

**Experimentelle und numerische Untersuchungen
zur Kontaktmechanik und Tribologie der
konischen Schnittstelle zwischen Prothesenkopf
und Prothesenschaft modularer
Hüftgelenksendoprothesen**

Von der Fakultät Energie-, Verfahrens- und Biotechnik der Universität
Stuttgart zur Erlangung der Würde eines Doktor-Ingenieurs
(Dr.-Ing.) genehmigte Abhandlung

Vorgelegt von
Kim Lars Häußler
aus Esslingen am Neckar

Hauptberichter: Prof. Dr. rer. nat. Dr. h. c. Siegfried Schmauder
Mitberichter: Prof. Dr. habil. Michael M. Morlock Ph.D.

Tag der mündlichen Prüfung: 05.05.2023

Institut für Materialprüfung, Werkstoffkunde und Festigkeitslehre
der Universität Stuttgart

2023

Eigenständigkeitserklärung

Ich erkläre mit meiner Unterschrift, dass ich diese Arbeit selbstständig verfasst habe und keine anderen als die angegebenen Quellen benutzt habe. Alle Stellen dieser Arbeit, die dem Wortlaut, dem Sinn oder der Argumentation nach anderen Werken entnommen sind (einschließlich des World Wide Web und anderer elektronischer Text- und Datensammlungen), habe ich unter Angabe der Quellen vollständig kenntlich gemacht.

Stuttgart, 06.12.2022

Ort, Datum

Unterschrift

Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand am Institut für Materialprüfung, Werkstoffkunde und Festigkeitslehre der Universität Stuttgart und wurde von der Firma CeramTec unterstützt.

Mein besonderer Dank gilt Prof. Dr. rer. nat. Dr. h. c. Siegfried Schmauder für die Ermöglichung dieser Arbeit. Dies gilt vor allem für die fachliche und (doktor)väterliche Unterstützung während ihrer Entstehung sowie das mir entgegengebrachte große Vertrauen.

Herrn Prof. Dr. habil. Michael M. Morlock Ph.D. gilt mein Dank für die Durchsicht der Arbeit und die Übernahme des Mitberichts.

Ganz herzlich bedanke ich mich zudem bei allen Kollegen der Firma CeramTec, die zur Entstehung der Arbeit beigetragen haben, besonders bei Frau Dr.-Ing. Anne Gebert de Uhlenbrock, Herrn Markus Flohr und Herrn Dr.-Ing. Roman Preuß.

Natürlich gilt der Dank auch meinen damaligen Studenten, Simeon Monninger, Leonie Büten-schön, Antonia Fritz und Lisa Häfner, die maßgeblich zur Entstehung meiner Arbeit beigetragen haben.

Zuletzt danke ich selbstverständlich meiner Familie und meinen Freunden für Ihre Unterstützung in allen Belangen.

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	i
Formelzeichen	iv
Abkürzungen	vii
Kurzfassung	viii
Abstract	ix
1 Einleitung	1
2 Ziel der Arbeit	4
3 Grundlagen	5
3.1 Das künstliche Hüftgelenk	5
3.2 Konische Klemmverbindung zwischen Prothesenkopf und -schaft	6
3.2.1 Designmerkmale der konischen Klemmverbindung	6
3.3 Werkstoffe des Tribosystems der konischen Klemmverbindung.....	8
3.3.1 Metalle	9
3.3.2 Keramische Werkstoffe	17
3.4 Mechanische und tribokorrosive Grundlagen zur konischen Schnittstelle	20
3.4.1 Ersatzmodell des Fügeprozesses.....	20
3.4.2 Kontakt rauer Oberflächen.....	21
3.4.3 Zyklische Belastung und Mikrobewegungen.....	23
3.4.4 Verschleißmechanismen	25
3.4.5 Tribokorrosion der konischen Schnittstelle	29
4 Experimenteller Teil	42
4.1 Quasi-statische Fügeexperimente.....	42
4.1.1 Material und Methoden	42
4.1.2 Ergebnisse	48
5 Numerischer Teil	61
5.1 Grundlagen der Kontinuumsmechanik.....	61
5.2 Finite-Elemente-Methode.....	66
5.3 Verwendete Materialgesetze.....	68
5.3.1 Titanlegierung	69
5.3.2 Kobalt-Chrom-Legierung	70
5.3.3 Stahllegierung.....	70

5.3.4	BIOLOX [®] <i>delta</i> und BIOLOX [®] <i>forte</i>	71
5.4	Konvergenzanalyse und Modellprüfung	71
5.4.1	Ergebnisse	73
5.4.2	Fazit.....	74
5.5	Bestimmung der Reibungskoeffizienten und Modellvalidierung	74
5.5.1	Ergebnisse und Fazit	75
5.6	Parameterstudie der Profilparameter und Werkstoffpaarungen.....	77
5.6.1	Regressionsmodelle und statistische Auswertung	78
5.6.2	Ergebnisse	79
5.7	Numerische Verschleißbetrachtung	99
5.7.1	Parameterstudie	101
5.7.2	Verschleiß während des Fügens	112
6	Diskussion.....	114
6.1	Einfluss der Oberflächentopografie	114
6.1.1	Einfluss der Profilhöhe	114
6.1.2	Einfluss der Plateaubreite.....	118
6.1.3	Einfluss des Profilspitzenabstands	119
6.2	Makrogeometrie	119
6.3	Einfluss des Winkelunterschieds	120
6.4	Einfluss der Fügekraft	121
6.5	Einfluss des Prothesenschaftwerkstoffs	123
6.5.1	Verschleißmechanismen	123
6.5.2	Verschleiß während des Fügens	125
6.6	Limitationen	126
6.7	Interpretation der Ergebnisse für die Praxis.....	129
7	Literaturverzeichnis.....	131
8	Anhang	147
8.1	Werkstoffcharakterisierung	147
8.1.1	Härteprüfung nach Vickers.....	147
8.1.2	Zugversuche.....	148
8.2	Geometrische Charakterisierung	152
8.3	Datenanalyse	156
8.4	Koeffiziententabellen.....	159
8.4.1	Experiment 1.....	159

8.4.2	Experiment 2.....	161
8.4.3	Experiment 3.....	163
8.4.4	Negativer Winkelunterschied.....	165
8.4.5	Positiver Winkelunterschied.....	169
8.4.6	Numerische Verschleißbetrachtung.....	174

Formelzeichen

Größe	Einheit	Erläuterung
A	mm^2	Kontaktfläche
a	mm	Kontaktradius
A_b	%	Bruchdehnung
A_e	%	Einschnürdehnung
A_g	%	Gleichmaßdehnung
A_{nom}	mm^2	Nominelle Kontaktfläche
A_{wahr}	mm^2	Wahre Kontaktfläche
C	GPa	Elastizitätstensor
D_1, D_2	mm	Oberer und unterer Konusdurchmesser
d	mm	Eindringtiefe oder aktueller Probendurchmesser
d_1, d_2	mm	Diagonalen des Härteeindrucks oder Kopfdurchmesser und Durchmesser des Ansatzes bei Zugproben
dA	mm^2	Artikulationsfläche
d_0	mm	Probendurchmesser Zugprobe
dV	mm^3	Elementvolumen
E	MPa	Elastizitätsmodul
E^*	MPa	Effektiver Elastizitätsmodul
E_p	MPa	Plastischer Tangentenmodul
\vec{f}	N/mm^3	Volumenlasten
\vec{F}	N	Punktlast
$F_{0,2}$	N	Kraft bei $R_p 0,2$
F_{Fuegen}	N	Fügekraft
F_{max}	N	Maximale Kraft
F_N	N	Normalkraft
F_r	N	Reibungskraft
F_{res}	N	Hüftgelenksresultierende
G	MPa	Schubmodul, Gleitmodul
g	mm	Länge des Ansatzes
H	MPa	Härte
h	mm	Kopfhöhe
H_V	MPa	Vickers-Härte
I	mm^4	Flächenträgheitsmoment
K	-	Verschleißkoeffizient
k oder \dot{w}	mm^3/Nm	Verschleißrate
L	mm	Konuslänge
l	mm	Mittelwert der Höhenverteilung oder aktuelle Probenlänge
l_0	mm	Anfangsprüflänge Zugprobe
l_g	mm	Messlänge bei maximaler Kraft
l_c	mm	Versuchslänge Zugprobe
M	mm^2	Mantelfläche

Formelzeichen

m	mm	Mantellinie
M_B	Nm	Biegemoment
M_R	Nm	Reibmoment
M_T	Nm	Torsionsmoment
N	-	Anzahl der Kontakte
\vec{p}	N/mm ²	Flächenlast
p_c	MPa	Kontaktdruck
\vec{q}	N/mm	Streckenlast
R	mm	Radius eines Asperiten
r	mm	Konusradius
R'	-	Verfestigungsvariable
R_a	µm	Mittenrauwert
R_{korr}^2	-	Korrigiertes Bestimmtheitsmaß
R_m	MPa	Zugfestigkeit
$R_{p\ 0,2}$	MPa	0,2 %-Dehngrenze
$r_{prox_}$	mm	gemessener Konusradius
r_{prox}	mm	korrigierter Konusradius
R_z	µm	Rautiefe
S_0	mm ²	Anfangsquerschnitt
S_B	mm ²	Querschnitt nach dem Bruch
s	mm	Verschleißweg
Δs	µm	Mikrobewegung
T	°C, K	Temperatur
t_V	mm	Verschleißtiefe
u	mm	Verschiebung
v_{rel}	m/s	Relativgeschwindigkeit
W_V	mm ³	Verschleißvolumen
y	-	Regressionsgleichung
y_{AS_n}	mm	Einzelstrecken des Profils vor Belastung
y_{aS_n}	mm	Einzelstrecken des Profils nach Belastung
Z	%	Brucheinschnürung
∇z	-	Steigungsgradienten des Oberflächenprofils
β	-	Regressionskoeffizient
γ	-	Gleitung
ε	-	Dehnung
$\varepsilon_0, \varepsilon_t$	-	technische Dehnung
ε_v^p	-	Akkumulierte plastische Vergleichsdehnung
ε_w	-	wahre Dehnung
θ	°	Neigungswinkel
μ	-	Reibungskoeffizient
ν	-	Querkontraktion
ρ	kg/m ³ oder 1/mm	Dichte oder minimale Krümmung
σ	MPa	Spannung
σ_{F0}	MPa	anfängliche Fließgrenze
σ_N	MPa	Normalspannung

Formelzeichen

σ_T	MPa	Tangentialspannung
σ_v	MPa	Von Mises Vergleichsspannung
$\sigma_{w,gem}$	MPa	gemittelte wahre Spannung
τ	MPa	Schubspannung
$\Phi(z)$	-	Wahrscheinlichkeit auf einen Asperiten der Höhe z zu treffen
Ψ	-	Plastizitätsindex

Abkürzungen

Al ₂ O ₃	Aluminiumoxid
CCD	Centrum-Collum-Diaphysenwinkel
Co	Kobalt
CoCr	Kobalt-Chrom
Cr	Chrom
DNA	Desoxyribonukleinsäure
FE	Finite-Elemente
ISO	International Organization for Standardization
max	Maximum
Mo	Molybdän
n, N	Probenanzahl
p	Überschreitungswahrscheinlichkeit oder Signifikanzwert
P558	Bezeichnung einer Edelstahllegierung
PB	Plateaubreite
PH	Profilhöhe
PSA	Profilspitzenabstand
ROS	Reactive Oxygen Species
SS	Edelstahl (stainless steel)
Ti	Titan
TiAl ₆ Nb ₇	Titan-Aluminium-Niob-Legierung
TiAl ₆ V ₄	Titan-Aluminium-Vanadium-Legierung
VIF	Varianzinflationsfaktor
WU	Winkelunterschied
X13CrMnMoN18-14-3	Edelstahllegierung

Kurzfassung

Die konische Schnittstelle zwischen Prothesenkopf und Prothesenschaft einer Hüftgelenksendoprothese ist während dem Einsatz im Patienten tribokorrosiven Beanspruchungen ausgesetzt (Goldberg et al. 2002, Kurtz et al. 2013, Gilbert et al. 2015a). Revisionsraten bedingt durch Korrosions- und Verschleißprozesse der konischen Schnittstelle liegen je nach untersuchtem Patientenkollektiv zwischen 3% und 13,5% (Mistry et al. 2016, Inoue et al. 2020).

Schon während des intra-operative Fügeprozesses ist die konische Schnittstelle starken Beanspruchungen ausgesetzt, die zu plastischen Verformungen der Oberflächentopografien bis hin zu Verschleißprozessen führen können (Hall et al. 2018, Fallahnezhad et al. 2019, Bechstedt et al. 2020, Gustafson et al. 2022). Bisher unklar ist, wie und ob sich die dadurch entstehenden Schädigungen der Oberflächentopografien auf den späteren Einsatz der Prothese im Patienten auswirken. Um dies zu verstehen, muss die Kontaktmechanik und das Verschleißverhalten des initialen Fügeprozesses untersucht werden.

Daher wurden in der vorliegenden Arbeit numerische und experimentelle Fügeexperimente von keramischen Prothesenköpfen und Metallkonen dreier häufig eingesetzten Prothesenschaftwerkstoffe durchgeführt.

Besonderes Augenmerk wurde auf die Untersuchung des Winkelunterschieds zwischen konischer Bohrung im Prothesenkopf und Metallkonuswinkel und des Einflusses verschiedener oberflächentopografischer Parameter der Metallkonen gelegt. Die Profilhöhe, der Profilspitzenabstand und die Plateaubreite wurden in numerischen Parameterstudien systematisch variiert und deren Effekte analysiert. Des Weiteren wurden verschiedene Werkstoffpaarungen und verschiedene Lastniveaus und deren Effekte auf die Kontaktmechanik und den Verschleiß betrachtet.

Die Arbeit zeigt erstmals eine umfassende Beschreibung der Kontaktmechanik und des Verschleißverhaltens der konischen Schnittstelle von keramischen Prothesenköpfen und Metallschäften. Die Ergebnisse und erstellten FE-Modelle können als wichtige Werkzeuge zur Auslegung der konischen Schnittstelle eingesetzt werden.

Es konnte gezeigt werden, dass sowohl der Winkelunterschied als auch die Oberflächentopografie die Kontaktmechanik entscheidend beeinflussen können. Um Erkenntnisse zum Verschleiß- und Korrosionsverhalten zu gewinnen, muss somit die spezifische Oberflächentopografie der Kontaktpartner und die lokale Kontaktmechanik der im Kontakt stehenden Profilspitzen in experimentellen und numerischen Modellen genauer betrachtet werden.

Auf Grundlage dieser Arbeit sind während des Fügeprozesses kleinere Winkelunterschiede und Profilhöhen oder leicht erhöhte Plateaubreiten zu bevorzugen, um einen positiven Effekt auf kontaktmechanische Kenngrößen zu erzielen und damit das Verschleißvolumen zu reduzieren. Durch geeignete Kombinationen der Parameter und der verwendeten Werkstoffpaarung lassen sich auch für größere Winkelunterschiede negative Effekte im Sinne von starken plastischen Verformungen und hohen Verschleißvolumina verringern.

Abstract

The conical interface between the femoral head and the stem of a total hip arthroplasty is subjected to tribocorrosive stresses during use in the patient (Goldberg et al. 2002, Kurtz et al. 2013, Gilbert et al. 2015a). Revision rates due to corrosion and wear processes of the conical interface range from 3% to 13.5%, depending on the patient population examined (Mistry et al. 2016, Inoue et al. 2020).

During the intra-operative assembly process, the conical interface is exposed to high stresses, which can lead to plastic deformation of the surface topographies and initiate wear processes (Hall et al. 2018, Fallahnezhad et al. 2019, Bechstedt et al. 2020, Gustafson et al. 2022).

So far, it is unclear how and whether the resulting damage to the surface topographies affects the subsequent performance of the prosthesis in the patient. To understand this, the contact mechanics and wear behavior of the initial assembly process must be investigated.

Therefore, numerical and experimental assembly experiments of ceramic femoral heads and metal tapers made of three commonly used materials for manufacturing of prosthesis stems have been carried out in the present work.

Particularly, the effects of the angular mismatch between the conical bore in the femoral head and the metal taper angle and the influence of different surface topographic parameters of the metal tapers were investigated. The profile height, profile peak distance and plateau width were systematically varied in numerical parameter studies and their effects were analyzed. Furthermore, different material couplings and different load levels and their effects on contact mechanics and wear were considered.

The work shows for the first time a comprehensive description of the contact mechanics and wear behavior of the conical interface of ceramic femoral heads and metal stems. The results and created FE models can be used as important tools for the design of the conical interface.

It was shown that both the angular mismatch and the surface topography can have a decisive influence on the contact mechanics. In order to gain insights into the wear and corrosion behavior, the specific surface topography of the contact partners and the local contact mechanics of the profile peaks in contact must thus be considered in more detail in experimental and numerical models.

Based on this work, smaller angular mismatches and profile heights or slightly increased plateau widths are beneficial during the assembly process in order to achieve a positive effect on contact mechanical parameters and thus reduce the wear volume. By suitable combinations of the parameters and the material coupling, negative effects in terms of strong plastic deformations and high wear volumes can be reduced for larger angular mismatches.

1 Einleitung

Eine Hüftgelenksendoprothese ist für gewöhnlich modular aufgebaut, um die Prothese an die spezifischen anatomischen und biomechanischen Gegebenheiten im Patienten anzupassen. Während des Einsatzes ist die Prothese starken mechanischen und chemischen Beanspruchungen ausgesetzt, die Verschleiß- und Korrosionsprozesse hervorrufen. Korrosive Prozesse und Verschleißvorgänge können an allen Schnittstellen innerhalb des modularen Hüftimplantatsystems und zum umliegenden Gewebe auftreten (Goldberg et al. 2002, Zhang et al. 2009, Al-Hajjar et al. 2013, Gascoyne et al. 2014). Neben der Artikulationsfläche zwischen Prothesenkopf und Pfanneneinsatz als Ursprung von Verschleiß- und Korrosionsprodukten, wird in den letzten zwei Jahrzehnten die modulare Schnittstelle zwischen Prothesenkopf und Prothesenschaft zunehmend kritisch diskutiert (Cooper et al. 2012, Kocagöz et al. 2013, Kurtz et al. 2013, Hall et al. 2015, English et al. 2016). Revisionsraten bedingt durch Korrosions- und Verschleißprozesse der konischen Schnittstelle liegen je nach untersuchtem Patientenkollektiv zwischen 3% und 13,5% (Mistry et al. 2016, Inoue et al. 2020).

Diese, in der Regel durch einen Kraftschluss hergestellte, konische Verbindung ist schon während der Implantation hohen Beanspruchungen ausgesetzt. Beim Fügen von Prothesenkopf und Prothesenschaft entstehen im Kontaktgebiet sehr hohe mechanische Spannungen, die zu plastischen Verformungen der Oberflächentopografien bis hin zum Abscheren einzelner Verschleißpartikel und Materialübertrag zwischen den Komponenten führen können (Lundberg et al. 2015, Kocagöz et al. 2016, Pourzal et al. 2016, Hall et al. 2018, Affatato & Ruggiero 2019, Dransfield et al. 2019). Post-operativ ist die Schnittstelle weiteren Beanspruchungsformen, bedingt durch mechanische, chemische und biologische Prozesse, ausgesetzt. Untersuchungen an explantierten Prothesen, bei denen metallische Prothesenköpfe und -schäfte verwendet wurden, zeigten Schädigungen, hervorgerufen durch Verschleißprozesse, Reibkorrosion, Lochkorrosion oder interkristalline Korrosion (Kurtz et al. 2013, Hall et al. 2018, Pourzal et al. 2018). Bei keramischen Prothesenköpfen findet man adhäsiven Materialübertrag von den metallischen Prothesenschäften (Kurtz et al. 2013, Kocagöz et al. 2016). Darüber hinaus finden sich in der Literatur Anzeichen für hydrothermale Alterungsprozesse und mechanisch induziertem Verschleiß des keramischen Kugelkopfes im Kontaktgebiet zum Metallschaft (Bull et al. 2017, Rondinella et al. 2018).

Die Identifikation möglicher Einflussfaktoren auf das Verschleiß- und Korrosionsverhalten der konischen Schnittstelle zwischen Prothesenkopf und Prothesenschaft ist Gegenstand aktueller Forschung. Neuere Untersuchungen beschäftigen sich mit dem Einfluss der Makrogeometrie und der spezifischen Oberflächentopografie der Kontaktpartner auf das Verschleiß- und Korrosionsverhalten. Als möglicher makrogeometrischer Prädiktor zeigte sich der Winkelunterschied (WU) zwischen konischer Bohrung des Prothesenkopfs und des konischen Endes des Prothesenschaftes. Interessanterweise fanden Kocagöz et al. (2013) in ihren Untersuchungen an explantierten Implantaten keine Korrelation zwischen dem Winkelunterschied und visuellen Korrosionsspuren, während, sowohl Ashkanfar et al. (2017a), als auch Fallahnezhad et al. (2017) mittels numerischer Studien zeigen konnten, dass der Winkelspalt eine tragende Rolle im Verschleißverhalten und der Reibkorrosion des Tribosystems Prothesenkopf/Prothesenschaft spielt, da sich schon geringe Änderungen der Konuswinkel auf die Kontaktspannungen, Kontaktflächen und Relativbewegungen auswirken. Als weiterer wichtiger Einflussparameter zeigte sich die Höhe der Fügekraft, mit welcher der Prothesenkopf und der Prothesenschaft

intraoperativ verbunden werden. Sowohl numerische als auch experimentelle Arbeiten konnten zeigen, dass sich das durch Reibkorrosion entstehende Verschleißvolumen für das Tribosystem aus Kobalt-Chrom-Prothesenkopf (CoCr) und Titanschaft (Ti) und aus CoCr-Prothesenkopf und CoCr-Schaft mit steigender Fügekraft minimieren lässt. Eine höhere Fügekraft führte über die Belastungszyklen gesehen erst später zu einem Abfall des Kontaktdruckes, wodurch erst später Mikrobewegungen und reibungsbedingter Verschleiß entstanden (English et al. 2016, Panagiotidou et al. 2018).

Pourzal et al. (2016) untersuchten den Kontaktbereich von CoCr-Prothesenköpfen und Metallschäften (CoCr, Ti) an explantierten Implantaten und charakterisierten zunächst die Oberflächentopografien der Kontaktpartner über die Bestimmung der Profilhöhe (PH) und des Profilspitzenabstands (PSA) (Abbildung 1).

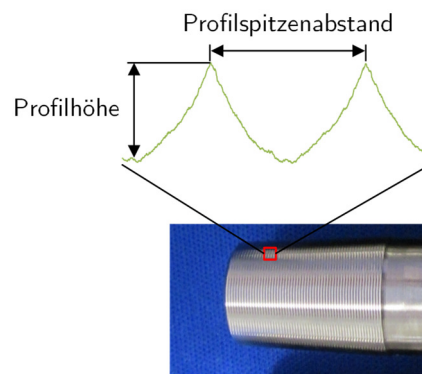


Abbildung 1: Charakterisierung der Oberflächentopografie (Profilhöhe, Profilspitzenabstand) eines Prothesenschaftkonus nach Pourzal et al. (2016).

Dabei wirkte sich die Profilhöhe der Prothesenschaftkonusoberfläche auf das Ausmaß und das zeitliche Fortschreiten von korrosiven und weiteren schädigenden Vorgängen, wie plastischen Deformationen und Verschleißprozessen, aus. Auch Gilbert et al. (2015a) wiesen in ihrer Übersichtsarbeit zur Tribokorrosion der konischen Schnittstelle der Oberflächentopografie in der Ausbildung von Korrosions- und Verschleißerscheinungen der konischen Schnittstelle zwischen Prothesenkopf und Prothesenschaft große tribokorrosive Bedeutung zu. Die Autoren wiesen insbesondere auf die Bildung lokaler Spalte, bedingt durch die spezifische Oberflächentopografie, hin, welche zu Konzentrationsunterschieden im umgebenden Medium innerhalb und außerhalb der Spalte führen können. Somit kann das Spaltkorrosionsverhalten entscheidend beeinflusst werden. Ashkanfar et al. (2017b) konnten mittels Finite-Elemente-Studien (FE) zur in vivo Belastung während des Gehens ebenfalls für eine CoCr/Ti-Paarung einen deutlichen Einfluss der Oberflächentopografie im Vergleich zu einem nicht-strukturierten glatten Prothesenkonus auf das Reibkorrosionsverhalten nachweisen. Oskouei et al. (2017) konnten in Explantatstudien darüber hinaus zeigen, dass im Falle einer CoCr/CoCr-Paarung von Prothesenkopf und -schaft vor allem in den Profiltälern der Oberflächentopografien des Schaftes die am stärksten korrodierten Bereiche zu finden sind. Hingegen wiesen Arnholt et al. (2017) in ihren Untersuchungen an explantierten Implantaten keinen Unterschied im Korrosionsverhalten zwischen strukturiert gestalteten und glatten Oberflächen bei Prothesenschäften nach.

Diese unterschiedlichen Aussagen verdeutlichen, dass der Einfluss der spezifischen Oberflächentopografie und der Makrogeometrie auf mögliche korrosive Vorgänge und Verschleißmechanismen des Tribosystems zwischen Prothesenkopf und Prothesenschaft noch nicht vollständig verstanden ist und diesbezüglich weitere Forschungsarbeiten benötigt werden. Vor allem das

Tribosystem aus keramischem Prothesenkopf und metallischem Prothesenschaft wurde in der Literatur hinsichtlich des Einflusses der Oberflächentopografie des metallischen Kontaktpartners auf die Kontaktmechanik unzureichend untersucht. Insbesondere eine systematische Untersuchung der wichtigsten Variationsparameter der Oberflächentopografie, in Form von Profilhöhen, Profilsitzenabständen und Plateaubreiten (PB) über weite Wertbereiche, kombiniert mit der Betrachtung der gängigsten Schaftwerkstoffe wurde bisher nicht durchgeführt. Des Weiteren fehlt bislang ein genaues Verständnis über die initialen Kontaktvorgänge und Auswirkungen auf die Ausgangstopografie während des Fügens und nach Fügen von Prothesenkopf und Prothesenschaft. Ein besseres Verständnis dieser tribologischen Vorgänge soll helfen, die späteren tribokorrosiven Prozesse zu erklären und positiv beeinflussen zu können.

2 Ziel der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Arbeit besteht generell in der Untersuchung der Schnittstellenmechanik zwischen keramischem Prothesenkopf und metallischem Prothesenschaft während des Fügens und nach dem Fügen. Dies wird mittels numerischer und experimenteller Methoden untersucht. Besonderes Augenmerk der FE-Studien liegt auf der Untersuchung des Einflusses der Oberflächentopografie des metallischen Prothesenschafts im Kontaktbereich zum keramischen Prothesenkopf auf die Schnittstellenmechanik und das Verschleißverhalten. Die experimentellen Arbeiten dienen zum einen der Validierung der FE-Modelle, zum anderen soll die Veränderung der Oberflächentopografie des metallischen Prothesenschaftes in Abhängigkeit verschiedener Schnittstellenparameter untersucht werden.

Folgende Fragestellungen sollen beantwortet werden:

- Wie wirkt sich die Oberflächentopografie des Metallkonus auf die Kontaktmechanik und das Verschleißverhalten während des Fügens von Prothesenkopf und -schaft aus?
- Wie wirkt sich der Winkelunterschied auf die Kontaktmechanik und das Verschleißverhalten während des Fügens von Prothesenkopf und -schaft aus?
- Welchen Einfluss hat das Lastniveau und der Prothesenschaftwerkstoff auf die Kontaktmechanik und das Verschleißverhalten während des Fügens von Prothesenkopf und -schaft?

3 Grundlagen

Dieses Kapitel dient der Beschreibung künstlicher Hüftgelenke, insbesondere der modularen Schnittstelle zwischen Prothesenkopf und -schaft, und bietet eine Einführung in für diese Arbeit wichtige Werkstoffe. Zuletzt sollen mechanische und tribokorrosive Grundlagen zum Verständnis von Verschleiß- und Korrosionsprozessen der konischen Schnittstelle beschrieben werden.

