die Tatsache, dass sich die Eigenschaften über die Zeit hinweg ändern können, zurückzuführen. Polyethylen, das Material für die Kunststoffeinlage, besteht, chemisch betrachtet, aus sehr langen Ketten von Ethylenmonomeren:



Krafteinwirkungen und damit einhergehende Bewegungen quer zur Hauptausrichtung dieser Molekülketten haben einen sehr viel größeren Einfluss auf strukturelle Veränderungen am Material im Vergleich zu Kräften, die in die Richtung wirken, in der die Molekülketten ausgerichtet sind.

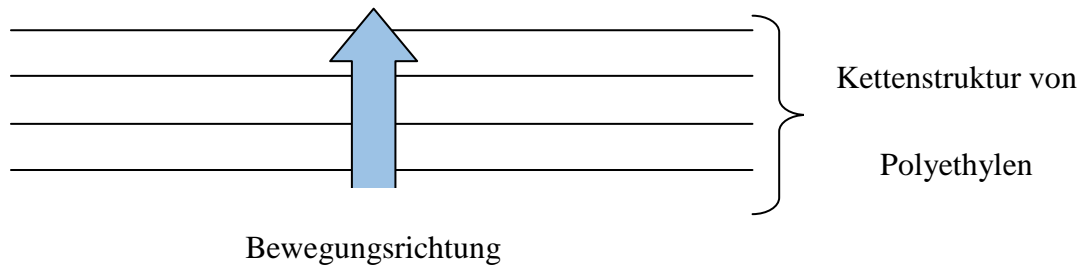


Abbildung 3: Bewegung senkrecht zur Hauptausbreitungsrichtung der Ethylenmonomerketten

Abbildung 3 zeigt skizzenhaft die anisotropen Materialeigenschaften, die bei der Beschreibung von Polyethylen im Zusammenhang mit Verschleiß zu beachten sind. Die Tatsache, dass das Modell von Archard auf der Grundlage von Metall-auf-Metall-Abrieb entwickelt wurde, führt zu Grenzen im Modell, denn das Materialverhalten von Metall ist aufgrund seiner regelmäßigen Gitterstruktur isotrop. Demzufolge berücksichtigt dieses Modell solche anisotropen Effekte überhaupt nicht. Es ist aber klar, dass Bewegungen quer zu der Hauptausrichtung (engl.: cross shear – CS) des Polyethylens einen wesentlich höheren Beitrag zum Verschleiß leisten, sodass ein solcher Effekt bei genauerer Betrachtung in keinem Fall unterschätzt und einfach vernachlässigt werden kann.

Ein weiterer Punkt wirft in diesem Zusammenhang die Frage auf, in welcher Form solche CS-Effekte Eingang in das bisher vorhandene Modell von Archard finden können. Untersucht werden darüber hinaus Einflüsse, die z.B. über kinetische Effekte den Verschleiß mit beeinflussen können (z.B. Gleitgeschwindigkeit, Beschleunigung). Es muss auch beachtet werden, dass das molekulare Verhalten von Polyethylen zeitabhängig ist, d.h. dass sich die Kettenstrukturen neu ausrichten können. Daher spielt hier für Vorhersagen über den Verschleißprozess die Belastungsvorgeschichte des Materials eine zentrale Rolle. Vor diesem Hintergrund werden neue Verschleißmodelle auf Basis der Archard-Gleichung entwickelt und in vorhandene Finite-Elemente-Simulationen eingebaut. Auch an den FE-Modellen selbst wird weiter geforscht. Mit Hilfe von ermittelten Messdaten können die Ergebnisse dann bewertet, miteinander verglichen und ihr Mehrwert für die Entwicklung weiterführender Modelle diskutiert und eingeschätzt werden.