3.1 Das künstliche Hüftgelenk

Prinzipiell besteht eine moderne, modular aufgebaute Hüftgelenksendoprothese aus dem Prothesenschaft, dem Prothesenkopf und dem beckenseitigen Gegenlager, bestehend aus Prothesenpfanne und Pfanneneinsatz (Abbildung 2). Die Modularität bietet dem Chirurgen die Möglichkeit, die Prothese auf die individuelle Anatomie und Biomechanik des Patienten anzupassen (Hernigou et al. 2013). Hier spielen Faktoren, wie die Knochenform, das Gewicht und das Alter des Patienten eine große Rolle. Über verschiedene CCD-Winkel (Centrum-Collum-Diaphysenwinkel) der Prothesenschäfte in Kombination mit verschiedenen Halslängen und Durchmessern der Kugelköpfe können mit Hilfe der Prothese die anatomischen Verhältnisse des Patienten wiederhergestellt werden. Des Weiteren ermöglicht die Modularität die Kombination verschiedener Biomaterialien, um deren Eigenschaften optimal ausnutzen zu können (Vierra et al. 2017). Man unterscheidet zementierte, nicht zementierte und Hybrid-Prothesen (Wagner et al. 2012). Bei zementierten Prothesen werden sowohl Prothesenschaft als auch Prothesenpfanne mittels Knochenzement im Knochen verankert, während zementfreie Prothesen unter Ausnutzung einer Presspassung mit dem Knochen verbunden werden. Bei hybriden Prothesen ist lediglich eine der beiden Komponenten mittels Knochenzement im Knochen verankert. Der Prothesenkopf wird mit dem Prothesenschaft über eine konische Klemmverbindung befestigt. Der Pfanneneinsatz wird je nach Material ebenfalls über eine konische Klemmverbindung oder über ein Feder-Nut-System mit der Prothesenpfanne verbunden.

Das Prothesensystem ist während des Einsatzes im Patienten starken Belastungen ausgesetzt, die im schlimmsten Fall zu starken biologischen Komplikationen führen können (Cooper et al. 2012, Bijukumar et al. 2020). Hierfür sind die Reaktionsprodukte von Verschleiß- und Korrosionsprozessen verantwortlich. Neben der Artikulationsfläche zwischen Pfanneneinsatz und Prothesenkopf als möglicher Ursprung von Verschleiß- und Korrosionsprozessen, wurde die konische Schnittstelle zwischen Prothesenkopf und Prothesenschaft als wichtiges Tribosystem beschrieben (Gilbert et al. 1993, Goldberg et al. 2002).

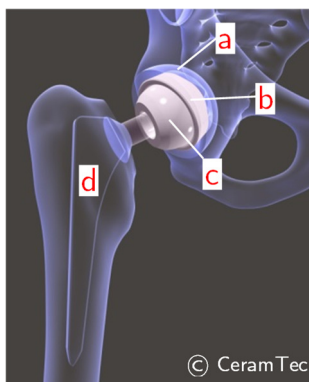


Abbildung 2: Prinzipieller Aufbau einer modularen Hüftgelenksendoprothese bestehend aus Prothesenpfanne (a), Pfanneneinsatz (d), Prothesenkopf (c) und Prothesenschaft (d).

3.2 Konische Klemmverbindung zwischen Prothesenkopf und -schaft

Dieses Kapitel soll dem besseren Verständnis der konischen Schnittstelle zwischen Prothesenkopf und -schaft dienen. Neben der Erläuterung wichtiger Designmerkmale, wird die Schnittstellenmechanik bis hin zu Verschleiß- und Korrosionsprozessen beleuchtet.

3.2.1 Designmerkmale der konischen Klemmverbindung

Die konische Klemmverbindung zwischen Prothesenkopf und konischem Anteil des Prothesenschafts kann über folgende Merkmale charakterisiert werden. Der Konuswinkel beschreibt die Steigung relativ zur Konusachse. Bedingt durch das Konusdesign und Fertigungstoleranzen existiert immer ein Winkelunterschied zwischen der konischen Bohrung des Prothesenkopfs und des konischen Anteils des Prothesenschafts (Bisseling et al. 2013). Je nach Auslegung der Konuswinkel von Prothesenschaft und Prothesenkopf kann es somit zu proximalem Kontakt am oberen Konusende oder distalem Kontakt am unteren Konusende kommen (Abbildung 3). Typischerweise liegen die Konuswinkel der konischen Bohrung im Prothesenkopf und des konischen Anteils des Prothesenschafts zwischen 5° und 6° (Gilbert et al. 2015a). Mit Hilfe des oberen und unteren Durchmessers kann die eigentliche Konusgröße definiert werden. Die am häufigsten verwendete Konusgröße besitzt einen oberen Durchmesser von 12 mm und einen unteren Durchmesser von 14 mm. Bei genauerer Betrachtung der Konusgeometrien verschiedener Hersteller eines sogenannten 12/14er Konus fanden Müller et al. (2017) und Wade et al. (2020) deutliche Abweichungen bezüglich der Durchmesser, der Konuswinkel, der Geradheit und der Rundheit verglichen zur Ideageometrie. Weitere Konustypen sind beispielsweise 9/10er und 11/13er Konen. Letztlich wirkt sich der Konustyp auf die Biegesteifigkeit aus, da die Querschnittsfläche in die Berechnung des Flächenträgheitsmoments eingeht. Die Biegesteifigkeit wird über das Produkt aus Flächenträgheitsmoment und Elastizitätsmodul berechnet. Das bedeutet, dass die Biegesteifigkeit für Ti-Schäfte niedriger ist, verglichen zu CoCr-Schäften und dass Schäfte mit kleinerem Durchmesser ebenfalls eine niedrigere Biegesteifigkeit des konischen Bereichs des Schafts aufweisen. Geringere Biegesteifigkeiten werden mit der Entstehung von Mikrobewegungen und damit Fretting-Korrosion (Reibkorrosion) in Verbindung gebracht (Goldberg et al. 2002, Kao et al. 2016, Haschke et al. 2019). Die Rundheit des Konus ist ein Maß für die Fertigungsgenauigkeit und wird in einer zur Konusachse senkrechten Messebene bestimmt. Dabei wird die Toleranzzone von zwei konzentrischen Kreisen mit einem gewissen Abstand zueinander begrenzt. Die Geradheit ist ebenfalls ein Maß für die Fertigungsgenauigkeit des Konus. Die Toleranzzone wird in der Messebene durch zwei parallele, gerade Linien mit einem definierten Abstand begrenzt.

Ein weiteres Konusmerkmal ist die Topografie der jeweiligen Konusoberfläche. Der konische Anteil des metallischen Prothesenschafts weist häufig deutliche Drehriefen auf oder ist relativ glatt, durch Feindrehbearbeitung oder Schleifbearbeitung hergestellt (Kurtz et al. 2013, Munir et al. 2015) (Abbildung 4). Die Oberfläche der konischen Bohrung von Metall- oder Keramik-Köpfen ist, bedingt durch die schleifende oder feindrehende Bearbeitung, in der Regel vergleichsweise glatt (Gilbert et al. 2015a, Lundberg et al. 2015, Pourzal et al. 2016). Auch hier sei erwähnt, dass sich die jeweilige Oberflächentopografie und davon abhängig auch die Oberflächenrauheit von Hersteller zu Hersteller unterscheiden kann, was eine Vorhersage über die Kontaktmechanik erschwert.

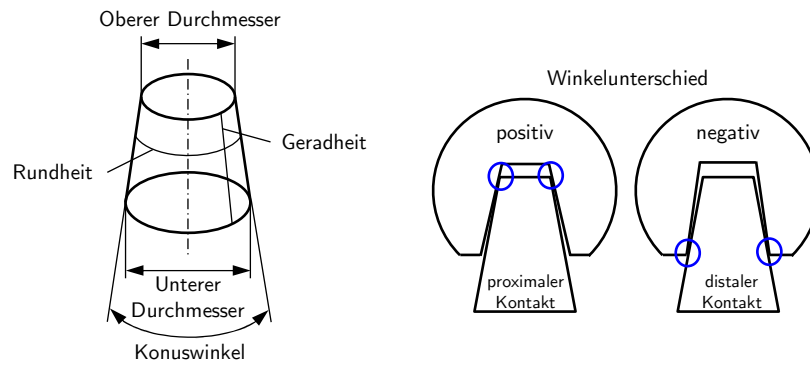


Abbildung 3: Schematische Darstellung der Konusmerkmale (links) und Definition eines positiven und negativen Winkelunterschieds (proximaler, distaler Kontakt) (rechts).

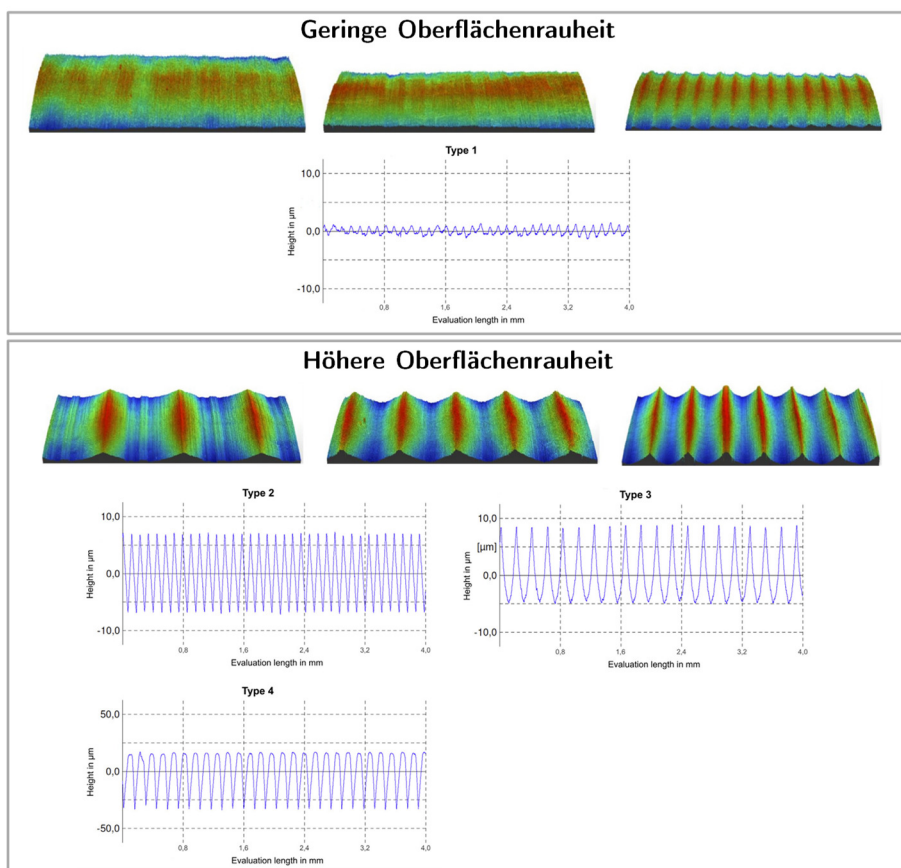


Abbildung 4: Beispiele für verschiedene Oberflächentopografien des konischen Anteils des Prothesenschafts verschiedener Hersteller mit geringer (oben) und höherer (unten) Oberflächenrauheit. Die dreidimensionalen Topografien entstammen einer Arbeit von Munir et al. (2015), die zweidimensionalen Profile entstammen einer Arbeit von Müller et al. (2017).

Als weiteres Designmerkmal der konischen Klemmverbindung ist das sogenannte Offset, das durch die jeweilige Halslänge des Prothesenkopfs eingestellt wird, zu nennen. Das Offset beschreibt die relative Position des Rotationsmittelpunkts des Prothesenkopfs zum oberen Ende des Prothesenschafts. Diese Funktionalität hilft dem Operateur die Spannung des Bandapparats, der das Hüftgelenk überspannt, einzustellen und die Beinlänge anatomisch korrekt wiederherzustellen. Das Offset in Zusammenspiel mit der verwendeten Prothesenkopfgröße gehört

aus Sicht des Entwicklers auch zum übergeordneten Konusdesign, da die Hebelverhältnisse abhängig von Kopfdurchmesser, Offset und Halslänge sind und sich somit die Belastung der konischen Schnittstelle ändert (Norman et al. 2019, Falkenberg et al. 2020). Mit steigender Prothesenkopfgröße, also steigendem Hebelarm, können je nach Reibungszustand auch die in der Artikulationsfläche zwischen Prothesenkopf und Pfanneneinsatz entstehenden Reibmomente steigen, die dann auf die Schnittstelle übertragen werden (Bishop et al. 2008, 2013). Zuletzt sind die verwendeten Werkstoffe, um die konische Klemmverbindung technisch zu realisieren, wichtige Parameter bei der Auslegung der konischen Schnittstelle.

3.3 Werkstoffe des Tribosystems der konischen Klemmverbindung

In den folgenden Kapiteln werden die wichtigsten Werkstoffe beschrieben, die für Prothesenköpfe und Prothesenschäfte Verwendung finden und somit einen wichtigen Teil des Tribosystems der konischen Klemmverbindung bilden. Prothesenköpfe werden in der Regel entweder aus Kobalt-Basislegierungen oder aus Oxidkeramiken hergestellt. Prothesenschäfte bestehen entweder aus Titanlegierungen, Kobalt-Basis-Legierungen oder Stahllegierungen (SS).

An die verwendeten Werkstoffe werden sehr hohe Anforderungen gestellt, da sie in situ neben mechanischen Belastungen, auch elektrochemischen und biologischen Prozessen ausgesetzt sind. Generell müssen die Werkstoffe den Anforderungen an Biokompatibilität genügen. Darunter wird die Verträglichkeit zwischen einem technischen und einem biologischen System verstanden (Wintermantel et al. 2009). Sie kann weiter in Oberflächenkompatibilität und Strukturkompatibilität gegliedert werden. Unter Strukturkompatibilität versteht man die Anpassung der Prothesenstruktur an die mechanischen Gegebenheiten des Empfängergewebes. Unter Oberflächenkompatibilität versteht man die Anpassung der chemischen, physikalischen, biologischen und morphologischen Oberflächeneigenschaften der Prothese an das umgebende Gewebe.

Tabelle 1: Übersicht der Anforderungen an Biomaterialien für den Einsatz im menschlichen Körper nach Hussein et al. (2015).

Anforderung	Beschreibung
Biokompatibel	Die Werkstoffe dürfen keine negativen Gewebereaktionen hervorrufen.
Nicht-toxisch	Die Werkstoffe dürfen weder genotoxische (zum Beispiel DNA-Schädigung) noch zytotoxische (Zellschäden) Effekte hervorrufen.
Hervorragende mechanische Eigenschaften	Die Werkstoffe sollen in ihren mechanischen Werkstoffeigenschaften dem Empfängergewebe angepasst sein, vor allem hinsichtlich des Elastizitätsmoduls. Gleichzeitig wird eine hohe Festigkeit gefordert.
Verschleißbeständig	Die Werkstoffe sollen exzellente Verschleiß- und Reibeigenschaften aufweisen, um die Generierung von Verschleißpartikeln zu minimieren, die zu biologischen Abwehrprozessen führen und letztlich zur Lockerung und Revision der Implantate führen
Korrosionsbeständig	Bedingt durch das aggressive biologische Umfeld können Korrosionsprozesse ausgelöst werden, die zur Freisetzung von Partikeln und Ionen führen und negative biologische Reaktionen (zum Beispiel Entzündungsreaktionen) nach sich ziehen
Hohe Ermüdungsfestigkeit	Aufgrund der ständigen zyklischen Belastung der Implantate, bedingt durch die Alltagsaktivitäten, müssen die Werkstoffe eine hohe Bruchtoleranz unter diesen Bedingungen aufweisen, um ein frühzeitiges Versagen auszuschließen
Hervorragende Osseointegration	Die Oberflächenrauheit, die chemischen Eigenschaften und die spezifische Topografie beeinflussen die Integration des Implantats im Empfängergewebe

Nach Schenk (1986) werden speziell bei Knochenimplantaten folgende Grade der Kompatibilität unterschieden. Als bioinert gilt ein Implantat, wenn es keine toxischen Substanzen freisetzt, als bioaktiv, wenn es die Interaktion mit dem umgebenden Gewebe positiv beeinflusst, beispielsweise durch gezielte Stimulation des Knochenwachstums entlang der Grenzfläche zwischen Implantat und Gewebe. Als biokompatibel gilt ein Implantat, wenn Substanzen in nicht-toxischen Konzentrationen freigesetzt werden und es dadurch zur bindegewebigen Einkapselung des Implantats kommt oder lediglich schwache Fremdkörperreaktionen auftreten. Inkompatibel sind Implantate, die Stoffe in toxischen Konzentrationen oder Antigene abgeben, was zu Fremdkörperreaktionen, Entzündungen, Nekrosen oder Allergien führen könnte und somit eine Abstoßung des Implantats hervorrufen würde. Osteoinduktiv sind Implantate, die heterotop Knochenbildung, also den Umbau von Weichteilgewebe in Knochengewebe, stimuliert. Osteokonduktive Implantate stimulieren nicht direkt das Knochenwachstum, sorgen aber beispielsweise durch gerüstartige Oberflächengeometrien für eine Knochenanlagerung und ein Einwachsen des Knochens in diese Strukturen. Die verschiedenen Anforderungen, die an die verwendeten Werkstoffe gestellt werden, sind nach Hussein et al. (2015) in Tabelle 1 zusammengefasst.

3.3.1 Metalle

3.3.1.1 Titanlegierungen

Titanlegierungen werden für die Herstellung von Prothesenschäften verwendet. Die am häufigsten verwendete Legierung ist eine Titan-Aluminium-Vanadium-Legierung (TiAl_6V_4) gemäß ISO 5832-3:(2016). Der prozentuale Massenanteil des Aluminiums beläuft sich auf ungefähr 6%, der des Vanadiums auf ungefähr 4% (Tabelle 2). Titan ist ein allotropes Element, das oberhalb der Umwandlungstemperatur von 882°C eine kubisch raumzentrierte Gitterstruktur und unterhalb eine hexagonal dichtest gepackte Struktur besitzt (Lütjering & Williams 2007). Abhängig von den Legierungselementen wird die Umwandlungstemperatur beeinflusst. Das Gefüge der TiAl_6V_4 Legierung weist sowohl die α -, als auch die β -Phase auf (Gilbert 2020a). Die α -Phase besteht aus Titan und Aluminium und besitzt eine hexagonal dichtest gepackte Gitterstruktur. Durch Mischkristallhärtung verleiht das Aluminium der Legierung eine hohe Festigkeit. Die β -Phase weist eine kubisch raumzentrierte Gitterstruktur auf und besteht aus Titan und Vanadium. Vanadium sorgt hierbei für eine Duktilitätssteigerung. Aluminium, Sauerstoff, Stickstoff und Kohlenstoff stabilisieren die α -Phase, während Vanadium, Eisen und Wasserstoff die β -Phase stabilisieren. Interstitiell gelöster Sauerstoff, Kohlenstoff, Stickstoff und Wasserstoff erhöht zusätzlich die Festigkeit dieser Legierung (Lampman 2012).

Die Mikrostruktur und die resultierenden mechanischen Eigenschaften werden bei dieser Legierung entscheidend durch thermomechanische Behandlung beeinflusst (Lampman 2012). Typischerweise werden Prothesenschäfte aus TiAl_6V_4 über Schmiedebearbeitung mit anschließender Wärmebehandlung gefertigt. Hierbei wird durch exakte Kontrolle der Prozessparameter, wie Temperatur und Grad der Verformung, die Mikrostruktur des Endprodukts eingestellt (Brunski 2013, Pandit et al. 2013). Je nach Herstellverfahren kann die Gefügestruktur lamellar, globular oder bimodal ausgebildet sein (Lütjering & Williams 2007). In Abhängigkeit der Schmiedetemperatur kann der prozentuale Anteil der α - und β -Phase eingestellt werden. Bei Abkühlen aus höherer Temperatur erhält man einen erhöhten β -Anteil. Durch anschließendes Lösungs- oder Rekristallisationsglühen können das Gefüge, vor allem hinsichtlich der Korngröße, und somit die resultierenden Eigenschaften relativ genau eingestellt werden.

Tabelle 2: Chemische Zusammensetzung der Titan-Aluminium-Vanadium und Titan-Aluminium-Niob-Knetlegierung nach ISO 5832-3:(2016) und ISO 5832-11:(2014).

Element	Massenanteil in %	
	ISO 5832-3:(2016)	ISO 5832-11:(2014)
Aluminium	5,5-6,75	5,5-6,5
Niob	-	6,5-7,5
Tantal	-	max. 0,5
Eisen	max. 0,3	max. 0,25
Sauerstoff	max. 0,2	max. 0,2
Kohlenstoff	max. 0,08	max. 0,08
Stickstoff	max. 0,05	max. 0,05
Wasserstoff	max. 0,015	max. 0,009
Vanadium	3,5-4,5	-
Titan	Rest	Rest

TiAl₆V₄ besitzt eine vergleichsweise niedrige Dichte von 4,4-4,5 g/cm³ und weist einen Elastizitätsmodul zwischen 110 und 116 GPa auf (Lampman 2012, Aherwar et al. 2016, Adamovic et al. 2018, Pellicer et al. 2018) (Tabelle 4). Gleichzeitig bietet die Legierung eine hohe Dehngrenze, sowie Zug- und Ermüdungsfestigkeiten, welche die in Tabelle 3 gelisteten Mindestanforderungen häufig übersteigen. Die gute Korrosionsbeständigkeit begründet sich in der Tatsache, dass sich an der Luft oder in wässriger Lösung an der Oberfläche spontan eine wenige Nanometer starke Titanoxidschicht ausbildet (Hanawa 2003, Eliaz 2019). Diese Schicht stellt eine kinetische Barriere gegen aktive Korrosion dar. Eine zerstörte Oxidschicht kann sich sofort neubilden, solange sich nur etwas Sauerstoff in der Umgebung befindet.

Tabelle 3: Mindestanforderungen nach entsprechenden Normen an die mechanischen Eigenschaften der am häufigsten eingesetzten Prothesenschaftmaterialien.

	Zustand	Zugfestigkeit, $R_{m\ min}/MPa$	0,2 %-Dehngrenze, $R_{p\ 0,2\ min}/ MPa$	Bruchdehnung, $A_{min}/%$
Kobalt-Chrom-Molybdän-Gusslegierung (ISO 5832-4 2014)	-	665	450	8
Kobalt-Chrom-Molybdän-Schmiedelegerung (ISO 5832-12 2007)	geglüht	897	517	20
	warmgewalzt	1000	700	12
	warmgeformt	1172	827	12
Geschmiedeter hochaufgestickter nichtrostender Stahl (ISO 5832-9 2007)	geglüht	740	430	35
	mittelhart	1000	700	20
	hart	1100	1000	10
Nichtrostender Stahl (ISO 5832-1 2016)	geglüht	490-690	190	40
	kaltverformt	860-1100	690	12
	extra hart	≥1400	-	-
Titan 6-Aluminium 4-Vanadium Knetlegierung (ISO 5832-3 2016)	geglüht	860	780	10
Titan Aluminium-6 Niob-7 Knetlegierung (ISO 5832-11 2014)	geglüht	900	800	10

Jedoch zeigt TiAl₆V₄ eine vergleichsweise niedrige Verschleißbeständigkeit und Scherfestigkeit (Narayanan & Rajamanickam 2018). Dies kann sich wiederum negativ auf korrosive Vorgänge auswirken, da die schützende Oxidschicht leicht zerstört werden kann. Im Vergleich zu einer CoCr-Legierung wurde bei TiAl₆V₄ eine geringere Oxidschichthärte, -festigkeit und Grenzflächenfestigkeit gefunden (Gilbert et al. 1996, Goldberg & Gilbert 1997, Swaminathan & Gilbert 2012).

Tabelle 4: Wichtige physikalische und mechanische Eigenschaften der am häufigsten eingesetzten Prothesenschaftmaterialien.

	Dichte/ (g/cm ³)	E-Modul/ GPa	Querkontrakti- onzahl	Härte/ GPa	Ermüdungsfestig- keit/MPa
Nichtrostender Stahl (ISO 5832-1 2016)	7,87-8,03 (Narayan 2012, Adamovic et al. 2018, Pellicer et al. 2018)	190-201 (Narayan 2012, Güler et al. 2015a, Adamovic et al. 2018, Krajsnik et al. 2018, Pellicer et al. 2018)	0,265-0,275 (Narayan 2012)	1.275-3,423 (Yang & Ren 2010, Narayan 2012, Konttinen et al. 2014, Güler et al. 2015a, Aherwar et al. 2016)	180-820 (Narayan 2012, Güler et al. 2015a, Adamovic et al. 2018, Krajsnik et al. 2018)
Geschmiedeter hochaufgestickter nichtrostender Stahl (ISO 5832-9 2007)	7,8 (Johnson 2014)	192-210 (Nuno et al. 2006, Johnson 2014, Güler et al. 2015a)	0,3 (Nuno et al. 2006)	2,432-2.942 (Fischer et al. 2012, Güler et al. 2015a, Dziubinska et al. 2018)	240-585 (Andersen 2013, Güler et al. 2015a)
Titan 6-Aluminium 4-Vanadium Knet- legierung (ISO 5832-3 2016)	4,4-4,5 (Aherwar et al. 2016, Adamovic et al. 2018, Pellicer et al. 2018)	110-116 (Lampman 2012, Aherwar et al. 2016, Pellicer et al. 2018)	0,342 (Aherwar et al. 2016)	3-3,4 (Konttinen et al. 2014)	500-800 (Lampman 2012, Aherwar et al. 2016, Andersen 2017)
Titan Aluminium-6 Niob-7 Knetlegie- rung (ISO 5832-11 2014)	4,52 (Sukaryo et al. 2016)	105-114 (Lampman 2012, Sukaryo et al. 2016, Krajsnik et al. 2018)	0,33 (Szewczenko et al. 2016)	3,923 (Sukaryo et al. 2016)	500-750 (Lampman 2012, Andersen 2017)
Kobalt-Chrom-Mo- lybdän-Gusslegie- rung (ISO 5832-4 2014)	7,8-8,5 (Konttinen et al. 2014, Aherwar et al. 2016, Adamovic et al. 2018, Pellicer et al. 2018)	210-280 (Pilliar & Ramsay 2012, Aherwar et al. 2016, Adamovic et al. 2018, Pellicer et al. 2018)	0,3 (Aherwar et al. 2016)	2,922-3 (Konttinen et al. 2014, Aherwar et al. 2016)	200-950 (Pilliar & Ramsay 2012, Aherwar et al. 2016, Andersen 2017, Adamovic et al. 2018)
Kobalt-Chrom-Mo- lybdän-Schmiedele- gierung (ISO 5832-12 2007)	8,3-9,15 (Aherwar et al. 2016)	210-232 (Pilliar & Ramsay 2012, Güler et al. 2015a, Aherwar et al. 2016)	0,3 (Aherwar et al. 2016)	2,344-4,364 (Güler et al. 2015a, Aherwar et al. 2016)	207-930 (Pilliar & Ramsay 2012, Güler et al. 2015a, Aherwar et al. 2016, Andersen 2017, Krajsnik et al. 2018)

Bei CoCr waren die erforderlichen Kräfte, die zu einer Zerstörung der Oxidschicht und somit zu korrosiven Prozessen führte, bis zu siebeneinhalb Mal höher. Durch Verschleiß- und Korrosionsprozesse werden unter anderem Aluminium- und Vanadiumionen freigesetzt. Vanadiumionen können toxisch und karzinogen wirken, während Aluminiumionen mit der Entstehung von Alzheimer, peripheren Neuropathien oder Osteomalazie in Verbindung gebracht wurden (Walker et al. 1989, Rao et al. 1996, Flaten 2001, Aksakal et al. 2004, Beyersmann & Hartwig 2008). Diese Erkenntnisse sorgten unter anderem dafür, dass Titanlegierungen ohne das

Legierungselement Vanadium entwickelt wurden. Die TiAl₆Nb₇-Legierung wird ebenfalls für die Herstellung von Prothesenschäften verwendet. Bei dieser Legierung ist Vanadium durch 7% Niob ersetzt (Tabelle 2). Die Eigenschaften sind vergleichbar zu denen von TiAl₆V₄ (Tabelle 3, Tabelle 4).

3.3.1.2 Stahllegierungen

Stahllegierungen sind Eisen-Basis-Legierungen und finden ihren Einsatz als Werkstoff für Prothesenschäfte. Hauptsächlich wird nichtrostender Stahl nach ISO 5832-1:(2016) und hochaufgestickter nichtrostender Stahl nach ISO 5832-9:(2007) verwendet. Diese Stahllegierungen weisen eine kubisch-flächenzentrierte Kristallstruktur auf (Konttinen et al. 2014). Dies ist in der Tatsache begründet, dass die sogenannten austenitischen Stähle nicht magnetisch sind, was eine wichtige Anforderung bei der Bildgebung mittels Magnetresonanztomograph darstellt (Andersen 2020).

Hauptlegierungselemente sind Chrom mit einem prozentualen Massenanteil >17%, Nickel (>9%), Molybdän (>2%), Mangan (2-4,25%) und, im Falle der hochaufgestickten Form, Stickstoff (0,25-0,5%) (Tabelle 5; Narayan (2012)).

Tabelle 5: Chemische Zusammensetzung des nichtrostenden Stahls nach ISO 5832-1:(2016) und des hochaufgestickten nichtrostenden Stahls nach ISO 5832-9:(2007).

Element	Massenanteil in %	
	ISO 5832-1:(2016)	ISO 5832-9:(2007)
Kohlenstoff	max. 0,03	max. 0,08
Silizium	max. 1	max. 0,75
Mangan	max. 2	2-4,25
Nickel	13-15	9-11
Chrom	max. 17-19	19,5-22
Molybdän	2,25-3	2-3
Niob	-	0,25-0,8
Schwefel	max. 0,01	max. 0,01
Phosphor	max. 0,025	max. 0,025
Kupfer	max. 0,5	max. 0,25
Stickstoff	-	0,25-0,5
Eisen	Rest	Rest
Sonstige:		
 einzel	-	max. 0,1
 zusammen		max. 0,4

Chrom und Nickel sorgen durch Mischkristallhärtung für eine Erhöhung der Festigkeit. Das Zulegieren von Chrom ist für die gute Korrosionsbeständigkeit verantwortlich, da sich durch die Reaktion mit Sauerstoff aus der Umgebung an der Oberfläche eine Passivschicht aus Chromoxid bildet und somit das Grundmaterial vor korrosiven Angriffen schützt (Davis 2003, Pilliar 2009). Die weiter außen liegenden Lagen der Passivschicht setzen sich primär aus Eisenoxid zusammen. Somit weist die Passivschicht einen Duplex-Charakter auf (Kocijan et al. 2007). Die Passivschicht kann sich, vor allem durch Interaktion mit dem biologischen Umfeld im Patienten, viel komplexer zusammensetzen, und neben weiteren Oxiden auch Proteinkomplexe beinhalten und sich abhängig vom vorherrschenden Spannungspotential mit der Zeit ändern (Gilbert 2017a). Nickel und Mangan werden zulegiert, um die nicht magnetische kubisch-flächenzentrierte Kristallstruktur zu stabilisieren. Bei der Stahllegierung nach ISO 5832-9:(2007)

sorgt zusätzlich interstitiell gelöster Stickstoff für die Stabilisierung der austenitischen Phase, verbessert die Korrosionsbeständigkeit (Romanczuk & Oksiuta 2017) und erhöht die Festigkeit durch Mischkristallhärtung. Molybdän sorgt vor allem für erhöhte Widerstandsfähigkeit gegen Loch- und Spaltkorrosion (Andersen 2020). Der Kohlenstoffgehalt der Stahllegierungen für den medizinischen Einsatz ist im Vergleich zu konventionellen Edelstählen mit maximal 0,08% auffallend niedrig. Dadurch soll die Entstehung von Chromkarbidphasen reduziert werden, da ansonsten an den Korngrenzen kein Chrom zur Bildung der Passivschicht zur Verfügung stünde und interkristalline Korrosion begünstigt würde (Andersen 2017, Radenkovic & Petkovic 2018). Die Beigabe von Schwefel verbessert die Verarbeitbarkeit und der Nickelgehalt bestimmt die Verformbarkeit (Narayan 2012).

Prothesenschäfte aus Stahllegierungen werden in der Regel durch eine Reihe von formgebenden Schmiedeprozessen, Wärmebehandlungen und eine finale spanende Oberflächenbearbeitung hergestellt. Abhängig von den Verarbeitungsprozessen lassen sich die mechanischen und elektrochemischen Eigenschaften des Endprodukts modifizieren. Während der initiale Schmiedeprozess bei Temperaturen oberhalb der Rekristallisationstemperatur durchgeführt wird, und dadurch die Verformbarkeit durch Auslöschung und Umordnung von Versetzungen deutlich erleichtert wird, kann die Temperatur des Bauteils im Zuge der weiteren Schmiedebearbeitung wieder unter die Rekristallisationstemperatur fallen, wodurch Kaltverfestigung einsetzt (Pilliar 2009). Dadurch nimmt die Versetzungsdichte wieder zu und behindert somit zunehmend weitere Versetzungsbewegungen. Durch gezielte Kaltverfestigung während des Schmiedens können die Fließspannung und die Festigkeit des Endprodukts eingestellt werden (Andersen 2020). Die Dichte der beiden Stahllegierungen liegt bei ungefähr 8 g/cm^3 und der Elastizitätsmodul beläuft sich auf Werte zwischen 190 und 210 GPa (Tabelle 4). Je nach Bearbeitungszustand können moderate Werte für die Dehngrenze, hohe Zug- und Ermüdungsfestigkeiten erzielt werden. Die Mindestanforderungen an wichtige mechanische Eigenschaften der Stahllegierungen nach ISO 5832-1:(2016) und ISO 5832-9:(2007) in Abhängigkeit des Bearbeitungszustands des Ausgangsmaterials sind in Tabelle 3 aufgeführt. Weitere Materialeigenschaften können Tabelle 4 entnommen werden.

Stahllegierungen besitzen eine geringere Verschleißbeständigkeit als CoCr-Legierungen und sind anfälliger für Loch- und Spaltkorrosion (Virtanen 2008). Daher werden beispielsweise Prothesenschäfte aus Stahl im Schaftbereich poliert und immer zementiert implantiert (Konttinen et al. 2014). Fischer et al. (2012) führten das Verschleißverhalten auf die Größe der entstehenden Verschleißpartikel zurück, die eine Änderung des Verschleißmechanismus bedingt. Die Autoren konnten zeigen, dass Stahllegierungen Partikel im Mikrometerbereich und CoCr-Legierungen im Nanometerbereich erzeugen. Die Nanometerpartikel trugen zur Erzeugung einer tribochemischen Reaktionsschicht bei und konnten aufgrund ihrer geringen Größe als fester Schmierstoff fungieren. Mikrometerpartikel hingegen änderten den Verschleißmechanismus zu Abrasion, mit den Untermechanismen Mikropflügen und Mikroermüden und verhinderten somit die Entstehung tribochemischer Reaktionsschichten (Fischer et al. 2012). Durch diesen Mechanismus können somit hohe Verschleißmengen entstehen. Interessanterweise zeigten sich bei CoCr-Legierungen unterhalb der Reaktionsschichten in der Verformungszone keine Hinweise auf Rissentstehung und Wachstum, was Fischer et al. (2012) darauf zurück führten, dass die Nanometerpartikel nur aus der tribochemischen Reaktionssicht stammen konnten. Die Entstehung der Partikel wurde auf Oberflächenermüdung zurückgeführt. Bei Stahllegierungen hingegen müssen, aufgrund der Partikelgröße, Risse in der Verformungszone entstanden sein. Dies führten die Autoren auf unterschiedliche Mechanismen der Versetzungsbewegung zurück. CoCr

zeigte rein planare Versetzungsbewegungen, während Stahl wellige Versetzungsbewegungen ermöglichte. Diese Eigenschaft ist bei der Legierung gemäß ISO 5832-1:(2016) deutlicher ausgeprägt, was zu höheren Verschleißmengen führte. Aufgrund des Verschleißverhaltens zeigen sich bei Stahllegierungen grundsätzlich schlechtere Korrosionseigenschaften unter Fretting-Beanspruchung. Gilbert et al. (2009) konnten eine höhere Korrosionsanfälligkeit bei SS/CoCr-Paarungen (ISO 5832-9/ISO 5832-12) verglichen zu CoCr/CoCr-Paarungen feststellen. Korrosive Erscheinungen traten schon bei geringeren Belastungen ein und das Ausmaß der Beschädigungen war bei SS größer verglichen zu CoCr. Dos Santos et al. (2016) fanden für SS/Ti-Paarungen (ISO 5832-1/ISO 5832-3) höhere Korrosionsbeständigkeit als für SS/SS-Paarungen (ISO 5832-1/ISO 5832-1). Maruyama et al. (2013) verglichen einen nickelfreien hochaufgestickten Stahl mit einem Stahl nach ISO 5832-1:(2016) in Frettingexperimenten und konnten eine bessere Korrosionsbeständigkeit für den hochaufgestickten Stahl zeigen. Partikel und Ionen von Chrom und Nickel, die bei Verschleiß- und Korrosionsprozessen von Stahllegierungen freigesetzt werden, können toxische allergische Reaktionen auslösen (Aksakal et al. 2004, Eliades et al. 2004, Baumann & Crist 2020).

3.3.1.3 Kobalt-Basislegierungen

Kobalt-Basislegierungen werden für die Herstellung von Prothesenköpfen und Prothesenschäften eingesetzt. Hauptsächlich wird eine Kobalt-Chrom-Molybdän-Gusslegierung nach ISO 5832-4:(2014) und Kobalt-Chrom-Molybdän-Schmiedelegerung nach ISO 5832-12:(2007) verwendet. Letztere unterteilt man noch in eine Legierung mit niedrigem (max. 0,14%) und hohem Kohlenstoff-Gehalt (0,15-0,35%) (Tabelle 6).

Tabelle 6: Chemische Zusammensetzung der Kobalt-Chrom-Molybdän-Guss- und Schmiedelegerung nach ISO 5832-4:(2014) und ISO 5832-12:(2007).

Element	Massenanteil in %		
	ISO 5832-4:(2014) Gusslegierung	ISO 5832-12:(2007) Schmiedelegerung	
		Niedriger Kohlenstoff-Gehalt	Hoher Kohlenstoff-Gehalt
Chrom	26,5-30,0	26-30	26-30
Molybdän	4,5-7,0	5-7	5-7
Nickel	max. 1	max. 1	max. 1
Eisen	max. 1	max. 0,75	max. 0,75
Kohlenstoff	max. 0,35	max. 0,14	0,15-0,35
Mangan	max. 1	max. 1	max. 1
Silizium	max. 1	max. 1	max. 1
Kobalt	Rest	Rest	Rest
Stickstoff	-	max. 0,25	max. 0,25

Die Gusslegierung weist in der Regel eine grobkörnigere Gefügestruktur verglichen zur Schmiedelegerung auf, was zu einer geringeren Festigkeit führt (Radenkovic & Petkovic 2018) (Tabelle 3). Durch entsprechende Wärmebehandlung bei der Gusslegierung kann jedoch die Fließgrenze und die Karbidausscheidung nachträglich beeinflusst werden (Pilliar 2009). Generell sorgt Kobalt mit einem Anteil von 26-30% in diesen Legierungen für eine kubisch-flächenzentrierte Kristallstruktur (Bandyopadhyay et al. 2020). Der hohe Chromgehalt (30–60%) führt zur Ausbildung einer dünnen Chromoxidschicht (Hanawa et al. 2001, Hanawa 2003) und sorgt damit zusammen mit Nickel (maximal 1%) und Molybdän (4,5-7%) für die hohe Korrosionsbeständigkeit. Darüber hinaus erhöht die Zugabe von Molybdän und maximal 0,25% Stickstoff durch Mischkristallhärtung für höhere Festigkeiten. Das Zulegieren von Nickel stabilisiert das

kubisch flächenzentrierte Kristallgitter. Bei Verformung kann sich jedoch ein Teil des Gitters in eine hexagonal dichtest gepackte Form wandeln, welche weniger duktil ist (Pilliar 2009). Im Gegensatz zu den Stahllegierungen weisen die Kobalt-Basislegierungen, einen höheren Kohlenstoffgehalt von bis zu 0,35% auf, was zu Bildung von Karbidphasen im Gefüge führt. Für gewöhnlich bilden sich Karbide der Form M_2C_6 , M_7C_3 (M: Cr, Co, Mo) und M_6C (M: Mo, Cr) (Pilliar 2009, Bandyopadhyay et al. 2020). Karbide finden sich sowohl an den Korngrenzen als auch in den Körnern. Die Größe und Verteilung der Karbide hängt entscheidend vom Herstellverfahren ab, wobei sich bei Gusslegierungen deutlich größere Carbide finden als bei Schmiedelegerungen (Wang et al. 1999). Die Karbidphasen besitzen eine hohe Härte und tragen damit zur hohen Verschleißbeständigkeit der CoCr-Legierungen bei. Prinzipiell zeichnen sich die Gusslegierungen durch höhere Verschleiß- und Korrosionsbeständigkeit aus, während Schmiedelegerungen höhere Festigkeiten, sowie Ermüdungsfestigkeiten und Bruchzähigkeiten aufweisen (Chen & Thouas 2015). In den Schmiedelegerungen führt Verformungsverfestigung zu Phasenumwandlungen von der kubisch-flächenzentrierten Gitterstruktur zu einer hexagonal dichtest gepackten Struktur (Radenkovic & Petkovic 2018). Wichtige physikalische und mechanische Eigenschaften können Tabelle 4 entnommen werden. Die Dichte der CoCr-Legierungen liegt zwischen $7,8-9,15 \text{ g/cm}^3$ und der Elastizitätsmodul kann Werte bis 280 GPa annehmen. Je nach Zustand können hohe Werte für die Dehngrenze sowie hohe Zug- und Ermüdungsfestigkeiten erzielt werden (Tabelle 3 und Tabelle 4).

Aufgrund des deutlich höheren Elastizitätsmoduls von Prothesenschäften im Vergleich zum Knochenmaterial, werden Prothesenschäfte auch häufig ohne zusätzliche osseointegrative Beschichtung mittels Knochenzement im Knochen verankert. Die hohe Steifigkeit des Implantats kann dazu führen, dass das Implantat die Last unphysiologisch an das umliegende Knochengewebe weiterleitet, das dadurch an Substanz abbaut. Dieser Effekt wird als stress shielding bezeichnet und es kommt dadurch letztlich zu einer Lockerung des Implantats (Affatato & Grillini 2013, Eliaz 2019). Der niedrigere Elastizitätsmodul von Knochenzement sorgt hingegen als Zwischenschicht für eine gleichmäßigere Belastung des Knochens.

Kobalt-Basislegierungen sind sehr beständig gegen galvanische Korrosion und können beispielsweise in Kombination mit Titanlegierungen, die ein ähnliches Redoxpotential aufweisen, verwendet werden (Gilbert 2020b). Für das Tribosystem der konischen Schnittstelle zwischen einem Prothesenkopf und -schaft, hergestellt aus einer Kobalt-Basislegierung zeigten Untersuchung an explantierten Komponenten auf der Schaftseite deutliche Spuren von Loch- und interkristalliner Korrosion, adhäsiven Materialübertrag, Fretting-Spuren und deutliche plastische Verformung der Oberflächentopografie (Hall et al. 2018). Auf Kopfseite zeigten sich Lochkorrosionsspuren, adhäsiver Materialübertrag, Fretting-Spuren, plastische Verformungen der Oberflächentopografie und deutliches Imprinting, das den Effekt beschreibt, wenn sich die Oberflächentopografie des Schafts in die Oberfläche des Kopfes einprägt (Hall et al. 2018). Swaminathan und Gilbert (2012, 2013, 2017b) zeigten in experimentellen Fretting-Korrosions-Untersuchungen, dass Paarungen einer Kobalt-Basislegierung und Paarungen zwischen einer Titanlegierung und Kobalt-Basislegierung ein ähnliches Korrosionsverhalten besitzen (Abbildung 5).

Deutliche Unterschiede konnten jedoch im Re-Passivierungspotential bei Titan- und Kobalt-Basislegierungen gefunden werden (Gilbert et al. 1996, Goldberg & Gilbert 1997, 2004). In sogenannten scratch-Tests konnte gezeigt werden, dass bei der Titanlegierung das Titanoxidwachstum bei niedrigerem Potential einsetzt, verglichen zum Chromdioxidwachstum bei Kobalt-Basislegierungen (Abbildung 6, unten). Des Weiteren bleibt die Titanoxidschicht über

einen größeren Potentialbereich stabil, jedoch dauert die Neubildung der Titanoxidschicht länger und die Stromdichte erreicht deutlich höhere Werte. Das deutet darauf hin, dass die Titanlegierung deutlich mehr freie Elektronen und Metallionen während der Repassivierung freisetzt (Goldberg & Gilbert 1997, 2004, Gilbert 2020b).

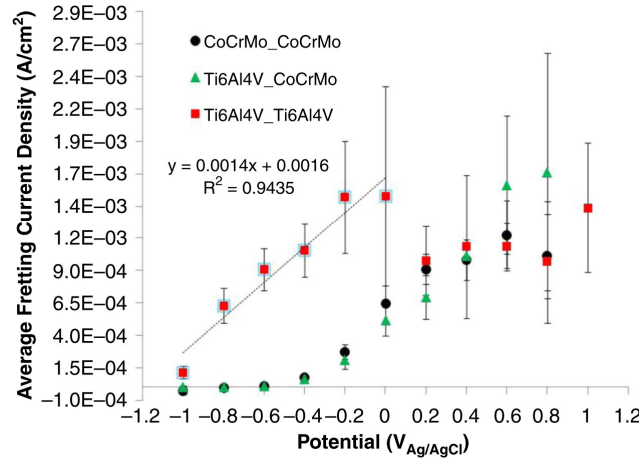


Abbildung 5: Stromdichte-Potential-Verlauf für verschiedene Materialpaarungen gemessen während eines Fretting-Korrosions-Experiments nach Swaminathan & Gilbert (2012, 2013) und Gilbert (2017b).

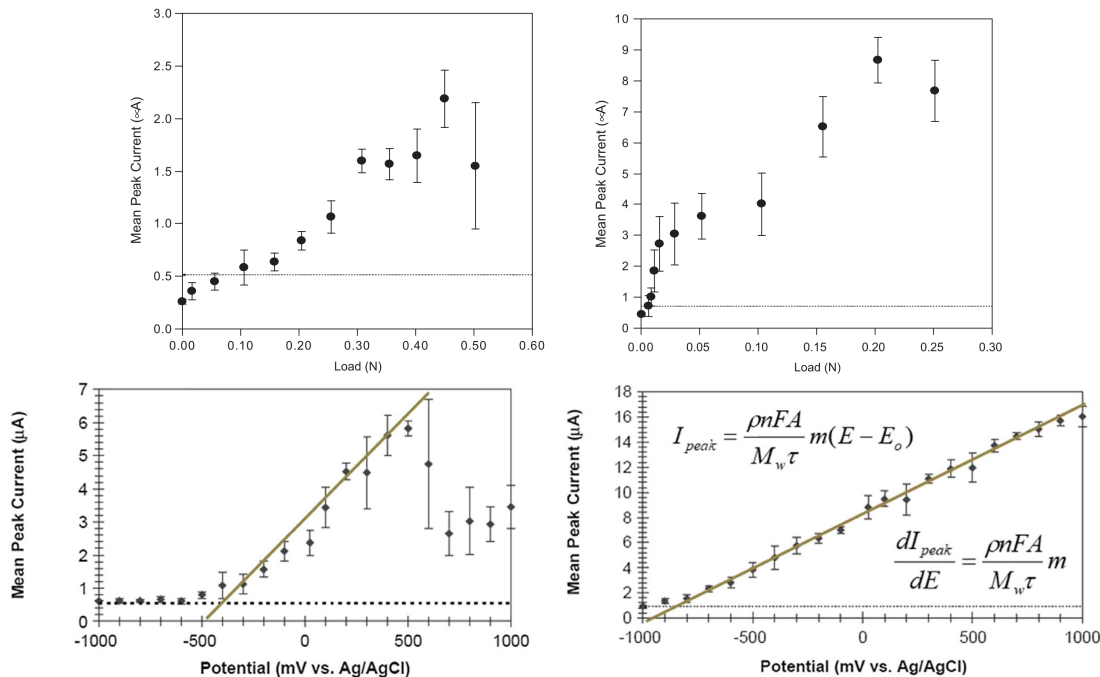


Abbildung 6: Stromdichte-Last-Kurven (oben) und Stromdichte-Potential-Kurven (unten) gemessen während scratch-tests für eine CoCr-Legierung (links) und eine Ti-Legierung (rechts) nach Goldberg & Gilbert (2004) und Gilbert (2020b).

Generell zeigten die Untersuchungen, dass die Chromoxidschicht höhere Abrasionsbeständigkeit und somit letztlich auch höhere Beständigkeit gegen Fretting-Korrosion aufweist (Abbildung 6, oben). Bei Verschleiß- und Korrosionsprozessen freigesetzte Partikel und Ionen von Kobalt, Chrom und Molybdän können toxische und kanzerogene Reaktionen auslösen (Delaunay et al. 2010, Christian et al. 2014, Eliaz 2019).

3.3.2 Keramische Werkstoffe

Verglichen zu Metallen weisen Keramiken häufig eine komplexere Kristallstruktur auf. Beispielsweise weist ein elementarer Diamant keine von den Metallen bekannten Gitterstrukturen auf (Rösler et al. 2019a). Ähnlich zu den Metallen liegen auch Keramiken meist nicht in der Form eines Einkristalls vor, sondern bilden Körner. Der Vollständigkeit halber seien hier noch die nicht-kristallinen Keramiken erwähnt, die eine amorphe Struktur ohne Fernordnung aufweisen und allgemein als Gläser bezeichnet werden. Aufgrund ihrer Werkstoffeigenschaften finden solche Materialien in der Hüftgelenksendoprothetik keine Anwendung.

Die mechanischen Eigenschaften der Keramiken werden maßgeblich durch die verwendeten Rohstoffe, den Herstellprozess und die daraus folgende Mikrostruktur des Werkstoffs bestimmt. Generell werden technische Keramiken nach dem im Folgenden beschriebenen Prinzip hergestellt, wie zum Beispiel von Piconi beschrieben (2017). Zunächst werden die Rohstoffe zu einem Pulver trocken oder nass vermahlen, um die gewünschten Partikelgrößen zu erzielen. Üblicherweise liegen die Durchmesser zwischen 0,1 μm und 50 μm . Im Anschluss wird unter Zuhilfenahme von organischen Additiven und Bindemitteln der sogenannte Schlicker hergestellt und in einem heißen Luftstrom zerstäubt und gleichzeitig getrocknet. Die Tröpfchengröße kann dabei genau eingestellt werden, um ein feinkörniges Granulat (Durchmesser zwischen 50 μm und 150 μm) zu erhalten. Kugelförmige Granulate zeigen generell besseres Rieserverhalten bei der Befüllung der Pressformen. Für gewöhnlich wird das Granulat unter hohem Druck ($\approx 1\ 500\ \text{bar}$) isostatisch oder axial zu einem konturnahen Grünling verpresst, der dann formgebend bearbeitet wird. Anschließend durchläuft der bearbeitete Grünling mehrere Sinterschritte, um, zum einen die Bindemittel und Additive zu entfernen, zum anderen eine Verdichtung des entstehenden Gefüges zu erreichen. Über die jeweilige Temperatur, den vorherrschenden Druck und die Atmosphäre im Brennofen kann das resultierende Gefüge stark beeinflusst werden. Ein wichtiger Sinterschritt stellt das heiß-isostatische Pressen bei Drücken bis zu 1200 bar und Temperaturen bis zu 1400°C dar (Kuntz & Krüger 2018). Dadurch wird eine Verdichtung des Granulats über 99% erzielt. Zuletzt folgt die Hartbearbeitung des gebrannten Bauteils, um die Endkontur zu fertigen und die Güte der Oberflächen einzustellen.

3.3.2.1 Oxidkeramik

Keramische Werkstoffe werden für die Herstellung von Prothesenköpfen eingesetzt. Hauptsächlich werden hochreine Aluminiumoxidkeramiken gemäß ISO 6474-1:(2019a) und Verbundwerkstoffe auf der Grundlage hochreinen Aluminiumoxids mit Zirkonoxidverstärkung gemäß ISO 6474-2:(2019b) verwendet. Tabelle 7 stellt die normativen Anforderungen an diese Werkstoffe hinsichtlich der Zusammensetzung und der mechanischen und physikalischen Eigenschaften dar.

Zirkonoxidkeramiken wurden im Jahre 2001 aufgrund stark erhöhter Bruchraten von Prothesenköpfen vom Markt genommen. Verantwortlich für die Brüche war der sogenannte Low Temperature Degradation Mechanismus, der durch Kobayashi et al. (1981) erstmals beschrieben wurde. Der Kontakt mit Körperflüssigkeit führte zum Eindringen von Wassermolekülen in die Gitterstruktur und erzeugte somit Spannungen, die zu einer Phasenumwandlung (tetragonal zu monoklin) führten. Die Phasenumwandlung bei Zirkonoxidkeramiken geht einher mit einer Volumenzunahme ($\sim 5\%$) (Chevalier et al. 2007, 2009). Bedingt durch die Volumenzunahme kam es zu einer Erhöhung der Oberflächenrauheit und Mikrorissbildung, was den Verschleiß stark erhöhte und letztlich zum Bruch der Prothesenköpfe führte (Piconi et al. 2006, Kurtz et al. 2014).

Da sich die genauen chemischen Zusammensetzungen und Gefügestrukturen der Oxidkeramiken von Hersteller zu Hersteller unterscheiden und die normativen Anforderungen, vor allem für zirkonverstärkte Aluminiumoxidkeramiken, einen großen Spielraum für die chemische Zusammensetzung zulassen, wird im Folgenden nur auf die beiden in der vorliegenden Arbeit verwendeten Werkstoffe BIOLOX[®] forte und BIOLOX[®] delta (CeramTec GmbH, Plochingen, Deutschland) eingegangen.

BIOLOX[®] forte ist eine hochreine Oxidkeramik mit einem Massenanteil an Aluminiumoxid von mindestens 99,7% (ISO 6474 2019a). Der Massenanteil von Verunreinigungen darf laut Norm maximal 0,1% betragen. Manganoxid mit einem Massenanteil von maximal 0,2% dient als Sinteradditiv, und wirkt sich entscheidend auf das Kornwachstum aus und unterdrückt die Bildung großer Kristalle (Salmang & Scholze 2007). Die mittlere Korngröße darf einen Wert von 2,5 µm nicht übersteigen.

Tabelle 7: Normative Anforderungen an keramische Prothesenkopfwerkstoffe auf der Grundlage reinen Aluminiumoxids und hochreinen Aluminiumoxids mit Zirkonoxidverstärkung nach ISO 6474-1:(2019a) und ISO 6474-2:(2019b) hinsichtlich der Zusammensetzung und der mechanischen und physikalischen Eigenschaften.

	ISO 6474-1:(2019a)	ISO 6474-2:(2019b)
Dichte	≥ 3,94 kg/m ³	≥ 99%
Chemische Zusammensetzung	Aluminiumoxid/%: ≥ 99,7 Manganoxid/%: ≤ 0,2 Verunreinigungen/%: ≤ 0,1	Aluminiumoxid/%: 60-90 Zirkoniumdioxid/%: 10-30 Additive/%: ≤ 10 Verunreinigungen/%: ≤ 0,2
Gefüge	Korngröße/µm: ≤ 2,5 relative Standardabweichung/%: ≤ 25	Korngröße Aluminiumoxid/µm: ≤ 1,5 relative Standardabweichung/%: ≤ 25 Korngröße Zirkoniumdioxid/µm: ≤ 0,6 relative Standardabweichung/%: ≤ 40
Materialeigenschaften		
Biaxialfestigkeit/MPa	≥ 300	≥ 600
Weibull-Modul	≥ 8	≥ 8
4-Punkt-Biegefestigkeit/MPa	≥ 500	≥ 1 000
E-Modul/GPa	≥ 380	≥ 320
Bruchzähigkeit/MPa·m ^{1/2}	≥ 2,5	≥ 4
Vickers-Härte/GPa	≥ 18	≥ 16
Ermüdungsfestigkeit/MPa (4-Punkt-Biegung)	Kein Versagen nach 10 Millionen Zyklen mit maximaler Biegespannung von 200 MPa	Kein Versagen nach 10 Millionen Zyklen mit maximaler Biegespannung von 400 MPa

Abbildung 7 zeigt die Einheitszelle einer Aluminiumoxidkeramik mit rhomboedrischer Kristallstruktur, welches auf einer hexagonal-dichtest gepackten Kristallstruktur der Sauerstoffionen aufbaut (Barsoum 2020). Die Aluminiumkationen bilden gleichseitige Dreiecke, die um 180° rotiert sind und jeweils auf parallelen Zwischenebenen liegen. Hierbei werden nur Zweidrittel der Zwischengitterplätze belegt. Aufgrund der starken ionischen und kovalenten Bindungen zeigt diese Art Keramik hohe Härte, was für sehr gute tribologische Eigenschaften sorgt. Auf der anderen Seite ist eine Aluminiumoxidkeramik spröde und besitzt nur begrenzte Biege- und Bruchfestigkeit.