3 Verschleißmodelle für Knieimplantate

Grundsätzlich werden heute zwei Formen von Modellierungsansätzen unterschieden: zeitabhängige und zeitunabhängige Modelle. Diese grundlegende Trennung baut im Wesentlichen darauf auf, ob die Belastungshistorie Eingang in das Modell findet oder nicht. Bei zeitabhängigen Modellen wird dies dadurch versucht, indem der Umstand beschrieben wird, dass sich das Material und seine Eigenschaften über eine Folge von Belastungszuständen hinweg sowohl irreversibel als auch reversibel (z.B. durch Neuausrichtung der PE-Ketten) verändern kann. Bekannte Beispiele für zeitabhängiges Werkstoffverhalten sind u.a. Hysterese und Kriechen. Hysterese beispielsweise beschreibt Verhalten, bei dem die Ausgangsgröße nicht alleine von der veränderlichen Eingangsgröße abhängt, sondern auch von den vorherigen Zuständen der Ausgangsgröße selbst, also der Vorgeschichte des Systems. Kriechen dagegen beschreibt das zeit- und temperaturabhängige Materialverhalten unter Last und damit verbundene plastische Verformungen, die das Materialverhalten mit beeinflussen. Im Gegensatz dazu wird bei zeitunabhängigen Modellen die Belastungsvorgeschichte des Materials nicht berücksichtigt.

Das Modell von Archard (siehe Abschnitt 2.2) ist zeitunabhängig und hat darüber hinaus Probleme, gewisse Einflussgrößen zu erfassen (siehe Abschnitt 2.3). Deswegen werden die bis heute verwendeten Verschleißmodelle fortlaufend ergänzt und erweitert. Neue Ansätze beinhalten bisher noch nicht betrachtete Effekte, die bis zu diesem Zeitpunkt als vernachlässigbar gering angenommen wurden. Diese werden nun nach und nach eingeführt, um die Vorhersagequalität der Verschleißmodelle den Qualitätsanforderungen entsprechend weiter zu verbessern.

3.1 Modelle mit querschubsabhängigem Verschleißkoeffizienten

Einen ersten Schritt weg von der isotropen Materialbeschreibung machen Modelle, die den aus Gleichung 2.2 bekannten Verschleißkoeffizienten k_A als eine von der „*cross-shear-ratio*“ (CSR - dt.: Querschubverhältnis) abhängige Größe beschreiben [Goreham-Voss et al.2010]. So wird $k_A = f(CSR)$ hier in Form eines Potenzgesetzes angegeben:

$$k_A = 2.8 \cdot 10^{-6} \cdot (CSR + 1.53 \cdot 10^{-12})^{0.2071} mm^3 N^{-1} m^{-1} \quad 3.1$$

Diese und ähnliche Zusammenhänge werden i.d.R. aus sogenannten POD-Tests und -Studien heraus gewonnen (POD - engl.: pin-on-disk), bei welchen auf einen Prüfkörper (z.B. ebener Gegenstand aus Metall) ein entsprechender Gegenkörper (z.B. Bolzen aus PE) unter einer

bestimmen Normalkraft gedrückt wird und dann aus Normalkraft sowie dem entstandenen Abrieb ein passender Zusammenhang für den Verschleißkoeffizienten abgeleitet werden kann. Für CSR-unabhängige Verschleißkoeffizienten wird i.d.R. eine sich rotierende Scheibe als Prüfkörper verwendet und der Gegenkörper senkrecht auf diese gedrückt, bei CSR-abhängigen Untersuchungen hingegen wird der Prüfkörper (ebene Fläche aus Metall) fest gehalten und der Gegenkörper bewegt sich unter einer Normalkraft auf einer definierten Bahn mit Richtungswechseln über den Prüfkörper. Das CSR wird als das Verhältnis von Reibarbeit senkrecht zur molekularen Hauptorientierungsrichtung (engl.: principal molecular orientation - PMO) der Kettenstruktur von Polyethylen im Bezug auf die Gesamtreibarbeit ausgedrückt:

$$CSR = \frac{\sum W_{\perp}}{\sum (W_{\perp} + W_{\parallel})} \quad 3.2$$

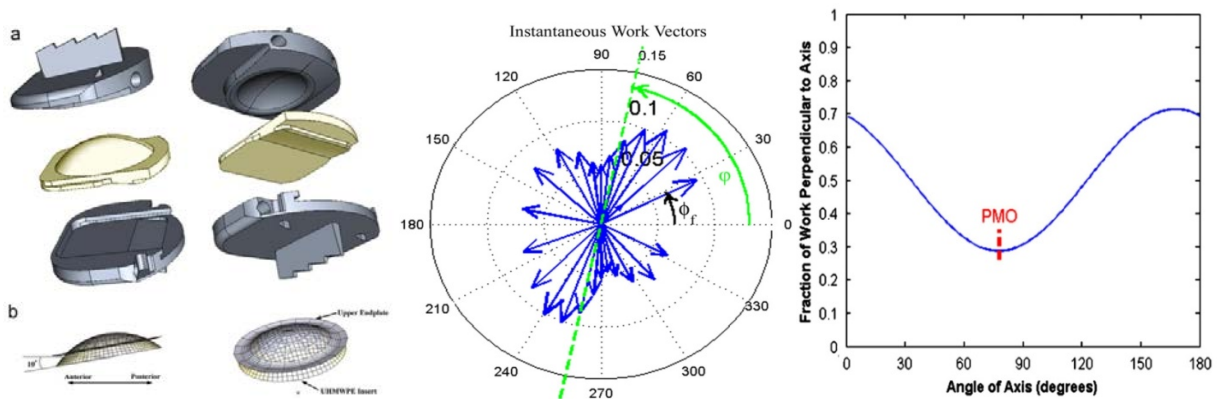


Abbildung 4: CAD und FE-Modell; Belastungszyklus im Polarsystem; Bestimmung der PMO [Goreham-Voss et al.2010]

Die PMO ist hierbei diejenige Achse, zu welcher der senkrechte Anteil der Reibarbeit minimal ist (siehe Abbildung 4: rechts). Man nimmt dabei an, dass die Ausrichtung von PE während eines Bewegungszyklus fest bestehen bleibt, d.h. sich nicht ändert. Durchgeführt wird dieser Ansatz der Verschleißmodellierung an einem FE-Modell eines Bandscheibenersatzes (siehe Abbildung 4: links), welches ebenfalls aus einer Chrom-Cobalt-Platte und einer UHMWPE-Einlage besteht und somit vergleichbar zum Knieimplantat ist. Das CSR wird für einen vorher definierten Zyklus (siehe Abbildung 4: mittig) berechnet, $CSR = 0$ impliziert rein uniaxiale Bewegung entlang der PMO, $CSR = 1$ entsprechend den Fall, dass die gesamte Reibarbeit senkrecht zur PMO ausgeübt wird. Diese Zyklen werden dann mehrere Millionen Male hintereinander durchgeführt. Zwischendurch werden mit Hilfe von adaptiven Meshverfahren

die Geometrieverhältnisse in der FE-Simulation den veränderten Rahmenbedingungen entsprechend aktualisiert. Mit dieser Herangehensweise kann dann der Einfluss von CSR unter verschiedensten Belastungsprofilen (hier: High CS, Low CS, Uniaxial*3) genauer untersucht und bewertet werden. Da die Einbindung von CS-Effekten eine erste signifikante Abwandlung vom Archard-Modell darstellt, werden diese in der Literatur häufig auch als „Modelle der 2. Generation“ bezeichnet.

3.2 Modelle mit zeitabhängigem Verschleiß

Modelle der „2. Generation“ haben einige Schwachpunkte. Zum Einen ist ein zyklengemittelter CSR eine relativ ungenaue und akasale Beschreibung der Vorgänge, zum Anderen wird davon ausgegangen, dass die meisten dieser Modelle ähnliche CS-Werte für geometrisch ähnliche Gleitpfade voraussagen [Strickland et al.2012]. Das würde bedeuten, dass der Abrieb für Gleitstrecken, die geometrisch ähnlich sind, aber eine unterschiedliche Distanz aufweisen, mit genau diesem Faktor linear zunimmt und demnach zeitunabhängig ist. Geometrisch ähnliche Gleitstrecken mit unterschiedlicher Distanz können z.B. Pfade in Form eines Kreises (variierender Radius), eines Quadrates (variierende Seitenlänge), eines Rhombus (variierende Innenwinkel) oder einer Ellipse (variierende Exzentrizität) sein. Man weiß allerdings bereits aus anderen Arbeiten, dass dies nicht der Fall (siehe Abbildung 5) und man außerdem davon ausgehen muss, dass sich die Ausrichtung der PE-Ketten auch innerhalb eines Bewegungszyklus durchaus ändern kann:

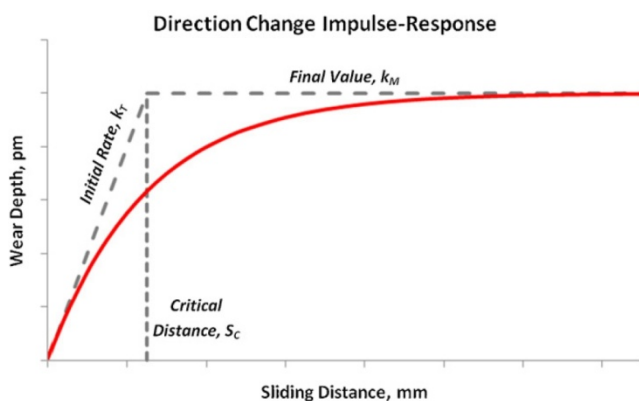


Abbildung 5: Abriebverhalten mit zunehmender Gleitdistanz/-dauer [Strickland et al.2012]

Diesen Umständen folgend wird in Gleichung 2.2 eine weitere Anpassung vorgenommen. Statt einem proportionalen wird ein exponentieller Zusammenhang für die Gleitstrecke s angesetzt:

$$f(s) = 1 - e^{-\left(\frac{s}{S_c}\right)} \quad 3.3$$

Aus Abbildung 5 ergibt sich die kritische Gleitdistanz S_c dann aus der Beziehung

$$S_c = \frac{k_M}{k_T} \quad 3.4$$

wobei k_T die instationäre Anfangsverschleißrate und k_M die sich einstellende stationäre Verschleißtiefe beschreibt. Beide Größen können experimentell relativ einfach bestimmt werden. Eingang findet $f(s)$ dann in einer abgeänderten Form von Gleichung 2.2:

$$h = k_M \cdot f(CS) \cdot f(P) \cdot f(s) \quad 3.5$$

$f(CS)$, $f(P)$ sowie $f(s)$ stellen generische Funktionen dar, für die sich im Einzelnen weitere Beziehungen angeben lassen (siehe [Strickland et al.2012]). k_M , eine Konstante, die die maximal mögliche Verschleißtiefe pro Richtungsänderung in [m] angibt, wird ebenfalls experimentell bestimmt. Diese neue zeitabhängige Formulierung hat zur Folge, dass mit zunehmender Distanz, mit der der Körper gleitet, der Anteil der Gleitstrecke an der Abriebtiefe h abnimmt. Modelle, die diesen neuen Ansatz verwenden, werden in der Literatur des Öfteren auch mit „Modelle der 3. Generation“ umschrieben.

3.3 Zeitabhängige Modelle mit Kontaktdruck und Gleitrollen

Der neueste Ansatz versucht bekannte Modellierungsansätze, die bereits zu einer Verbesserung der Abriebvorhersage beigetragen haben (u.a. Zeitabhängigkeit), aufzugreifen, bisher zu stark vereinfachte Einflüsse (z.B. Kontaktdruck) noch genauer zu beschreiben und vernachlässigte Effekte mit einzubeziehen (z.B. Gleitrollen) [O'Brien et al.2014]. Um die Effekte von Gleitrollen abbilden zu können, wird der Reibkoeffizient μ , der vorher als eine materialspezifische Konstante angenommen wurde, jetzt als eine geschwindigkeitsabhängige Größe in Form einer Exponentialfunktion formuliert, sodass mit zunehmender Geschwindigkeit der Reibungsanteil abnimmt. Im Gegensatz dazu kommt der Einfluss des Kontaktdruckes über Unterschiede zwischen konstanten und dynamischen Belastungsbedingungen zum Tragen und kann z.B. über die durchschnittliche Energiedissipationsrate innerhalb eines vorgegebenen Zeitintervalls repräsentiert werden. Dazu wird die Energiedissipationsrate als zusätzlicher Faktor (engl: ERF – energy dissipation rate factor) in die Gleichung für das Verschleißvolumen V_{wear} eingeführt. Diese neuen Überlegungen bilden die Grundlage für die neuesten TD-ED(-