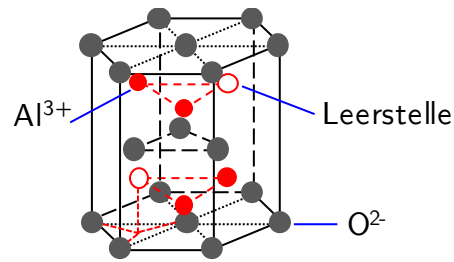


Abbildung 7: Schematische Darstellung einer Einheitszelle einer Aluminiumoxidkeramik.

Um hohe Härte und Phasenstabilität bei gleichzeitig hoher Festigkeit zu erreichen, wurde die Mischoxidkeramik BIOLOX[®] *delta* auf der Basis zirkonverstärkten Aluminiumoxids entwickelt. Die Masse dieser Keramik enthält als Rohstoffe Yttriumoxid, Chromoxid, Strontiumoxid mit einem Massenanteil von circa 2%, Zirkonoxid mit einem Massenanteil von circa 25% und Aluminiumoxid mit einem Massenanteil von circa 75%. Yttriumoxid lagert sich während des Sinterprozesses in das Zirkonoxid ein und stabilisiert somit die tetragonale Phase des Zirkonoxids bei niedrigen Temperaturen. Strontiumoxid wird hinzugefügt, um die Ausbildung stäbchenförmiger Strontiumaluminatkrystallite mit einer maximalen Länge von 5 μm herbeizuführen. Das finale Komposit setzt sich aus 80 Volumenprozent Aluminiumoxid mit Korngrößen $\leq 1,5 \mu\text{m}$, 17 Volumenprozent Zirkonoxid mit Korngrößen $\leq 0,6 \mu\text{m}$ und 3 Volumenprozent Strontiumaluminatkrystalliten zusammen (Kuntz et al. 2009, Piconi 2017, Kuntz & Krüger 2018). Durch den niedrigen Anteil an Zirkonoxid sind die Körner gleichmäßig im Gefüge verteilt. Somit beschränkt sich eine hydrothermale Alterung nur auf diese Bereiche des Gefüges. Zirkonoxid liegt in dieser Keramik bei niedrigen Temperaturen in seiner tetragonalen Phase vor (Abbildung 8). Bildet sich unter Belastung ein Riss aus, so sorgen die hohen Spannungen an der Risspitze beim Auftreffen auf ein Zirkonoxidkorn für eine Phasenumwandlung in die monokline Kristallstruktur. Die mit der Phasenumwandlung verbundene Volumenzunahme führt zu Druckeigenstressungen im umliegenden Material und somit zu einer Erhöhung des Risswiderstands (Evans & Heuer 1980, Hannink et al. 2000, Kurtz et al. 2014). Der zweite Verstärkungsmechanismus entsteht durch die Strontiumaluminatkrystallite, an denen ein Riss umgelenkt wird und somit an Energie verliert (Rösler et al. 2019b). Dadurch erhält man eine Keramik mit hoher Bruchzähigkeit, Festigkeit und Härte. In Tabelle 8 sind die wichtigsten physikalischen und mechanischen Eigenschaften der BIOLOX[®] *forte* und BIOLOX[®] *delta* Keramik aufgeführt.

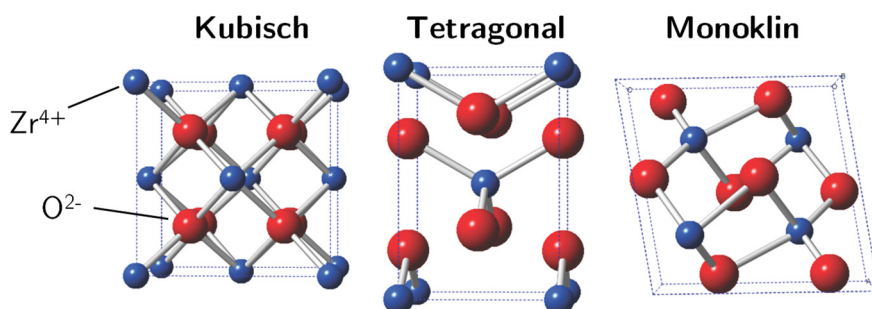


Abbildung 8: Schematische Darstellung der Einheitszellen für die verschiedenen Phasen von Zirkonoxid nach Barsoum et al. (2020).

Tabelle 8: Physikalische und mechanische Eigenschaften der BIOLOX[®] *forte* und BIOLOX[®] *delta*. Die Werte stammen aus Publikationen von Kuntz (2006), Mak et al. (2011), Dickinson et al. (2014), Piconi (2017) und Kuntz & Krüger (2018).

	Dichte/ (g/cm ³)	E-Modul/ GPa	Querkon- traktion	Härte/GPa	4-Punkt- Biegefestig- keit/MPa	Bruchzähig- keit/ (MPa·m ^{0.5})
BIOLOX [®] <i>forte</i>	3,97-3,98	406-409	0,26	16,8-20	580	4,0
BIOLOX [®] <i>delta</i>	4,36-4,37	350-370	0,22-0,23	17,0-24,4	1 250	5,5-5,9

3.4 Mechanische und tribokorrosive Grundlagen zur konischen Schnittstelle

Die tribologische Beanspruchung beginnt mit dem intraoperativen Verbinden des Prothesenkopfs mit dem Prothesenschaft. Für gewöhnlich wird der Kopf mittels entsprechenden Instrumentariums und mehreren Hammerschlägen impaktiert. Studien, bei denen die Impaktions- oder auch Fügekraft gemessen wurden, zeigten Werte bis zu 12,5 kN mit Mittelwerten zwischen 4 kN und 6 kN (Nassutt et al. 2006, Heiney et al. 2008). Daraus wird ersichtlich, dass mitunter sehr hohe mechanische Belastungen auf die konische Schnittstelle einwirken können. Bei Verschmutzung von Prothesenkopf oder Konus mit beispielsweise Blut, Gewebe oder Fett während der Operation können, neben den mechanischen Beanspruchungen, möglicherweise chemische Prozesse initiiert werden. Während dem Einsatz der Prothese im Körper ändert sich das Tribosystem durch die sich ändernden mechanischen Belastungen und durch hinzukommende chemische und biologische Prozesse. Zunächst soll im Folgenden die mechanische Beanspruchung dieses Tribosystems dargestellt werden.

3.4.1 Ersatzmodell des Fügeprozesses

Anhand eines stark vereinfachten mechanischen Ersatzmodells kann der Fügeprozess beschrieben werden (Abbildung 9).

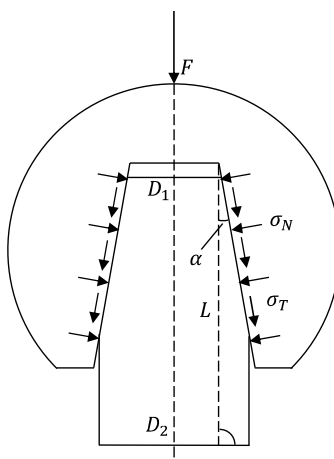


Abbildung 9: Mechanisches Ersatzmodell des Fügeprozesses von Prothesenkopf und Prothesenschaft.

Das Modell setzt eine gleichmäßige Kontaktausbreitung und Verteilung der wirkenden Normalspannungen σ_N voraus. Das bedeutet, dass Konuswinkelunterschiede der beiden Kontaktpartner nicht berücksichtigt werden. Des Weiteren wird vorausgesetzt, dass sich die Tangentialspannungen σ_T aus Reibungskoeffizient μ und Normalspannungen ergeben und dass die

Fügekraft axial wirkt. Die statische Gleichgewichtsbedingung (Gleichung 1) zeigt, dass sowohl Normalspannungskomponente und Tangentialspannungskomponente der Fügekraft, F_{Fuegen} , entgegenwirken.

$$F_{Fuegen} = (\sigma_N \cdot \sin\alpha + \sigma_T \cdot \cos\alpha) \cdot A_{nom} = \sigma_N \cdot A(\sin\alpha + \mu \cdot \cos\alpha) \quad 1$$

Der Winkel α beschreibt den halben Konuswinkel. Die nominelle Kontaktfläche A_{nom} kann über die Konuslänge L und die beiden Konusdurchmesser D_1 und D_2 , gemäß Gleichung 2 berechnet werden.

$$A_{nom} = 2\pi \frac{D_1 + D_2}{2} L \quad 2$$

Nach dem Fügen sorgen die verbleibenden Normal- und Tangentialspannungen für eine dauerhafte Verbindung von Prothesenkopf und Prothesenschaft. Wie oben erwähnt existiert immer ein gewisser Winkelunterschied zwischen der konischen Bohrung des Prothesenkopfs und dem Prothesenkonus und die Oberflächen sind in der Regel strukturiert, wodurch sich die Kontaktsituation verkompliziert. Berücksichtigt man zusätzlich einen Winkelunterschied nimmt die apparente Kontaktfläche theoretisch ab, was wiederum zu höheren Kontaktspannungen führt und die Fixierung des Prothesenkopfs beeinflusst. Somit stellt der Winkelunterschied einen wichtigen Einflussfaktor für das mechanische und somit das tribologische Verhalten der Kontaktpartner schon während des initialen Fügeprozesses dar.

3.4.2 Kontakt rauer Oberflächen

Um ein genaueres Verständnis der tribologischen Prozesse zu erhalten, muss die wahre Kontaktfläche A_{wahr} , die sich aus dem Kontakt der einzelnen Rauheitsspitzen (Asperiten) auf der Oberfläche der Werkstoffe ergibt, untersucht werden. Die wahre Kontaktfläche ist viel kleiner als die nominelle Kontaktfläche. Die Größe der wahren Kontaktfläche und die im Kontaktgebiet vorherrschenden maximalen Spannungen bestimmen die Größe von Verschleißpartikeln und beeinflussen die Verschleißgeschwindigkeit (Popov 2015a). Anhand des Modells von Greenwood & Williamson (1966) kann der Kontakt rauer Oberflächen genauer betrachtet werden.

Da Werkstoffoberflächen in der Regel stochastisch rau sind, wurde diese durch stochastisch verteilte Asperiten, die jeweils den gleichen Krümmungsradius besitzen, aber in ihrer Höhe um einen Mittelwert schwanken, modelliert (Abbildung 10). Unter der Annahme, dass die kontaktierenden Asperiten weit genug voneinander entfernt sind, können ihre Verformungen getrennt voneinander betrachtet werden. Das bedeutet, dass die Position der Asperiten, also die eigentliche Oberflächenkonfiguration, für das Kontaktproblem, unter der genannten Annahme, unerheblich ist und nur die Höhenverteilung der Asperiten die entscheidende Rolle spielt.

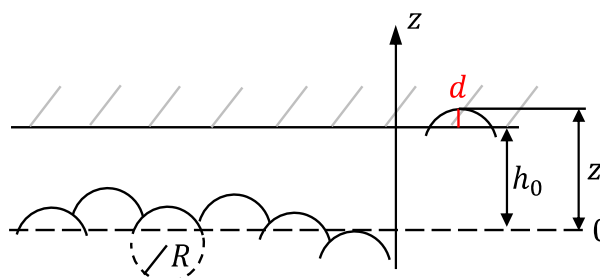


Abbildung 10: Darstellung einer stochastisch rauen Oberfläche nach Greenwood & Williamson (1966).

Für die meisten technischen Oberflächen kann von einer Normalverteilung der Asperitenhöhen gemäß Gleichung 3 ausgegangen werden.

$$\Phi(z) = \left(\frac{1}{2\pi l^2}\right)^{\frac{1}{2}} e^{-\frac{z^2}{2l^2}} \quad 3$$

$\Phi(z)$ beschreibt die Wahrscheinlichkeit auf einen Asperiten der Höhe z zu treffen, während l den quadratischen Mittelwert der Höhenverteilung darstellt (Gleichung 4).

$$l = \sqrt{\langle z^2 \rangle} \quad 4$$

Unter Vernachlässigung der elastischen Wechselwirkungen zwischen den Asperiten, hat jeder Asperit mit einer Höhe $z > h_0$ Kontakt zur glatten Oberfläche. Die Eindringtiefe d eines Asperiten berechnet sich aus der Höhe des jeweiligen Asperiten und dem Abstand h_0 zum Mittelwert der Höhenverteilung (gestrichelte Linie in Abbildung 10). Nach der Hertzschen Theorie (Hertz 1882) kann der Kontaktradius a und somit die resultierende Kontaktfläche A für einen Einzelkontakt eines Asperiten mit der Oberfläche gemäß Gleichung 5 berechnet werden. R beschreibt den Radius eines Asperiten.

$$\Delta A = \pi \cdot a^2 = \pi \cdot d \cdot R = \pi(z - h_0)R \text{ mit } a^2 = d \cdot R, d = z - h_0 \quad 5$$

Die jeweilige Einzelkraft kann mit Gleichung 6 bestimmt werden.

$$\Delta F = \frac{4}{3} E^* \cdot R^{\frac{1}{2}} \cdot d^{\frac{3}{2}} = \frac{4}{3} E^* \cdot R^{\frac{1}{2}} (z - h_0)^{\frac{3}{2}} \text{ mit } E^* = \frac{E}{(1 - \nu^2)} \quad 6$$

E^* beschreibt den effektiven Elastizitätsmodul, ν die Querkontraktion. Integriert man nun über alle in Kontakt stehenden Asperiten, erhält man die Gesamtzahl der Kontakte N , die Kontaktfläche A und die Normalkraft F_N (Gleichung 7 bis 9).

$$N = \int_{h_0}^{\infty} N_0 \Phi(z) dz \quad 7$$

$$A = \int_{h_0}^{\infty} N_0 \Phi(z) \pi R (z - h_0) dz \quad 8$$

$$F_N = \int_{h_0}^{\infty} N_0 \Phi(z) \frac{4}{3} E^* \cdot R^{\frac{1}{2}} (z - h_0)^{\frac{3}{2}} dz \quad 9$$

Die Kontaktfläche, die Kraft und die Anzahl der Kontakte steigen bei Belastung (Verkleinerung von h_0) stark an, während sich ihre Verhältnisse nur geringfügig ändern. In guter Näherung kann das Verhältnis der realen Kontaktfläche zur Normalkraft wie folgt angegeben werden (Gleichung 10).

$$\frac{A}{F_N} \approx \left(\frac{R}{l}\right)^{\frac{1}{2}} \cdot \frac{3,3}{E^*} \quad 10$$

Mittels Gleichung 11 kann der mittlere Kontaktdruck $\langle \sigma \rangle$ berechnet werden.

$$\langle \sigma \rangle \approx \frac{F_N}{A} \approx 0,3 \cdot E^* \left(\frac{l}{R} \right)^{\frac{1}{2}} \quad 11$$

In einer anderen Formulierung der Kontaktmechanik kann der mittlere Kontaktdruck, der in der wahren Kontaktfläche vorherrscht, mittels des Steigungsgradienten ∇z des Oberflächenprofils nach Gleichung 12 berechnet werden. Hier sei angemerkt, dass der Steigungsgradient skalenabhängig ist und von der Auflösung der Messmethodik abhängt.

$$\langle \sigma \rangle = \frac{F_N}{A} \approx 0,5 \cdot E^* \nabla z \text{ mit } \nabla z = \sqrt{\langle z'^2 \rangle} \quad 12$$

Die plastische Deformation einzelner Asperiten setzt ein, wenn der Kontaktdruck die Härte H des Materials übersteigt. Greenwood & Williamson (1966) führten den sogenannten Plastizitätsindex Ψ ein, welcher den Zustand der sich in Kontakt befindenden Asperiten beschreibt (Gleichung 13).

$$\Psi = \frac{E^* \nabla z}{H} > 2 \quad 13$$

Bei Werten $< 2/3$ verhält sich die Kontaktoberfläche rein elastisch. Bei weiter ansteigenden Kontaktspannungen verliert die obige Theorie ihre Gültigkeit. Um im plastischen Zustand die Kontaktfläche näherungsweise zu bestimmen, kann angenommen werden, dass sich die Kontaktgeometrie so lange verformt bis die Druckspannung der Materialhärte entspricht. Setzt man ein elastisch-ideal plastisches Werkstoffverhalten voraus und, dass der Druck in allen kontaktierenden Asperiten der Härte entspricht, verhält sich die Kontaktfläche auch im plastischen Bereich in etwa proportional zur Normalkraft (Gleichung 14).

$$A \approx \frac{F_N}{H} \quad 14$$

3.4.3 Zyklische Belastung und Mikrobewegungen

Durch die zyklischen Belastungen, die in vivo auf ein künstliches Hüftgelenk einwirken, können mit der Zeit Mikrobewegungen in der Schnittstelle zwischen Prothesenkopf und Schaft auftreten, die sich auf den weiteren Verlauf von Verschleiß- und Korrosionsprozessen entscheidend auswirken können. Über den Pfanneneinsatz wird die Hüftgelenksresultierende F_{res} im Kontaktgebiet auf den Prothesenkopf übertragen und über den Kontakt zum konischen gestalteten Ende des Prothesenschafts an diesen weitergeleitet (Abbildung 11) (Damm et al. 2013, 2015). Die Hüftgelenksresultierende erzeugt eine axiale Kraftkomponente entlang der Konusachse. Die Querkraftkomponenten bewirken entsprechende Biegemomente. Zusätzlich entstehen während der Bewegung des Gelenks, also während der Bewegung des Prothesenkopfs relativ zum Pfanneneinsatz, Reibkräfte in der Artikulationsfläche dA , welche zusätzliche Reibmomente M_R erzeugen (Bishop et al. 2008, 2013). Bezogen auf die konische Schnittstelle induzieren die an der Artikulationsfläche entstehenden Reibmomente zusätzliche Biege- und Torsionsmomente M_T , welche die konische Schnittstelle überlagernd belasten können.

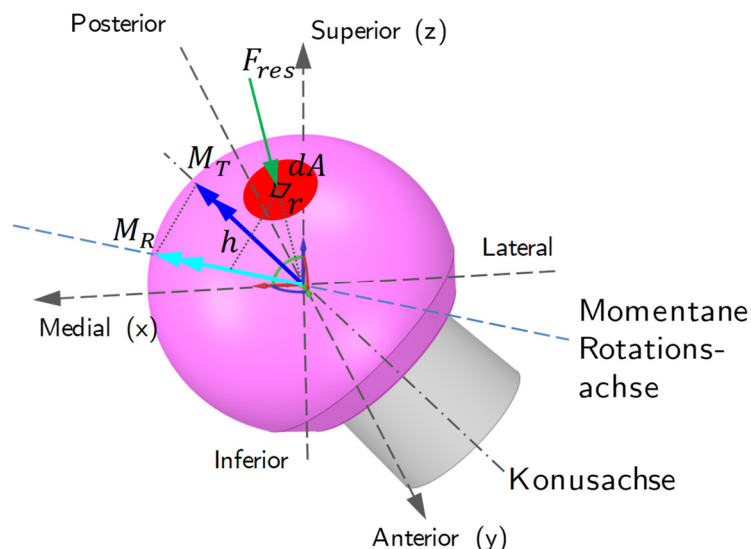


Abbildung 11: Schematische Darstellung eines Prothesenkopf-Konus-Systems einer Hüftgelenksendoprothese des linken Beins. Die Hüftgelenksresultierende F_{res} erzeugt neben einer axialen Komponente entlang der Konusachse eine Querkraftkomponente, die ein Moment hervorruft. Zusätzlich entstehen durch die Relativbewegung zwischen Prothesenkopf und Pfanneneinsatz Reibkräfte, die über den Hebelarm h orthogonal zur momentanen Rotationsachse Reibmomente M_R erzeugen. Mittels Projektion der Reibmomente auf das Konuskoordinatensystem können die hier auftretenden Biegemomente (hier nicht dargestellt) und Torsionsmomente M_T bestimmt werden.

Der Betrag, die Richtung und die Lokalisation der Hüftgelenksresultierenden ändern sich je nach Lastfall. Dies ist größten Teils auf die Anpassung des Körperschwerpunkt und der damit verbundenen Änderung von Richtung und Betrag der Gewichtskraft und der Muskelkraft in Abhängigkeit der ausgeführten Bewegung zurückzuführen. In vivo Messungen an Probanden mit instrumentierten Hüftgelenksendoprothesen zeigten für die z-Komponente der Hüftgelenksresultierenden (Koordinatensystem siehe Abbildung 11) während dem Joggen Beträge bis zu 4,5 kN, beim aufwärts Treppensteigen bis zu 3,9 kN (Bergmann et al. 2016). Die höchsten Reibmomente traten um die x-Achse während dem Aufstehen aus einem Stuhl (2,6 Nm) und bei der Ausführung einer Kniebeuge (2,4 Nm) auf (Bergmann et al. 2016). Die Biegemomente am Ende des Schafthalses wurden mit maximalen Werten während des Joggens mit 107 Nm angegeben. Farhodi et al. (2016) nutzen einen Teil der von Bergmann öffentlich zur Verfügung gestellten Daten und berechneten daraus mittels analytischem Modell die Torsionsmomente um die Konusachse und die jeweiligen Biegemomente bezogen auf den Kopfmittelpunkt. Die maximalen Biege- und Torsionsmomente traten während dem Einbeinstand auf und zeigten Werte bis zu 21,6 Nm bzw. 5,7 Nm. Im Vergleich dazu liegen die maximalen Biege- und Torsionsmomente während des Gehens bei 15,5 Nm bzw. 4,4 Nm. Mit der Kenntnis über die Belastungssituation der konischen Schnittstelle lässt sich nun eine Aussage über die Entstehung von Mikrobewegungen treffen. Betrachten wir ein vereinfachtes Modell aus Prothesenkopf und Schaft entsprechend Abbildung 12.

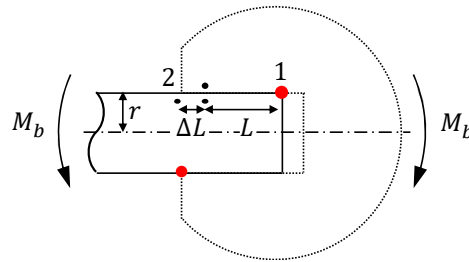


Abbildung 12: Vereinfachtes Prothesenkopf-Konus-System zur Veranschaulichung der Entstehung von Mikrobewegungen in der Schnittstelle.

Es wird angenommen, dass ein reines Biegemoment wirkt und der Kegel an den beiden rot markierten Punkten (1, 2) fest mit der Prothesenkopfoberfläche verbunden ist. Übersichtsartig gibt die elastische Dehnung einen Eindruck über die Mikrobewegungen in der Schnittstelle. Vorausgesetzt die vorherrschende Biegespannung über der Konuslänge L zwischen Punkt 1 und Punkt 2 ist konstant, kann über Gleichung 15 die elastische Dehnung (Mikrobewegung) ΔL bestimmt werden. Setzt man typische Werte für Biegemoment M_b , Konusradius r , Konuslänge L , Elastizitätsmodul E , und Flächenträgheitsmoment I für eine Kreisfläche ein, erhält man hierfür Werte zwischen 20 und 40 μm .

$$\Delta L = \varepsilon \cdot L = \frac{\sigma}{E} \cdot L = \frac{\frac{M_b}{I} \cdot r}{E} \cdot L = \frac{L \cdot M_b \cdot r}{E \cdot I} \quad 15$$

Dieses einfache Beispiel zeigt, dass Mikrobewegungen in der Schnittstelle allein durch elastische Verformungen ohne Vorhandensein von Starrkörperbewegungen auftreten können. Die rein elastische Mikrobewegung ist abhängig von der Konuslänge, der wirkenden Last in Kombination mit dem jeweiligen Offset (siehe 3.2.1), welches sich auf den Hebelarm und somit das Biegemoment auswirkt, der Position der Kontaktpunkte und dem Elastizitätsmodul. Aus der einfachen Gleichung 15 kann abgeleitet werden, dass die Biegesteifigkeit, $E \cdot I$, ein wichtiges Designmerkmal von Prothesenschäften ist. Je höher also die Biegesteifigkeit und der Durchmesser, desto geringer ist das Risiko für elastische Mikrobewegungen (Haschke et al. 2019). Diese sich zyklisch wiederholenden Mikrobewegungen, auch als Frettingbewegung bezeichnet, sind der Initiator von Verschleiß- und Korrosionsprozessen in der konischen Schnittstelle.

3.4.4 Verschleißmechanismen

Die konische Schnittstelle zwischen Prothesenkopf und Prothesenschaft ist im Einsatz verschiedenen Verschleißmechanismen ausgesetzt. Verschleiß beschreibt den fortschreitenden Materialverlust eines Werkstoffs unter tribologischer Beanspruchung verbunden mit Relativbewegungen der Kontaktpartner (Czichos 2015). Die zugrundeliegenden Verschleißmechanismen beschreiben die physikalischen und chemischen Wechselwirkungen, die im spezifischen Tribosystem ablaufen. Die Verschleißmechanismen lösen elementare Prozesse aus, die zu Stoff- und Formänderungen der am Kontakt beteiligten Partner bewirken. Prinzipiell können vier Verschleißmechanismen unterschieden werden: Adhäsion, Abrasion, Oberflächenzerrüttung und tribochemische Reaktionen. Je nach tribologischer Beanspruchung können die Verschleißmechanismen unabhängig voneinander in zeitlicher Abfolge oder überlagert auftreten. Bei Abrasion und Oberflächenzerrüttung spielen energie-, kraft-, oder spannungsinduzierte Wechselwirkungen, die zu Rissvorgängen und Stoffabtrennung führen, die entscheidende Rolle, während bei Adhäsion und tribochemischen Reaktionen atomare und molekulare Wechselwirkungen durch das

Auftreten von chemischen Bindungen im Kontaktgebiet den Verschleißmechanismen zugrunde liegen.

3.4.4.1 Adhäsion

Bei adhäsivem Verschleiß spielt die Wechselwirkung zwischen den kontaktierenden Oberflächen auf atomarer und molekularer Ebene die entscheidende Rolle (Sikorski 1964, Zum Gahr 1987). Wenn also die Oberflächenrauheitshügel zweier Kontaktflächen unter hoher lokaler Pressung aufeinandertreffen, zum Beispiel bei zu geringer Schmierfilmdicke, werden schützende Deckschichten (zum Beispiel Oxidschichten bei Metallen) durchbrochen, und es entstehen adhäsive Grenzflächenbindungen (Gee 1982). Diese Grenzflächenbindungen können eine höhere Festigkeit aufgrund hoher Kohäsionskräfte besitzen als das ursprüngliche Material der Kontaktpartner. Im Falle einer Relativbewegung zwischen den Kontaktpartnern kann es deshalb zu Brüchen im Volumen eines der Kontaktpartner kommen und Verschleißpartikel können sich herauslösen. Der dadurch entstehende Materialübertrag hinterlässt einen Materialausbruch und entsprechend auf der Gegenfläche eine Schuppe. Im weiteren Verlauf der Beanspruchung kann diese Schuppe durch Scherkräfte abgelöst werden, wodurch Verschleißpartikel entstehen. Ist die Kohäsion jedoch größer als die Scherbeanspruchung verbleiben die Mikroverschweißungen bestehen und können damit weitere abrasive Vorgänge auslösen. Adhäsiver Verschleiß wird maßgeblich durch die elastisch-plastische Kontaktdeformation, und somit der Ausbildung der wahren Kontaktfläche, und durch das Verformungsverhalten der Kontaktpartner bestimmt. Des Weiteren beeinflusst die chemische Zusammensetzung und der mikrostrukturelle Aufbau der Werkstoffoberflächen und des Werkstoffinneren den adhäsiven Verschleiß, da hiervon der Aufbau der adhäsiven Grenzflächenbindungen bestimmt wird. Zuletzt bestimmen bruchmechanische Vorgänge das Auftrennen der Grenzflächenbindungen und bedingen somit das Ablösen von Verschleißpartikeln. Ein Modell zur Beschreibung des adhäsiven Verschleißes beruht auf der Arbeit von Archard (1953), welche die Relation von Verschleißvolumen W_V und Beanspruchungsparametern beschreibt (Gleichung 16, Abbildung 13). K ist der dimensionslose Verschleißkoeffizient, der, statistisch interpretiert, die Wahrscheinlichkeit einer Ablösung eines Verschleißpartikels beschreibt. F_N ist die Normalkraft, s der Gleitweg und H die Härte des verschleißenden Werkstoffs, also des weicheren Kontaktpartners. Häufig findet sich auch die Angabe des spezifischen Verschleißkoeffizienten k , der das auf die Belastung normierte Verschleißvolumen W_V je Gleitweg s geteilt durch die Normalkraft F_N , darstellt (Gleichung 17).

Typische Werte des Verschleißkoeffizienten K für einen Kontakt zweier Metalllegierungen in Abhängigkeit des Reibungszustands, der Umgebungsbedingungen, des Belastungsregimes und der Relativbewegung liegen zwischen 10^{-3} und 10^{-9} (Yang 2005, Czichos 2015, Popov 2015b).

$$W_V = K \cdot \frac{F_N \cdot s}{H} \text{ mit } K = k \cdot H \quad 16$$

$$k = \frac{W_V}{F_N \cdot s} \quad 17$$

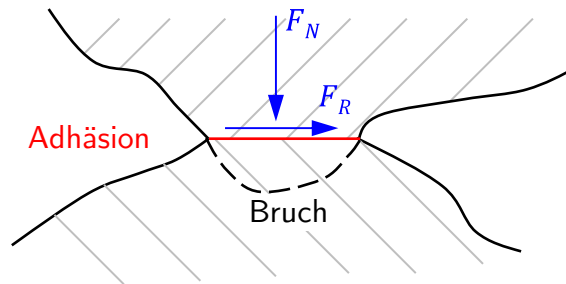


Abbildung 13: Modell des adhäsiven Verschleißes.

3.4.4.2 Oberflächenzerrüttung

Die Oberflächenbereiche der kontaktierenden Partner in einem Tribosystem sind ständiger Belastung, in Form von Kräften und Relativbewegungen, ausgesetzt, was letztlich zu Werkstoffanstrengung führt. Häufig erfolgt die Belastung zyklisch, sodass es zu einer Schadensakkumulation der beteiligten Kontaktpartner im Sinne einer Werkstoffermüdung kommt. Die Werkstoffermüdung ist generell abhängig von den Belastungszyklen und deren Amplituden. Man spricht von Kurzzeitermüdung, falls ein Bruch nach nur wenigen Lastzyklen aber großer Amplitude auftritt, während Langzeitermüdung durch niedrige Amplituden bei hoher Lastzyklusanzahl charakterisiert ist (Czichos 2015). Zunächst beginnt der Prozess unterhalb der Werkstoffoberfläche durch Akkumulation von Gitterverzerrungen und Gitterfehlern und somit Submikrorissbildung. Da auch bei vorhandenem trennenden Schmierfilm Kräfte übertragen werden, muss kein direkter Festkörperkontakt vorliegen. Durch die ständige zyklische Beanspruchung durch mehrachsige Normal- und Tangentialspannungen können sich die Mikrorisse verbinden und parallel zur Oberfläche anwachsen (Zum Gahr 1987). Bei Erreichen einer kritischen Risslänge oder beim Zusammentreffen mit Rissen quer zur Oberfläche können somit Verschleißpartikel entstehen. Für die Rissbildung existiert ein Versetzungsmodell, bei dem der Submikroriss durch Verbindung mehrerer gleichgerichteter Versetzungen entsteht. Hierbei wird angenommen, dass die lokale Spannung am Ort der Rissbildung und an der Risspitze die Festigkeit übersteigt und somit die Atombindung aufgelöst wird. Bei Keramiken sind Versetzungen bedingt durch die gerichteten Bindungen und komplexen Kristallstrukturen bei Raumtemperatur unbeweglich. Somit kann ein Versagen nur durch Anwachsen eines schon vorhandenen Risses auftreten. Hier wirken Defekte, die bei der Herstellung der keramischen Komponenten entstanden sind, als Anrisse. Bei der Rissausbreitung bzw. beim Risswachstum unterscheidet man zähes, sprödes und quasi-sprödes Risswachstum. Bei sprödem Risswachstum entstehen glatte Bruchflächen bei Rissspitzenspannungen nahe der Festigkeit des Werkstoffs. Quasi-sprödes Risswachstum erzeugt wellige Bruchflächen, da sich der Rissfortschritt sprunghaft ausbildet. Hier existiert vor dem Riss eine plastische Zone mit Mikrorissen, die sich dann mit dem Riss verbinden. Die Rissrichtung ist orthogonal zur Hauptnormalspannung. Zähes Risswachstum erfolgt hingegen parallel zur Hauptschubspannung. Hierbei vereinigen sich Mikroporen vor der Risspitze über Brückenbildung mit dem Riss. Halling (1975) entwickelte ein Verschleißmodell der Oberflächenzerrüttung für Metalle, das sowohl Ermüdungsversagen, als auch ein plastisches Versagenkriterium beinhaltet. Das von Suh (1973, 1977) entwickelte Modell zur Delamination kann streng genommen auch zur Oberflächenzerrüttung gezählt werden. Das Modell umfasst folgende Teilprozesse unter Gleitreibungsbeanspruchung. Zunächst bilden sich unterhalb der Gleitfläche Versetzungen, die sich durch die zyklische Beanspruchung aufstauen. Mit der Zeit bilden sich dadurch Fehlstellen und Submikrorisse, die sich zu Rissen parallel zur Gleitfläche

verbinden. Bei Erreichen der kritischen Risslänge bilden sich plättchenförmige Verschleißpartikel.

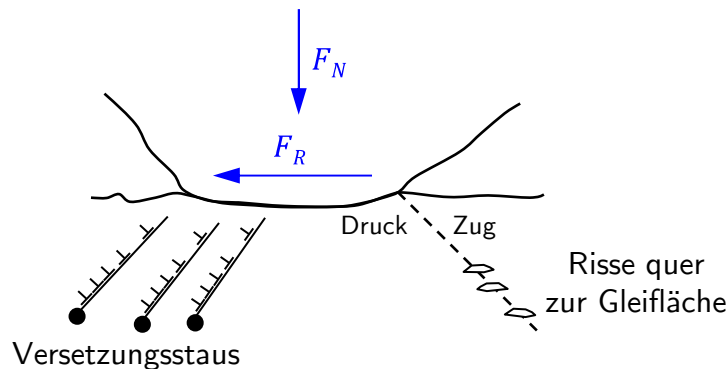


Abbildung 14: Modell der Delamination nach Suh (1973).

3.4.4.3 Abrasion

Abrasion tritt in einem tribologischen System auf, wenn ein Werkstoff härter und rauer ist als der tribologisch beanspruchte Werkstoff oder wenn harte Partikel in einen Werkstoff eingedrückt werden. Bei einer Relativbewegung der beiden Kontaktpartner kann aus dem weicheren Werkstoff, bedingt durch verschiedene Abtrennprozesse, abrasiver Verschleiß entstehen. Die Detailprozesse können nach Zum Gahr (1987) wie folgt gegliedert werden.

Unter Mikropflügen versteht man die plastische Verformung des beanspruchten Werkstoffs unter der Wirkung eines abrasiven Partikels. Dies können beispielsweise Bestandteile von Knochenzement oder Rückstände von der Oberflächenbearbeitung der Komponenten oder bereits entstandene Verschleißpartikel sein. Hierbei kommt es zu Aufwerfungen des Materials zu den Seiten hin, den sogenannten Furchungsrändern. Ideales Mikropflügen unter einmaliger Beanspruchung durch ein einzelnes abrasives Teilchen bedingt noch keinen Verschleiß. Beim Mikroermüden erfolgt der Materialabtrag durch wiederholtes Mikropflügen mehrerer abrasiver Partikel. Mikrobrechen tritt hauptsächlich bei spröden Werkstoffen, wie Keramiken auf. Bei Metallen, die in der Hüftgelenksendoprothetik eingesetzt werden, ist Mikrobrechen, bedingt durch die hohe Zähigkeit, nicht zu erwarten. Beim Mikrobrechen kommt es oberhalb einer kritischen Belastung zu Rissbildung und Rissausbreitung und dadurch zu größeren Materialausbrüchen entlang der Verschleißspur. Das Mikrospanen ist dadurch gekennzeichnet, dass sich vor dem abrasiv wirkenden Partikel ein Mikrospan bildet, dessen Volumen idealerweise identisch dem Volumen der entstehenden Verschleißspur ist. Für das ideale Mikrospanen wurde von Rabinowicz (1995) ein einfaches Modell vorgeschlagen (Abbildung 15). Es beschreibt die lineare Abhängigkeit des abrasiven Verschleißvolumens W_V von der Normalkraft F_N und des Abrasivwegs s (Gleichung 18). Zusätzlich berücksichtigt das Modell die Abhängigkeit des Verschleißvolumens vom Neigungswinkel Θ und der Härte H des abrasiven Partikels.

$$W_V = \frac{2}{\pi} \cdot \frac{\tan \Theta}{H} \cdot F_N \cdot s \quad 18$$

Erweiterte Modelle kombinieren die Wirkung des idealen Mikrospanens und des Mikropflügens, wobei das Verschleißvolumen aus der Geometrie der Verschleißspur abgeleitet werden kann.

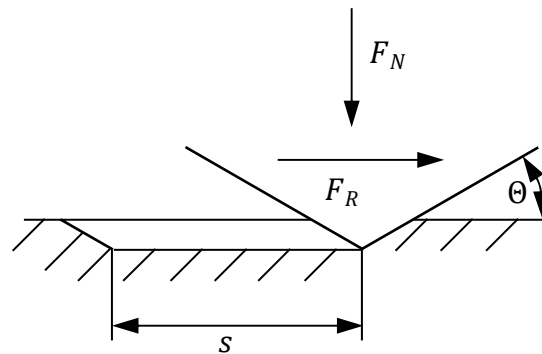


Abbildung 15: Modell der Abrasion nach Rabinowicz (1995).

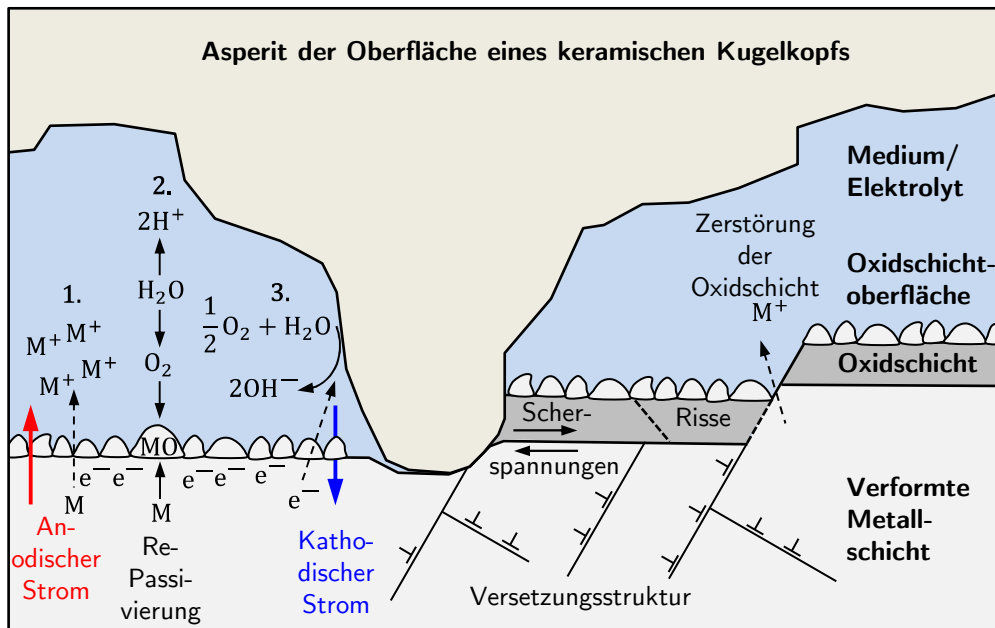
3.4.4.4 Tribochemische Reaktion

Bei tribochemischen Reaktionen treten chemische Reaktionen der Kontaktpartner mit dem beteiligten Umgebungsmedium bedingt durch die tribologische Belastung auf. Durch die ständigen Reaktionsprozesse mit dem umgebenden Medium (siehe Kapitel 3.4.5) entstehen unter Relativbewegung fortlaufend neue Reaktions- und Verschleißprodukte. Die Untermechanismen der tribochemischen Reaktionen sind die Tribooxidation (Quinn 1983a, 1983b), die Tribokorrosion (Landolt et al. 2001) und das sogenannte Mechanical Mixing (Rigney & Hammerberg 1998, Rigney 2000). Als Tribooxidation bezeichnet man bei Metallen den Vorgang, bei dem Oxidschichten und oxidische Verschleißprodukte durch Reaktion mit dem Sauerstoff des umgebenden Mediums entstehen (siehe Kapitel 3.4.5) und Reaktionsschichten bilden. Tribokorrosion beschreibt im weiteren Verlauf die Synergieprozesse zwischen elektrochemisch-induzierten Korrosionsprozessen und mechanisch-induzierten Verschleißprozessen. Hierbei spielen wiederum die tribochemischen Reaktionsschichten eine entscheidende Rolle, die sich sehr unterschiedlich zusammensetzen können und Bestandteile beider Kontaktpartner, sowie denaturierte Proteine und organische Substanzen des umgebenden Mediums enthalten (Wimmer et al. 2010, Zeng et al. 2015). Diesen durch die mechanischen Belastungen geförderten Durchmischungsprozess und die daraus entstehenden tribologischen Reaktionsschichten nennt man Mechanical Mixing. Der Aufbau und die Bestandteile der Reaktionsschichten sind abhängig vom jeweiligen Tribosystem, den Werkstoffeigenschaften der Kontaktpartner, der jeweiligen Oberflächentopografie, chemischen Bedingungen, und der Beschaffenheit des umgebenden Mediums. Aufgrund der heterogenen Natur der Reaktionsschichten können diese stark streuende Eigenschaften aufweisen und sich sowohl positiv als auch negativ auf das Verschleißverhalten auswirken.

3.4.5 Tribokorrosion der konischen Schnittstelle

Die Tribokorrosion der konischen Schnittstelle, in der englischsprachigen Fachliteratur als mechanically assisted crevice corrosion bezeichnet, umfasst alle mechanischen und elektrochemischen Prozesse und deren Synergieprozesse, die sich auf die Korrosion auswirken (Gilbert et al. 1993, Swaminathan & Gilbert 2012, Cao & Mischler 2018, McGrory et al. 2020). Hierzu zählen beispielsweise die Korrosionsarten Reib- (Fretting-Korrosion), Loch-, Spalt- und Spannungsrisskorrosion und die Verschleißmechanismen Oberflächenzerrüttung, Abrasion und Adhäsion und tribochemische Reaktionen.

Um die Tribokorrosion der konischen Schnittstelle besser zu verstehen, betrachten wir das Modell gemäß Abbildung 16.



Oxidation

1. $M \rightarrow M^{n+} + ne^{-}$
2. $mM + nH_2O \rightarrow M_mO_n + 2nH^{+} + 2ne^{-}$

Reduktion

3. $\frac{1}{2}O_2 + H_2O + e^{-} \rightarrow 2OH^{-}$

ROS

$H_2O_2, OH^{\cdot}, HO_2^{\cdot}, HO_2, O_2^{\cdot}$

Abbildung 16: Schematische Darstellung des Tribosystems, bestehend aus keramischem Prothesenkopf und Konus des Prothesenschafts. Asperiten der härteren keramischen Oberflächen beschädigen oder zerstören die schützende Oxidschicht auf der Metalloberfläche, wodurch korrosive Prozesse stark beschleunigt werden.

Die zyklischen Mikrobewegungen (0,1-100 µm) in der konischen Schnittstelle, hier am Beispiel zwischen metallischem Prothesenschaft und keramischem Prothesenkopf, führen zu mechanisch induzierten abrasiven Verschleißprozessen. Hierbei wird durch die Asperiten der keramischen Oberfläche die das Metall schützende Oxidschicht geschädigt oder komplett abgetragen. Die blanke Metalloberfläche befindet sich nun in direktem Kontakt mit dem aggressiven, biologischen Milieu und es setzen zusätzlich elektrochemisch induzierte Korrosionsprozesse in Form von Oxidations- und Reduktionsreaktionen ein (Gilbert 2020b, Gilbert & Zhu 2020). Die Reaktionsprodukte sind unter anderem feste Metalloxide, die sich an der Metalloberfläche anlagern (Repassivierung) und sogenannte Reactive Oxygen Species (ROS), die durch Reaktion mit biologischen Molekülen entstehen. Über diese Prozesse ist allerdings noch recht wenig bekannt. Da die Oxidations- und Reduktionsreaktionen an der gleichen Oberfläche des Metalls ablaufen, sind sie über das umgebende Medium elektrisch miteinander verbunden. Dadurch entstehen Elektronenströme im Metall und Ionenströme im leitenden Medium. Erschwerend kommt hinzu, dass sich bedingt durch die jeweilige Oberflächentopografie von Prothesenkopf und Prothesenschaft abgeschlossene Kavitäten bilden können, die lokale Korrosionssysteme darstellen (Spaltkorrosion), bei denen der Austausch des Mediums begrenzt oder komplett eingeschränkt ist. Dadurch ändert sich die Zusammensetzung des Mediums über der Zeit, wodurch Korrosionsprozesse begünstigt werden können (Gilbert & Jacobs 1995). Für eine ausführliche Beschreibung der elektrochemischen und thermodynamischen Prozesse sei an dieser Stelle auf Arbeiten von Gilbert et al. (2017a, 2017b) und Gilbert & Zhu (2020) verwiesen. Das oben

beschriebene allgemeine Modell erklärt zunächst nur die groben mechanischen und elektrochemischen Zusammenhänge, die zu dieser speziellen Form der Tribokorrosion führen. Abhängig von vielen Faktoren bilden sich jedoch unterschiedliche Tribosysteme aus, die aufgrund ihrer Komplexität bis heute nicht in Gänze verstanden und auch unterschiedlich tiefgehend behandelt wurden. Auffallend ist jedoch, dass Systeme, die einen keramischen Prothesenkopf beinhalten, weitaus weniger weit erforscht sind als Systeme, die einen CoCr-Prothesenkopf einschließen. Dies mag darauf zurückzuführen sein, dass keramische Prothesenköpfe historisch gesehen den CoCr-Köpfen folgten oder, weil diese Systeme als weniger korrosionsanfällig betrachtet wurden. Tatsächlich zeigten Explantatstudien, dass Prothesensysteme, die keramische Prothesenköpfe verwenden, geringere Verschleiß- und Korrosionsspuren des Prothesenschafts aufwiesen, da generell nur einer der Kontaktpartner aus Metall besteht, und somit elektrochemischer Korrosion unterliegt (Kurtz et al. 2013, Kocagöz et al. 2016). Der folgende Abschnitt soll einen Überblick über wichtige Arbeiten zur Tribokorrosion der konischen Schnittstelle geben und bekannte Unterschiede bezüglich der Werkstoffe und Werkstoffpaarungen beschreiben. Dies dient der späteren Bewertung, der in dieser Arbeit untersuchten Werkstoffpaarungen.

3.4.5.1 Explantatstudien

Studien an explantierten Implantaten offenbaren die möglichen an der konischen Schnittstelle zwischen Prothesenkopf und -schaft unter in vivo Bedingungen auftretenden mechanischen und elektrochemischen Schädigungsformen. Jedoch beinhalten solche Studien, je nach Explantationsgrund, nicht unbedingt zuvor im Patienten gut funktionierende Implantate. Zudem kann die Belastungsgeschichte des Bauteils nicht nachvollzogen werden. Häufig werden herstellerbedingte Unterschiede im Konusdesign nicht berücksichtigt und Daten gepoolt. Dies kann die Aussagekraft von Explantatstudien beeinträchtigen.

Bereits Anfang der 1990er Jahren konnten eindeutige Anzeichen für tribokorrosive Prozesse der konischen Schnittstelle bei CoCr/Ti- und CoCr/CoCr-Paarungen (Prothesenkopf/-schaft) gezeigt werden (Collier et al. 1991, 1992). Goldberg et al. (2002) und später Higgs et al. (2013) konnten die Ergebnisse bestätigen und führten visuelle Bewertungskriterien ein, um das Ausmaß der Beschädigungen standardisiert auswerten zu können. Kocagöz et al. (2013) und Kurtz et al. (2013) konnten in einem Vergleich zweier Kohorten (je $n=50$), die entweder einen keramischen oder CoCr-Prothesenkopf, jeweils gepaart mit Ti- oder CoCr-Prothesenschaft, beinhalten, keinen Einfluss des Winkelunterschieds auf visuelle Anzeichen tribokorrosiver Vorgänge feststellen. Ein deutlicher Metallübertrag auf die keramischen Prothesenköpfe wies auf adhäsiven Verschleiß der Metallegierungen hin. Zusätzlich wurden in beiden Kohorten Anzeichen für plastische Verformung der Profilspitzen, Fretting-Bewegung ($<100\mu\text{m}$), abrasiven Verschleiß, und dadurch hervorgerufene Fretting-Korrosion, gefunden. In der CoCr-Kohorte zeigte sich zusätzlich eine Schadensform, die Imprinting genannt wird, bei der sich die makroskopische Oberflächentopografie des Prothesenschafts in die Oberfläche des Prothesenkopf eindrückt. Darüber hinaus zeigten Schäfte mit geringerer Biegesteifigkeit eine höhere Anfälligkeit für Verschleiß und Korrosion. In einer weiterführenden Studie zur selben Kohorte, konnten Kocagöz et al. (2016) zeigen, dass bei Verwendung eines keramischen Prothesenkopfs im Vergleich zu einem CoCr-Kopf ein signifikant geringerer Materialverlust in der konischen Schnittstelle auftrat (CoCr: Median= $0,1\text{ mm}^3$, Maximum= 9 mm^3 ; Keramik: Median= $0,0\text{ mm}^3$, Maximum= $0,4\text{ mm}^3$). Des Weiteren wurde gezeigt, dass in Metall-Metall-Paarungen generell ein höherer Materialverlust auf der Kopfseite verglichen zur Schaftseite auftritt (Kopf: Median= $0,04\text{ mm}^3$, Maximum= $4,3\text{ mm}^3$; Schaft: Median= $0,0\text{ mm}^3$, Maximum= $2,5\text{ mm}^3$).

Tan et al. (2016) und El-Zein et al. (2021) konnten ebenfalls geringere Verschleiß- und Korrosionsspuren bei Verwendung von keramischen Prothesenköpfen in Kombination mit Schäften höherer Biegesteifigkeit beobachten als bei Verwendung von CoCr-Köpfen. Darüber hinaus zeigte sich die Implantationszeit bei Tan et al. (2016) nur in der CoCr-Kohorte als signifikanter Faktor für erhöhte Tribokorrosion.

Eine weitere Explantatstudie an jeweils 60 CoCr/Ti- und CoCr/CoCr-Paarungen fokussierte sich auf den Einfluss der Oberflächentopografie der Prothesensäfte im konischen Bereich (Arnholt et al. 2015, 2017). Sowohl strukturierte Oberflächen als auch relativ glatt gestaltete Oberflächen zeigten vergleichbare Verschleiß- und Korrosionsspuren und somit kamen die Autoren zu dem Schluss, dass deutlich strukturierte Oberflächen nicht das Risiko für Tribokorrosion erhöhen.

Kao et al. (2016) fanden in ihren Untersuchungen an 77 CoCr-Prothesenköpfen, gepaart mit CoCr- oder Ti-Säften, dass Säfte mit niedriger Biegesteifigkeit, ein kleinerer Winkelunterschied und die daraus entstehende größere Kontaktlänge zu erhöhten Frettingspuren auf der Schaftseite führen. Auf der Kopfseite waren diese Einflüsse jedoch nicht signifikant. Darüber hinaus wurde ein größerer Kopfdurchmesser vergleichbar zur Studie von El-Zein et al. (2021), aufgrund einer erhöhten Biegebelastung durch Vergrößerung des Hebelarms, mit erhöhter Korrosion in Verbindung gebracht.

Dyrkacz et al. (2013) konnten in ihren Explantatstudien mit einer Kohorte von 74 CoCr/CoCr-Paarungen ebenfalls höhere korrosive Schädigungen von Prothesenschaft und -kopf für Paarungen mit größerem Kopf (36 mm) im Vergleich zu Paarungen mit kleinerem Kopf (28 mm) beobachten. Die Autoren führten diesen Effekt auch auf den vergrößerten Hebelarm zurück.

Pourzal et al. (2016) untersuchten ein Kollektiv an Explantaten, bestehend aus 37 CoCr/CoCr- und 33 CoCr/Ti-Paarungen und konnten zeigen, dass eine größere Profilhöhe auf Schaftseite zu einem graduellen Anstieg der Fretting-Korrosionsspuren führte, während niedrige Profilhöhen unabhängig der Implantationszeit zu erhöhten korrosiven Schäden führte. Dies steht im Widerspruch zu den Ergebnissen von Arnholt et al. (2015, 2017).

Hall et al. (2018) untersuchten die konische Schnittstelle von Explantaten für die Werkstoffpaarungen CoCr/CoCr (n=165) und CoCr/Ti (n=199), um die unterschiedlichen in vivo auftretenden Schädigungsformen zu charakterisieren. Diese wurden in lokale und globale Formen unterteilt. Zu den lokalen Formen wurden beispielsweise plastische Deformation, Materialübertrag, Fretting-, Loch- und interkristalline Korrosion, Partikelbildung und zellinduzierte Schädigungen gezählt. Zu den globalen Formen zählten einerseits das Imprinting, bei dem sich die Oberflächentopografie des Konus (Prothesenschaft) in die Prothesenkopfoberflächen eindrückt. Andererseits wurden Schädigungen in den proximal superioren und distal inferioren Bereichen auf Kopf- und Schaftseite gefunden, welche durch eine Toggling-Bewegung (hervorgerufen durch wiederkehrende Biegebeanspruchung der konischen Schnittstelle) verursacht wurden. Die Oberflächen der Ti-Säfte zeigten generell höhere plastische Verformungen und stärkere abrasive Verschleißspuren als bei CoCr-Säften. Die plastischen Verformungen wurden primär auf den initialen Fügeprozess zurückgeführt. Beidseitiger Materialübertrag fand sich häufig bei den CoCr/Ti-Paarungen, während bei den CoCr/CoCr-Paarungen eher Materialübertrag vom Schaft auf den Kopf stattfand, jedoch insgesamt nur bei 40% der CoCr-Köpfe zu erkennen war. Hinweise auf Fretting-Korrosion zeigten sich häufiger für CoCr/CoCr-Paarungen, sowohl auf Kopf- als auch auf Schaftseite. Lochkorrosion zeigte sich beidseitig bei der CoCr/CoCr-Paarung und kopfseitig bei der CoCr/Ti-Paarung. Imprinting bei den Prothesenköpfen trat bei beiden

Werkstoffpaarungen ähnlich häufig auf. Interkristalline Korrosion beschränkte sich auf die Schäfte bei den CoCr/CoCr-Paarungen und auf die CoCr-Köpfe bei den CoCr/Ti-Paarungen. Eine Übersicht der Auftretenshäufigkeiten der verschiedenen Schädigungsformen auf Schaft- und Kopfseite zeigt Tabelle 9.

Tabelle 9: Auftretenshäufigkeit der verschiedenen Schädigungsformen auf Schaft- und Kopfseite je Werkstoffpaarung nach Hall et al. (2018) mit Angabe der p-Werte für den jeweiligen Gruppenvergleich ($p=0,05$).

Auftretenshäufigkeit am Prothesenschaftkonus/%								
Paarung	Toggle Damage	Plastische Verformungen	Lochkorrosion	Interkristalline Korrosion	Materialübertrag	Fretting-spuren	Ablagerungen	
CoCr/CoCr	0	100	80	53,3	6,7	86,7	93,3	
Co/Ti	27,3	100	0	0	63,6	63,6	72,7	
p	0,024	0,99	0,13	0,01	0,003	0,13	0,12	
Auftretenshäufigkeit am Prothesenkopf/%								
Paarung	Column Damage	Plastische Verformungen	Lochkorrosion	Interkristalline Korrosion	Materialübertrag	Fretting-spuren	Ablagerungen	Imprinting
CoCr/CoCr	30	100	60	0	40	90	90	76,7
Co/Ti	7,5	100	46,2	7,7	84,6	61,5	100	87,5
p	0,013	0,99	0,51	0,37	0,03	0,12	0,24	0,234

3.4.5.2 Experimentelle Arbeiten

Experimentelle Studien erlauben eine tiefere Betrachtung von Verschleiß- und Korrosionsprozessen unter kontrollierten Randbedingungen. Die Studien lassen sich grob in zwei Kategorien einteilen. Zum einen existieren Studien an vollständigen Prothesensystemen oder Teilsystemen, zum anderen werden spezielle tribologische oder tribokorrosive Versuchsaufbauten verwendet, um im kleinen Maßstab Verschleiß und Korrosion zu untersuchen.