TR)-Modelle (engl: time dependant-energy dissipation (-tractive rolling)), die bei FE-Simulationen für den Verschleiß von Polyethylen benutzt werden. In der Arbeit von O'Brien et al werden diese neuen Ansätze auch als „Modelle der 4. Generation“ begrifflich zusammengefasst.

4 Ergebnisse

Um die Qualität der unterschiedlichen Modellgenerationen miteinander vergleichen und ihre Genauigkeit im Hinblick auf die Verschleißmodellierung von Knieimplantaten bewerten zu können, werden repräsentative Vertreter für jede der vier Modellgenerationen herausgesucht, diese auf drei FE-Experimente („pin-on-disk“-Test sowie zwei reale Kniesimulatortests einer Herstellerfirma von Knieimplantaten) angewendet und anschließend statistisch ausgewertet. Die Modelle M2 und M3 sind Vertreter für Modelle der 2. Generation, M4 ist ein Modell der 3. Generation und M5 sowie M6 sind jeweils Modelle der 4. Generation. Für das erste Experiment ergibt sich das folgende Bild:

Table 3

Spearman's rank correlation coefficients (ρ) and coefficient of determination (R^2) for each of the six wear models compared to the POD test results (Kang et al., 2009) for the first experiment.

		ρ	R^2
M1	Archard's Wear Law	0.25	0.06
M2	Turell et al.	0.43	0.19
M3	Abdelgaied et al.	0.77	0.6
M4	CPI	0.77	0.6
M5	TD-ED	0.84	0.71
M6	TD-ED-TR	0.85	0.72

Abbildung 6: Modellvergleich für Experiment 1 [O'Brien et al.2014]

Aus Abbildung 6 gehen die wesentlichen Verbesserungen der einzelnen Entwicklungsstufen hervor. Aber auch bei Abriebstests mit Hilfe von Kniesimulatoren unter vier verschiedenen Belastungsszenarien (1: nur Beugung; 2: wie 1 + Querschub; 3: wie 2 + erhöhte Gleitdistanz; 4:

wie 3 + Rollen/Gleiten mit verringerter Gleitdistanz) zeigen sich, mit Ausnahme von Fall 4, die vorhandenen Genauigkeitsvorteile der neuesten Modelle:

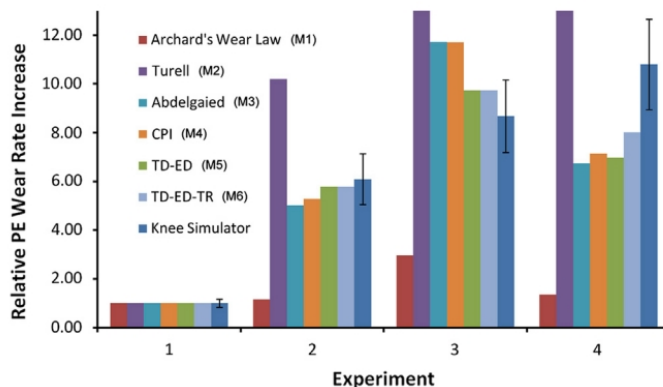


Fig. 3. Relative PE wear rate increase for the second experiment: wear under various kinematic conditions.

Abbildung 7: Modellvergleich für Experiment 2 [O'Brien et al.2014]

Die Ergebnisse mit Blick auf die Vorhersagegenauigkeit der Polyethylenabriebrate für das dritte Experiment, dem Kniesimulator test nach vorgegebener ISO-Norm, sehen wie folgt aus:

Table 5
Wear rate results for the AMK under ISO 14243-3 for the third experiment.