Einige Effekte, die in den Explantatstudien gefunden wurden, konnten experimentell bestätigt werden.

Generell zeigten Prothesenschäfte mit geringerer Biegesteifigkeit eine Neigung für höhere Mikrobewegungen und waren somit anfälliger für tribokorrosive Vorgänge (Haschke et al. 2019). Systeme mit keramischen Prothesenköpfen tendierten zu geringerer tribokorrosiver Schädigung (Hallab et al. 2004, Panagiotidou et al. 2015, Rowan et al. 2018, Khullar et al. 2020). Gilbert et al. (2009) und Falkenberg et al. (2020) konnten zudem in kombinierten experimentellen und numerischen Studien ein höheres Risiko für Mikrobewegungen in Abhängigkeit der Kopfhalslänge zeigen. Durch den vergrößerten Hebelarm bei größerer Halslänge entstanden erhöhte Mikrobewegungen und somit bestand eine größere Gefahr für korrosive Angriffe. Höhere Fügekräfte zeigten tendenziell verminderte Tribokorrosion. Dies wurde generell auf die erhöhte Verbindungsfestigkeit beider Kontaktpartner bei höheren Fügekräften und somit geringerer Mikrobewegungen zurückgeführt (Mroczkowski et al. 2006, Pierre et al. 2018, Ouellette et al. 2019).

Zu den zugrundeliegenden Verschleißmechanismen und Korrosionsarten und deren Synergieeffekte ist bis heute noch Vieles unbekannt. Metall-Metall-Paarungen sind diesbezüglich schon deutlich weiter erforscht als Keramik-Metall-Paarungen.

Fischer et al. (2021) untersuchten mittels Fretting-Experimenten die Werkstoffpaarung CoCr/Ti (ISO 5832-12/ISO 5832-3), um die tribokorrosiven Mechanismen dieser Werkstoffpaarung zu erklären. Beide Varianten der CoCr-Legierungen mit niedrigem und hohem Kohlenstoffgehalt wurden in einem oszillierenden Stift-Zylinder-Tribometer unter gross slip Bedingungen getestet (Normalkraft 17,3 N, Amplitude 50 µm, Frequenz 4 Hz). Als Testmedium wurde fetales Kälberserum mit einem Proteingehalt von 30 g/l und einem pH-Wert von 7,6 verwendet. Interessanterweise zeigten stets die CoCr-Legierungen höhere Verschleißmengen verglichen zum Kontaktpartner Ti. Die Verschleißmechanismen der beiden CoCr-Legierungen waren vergleichbar und umfassten plastische Verformung durch Abrasion (Mikropflügen, Mikrobrechen), adhäsiven Materialübertrag von CoCr auf Ti und tribochemische Reaktionen. Der Einlaufverschleiß war jedoch für die CoCr-Legierung mit höherem Kohlenstoffgehalt, aufgrund des höheren Anteils an Hartphasen im Gefüge, und somit schnellerer Spannbildung auf der Oberfläche der Ti-Legierung, größer. Auf der Seite der Ti-Legierung wurde zunächst die weniger beständige Oxidschicht geschädigt. Durch Entstehung von Scherbändern unterhalb der Ti-Oberfläche, die sich zunehmend aufstauten, kam es zu delaminationsähnlichen Prozessen. Unter der weiteren Fretting-Belastung setzte zusammen mit weiteren entstandenen Verschleißpartikeln aus der Ti-Oxidschicht abrasiver Verschleiß der CoCr-Oberfläche ein (Mikropflügen). Dadurch wurde die CoCr-Oberfläche zunehmend depassiviert und tribochemische Reaktionen konnten sich ausbilden, die hauptsächlich zum Verschleiß der CoCr-Legierung beitrugen (Abbildung 17). Die Untersuchung dieses Mechanismus wurde schon in vorangegangenen Arbeiten derselben Forschergruppe begonnen (Fischer et al. 2017, Balachandran et al. 2020).

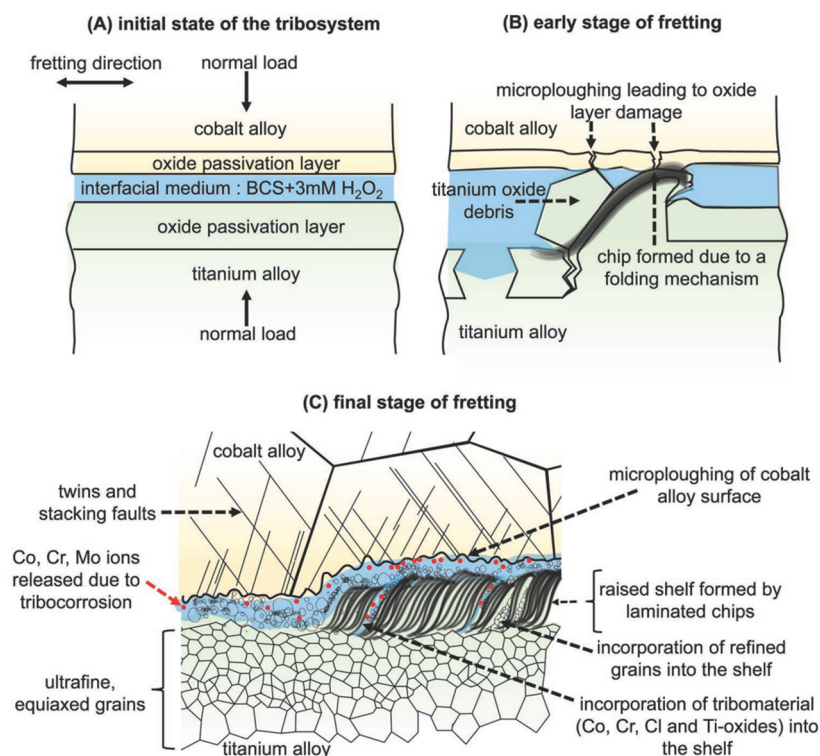


Abbildung 17: Modell der Tribokorrosion für die Werkstoffpaarung CoCr/Ti nach Balachandran et al. (2020).

Swaminathan & Gilbert (2012, 2013) führten vergleichbare Fretting-Korrosions-Experimente durch und konnten ein ähnliches Tribokorrosionsverhalten für eine CoCr/CoCr- und eine CoCr/Ti-Paarung zeigen. Im Gegensatz zu Fischer et al. (2021) schlussfolgerten die Autoren

jedoch, dass die tribokorrosiven Prozesse in beiden Paarungen durch die CoCr-Legierung dominiert wurden.

Pu et al. (2021) führten Fretting-Korrosions-Versuche in einem Kugel-Scheibe-Tribometer mit den Werkstoffpaarungen Al₂O₃/Ti (ISO 5832-3), SS/Ti (ISO 5832-1/ISO 5832-3) und CoCr/Ti (ISO 5832-12/ISO 5832-3) durch. Die Bewegungsamplitude betrug 10 µm bei einer Frequenz von 1 Hz. Als Testmedium wurde eine physiologische Kochsalzlösung mit einem 10%-igem Anteil an fetalem Kälberserum verwendet. Die Paarung SS/Ti zeigte adhäsiven Materialübertrag von SS auf Ti, abrasiven Verschleiß (Mikropflügen) und tribochemische Reaktionen. Für CoCr/Ti wurden primär adhäsiver Verschleiß und tribochemische Reaktionen gefunden, jedoch konnten auch Anzeichen für abrasiven Verschleiß festgestellt werden. Für Ti/Al₂O₃ wurde der geringste Verschleiß festgestellt im Vergleich zu den anderen Paarungen. Die Verschleißmechanismen bei der Ti/Al₂O₃-Paarung waren primär abrasiver Verschleiß (Mikropflügen) und tribochemische Reaktionen.

Licausi et al. (2015) betrachteten ebenfalls eine Al₂O₃/Ti-Paarung (ISO 5832-3) mittels eines Kugel-Scheibe-Tribometers in physiologischem Medium und konnten deutlichen Materialübertrag auf den Al₂O₃-Kontaktpartner beobachten. Des Weiteren konnten plastische Verformungen und durch Delaminationen an der Ti-Oberfläche entstandene Verschleißpartikel gefunden werden.

Atar (2013) führte trockene Verschleißexperimente in einem oszillierenden Kugel-Scheibe-Tribometer in trockenem Zustand mit den drei Werkstoffpaarungen Al₂O₃/SS (ISO 5832-1), Al₂O₃/Ti (ISO 5832-3), und Al₂O₃/CoCr (ISO 5832-12) durch. Der dominierende Verschleißmechanismus von Ti und SS war Adhäsion, von CoCr Abrasion. Die Kontaktoberflächen von Ti zeigten plastische Deformationen und wiesen Spuren von delaminierten Verschleißpartikeln, die adhäsiv auf den Al₂O₃-Kontaktpartner übertragen wurden, auf. Die CoCr-Proben zeigten primär Anzeichen für abrasiven Verschleiß und nur wenig Materialübertrag auf den Kontaktpartner. Die Kontaktflächen der SS-Legierung zeigten Anzeichen starker plastischer Verformung und Delaminationen, die auf den keramischen Kontaktpartner übertragen wurden. Ti erzeugte das größte Verschleißvolumen, CoCr das geringste. SS zeigte den größten Reibungskoeffizienten, während für CoCr der niedrigste Reibungskoeffizient gefunden wurde.

Smith et al. (2020) führten Fretting-Korrosions-Tests in einem Stift-Scheibe-Tribometer (Bewegungsamplitude 100 µm, Frequenz 1 Hz, Normalkraft 0-50 N) mit den Werkstoffpaarungen CoCr/CoCr und CoCr/Ti durch. Verschiedene Stiftgeometrien mit unterschiedlichem Querschnitt und Länge wurden verwendet, um verschiedene Struktursteifigkeiten zu erzielen. Die Kontaktoberflächen wurden auf einen Rauheitswert $R_a < 50$ nm poliert. Die Autoren konnten in ihren Versuchen deutliche Hinweise dafür finden, dass sich durch geeignete Gestaltung der an die Kontaktoberflächen angrenzenden Strukturen die Grenzflächenmechanik positiv beeinflussen lässt. So zeigten sich flexiblere Strukturen geeignet, Mikrobewegungen im Kontaktgebiet schon bei geringen Normallasten einzuschränken, da sie sich bei Relativbewegung unter Aufrechterhaltung des Reibschlusses elastisch verformten und so kein Abgleiten der Kontaktpartner stattfand und die Oxidschicht erhalten blieb (Abbildung 18).

Im Gegensatz dazu fanden Royhman et al. (2021) für eine CoCr/Ti-Paarung, getestet in einem Stift-Scheibe-Tribometer (Normalkraft 200 N, Bewegungsamplitude 25 µm, Frequenz 1 Hz), dass strukturierte Oberflächen generell eine höhere Anfälligkeit für tribokorrosive Prozesse aufwiesen. Die hier verwendeten CoCr-Scheiben wurden auf einen Rauheitswert $R_a < 25$ nm poliert, während die Ti-Stifte entweder auch auf dieselbe Weise poliert wurden oder eine strukturierte Oberfläche mit einem Profilspitzenabstand von 200 µm und einer Profilhöhe von

11 μm aufwiesen. Die Autoren führten die Ergebnisse der strukturierten Proben darauf zurück, dass eine größere exponierte Oberfläche für tribokorrosive Vorgänge zur Verfügung stand. Auf der Seite der Ti-Legierung wurden plastische Deformationen beobachtet, Delaminationen durch adhäsive Prozesse und Oberflächenzerrüttung. Die Oberfläche der CoCr-Legierung wies entsprechend Materialübertrag von Ti-Oxidschichtpartikeln auf.

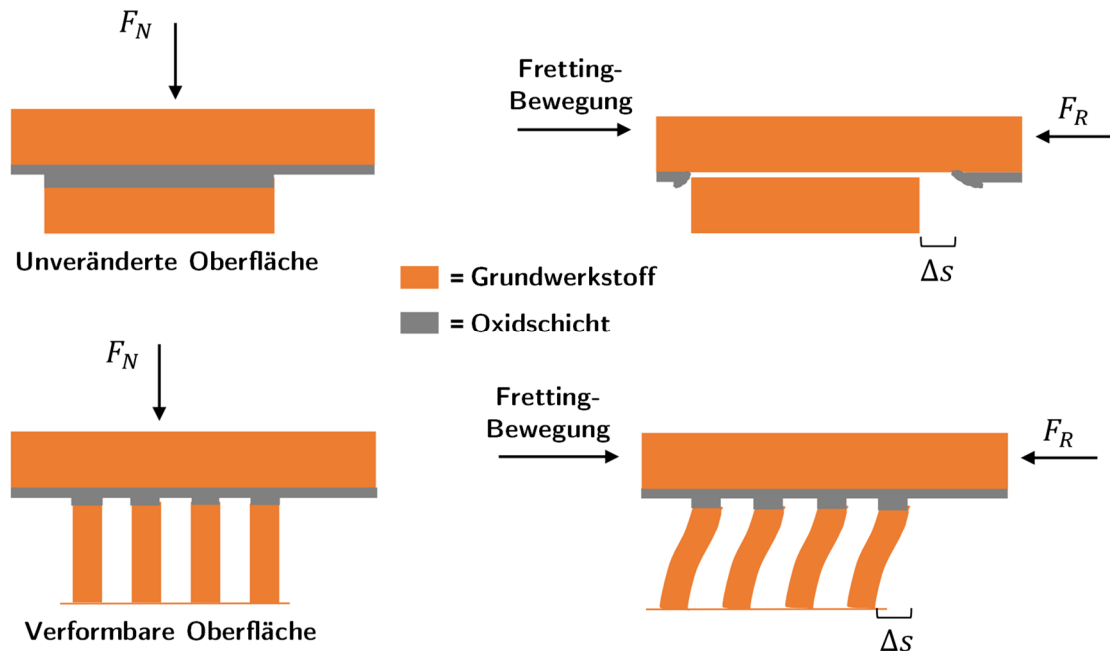


Abbildung 18: Schematische Darstellung eines gross-slip Fretting-Prozesses zweier Kontaktpartner unter einer Normallast F_N und der Mikrobewegung Δs nach Smith et al. (2020). Ohne verformbare Strukturen auf der Oberfläche des einen Kontaktpartners wird die Oxidschicht abrasiv zerstört und der Grundwerkstoff ist gegenüber dem umgebenden Elektrolyten exponiert (oben). Mit verformbaren Strukturen können sich Reibschlüsse zwischen den Kontaktpartnern ausbilden, wodurch Mikrobewegungen und somit eine abrasive Zerstörung der Oxidschicht verhindert werden können.

Zhu et al. (2020) nutzten einen Stift-Scheibe-Tribometer zur Untersuchung einer CoCr/CoCr-Paarung (ISO 5832-12) in einer phosphatgepufferten Kochsalzlösung (Normalkraft 0,5 N, Bewegungsamplitude 65 μm , Frequenz 3 Hz). Plastische Verformungen der Oberflächen, Anzeichen für Loch- und Korngrenzenkorrosion und tribochemische Reaktionen wurden in dieser Studie beobachtet. Das entstandene Tribomaterial setzte sich zum einen aus Co-Ionen und geringen Anteilen an Cr- und Mo-Ionen, zum anderen aus festen Cr- und Mo-Oxiden oder -Phosphaten zusammen und sorgte quasi als Schmiermittel für eine Trennung der Kontaktflächen.

Bryant & Neville (2017) führten Fretting-Korrosionsexperimente mittels eines Kugel-Scheibe-Tribometers an CoCr/CoCr-Paarungen in phosphatgepuffertem Kochsalzlösung durch (Kontaktdruck 0,4-1 GPa, Bewegungsamplitude 10-50 μm ; Frequenz 1 Hz). Die Autoren konnten zeigen, dass unter hohen Kontaktdrücken und kleinen Bewegungsamplituden (partial slip Regime) der Materialverlust primär von rein korrosiven Prozessen bestimmt wurde. Durch die kleineren Bewegungsamplituden wurde der abrasive Verschleiß der Oxidschichten reduziert und somit auch die Synergieeffekte zwischen mechanischen und elektrochemischen Prozessen vermindert. Bei abnehmenden Kontaktdrücken und größeren Bewegungsamplituden wurde die Oxidschicht zunehmend zerstört und es konnten sich Synergieeffekte ausbilden, wobei der

Materialverlust zunehmend von mechanischen Verschleißprozessen dominiert wurde. Korrosive Prozesse konnten jedoch in keiner Paarung vollständig verhindert werden.

Oladokun et al. (2015) untersuchten in einem Kugel-Scheibe-Tribometer (Bewegungsamplituden 10, 25, 50 μm ; Frequenz 1 Hz) CoCr/CoCr- (ISO 5832-12) und CoCr/Ti-Paarungen (ISO 5832-12/ISO 5832-3). Als Testmedium wurde fetales Kälberserum verwendet und der initiale Kontaktdruck lag bei 1 GPa. Generell wurde höherer Materialverlust bei CoCr/CoCr-Vergleichen zu CoCr/Ti-Paarungen beobachtet. Bei Bewegungsamplituden $\geq 25 \mu\text{m}$ trat bei beiden Paarungen eine Depassivierung der Oxidschichten auf. Als primärer Verschleißmechanismus wurde für die CoCr/CoCr-Paarung Adhäsion und daraus folgende Partikelbildung festgestellt. Die CoCr/Ti-Paarung zeigte primär Anzeichen für Oberflächenzerrüttung mit deutlicher Rissbildung auf der Ti-Seite. Dieses Verhalten führten die Autoren auf die beobachtete höhere Reibung der CoCr/Ti-Paarungen zurück. Durch höhere Reibkräfte werden höhere lokale Spannungen hervorgerufen und somit kann Rissentstehung begünstigt werden. Die Unterschiede der beiden untersuchten Paarungen wurden auch hinsichtlich der Beständigkeit der Oxidschichten diskutiert, da schnellere Regenerationszeiten für Ti verglichen zu CoCr beobachtet werden konnten (Hanawa 2004). Oladokun et al. (2015) schlussfolgerten daher, dass Ti schon während der Frettingbelastung schneller repassivieren kann als CoCr und somit sowohl elektrochemisch als auch mechanisch die Tribopaarung CoCr/Ti dominiert. Dies steht im Einklang mit den Ergebnissen von Fischer et al. (2021), jedoch im Gegensatz zu den Ergebnissen von Swaminathan und Gilbert, die CoCr als dominanten Kontaktpartner bei CoCr/Ti-Paarungen beschrieben. In vorangegangenen Arbeiten konnten Goldberg & Gilbert (1996, 1997, 2004) interessanterweise abweichend zu Hanawa (2004) eine schnellere Regenerationszeit der Oxidschicht für CoCr feststellen. Darüber hinaus zeigte die Oxidschicht für CoCr eine höhere Kratzbeständigkeit im Vergleich zu Ti.

Koch et al. (2003) führten Verschleißexperimente mit einer nickelfreien, hoch aufgestickten Stahllegierung (X13CrMnMoN18-14-3) durch und verglichen die Ergebnisse mit weiteren Legierungen, die als Biomaterial verwendet werden. In einem Scheibe-Stift-Tribometer (Geschwindigkeit 0,1 m/s, Kontaktdruck 370 MPa) wurden jeweils artgleiche Werkstoffpaarungen untersucht. Die nickelfreie Stahllegierung zeigte verglichen zu einer Stahllegierung nach ISO 5832-1 verbesserte Verschleißbeständigkeit. Die Autoren führten dies auf die deutlich bessere Fähigkeit zur Verformungsverfestigung und eine höhere Bruchdehnung zurück, wodurch die Ausbildung tribochemischer Reaktionsschichten begünstigt und somit der Entstehung adhäsiven und abrasiven Verschleißes entgegengewirkt wurde. Die Analyse der Verschleißpartikelgröße bestärkte die Vermutung und zeigte deutlich größere Partikel für die Legierung nach ISO 5832-1, die laut den Autoren nur aus einer tieferen Werkstoffschicht stammen konnten. Die nickelfreie Stahllegierung erzeugte hingegen viel kleinere Verschleißpartikel ($\ll 1 \mu\text{m}$), die letztlich nur aus den nur wenige Nanometer starken tribochemischen Reaktionsschichten stammen konnten. Fischer et al. (2012) konnten diese Theorie in einer späteren Arbeit experimentell bestätigen (siehe Kapitel 3.3.1).

Thomann et al. (2000) untersuchten drei verschiedene austenitische Stahllegierungen (ISO 5832-1, ISO 5832-9, nickelfreier Stahl (P558)) mittels eines Stift-Scheibe-Tribometers in verschiedenen Testmedien hinsichtlich des Gleitverschleißverhaltens. P558 zeigte das geringste Verschleißvolumen, während der SS nach ISO 5832-1 den höchsten Verschleiß zeigte. Oberflächenanalysen mittels Elektronenmikroskopie zeigten für die Legierung nach ISO 5832-9 viele Risse, während kaum Rissbildung bei den beiden anderen Legierungen gefunden wurde. Die Autoren schlussfolgerten, dass hierfür die geringere Bruchdehnung der ISO 5832-9 Legierung

verantwortlich ist und somit bei dieser Legierung Oberflächenzerrüttung begünstigt wird. Die P558 Legierung hingegen zeigte aufgrund ihrer höheren Festigkeit und Oberflächenhärte weniger plastische Verformungen und keine Anzeichen für Oberflächenzerrüttung und führte somit letztlich zum geringsten Verschleißvolumen.

Liu et al. (2019) führten Fretting-Korrosionsexperimente in einem Stift-Scheibe-Tribometer (Bewegungsamplitude 20-30 μm ; Frequenz 1 Hz; Normalkraft 2N) mit einer artgleichen Werkstoffpaarung (Stahllegierung nach ISO 5832-1) durch. Die Autoren konnten für diese Paarung zeigen, dass schon eine kurze, initiale Fretting-Belastung ausreicht, um Spalt- und Lochkorrosion zu induzieren.

3.4.5.3 Numerische Studien

Um experimentelle Schwierigkeiten zu beseitigen und schon prä-klinisch, neben experimentellen Untersuchungen, die konische Schnittstelle und deren Kontaktmechanik untersuchen zu können, bedient man sich häufig der Methode der Finiten-Elemente. Hier können zum Beispiel relativ einfach durch geeignete Wahl der Randbedingungen komplexe, in vivo ähnliche Belastungsszenarien, die auf das Implantatsystem wirken, simuliert werden. Darüber hinaus lassen sich Einflüsse verschiedener Designmerkmale und die Auswirkungen ihrer Variationen strukturiert untersuchen.

Elkins et al. (2014) betrachteten mittels einer numerischen Parameterstudie die Auswirkungen des Prothesenkopfdurchmessers (32 mm – 48 mm) auf die Mikrobewegungen und den Verschleiß in der konischen Schnittstelle für einen CoCr-Schaft gepaart mit einem CoCr-Kopf. Es wurden zusätzlich verschiedene Einbausituationen der Metallpfanne und Fügekräfte (1 kN, 5 kN, 17 kN) berücksichtigt. Für die Verschleißsimulation wurde ein Modell nach Archard (1953) verwendet (Verschleißkoeffizient: $1,13 \cdot 10^{-8} \frac{\text{mm}^3}{\text{Nm}}$). Die Simulationen betrachteten sowohl den initialen Fügeprozess als auch nachfolgende in vivo auftretende Belastungen (Laufen, Aufstehen, Setzen). Während des Fügens traten primär Mikrobewegungen entlang der Konusachse auf. Unter in vivo Belastungen änderte sich die Richtung der Mikrobewegung hin zu rotatorischen Bewegungen um die Konusachse. Mit steigender Kopfgröße und somit steigendem Hebelarm wurden steigende Beanspruchungen der konischen Schnittstelle beobachtet, die mit steigenden Verschleißraten einhergingen. Darüber hinaus zeigten sich generell abnehmende Verschleißvolumina mit zunehmenden Fügekräften und deutliche Unterschiede zwischen verschiedenen alltäglichen Lastfällen.

Norman et al. (2019) führten vergleichbare Simulationsstudien zum Einfluss der Prothesenkopfgröße auf die Belastungen der konischen Schnittstelle durch. Die Autoren untersuchten verschiedene Paarungen, bestehend aus CoCr-Köpfen unterschiedlichen Durchmessers und einem Ti-Schaft und konnten die Ergebnisse von Elkins et al. (2014) bestätigen, dass ein größerer Außendurchmesser des Prothesenkopfs zu höheren Beanspruchungen der konischen Schnittstelle führten. Des Weiteren stellten die Autoren ebenfalls eine deutliche Abhängigkeit der Beanspruchungen von verschiedenen Alltagsaktivitäten fest und konstatierten, dass die Spannungen des Ti-Konus durchaus Werte oberhalb dessen Fließgrenze erreichen können und somit plastische Verformung stattfinden kann.

Dyrkacz et al. (2015) untersuchten CoCr/CoCr-Paarungen und CoCr/Ti-Paarungen, um den Einfluss von Prothesenkopfdurchmesser, Offset, Konusgröße und Fügelast auf die Mikrobewegungen in der konischen Schnittstelle zu untersuchen. Ein größerer Kopfdurchmesser, ein höheres Offset, ein schmaleres Konusdesign und eine geringere Fügelast zeigten größere

Mikrobewegungen. Des Weiteren konnte beobachtet werden, dass CoCr/Ti-Paarungen während des initialen Füge lastschritts deutlich höhere Einsinktiefen aufwiesen als artgleiche Paarungen.

Donaldson et al. (2014) fanden in vorangegangenen FE-Studien zu CoCr/Ti-Paarungen vergleichbare Ergebnisse bezüglich des Offsets. Darüber hinaus wurde ein Anstieg der Mikrobewegungen mit höherem Körpergewicht, gleichbedeutend mit einer größeren in situ Belastung der konischen Schnittstelle, mit einem höheren Risiko für Fretting-Korrosion in Verbindung gebracht.

Raji & Shelton (2019) betrachteten die Effekte der Konuslänge und des Winkelunterschieds auf die Beanspruchungen des Prothesenkopfs (CoCr) und den verbleibenden Spalt zwischen Schaft (Ti) und Kopfoberfläche nach zwei Alltagsbelastungen (Laufen und Treppensteigen). Die Autoren betrachteten die resultierende minimale Spaltbreite als einen wichtigen Faktor der Tribokorrosion, da abhängig von der Spaltbreite das Einströmen korrosiven Mediums begünstigt wird. Für das Treppensteigen wurde eine asymmetrische, für das Laufen eine axisymmetrische Ausbreitung der Kontaktfläche beobachtet. Generell war die Kontaktfläche beim Treppensteigen niedriger als beim Laufen. Eine Vergrößerung des Winkelunterschieds führte zu größeren Spaltbreiten und geringeren Traglängen. Ein kurzer Konus (10,5 mm) erzeugte während dem Laufen im Vergleich zu einem langen Konus (18 mm) eine geringere Spaltbreite, während dem Treppensteigen nahm die Spaltbreite jedoch mit steigender Konuslänge ab. Die Spannungen an der Oberfläche des Prothesenkopfs nahmen, während dem Treppensteigen mit zunehmender Konuslänge ab, während sich die Spannungen beim Laufen in Abhängigkeit der Konuslänge kaum änderten. Die Autoren wiesen darauf hin, dass die hohen Oberflächenspannungen beim Treppensteigen (1,2 GPa) verglichen zum Laufen (<200 MPa) zu Schädigungen der Oxidschicht des CoCr-Kopfs führen können.

Chetan et al. (2020) untersuchten den Einfluss unterschiedlicher Konusverhältnisse und des Halsquerschnitts des Prothesenschafts (rund, trapezförmig) auf das Verschleißverhalten der konischen Schnittstelle für eine Paarung, bestehend aus CoCr-Kopf und CoCr-Schaft. Zunächst wurde das System unter einer axialen Last von 4 kN gefügt und anschließend wurden die Belastungen während eines Gangzyklus appliziert. Für die Verschleißsimulation wurde ein Verschleißmodell nach Archard (1953) (Verschleißkoeffizient: $1.68 \cdot 10^{-5} \text{ mm}^3/\text{Nm}$) verwendet. Es wurde kein Winkelunterschied modelliert und nur linear-elastische Materialgesetze definiert. Die Autoren konnten geringeren Verschleiß für einen runden verglichen zu einem trapezförmigen Prothesenhalsquerschnitt und das klassische Konusverhältnis von 12 mm zu 14 mm verglichen zu 8 mm zu 14 mm beobachten. Dies wurde entgegen der allgemeinen Meinung auf die geringere Steifigkeit des Schaftsystems mit rundem Halsquerschnitt zurückgeführt.