		Wear rate (mm ³ /Nm)	Error
	Knee Simulator	27.2	
M1	Archard et al.	23.54	13.50%
M2	Turell et al.	20.4	25.00%
M3	Abdelgaied et al.	16.66	38.70%
M4	CPI	23.04	15.30%
M5	TD-ED	25.66	5.70%
M6	TD-ED-TR	28.22	3.80%

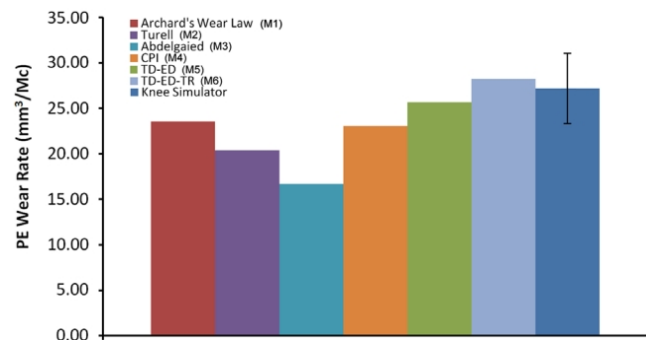


Fig. 4. PE wear rate (mm³/Mc) for the third experiment: AMK wear under ISO 14243-3.

Abbildung 8: Modellvergleich für Experiment 3 [O'Brien et al.2014]¹

Hier wird die Verschleißrate in [mm³/Mc] angegeben, also das pro eine Million Zyklen (Mc – engl.: million cycle) abgetragene Materialvolumen berechnet und der Fehler, also die prozentuale Abweichung der statistischen Mittelwerte von dem des realen Kniesimulators, bestimmt (siehe Abbildung 8). Es wird deutlich, dass in erster Linie M2 und M3 (Modelle der

¹ Einheit [mm³/Nm] in Tabelle 5 ist vermutlich falsch (siehe Spalte „Wear rate“), [mm³/Mc] soll hier gemeint sein

2. Generation) Probleme bei der Vorhersage der Abriebrate haben. M4 liegt hier ungefähr auf dem Niveau von M1, M5 und M6 erzielen die genauesten Vorhersagen. Grundsätzlich bleibt festzuhalten, dass die unterschiedlichen Weiterentwicklungen des Archard-Modells aus Abschnitt 2.2 Verbesserungen mit sich bringen. Die TD-ED(-TR)-Modelle sind aktuell diejenigen, welche unter realen Einsatzbedingungen die genauesten Vorhersagen zum Abriebverhalten von Knieimplantaten versprechen.

5 Zusammenfassung

Ziel dieser Seminararbeit war es einen Einblick in die unterschiedlichen Verschleißmodellierungsansätze zu geben, die bei der Simulation und Optimierung von neuartigen Knieimplantaten verwendet werden. Dazu wurde zunächst genauer auf die dahinterliegende Motivation eingegangen sowie die wichtigsten technischen Grundlagen beschrieben, die die Rahmenbedingungen für den Einsatz solcher mechanischen Ersatzsysteme festlegen.

Danach wurde auf die grundlegenden Mechanismen und Gesetzmäßigkeiten eingegangen, die zur Beschreibung von Verschleiß in mathematischen Modellen unabdingbar sind. Dazu zählen eine ganze Reihe von Verschleißprozessen und äußere Einflussfaktoren, die ein sehr komplexes System von Ein- und Ausgabegrößen bilden. Ein erster Erfolg, dies mathematisch zu beschreiben, gelang Archard. Das von ihm formulierte Verschleißgesetz bildet die Grundlage für heute formulierte Verschleißmodelle. Es bleibt nach aktuellem Stand festzuhalten, dass das Modell von Archard durchaus mit den neuesten Modellen konkurrieren kann, zumindest wenn der ISO-Standard aus [ISO_14243-1 2009] im Zusammenhang mit einem in der Entwicklung befindlichen Knieimplantat als Bezug genommen wird. Demzufolge kann Archard bei der Anwendung in FE-Modellen von Knieimplantaten in jedem Fall noch benutzt werden.