English et al. (2016) und Fallahnezhad et al. (2019) erforschten den Effekt der initialen Füge kraft auf eine CoCr/Ti- und eine CoCr/CoCr-Paarung. Zunächst wurden verschiedene Füge lasten und im Anschluss mehrere Gangzyklen simuliert. Interessanterweise kamen die verschiedenen Forschergruppen zu abweichenden Ergebnissen. Während English et al. (2016) verbesserte Verschleißergebnisse für höhere Fügekräfte (6 kN) zeigen konnten, kamen Fallahnezhad et al. (2019) zu dem Schluss, dass eine größere Fügekraft (4 kN und 5 kN) zu höherem Verschleiß führt. Zwar wurden von Fallahnezhad et al. (2019) bei geringeren Fügekräften auch höhere Mikrobewegungen beobachtet, jedoch führten die höheren Fügekräfte auch zu höheren Kontaktspannungen und zu einer größeren Kontaktfläche. Diese förderten während der zyklischen Belastung die Verschleißvorgänge. Der entscheidende Unterschied der Studien liegt zum einen in der Implementierung des Winkelunterschieds, welcher nur von Fallahnezhad et al.

(2019) berücksichtigt wurde, zum anderen in der Wahl des Verschleißmodells. Fallahnezhad et al. (2019) verwendeten ein Verschleißmodell nach Archard (Verschleißkoeffizient: $1,7 \cdot 10^{-15} \text{Pa}^{-1}$), während English et al. (2016) ein Verschleißmodell implementierten, das auf der dissipierten Energie beruhte.

Sowohl Ashkanfar et al. (2017a), als auch Fallahnezhad et al. (2017) untersuchten den Einfluss des Winkelunterschieds für eine CoCr/Ti-Paarung bzw. eine CoCr/CoCr-Paarung. Ashkanfar et al. (2017a) konnten feststellen, dass ein großer Winkelunterschied nach einer Belastung von 1 Millionen Zyklen zunächst niedrigere Verschleißwerte, aufgrund der geringeren am Verschleiß beteiligten Kontaktfläche, aufweist. Jedoch lockerte sich bei größerem Winkelunterschied unter der weiteren Belastung zunehmend die Verbindung zwischen Kopf und Schaft und es entstanden erhöhte Mikrobewegungen, wodurch sich das Verschleißvolumen erhöhte. Bei Nullschluss wurde innerhalb der ersten Millionen Zyklen aufgrund größerer Kontaktfläche höherer Verschleiß beobachtet, jedoch blieb die Verbindung über der Zeit länger stabil und die Verschleißmenge wurde reduziert. Fallahnezhad et al. (2017) konnten ebenfalls für größere Winkelunterschiede höhere Kontaktspannungen, höhere Mikrobewegungen und daher höhere Verschleißmengen beobachten. Interessanterweise wurden im Gegensatz zu Ashkanfar et al. (2017a) bei Nullschluss höhere Verschleißmengen nach ungefähr vier Millionen Zyklen beobachtet als bei Vorliegen eines geringen Winkelunterschieds von $0,024^\circ$. Des Weiteren stellten Ashkanfar et al. (2017a) fest, dass Systeme mit initial distalem Kontakt über der Zeit deutlich höhere Verschleißvolumina generierten verglichen zu initial proximalem Kontakt. Dies steht im Gegensatz zur Arbeit von Fallahnezhad et al. (2017), die bei initial proximalem Kontakt höhere Verschleißmengen über der Zeit beobachteten und daraus schlussfolgerten, dass diese Systeme weniger beständig gegenüber Fretting-Bewegungen und somit Verschleiß sind. Ashkanfar et al. (2017a) nutzen ein energie-basiertes Verschleißmodell, während Fallahnezhad et al. (2017) wiederum ein Archard-Verschleißmodell verwendeten.

Fallahnezhad et al. (2018) und Farhoudi et al. (2017) untersuchten die Auswirkungen verschiedener alltäglicher Aktivitäten, wie beispielsweise das Laufen oder das Treppensteigen, auf die Belastungen der konischen Schnittstelle eines CoCr/CoCr-Prothesensystems. Das Treppensteigen nach oben zeigte die kritischste Aktivität, wobei die Kniebeuge und das Hinsetzen aus dem Stand die weniger kritischen Aktivitäten darstellten. Die größten Kontaktspannungen (Kontaktdrücke) von 2500 MPa wurden für den Einbeinstand konstatiert, die niedrigsten für eine Kniebeuge (1940 MPa). Die größten Reibspannungen von 563 MPa und Mikrobewegungen von 32 μm wurden während dem Treppensteigen nach oben gefunden.

Die zuvor beschriebenen Studien haben den Vorteil, dass durch die ideal glatte Modellierung der Kontaktpartner 3D-Modelle verwendet werden können, welche die Simulation von komplexen Belastungen zulassen. Ein entscheidender Nachteil liegt jedoch in der Vernachlässigung der Effekte der Oberflächentopografie der Kontaktpartner.

Lundberg et al. (2015) simulierten realistische Oberflächen von Kopf und Konus verschiedener Werkstoffpaarungen mittels 2D axialsymmetrischen Modellen entsprechend Daten aus Explantstudien und konnten deutliche Einflüsse der Oberflächentopografie auf die Kontaktmechanik der konischen Schnittstelle feststellen. Die Kontaktfläche, der Gleitweg, die Kontaktspannungen und die plastische Dehnung wurden als wichtige Parameter in Abhängigkeit der jeweiligen Oberflächentopografie festgestellt. Die Autoren konnten bei den Paarungen, die einen Metallkonus oder -kopf beinhalteten, Bereiche deutlicher Plastifizierung beobachten.

Interessanterweise konnten Ashkanfar et al. (2017b) mittels 3D-Modellen einer CoCr/Ti-Paarung trotz Berücksichtigung einer strukturierten Konusoberfläche keinerlei plastischen

Verformungen, selbst bei einer Höhe der Fügekraft von 4 kN, beobachten. In den darauffolgenden Simulationen von 7 Millionen Gangzyklen konnten die Autoren für einen strukturierten Konus höhere Verschleißvolumina verglichen zu einem ideal glatten Konus beobachten. Sowohl Gustafson et al. (2020, 2022) als auch Bechstedt et al. (2020) konnten wiederum deutliche Anzeichen plastischer Deformationen der Kontaktflächen finden. Es wurden 2D-axialsymmetrische Modelle verwendet, wobei die Konusoberfläche strukturiert modelliert wurde, um CoCr/Ti-Paarungen und Keramik/Ti-Paarungen zu untersuchen. Bei Vorliegen größerer Profilhöhe der Oberflächentopografie entstanden höhere Kontaktdrücke, verkleinerte sich die Kontaktfläche und erhöhten sich die plastischen Verformungen. Höhere Kontaktdrücke und höhere Kontaktflächen wurden von den Autoren mit einer höheren Verbindungsfestigkeit assoziiert. Gustafson et al. (2020) konnten steigende plastische Verformungen, erhöhte Traglängen und Kontaktspannungen mit Zunahme der Fügebelastung identifizieren. Interessanterweise beobachteten Gustafson et al. (2022) nur bei großen Winkelunterschieden einen signifikanten Einfluss auf die Kontaktmechanik, während, wie oben aufgeführt, Ashkanfar et al. (2017a) und Fallahnezhad et al. (2017) generell einen großen Einfluss des Winkelunterschieds feststellen konnten.

4 Experimenteller Teil

In diesem Abschnitt werden die verschiedenen Fügeexperimente, die mit den keramischen Prothesenköpfen und den metallischen Testkonen durchgeführt wurden, beschrieben. Diese dienten dazu, die Deformation der Oberflächentopografie der Metallkonen zu bestimmen. Verwendet wurden keramische Prothesenköpfe aus den Werkstoffen BIOLOX[®]*delta* und BIOLOX[®]*forte*, die mit Metallkonen, hergestellt aus drei verschiedenen Legierungen, gepaart wurden. Diese Legierungen zählen zu den am häufigsten eingesetzten Implantatmaterialien – eine Kobalt-Basislegierung, eine Stahllegierung und eine Titanlegierung.

Zunächst wurden Versuche zur Werkstoffcharakterisierung in Form von Härteprüfungen und Zugversuchen durchgeführt (siehe Kapitel 8.1). Danach folgte die geometrische Vermessung der verwendeten Komponenten (siehe Kapitel 8.2) und die oberflächentopografische Charakterisierung der Metallkonen mittels Profilometrie. Die Beschreibung der Methodik zur Datenanalyse findet sich in Kapitel 8.3. Im Anschluss folgten Fügeexperimente mit erneuter Profilometrie, um die Deformation der Oberflächentopografie der Metallkonen zu bestimmen. Hier wurde primär der Einfluss der verwendeten Metallegierung, der Höhe der Fügekraft und des Winkelunterschieds auf die Deformation der Oberflächentopografie der Metallkonen untersucht. Jedoch wurden auch die beiden Profilparameter Profilhöhe und Profilspitzenabstand als Prädiktoren in die statistische Auswertung implementiert.

4.1 Quasi-statische Fügeexperimente

Im Folgenden werden die unterschiedlichen Fügeexperimente von Prothesenkopf und Metallkonus beschrieben, die die Untersuchung der Deformation der Oberflächentopografien der Metallkonen nach dem Fügevorgang ermöglichten. Hierbei wurde der Einfluss des Winkelunterschieds zwischen Prothesenkopf und Konus, des verwendeten Konuswerkstoffs und des Lastniveaus betrachtet. Des Weiteren wurde der Einfluss der Oberflächentopografie, beschrieben durch die Profilhöhe und den Profilspitzenabstand, auf die Oberflächendeformation der Metallkonen untersucht.

4.1.1 Material und Methoden

Zunächst wurden die Komponenten geometrisch vermessen (siehe Kapitel 8.2) und die Ausgangstopografie der Oberfläche der Metallkonen bestimmt (siehe Kapitel 4.1.1.3). Danach wurden die Paarungen aus Prothesenkopf und Konus gefügt (siehe Kapitel 4.1.1.2). Nach erfolgter Trennung der Paarungen wurde die Oberflächentopografie erneut vermessen, um Aussagen zur entsprechenden Deformation treffen zu können. Vor und nach Belastung wurde zusätzlich die Höhe des Gesamtsystems, bestehend aus Prothesenkopf und Testkonus bestimmt, um Aussagen über die Einsinktiefe treffen zu können. Tabelle 10 zeigt eine Übersicht der durchgeführten Experimente und der wichtigsten Testparameter.

4.1.1.1 Proben

Für die drei quasi-statischen Experimente standen Testkonen aus einer Titanlegierung gemäß ISO 5832-3:(2016), einer Stahllegierung gemäß ISO 5832-9:(2007) und einer Kobalt-Chrom-Legierung gemäß ISO 5832-12:(2007) zur Verfügung (siehe Kapitel 3.3.1). Die Konuslänge der Ti-Testkonen aus Experiment 1 betrug 9 mm, während in Experiment 2 und 3 Testkonen mit einer Konuslänge von 18,5 mm verwendet wurden. Für die Oberflächengüte wurden Werte der gemittelten Rautiefe R_z zwischen 6 μm um 20 μm toleriert. Je nach Experiment wurden

32-12/14XL Kugelköpfe aus BIOLOX[®]*delta* gemäß ISO 6474-2:(2019b), oder 28-12/14L und 32-12/14M, beide aus BIOLOX[®]*forte* gemäß ISO 6474-1:(2019a) verwendet (siehe Kapitel 3.3.2). Hier sei angemerkt, dass sich die Geometrie der konischen Bohrung der Kugelköpfe lediglich hinsichtlich ihrer Gesamtlänge unterschied, der Konuswinkel und das Durchmesser-Verhältnis waren jedoch identisch (Abbildung 20). Dadurch waren eine vergleichbare initiale Kontaktsituation und Kontaktausbreitung gegeben. Die Metallkonen aus Experiment 1 besaßen drei unterschiedliche Konuswinkel (Tabelle 27, Abbildung 19), während die Konuswinkel bei den Metallkonen aus Experiment 2 und 3 identisch waren (Tabelle 28 bis Tabelle 31).

Tabelle 10: Übersicht der durchgeführten quasi-statischen Fügeexperimente mit Angabe der wichtigsten Testparameter (WU=Winkelunterschied, n=Anzahl der untersuchten Paarungen).

	Experiment 1			Experiment 2			Experiment 3		
	Untersuchung des Einflusses des Winkelunterschieds			Untersuchung des Einflusses des Konuswerkstoffs			Untersuchung des Einflusses des Lastniveaus und des Konuswerkstoffs		
Winkelunterschied	Negativer WU	Positiver WU	Großer positiver WU	Mittlerer Positiver WU	Mittlerer Positiver WU	Mittlerer Positiver WU	Mittlerer Positiver WU	Mittlerer Positiver WU	Mittlerer Positiver WU
Lastniveau, Anzahl untersuchter Paarungen	4 kN, (n=5)	4 kN, (n=5)	4 kN, (n=4)	4 kN, (n=6)	4 kN, (n=6)	4 kN, (n=6)	2 kN, (n=6) 4 kN, (n=6) 6 kN, (n=6)	2 kN, (n=6) 4 kN, (n=6) 6 kN, (n=6)	2 kN, (n=6) 4 kN, (n=6) 6 kN, (n=6)
Testkonus	Ti	Ti	Ti	Ti	SS	CoCr	Ti	SS	CoCr
Konuslänge	9 mm	9 mm	9 mm	18,5 mm	18,5 mm	18,5 mm	18,5 mm	18,5 mm	18,5 mm
Prothesenkopf	32-12/14XL BIOLOX [®] <i>delta</i>			32-12/14M BIOLOX [®] <i>forte</i>			28-12/14M BIOLOX [®] <i>forte</i>		

Bei Experiment 2 und 3 wurde jeweils vor und nach Belastung des Gesamtsystems die Gesamthöhe mittels Höhenmessgerät (Digimar 817 CLM, Mahr GmbH, Göttingen, Deutschland) bestimmt. Hierbei wurde also jeweils die Relativverschiebung (Einsinktiefe) des höchsten Punkts des Prothesenkopfs gemessen. Die Auflösung lag bei 1 µm. Bei Experiment 2 erfolgte die initiale Messung unter der Messkraft des Höhenmessgeräts von 1±0,2 N, bei Experiment 3 hingegen wurden zunächst alle Prothesenkopf-Konus-Paarungen mit einer axialen Kraft von 100±1 N gefügt und anschließend die initiale Messung vorgenommen. Über die Differenz der Höhenmessungen vor und nach Belastung wurde die Einsinktiefe berechnet. Ein Teil der Prothesenköpfe und Metallkonen wurde vor und nach Belastung licht-mikroskopisch (VHX-500K, Keyence, Neu-Isenburg, Deutschland) untersucht, um zusätzliche Informationen hinsichtlich der Kontaktvorgänge zu gewinnen.

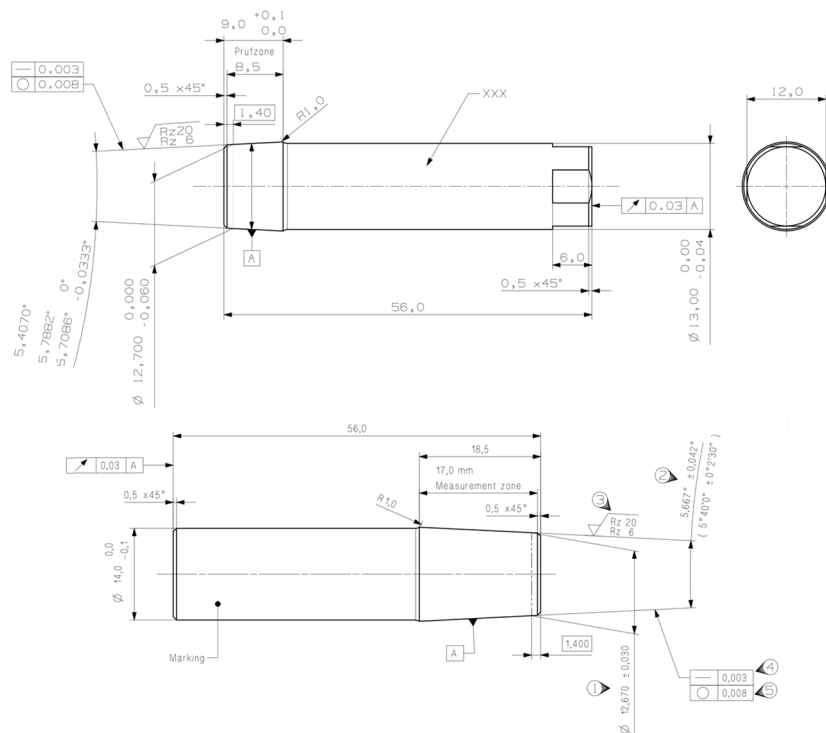


Abbildung 19: Darstellung der wichtigsten geometrischen Parameter der in Experiment 1 (oben) und Experiment 2 und 3 (unten) verwendeten Metallkone.

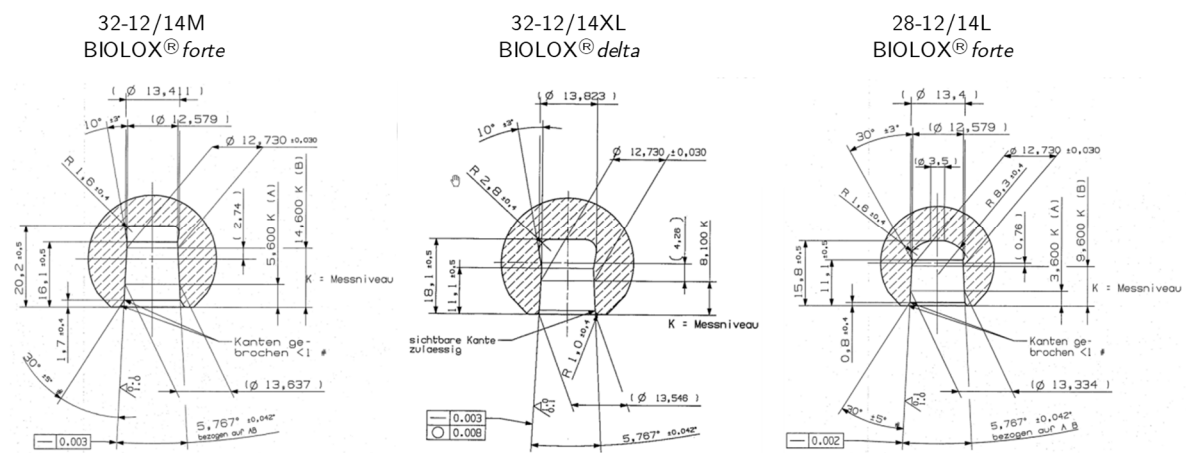


Abbildung 20: Darstellung der wichtigsten geometrischen Konusparameter der in Experiment 1 (mittig), Experiment 2 (links) und Experiment 3 (rechts) verwendeten Prothesenköpfe.

4.1.1.2 Prüfaufbau

Nach Vermessung und erneuter Reinigung im Ultraschallbad und mit Isopropanol wurden jeweils Prothesenkopf und Testkonus mittels Materialprüfmaschine (Z50, ZwickRoell GmbH&Co. KG, Ulm, Deutschland) gefügt. Hierzu diente ein Prüfaufbau gemäß DIN ISO 7206-10 (2003), bestehend aus einer konischen, gehärteten Stahlaufnahme (Konuswinkel 100°), welche auf einem Kugelbett gelagert war, um ein Ausrichten des Prüfaufbaus unter Last zu gewährleisten und somit Zwangskräfte zu reduzieren (Abbildung 21). Der Metallkonus wurde über ein Vier-Backenspannfutter, das über ein Adapterstück mit der Kraftmessdose, und somit

mit der Materialprüfmaschine verbunden war, gespannt. Der Prothesenkopf wurde in der konischen Aufnahme positioniert. Prothesenkopf und Konus wurden lagegeregt mit einer Prüfgeschwindigkeit von 2 mm/min bis zum Erreichen der Ziellast gefügt. Nach einer Haltezeit von zwei Sekunden wurde entlastet. Alle Versuche wurden bei Raumtemperatur durchgeführt.

Ein Teil der gefügten Prothesenkopf-Konus-Systeme wurde einem Abzugsversuch unterzogen, um das System zu trennen. Dafür wurde derselbe Prüfaufbau gemäß DIN ISO 7206-10 (2003) wie für die Fügeexperimente verwendet, mit der Ausnahme, dass der Prothesenkopf über eine Glocke aus gehärtetem Stahl niedergehalten wurde (Abbildung 21). Die Prüfgeschwindigkeit lag auch hier bei 2 mm/min. Der andere Teil der Prothesenkopf-Konus-Systeme wurde unter Zuhilfenahme von flüssigem Stickstoff gelöst, indem der metallische Testkonus in das Stickstoffbad getaucht wurde und minimal schrumpfte, und sich das System kraftfrei trennen ließ. Nach erfolgter Trennung von Prothesenkopf und Konus wurden mittels Mikroskop (VHX-500K, KEYENCE GmbH, Neu-Isenburg, Deutschland) Tragbilder erstellt, um die Materialüberträge vom Metallkonus auf den Prothesenkopf beurteilen zu können. Die Oberflächen der Metallkonusen wurden erneut mittels Profilometrie (siehe 4.1.1.3) untersucht.



Abbildung 21: Prüfaufbau für das Fügen der Prothesenkopf-Konus-Systeme (links) und Vorrichtung für das Trennen der Verbindung (rechts).

4.1.1.3 Profilometrie

Die Profilometrie diente der Charakterisierung der Oberflächentopografie der verwendeten Testkonusen vor und nach der jeweiligen Belastung. Es wurde je Profilspitze deren Höhenänderung und Änderung der Mantelfläche bestimmt. Somit konnte die Deformation der Oberflächentopografie der Testkonusen beurteilt werden. Die Messergebnisse vor Belastung wurden zur Ableitung von geometrischen Modellen für die FE-Simulationen verwendet. Je nach Experiment wurden entweder zwei oder vier Linienprofile, 180° bzw. 90° versetzt zueinander, an jedem Testkonus mittels Profilometer (Surfcom 2900, Zeiss, Deutschland, Oberkochen) bestimmt (Abbildung 22). Der Messtaster besaß eine Diamantspitze mit einem Spitzenradius von 2 µm und einem Kegelwinkel von 60°. Die Profilmessung erstreckte sich über den gesamten strukturierten Bereich des Testkonus bei einer Messgeschwindigkeit von 0,15 mm/s. Da hier Profilmessungen erfolgten, bei denen Welligkeit und Rauheit nicht getrennt voneinander betrachtet wurden, wurden die erfassten Daten mittels Hochpassfilter bei einer Grenzwellenlänge von 0,05 µm gefiltert. Damit wurden lediglich die sehr hochfrequenten Anteile des Signals gefiltert. Um die jeweiligen Messpositionen für die Erfassung der Linienprofile vor und nach Belastung nicht zu

verändern, wurden die Testkonen mit Passbohrungen versehen und konnten somit reproduzierbar über Passstifte in einer gewinkelten Aufnahme positioniert werden.

Die Reproduzierbarkeit wurde mit Hilfe von Wiederholungsmessungen untersucht. Hierfür wurden an sechs Konen jeweils drei aufeinanderfolgende Messungen durchgeführt (Abbildung 23). Zwischen den jeweiligen Wiederholungsmessungen wurden die Konen aus der Aufnahme entnommen, um das spätere Vorgehen im Zuge der Experimente nachzustellen. Es wurde jeweils der Peak-to-Peak Wert (Abstand eines Profiltals zum darauffolgenden Profilberg) ausgewertet. Danach wurde für jeden Konus die Streubreite über alle Peak-to-Peak-Werte bestimmt und über alle Konen gemittelt. Mit einem Wert von $0,032 \mu\text{m}$ zeigte sich eine ausreichend hohe Reproduzierbarkeit.

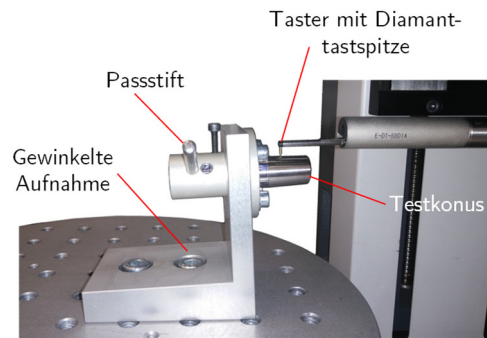


Abbildung 22: Prüfaufbau für die Profilometrie der Testkonusoberfläche vor und nach Belastung.

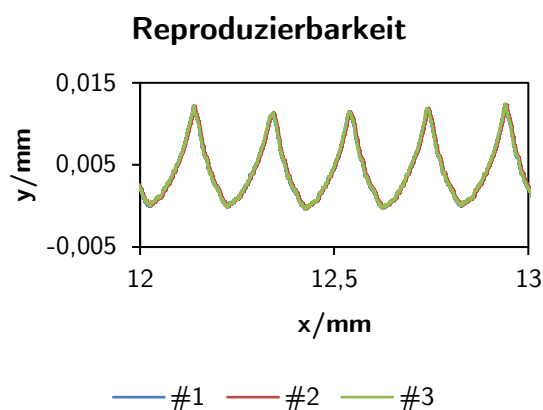


Abbildung 23: Exemplarische Darstellung dreier aufeinanderfolgender Messungen desselben Konus zur Beurteilung der Reproduzierbarkeit.

Die Datenanalyse der aufgenommenen Linienprofile erfolgte mittels kommerzieller Messsoftware (ACCTee Pro, Tokyo Seimitsu Co. Ltd, Accretech, Tokyo, Japan) und eigens programmierter Auswerterroutine (RStudio Team (2018), RStudio, Inc., Boston, USA). Das Vorgehen wird in Kapitel 8.3 detailliert beschrieben.

4.1.1.4 Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung wurde die Statistiksoftware Minitab 19 (Minitab, LLC, Pennsylvania, USA) verwendet. Die mittels Profilometrie erhobenen Daten zur Höhenänderung einzelner Profilspitzen und zur Änderung der Mantelfläche wurden zunächst deskriptiv in Form von Mittelwerten und Standardabweichungen dargestellt. Die gemittelten Daten wurden direkt mit den Ergebnissen der FE-Modelle verglichen und dienten somit der Validierung der FE-

Modelle (siehe Kapitel 5.5). Grafisch dargestellt wurden die erhobenen Daten in Form von Boxplots. Des Weiteren wurden die Daten mittels multiplen linearen Regressionsmodellen untersucht, um die Effekte der Einflussgrößen statistisch beurteilen zu können. Für die Darstellung der Ergebnisse wurden Haupteffekte-Diagramme und Pareto-Diagramme der standardisierten Effekte erstellt. Es wurde ein Regressionsansatz gemäß Gleichung 19 verwendet.

$$y = \beta_0 + \beta_1 x_1 + \beta_2 x_2 + \dots + \beta_j x_j + \beta_j x_j \quad 19$$

Die stetigen Prädiktoren wurden zentriert und standardisiert, indem von den Einzelwerten zunächst der Mittelwert zur Offsetkorrektur subtrahiert wurde und im Anschluss durch die Standardabweichung dividiert wurde. Dies war notwendig, da sonst einzelne Prädiktoren, aufgrund unterschiedlicher Messskala, gewichtet in das Modell eingeflossen wären. Dieses Vorgehen wirkt sich auf die Interpretation der Regressionskoeffizienten aus, indem jeder Regressionskoeffizient die erwartete Änderung der Zielgröße bei einer Änderung des Prädiktors um eine Standardabweichung darstellt. Zunächst wurden alle vorhandenen Prädiktoren (siehe Tabelle 11) in die Regressionsmodelle aufgenommen, welche dann schrittweise per Rückwärtselimination reduziert wurden. Als Ausschlusskriterium einzelner Prädiktoren diente der jeweilige p-Wert ($p \geq 0,05$) der Regressionskoeffizienten und zu hohe Multikollinearität zwischen einzelnen Prädiktoren, beurteilt anhand des Varianzinflationsfaktors ($VIF < 5$). Die Referenzstufe für den kategorialen Prädiktor Profilspitze war jeweils die erste untersuchte Profilspitze. Für den Prädiktor Werkstoff wurde die Referenzstufe je nach Höhe der Antwortvariablen festgelegt. Der Werkstoff mit der niedrigsten Höhe der Antwortvariablen wurde als Referenzstufe festgelegt. Beim Vergleich verschiedener Lastniveaus wurde immer die niedrigste Stufe als Referenzstufe für den statistischen Vergleich herangezogen.