Dieses eindimensional-proportionale Gesetz hat aber aufgrund seiner sehr einfachen Beschreibung und den steigenden Genauigkeitsanforderungen Mängel und Schwächen bei der Vorhersage von Abrieb, wenn es zur Beschreibung von komplexeren Bewegungsabläufen kommt, bei denen verschiedene Belastungsformen, vorallem auf das Polyethylen, auftreten.

Aus diesem Grund wurden bis heute neue Ansätze vorgeschlagen und implementiert, die aufeinander aufbauend bisher vernachlässigte Aspekte von Verschleiß mit in Betracht genommen haben, u.a. den Einfluss von Querschubspannungen auf die strukturelle

Molekülausrichtung von Polyethylen, den Einfluss von zeitabhängigen Prozessen sowie den Einfluss von Gleitrollen. Aus den neuen Formulierungen heraus sind Modelle neuerer Generationen entstanden, welche fortlaufend ergänzt werden. Die Ergebnisse haben dabei sehr deutlich gemacht, dass die neuen Überlegungen sinnvoll sind und zu einer Verbesserung bestehender Modelle geführt haben, was allerdings in aller Regel auch mit einer zunehmenden Modellkomplexität (z.B. größere Anzahl von Parametern) einhergeht.

Es bleibt festzuhalten, dass längst nicht alle Aspekte von Verschleiß Eingang in numerische Simulationsmodelle gefunden haben, zum Einen aus Gründen der Modellkomplexität und damit der Rechenzeit, zum Anderen aber auch aus Gründen der mangelnden Verfügbarkeit von Eingabedaten zur empirischen Bestimmung von biologischen Prozesskenngrößen und -parametern. Ungeklärt sind nach wie vor auch Mechanismen, bei denen darüber spekuliert wird, in welchem Ausmaß diese einen Einfluss auf den Verschleiß haben können, wie z.B. Materialkriechen, Temperaturen, Schmierungeffekte oder atomares Strukturverhalten unter verschiedensten kinematischen und kinetischen Bedingungen. Ein weiterer offener Punkt ist die Frage, welchen Einfluss die dem FE-Modell zugrunde liegende Materialverformungstheorie auf die Simulationsergebnisse für den Abrieb hat (Elastizität vs. Plastizität, Linearität vs. Nichtlinearität).

Literatur- und Quellenverzeichnis

- [Asklepios Hamburg] http://www.asklepios.com/orthopaediehamburgwest_Kniegelenk.
Asklepios
- [Goreham-Voss *et al.* 2010] Curtis M. Goreham-Voss, Philip J. Hyde, Richard M. Hall, John Fisher, and Thomas D. Brown. Cross-shear implementation in sliding-distance-coupled finite element analysis of wear in metal-on-polyethylene total joint arthroplasty: Intervertebral total disc replacement as an illustrative application. *Journal of Biomechanics*, 43(9):1674–1681, Jun 2010.
- [ISO_14243-1 2009] ISO_14243-1. Implants for surgery — wear of total knee-joint prostheses — part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines with load control and corresponding environmental conditions for test, Dec 2009.
- [Kutzner 2012] Ines Kutzner. *Die Belastung des Kniegelenks – In-vivo Messungen mit instrumentierten Knieendoprothesen*. PhD thesis, Julius Wolff Institut der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin, 2012.
- [O’Brien *et al.* 2014] Sean T. O’Brien, Eric R. Bohm, Martin J. Petrak, Urs P. Wyss, and Jan-M. Brandt. An energy dissipation and cross shear time dependent computational wear model for the analysis of polyethylene wear in total knee replacements. *Journal of Biomechanics*, 47(5):1127–1133, Mar 2014.
- [Strickland *et al.* 2012] M. A. Strickland, M. R. Dressler, and M. Taylor. Predicting implant uhmwpe wear in-silico: A robust, adaptable computational–numerical framework for future theoretical models. *Wear*, 274–275:100–108, 2012.

Bildnachweis

- [1] <https://upload.wikimedia.org/wikipedia/de/thumb/9/99/Knieprothese.png/600px-Knieprothese.png> [17.12.2014]
- [2] <http://bonesmart.org/wp-content/uploads/2011/06/microport-ps-knee.jpeg> [17.12.2014]