Tabelle 11: Übersicht der Zielgrößen und Prädiktoren der Regressionsmodelle.

Zielgrößen	Stetige Prädiktoren (alle Modelle)	Kategoriale Prädiktoren		
		Experiment 1	Experiment 2	Experiment 3
Höhenänderung/ μm	Profilhöhe/ μm	Profilspitze	Profilspitze	Profilspitze
Flächenänderung/ μm^2	Profilspitzenabstand/ μm		Konuswerkstoff	Konuswerkstoff
	Konuswinkel/'			Lastniveau
	Konusdurchmesser/ μm			
	Winkel der konischen Bohrung im Prothesenkopf (Konuswinkel KK)/'			
	Durchmesser der konischen Bohrung im Prothesenkopf (Konusdurchmesser KK)/ μm			

Die Modellgüte wurde anhand des korrigierten Bestimmtheitsmaßes, R_{korr}^2 , beurteilt. Mit Hilfe des korrigierten Bestimmtheitsmaßes wird der prozentuale Anteil der Streuung der abhängigen Variablen, welche vom Regressionsmodell erklärt wird, beurteilt. Dabei wird das einfache Bestimmtheitsmaß um einen Korrekturwert verringert. Dieser Wert ist umso größer, je höher die Anzahl an Regressoren und je geringer die Anzahl an Freiheitsgraden ist. Die Regressionskoeffizienten (β_i) wurden mittels Varianzanalyse (t-Test) geprüft, um signifikante Einflüsse der einzelnen Prädiktoren zu detektieren. Das Signifikanzniveau lag auch hier bei $p < 0,05$.

Die Einsinktiefen wurden für jeden Konuswerkstoff als Mittelwerte und Standardabweichungen zusammengefasst und mittels Wilcoxon-Rangsummentest auf statistisch signifikante Unterschiede untersucht (Signifikanzniveau: 0,05).

4.1.2 Ergebnisse

Im Folgenden werden die verschiedenen experimentellen Ergebnisse und Ergebnisse der statistischen Regressionsmodelle für die unterschiedlichen Experimente beschrieben.

4.1.2.1 Experiment 1

In Experiment 1 wurde primär der Einfluss des Konuswinkels des Testkonus, somit also der Einfluss des entstehenden Winkelunterschieds zwischen Prothesenkopf und Testkonus auf die Höhen- und Flächenänderung der Profilspitzen nach Belastung, untersucht. Da sich durch die Einbeziehung positiver und negativer Winkelunterschiede sowohl eine initial distale als auch eine initial proximale Kontaktsituation einstellte, wurden gesonderte Regressionsanalyse für den distalen und proximalen Konusabschnitt durchgeführt. Da die Ergebnisse zentriert und standardisiert wurden, wirkte sich dies auf die Interpretation der Regressionskoeffizienten aus, indem jeder Regressionskoeffizient die erwartete Änderung der Zielgröße bei einer Änderung des Prädiktors um eine Standardabweichung darstellte.

Die folgende Tabelle stellt die Mittelwerte und Standardabweichungen der Einflussparameter für die statistischen Modelle dar (Tabelle 12).

Tabelle 12: Übersicht der Mittelwerte und Standardabweichungen der einzelnen stetigen Prädiktoren der statistischen Modelle zur Untersuchung des Einflusses des Winkelunterschieds.

Modelle zur Untersuchung des positiven und negativen Winkelunterschiedes		
Prädiktor	Mittelwert	Standardabweichung
Profilhöhe/ μm	14,7	0,3
Profilspitzenabstand/ μm	214,5	1,2
Konuswinkel/'	337,5	9,5
Konusdurchmesser/ μm	12 672,0	5,2
Konuswinkel KK/'	344,7	0,4

Im proximalen Konusabschnitt zeigten sich die größten Höhenänderungen für einen großen positiven Winkelunterschied, die geringsten Änderungen zeigten sich für einen kleinen negativen Winkelunterschied (Abbildung 24). Für alle Gruppen nahmen die Höhenänderungen im weiteren Verlauf bis zur Konusmitte kontinuierlich ab. Im distalen Konusabschnitt stiegen die Höhenänderungen für einen kleinen positiven und kleinen negativen Winkelunterschied wieder an, wobei die größten Höhenänderungen für einen kleinen negativen Winkelunterschied gefunden wurden. Für einen großen positiven Winkelunterschied wurden im distalen Konusbereich praktisch keine Höhenänderungen verzeichnet. Für die Flächenänderungen zeigten sich vergleichbare Trends. Im distalen Konusabschnitt zeigten sich die größten Höhenänderungen für einen großen positiven Winkelunterschied bei Profilspitze 1 ($0,21 \pm 0,19 \mu\text{m}$), für einen kleinen positiven und kleinen negativen Winkelunterschied bei Profilspitze 18 ($0,82 \pm 0,39 \mu\text{m}$, $1,60 \pm 0,55 \mu\text{m}$). Im proximalen Konusabschnitt wurden mit Abstand die größten Höhenänderungen für einen großen positiven Winkelunterschied bei Profilspitze 18 ($4,76 \pm 0,58 \mu\text{m}$), für einen kleinen negativen Winkelunterschied ebenfalls bei Profilspitze 18 ($1,17 \pm 0,64 \mu\text{m}$) und für einen kleinen positiven Winkelunterschied bei Profilspitze 17 ($2,07 \pm 0,50 \mu\text{m}$) gefunden. Die

größte Flächenänderung für einen großen positiven Winkelunterschied im distalen Konusabschnitt wurde bei Profilspitze 1 beobachtet ($35\,985 \pm 71\,354 \mu\text{m}^2$). Für einen kleinen positiven Winkelunterschied wurde die größte Flächenänderung bei Profilspitze 15 ($193\,046 \pm 85\,615 \mu\text{m}^2$) und für einen kleinen negativen Winkelunterschied bei Profilspitze 17 ($480\,712 \pm 231\,518 \mu\text{m}^2$) festgestellt. Die Tragbilder aus Abbildung 25 bestätigen qualitativ diese Ergebnisse. Man erkennt bei großem Winkelunterschied für die einzelnen Metallüberträge breitere Spuren verglichen zu den Tragbildern bei kleinem und minimalen Winkelunterschied, was die Analyse der Mantelflächenänderungen bestätigte. Die Tragbilder für einen kleinen positiven, als auch für einen kleinen negativen Winkelunterschied zeigten, dass sich deutlich mehr Profilspitzen im Kontakt befinden, wobei sich beim negativen Winkelunterschied die Gebiete mit deutlicherem Metallübertrag distal, bei kleinem positiven Winkelunterschied proximal befanden. Bei großem positivem Winkelunterschied ist deutlich zu erkennen, dass für die Aufrechterhaltung der konischen Klemmung zwischen beiden Kontaktpartnern nur wenige kontaktierende Profilspitzen zur Verfügung stehen, was eine Betrachtung der Tragbilder deutlich zeigte. Dies ging einher mit einer Erhöhung der Verformungen der Profilspitzen und einer Änderung der Mantelfläche, was die deutlich verbreiterten Traglinien bestätigten.

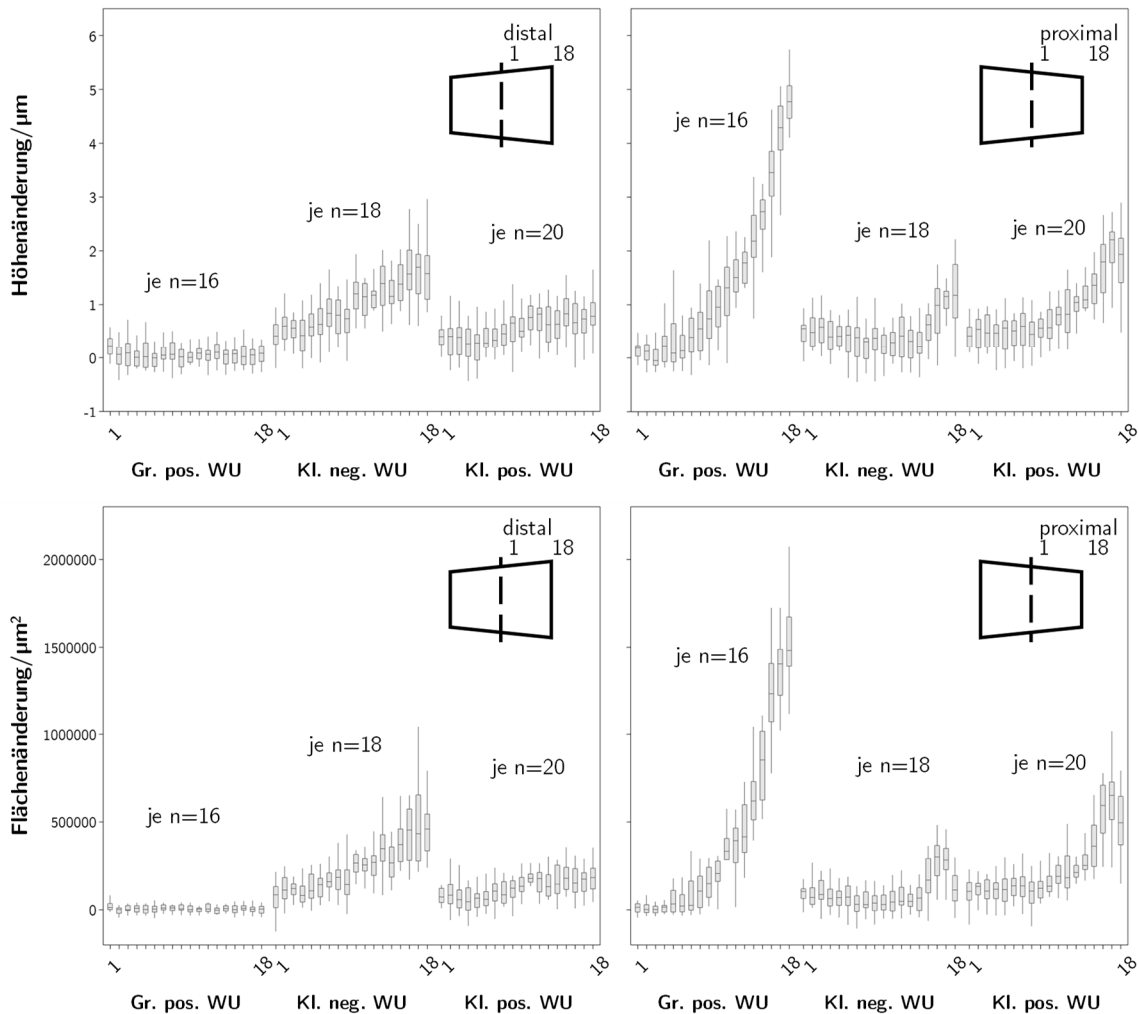


Abbildung 24: Experiment 1: Boxplots der proximalen und distalen Höhen- und Flächenänderungen nach Profilspitze sortiert - links oben und unten für den distalen und rechts oben und unten für den proximalen Konusabschnitt.

Abbildung 26 und Abbildung 27 zeigen die Haupteffekte- und Pareto-Diagramme der standardisierten Effekte der Zielgrößen Höhen- und Flächenänderung für den proximalen und distalen Konusabschnitt aus Experiment 1. Die statistische Untersuchung des gesamten Probenkollektivs mittels Regressionsanalyse lieferte für den proximalen Konusabschnitt statistisch signifikante Assoziationen zur Höhenänderung für die beiden Prädiktoren Konuswinkel ($p < 0,001$) und Profilspitze ($p < 0,001$). Den deutlicheren Einfluss zeigte der Konuswinkel. Das Regressionsmodell konnte 76% der Streuung der Höhenänderung erklären. Eine Erhöhung des Konuswinkels um eine Standardabweichung ($9,53^\circ$), und somit eine Verkleinerung des entstehenden Winkelunterschieds, resultierte in einer Abnahme der mittleren Höhenänderung um $0,36 \mu\text{m}$. Die am weitesten proximal liegende Profilspitze zeigte eine Zunahme der mittleren Höhenänderung um $2,45 \mu\text{m}$ verglichen zur letzten untersuchten Profilspitze (Konusmitte) des proximalen Konusabschnitts ($p < 0,001$).

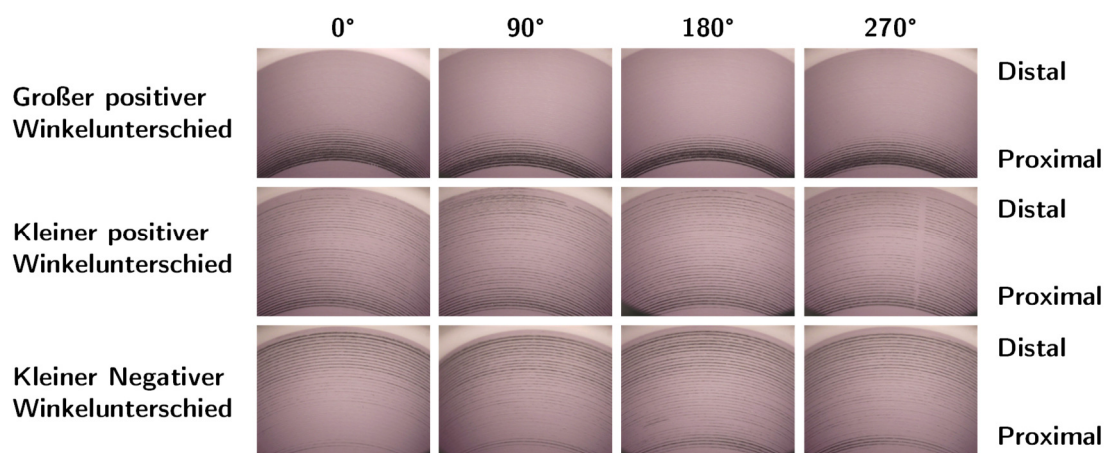


Abbildung 25: Exemplarische Tragbilder bei 30-facher Vergrößerung für die verschiedenen Winkelunterschiede. Die Mikroskopbilder wurden nach jeweiliger Drehung des Prothesenkopfes um 90° erstellt.

Für den distalen Konusabschnitt zeigte der Konuswinkel ($p < 0,001$) die stärkste signifikante Assoziation zur Höhenänderung, gefolgt von der untersuchten Profilspitze ($p < 0,001$). Der Einfluss weiterer Parameter war zwar signifikant, doch die Effektstärke war deutlich geringer. Das Regressionsmodell konnte 77% der Streuung der Höhenänderung erklären.

Bei Vergrößerung des Konuswinkels um eine Standardabweichung ($+9,53^\circ$), was somit für den distalen Konusabschnitt zu einem geringeren Winkelunterschied bis hin zu einem negativen Winkelunterschied führte, trat eine Zunahme der mittleren Höhenänderung um $0,36 \mu\text{m}$ auf. Die letzte Profilspitze im distalen Konusabschnitt zeigte eine Zunahme der mittleren Höhenänderung um $0,85 \mu\text{m}$ im Vergleich zur ersten Profilspitze dieses Konusabschnitts (Konusmitte) ($p < 0,001$).

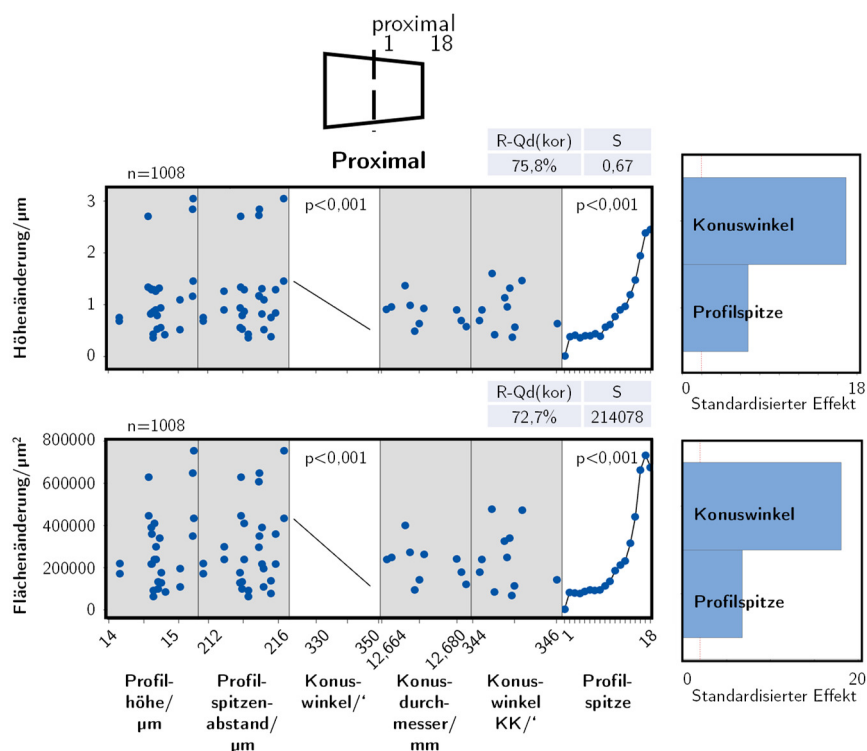


Abbildung 26: Experiment 1: Haupteffekte-Diagramm und Pareto-Diagramm der standardisierten Effekte für die proximale Höhen- und Flächenänderung mit Angabe der p-Werte, der korrigierten Bestimmtheitsmaße und der Standardabweichungen der verschiedenen Regressionsmodelle. Das Signifikanzniveau für die statistische Auswertung lag bei $p=0,05$. Ein grauer Hintergrund stellt einen nicht im Modell enthaltenen Prädiktorterm dar.

Für die Flächenänderung im proximalen Konusabschnitt wurden die stärksten Effekte für die Prädiktoren Konuswinkel ($p<0,001$) und Profilspitze ($p<0,001$) gefunden. Das Modell konnte 73% der Streuung der Flächenänderung erklären. Eine Vergrößerung des Konuswinkels um eine Standardabweichung ($+9,53^\circ$), also ein geringerer Winkelunterschied, zeigte eine Abnahme der mittleren Flächenänderung um $123\,976\ \mu\text{m}^2$. Die am weitesten proximal gelegene Profilspitze (proximal) zeigte eine Zunahme der mittleren Flächenänderung um $674\,223\ \mu\text{m}^2$ verglichen zur letzten untersuchten Profilspitze (Konusmitte) des Konusabschnitts ($p<0,001$).

Die statistische Untersuchung des distalen Konusabschnitts lieferte die stärkste signifikante Assoziation zur Flächenänderung für die Prädiktoren Konuswinkel ($p<0,001$) und Profilspitze ($p<0,001$). Das Regressionsmodell konnte 74% der Streuung der Flächenänderung erklären. Umgekehrt zum proximalen Konusabschnitt führte ein größerer Konuswinkel ($+9,53^\circ$) zu einer Zunahme der Flächenänderung um $85\,591\ \mu\text{m}^2$. Die letzte Profilspitze im distalen Konusabschnitt zeigte eine um $224\,061\ \mu\text{m}^2$ vergrößerte Flächenänderung verglichen zur ersten Profilspitze des Konusabschnitts (Konusmitte) ($p<0,001$). Der Einfluss weiterer Parameter war zwar signifikant, doch die Effektstärke war deutlich geringer.

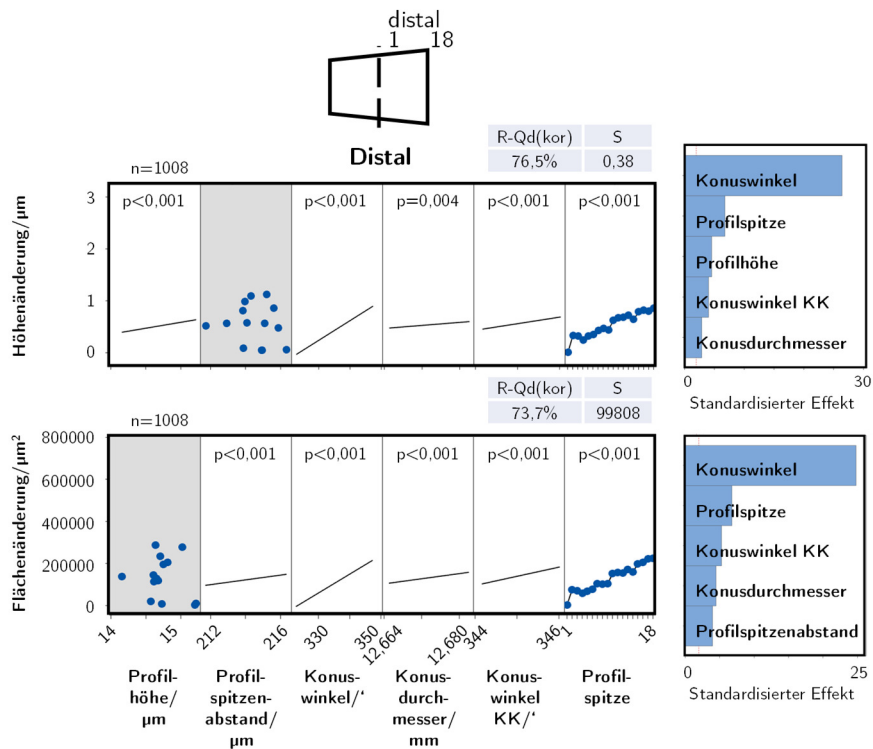


Abbildung 27: Experiment 1: Haupteffekte-Diagramm und Pareto-Diagramm der standardisierten Effekte für die distale Höhen- und Flächenänderung mit Angabe der p-Werte, der korrigierten Bestimmtheitsmaße und der Standardabweichungen der verschiedenen Regressionsmodelle. Das Signifikanzniveau für die statistische Auswertung lag bei $p=0,05$. Ein grauer Hintergrund stellt einen nicht im Modell enthaltenen Prädiktorterm dar.

4.1.2.2 Experiment 2

In Experiment 2 wurde der Einfluss des Konuswerkstoffs auf die Höhen- und Flächenänderung der Profilspitzen untersucht. Da hier nur positive Winkelunterscheide betrachtet wurden, wurde nur der proximale Konusabschnitt untersucht.

Abbildung 28 zeigt die Boxplots der Einsinktiefen der untersuchten Werkstoffpaarungen. Für Ti wurden mittlere Einsinktiefen von $118 \pm 12 \mu\text{m}$, für SS $95 \pm 9 \mu\text{m}$ und für CoCr $108 \pm 16 \mu\text{m}$ gefunden. Ein statistisch signifikanter Unterschied konnte nur zwischen Ti und SS gefunden werden ($p=0,013$).

Abbildung 29 zeigt die Boxplots der proximalen Höhen- und Flächenänderungen nach Profilspitze sortiert für die drei untersuchten Konuswerkstoffe. Generell zeigten sich für alle untersuchten Konuswerkstoffe abnehmende Höhenänderungen von proximal nach distal, wobei für Ti die größten Höhenänderungen im proximalen Konusabschnitt gefunden wurden. Für Ti wurde die größte Höhenänderung bei Profilspitze 14 gefunden ($1,38 \pm 0,48 \mu\text{m}$), während für CoCr und SS die größten Werte bei Profilspitze 15 detektiert wurden ($0,92 \pm 0,59 \mu\text{m}$, $0,98 \pm 0,60 \mu\text{m}$). Weiter distal glichen sich die Werte der verschiedenen Konuswerkstoffe zunehmend an. Für die Flächenänderungen zeigten sich vergleichbare Trends. CoCr und SS zeigten wiederum bei Profilspitze 15 die größten Flächenänderungen ($361\,085 \pm 234\,836 \mu\text{m}^2$, $457\,437 \pm 221\,650 \mu\text{m}^2$), wobei für Ti die größten Werte bei Profilspitze 14 gefunden wurden ($583\,108 \pm 222\,897 \mu\text{m}^2$).

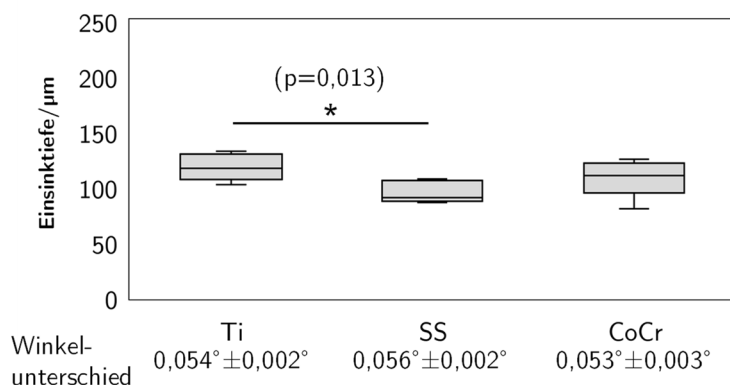


Abbildung 28: Boxplot der Einsinktiefe für die drei untersuchten Paarungen, bestehend aus BIOLOX[®] forte Prothesenkopf 32-12/14M BIOLOX[®] forte und Ti-, SS- oder CoCr-Konen (jeweils n=6). Das Signifikanzniveau für die statistische Auswertung lag bei p=0,05. Zusätzlich sind die jeweiligen Mittelwerte und Standardabweichungen der Winkelunterschiede der Paarungen angegeben.

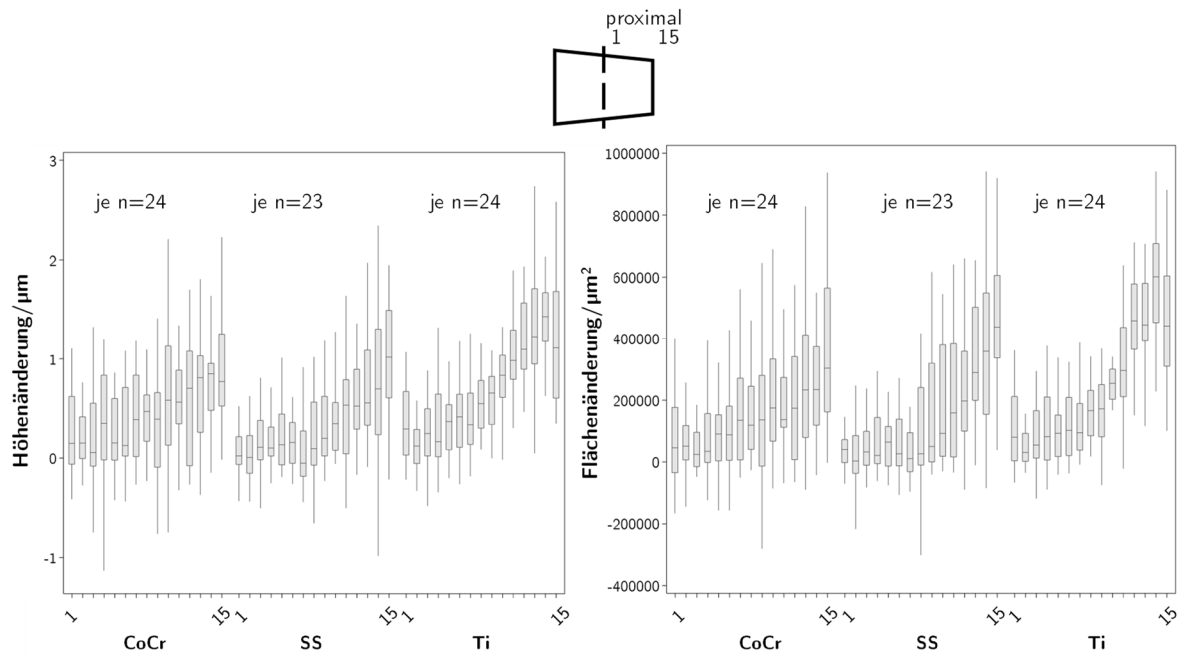
Abbildung 30 zeigt die Haupteffekte- und Pareto-Diagramme der standardisierten Effekte der Zielgrößen Höhen- und Flächenänderung aus Experiment 2. Da die Ergebnisse zentriert und standardisiert wurden, wirkte sich dies auf die Interpretation der Regressionskoeffizienten aus, indem jeder Regressionskoeffizient die erwartete Änderung der Zielgröße bei einer Änderung des Prädiktors um eine Standardabweichung darstellte.

Die folgende Tabelle stellt die Mittelwerte und Standardabweichungen der Einflussparameter für das statistische Modelle dar (Tabelle 13).

Tabelle 13: Übersicht der Mittelwerte und Standardabweichungen der einzelnen stetigen Prädiktoren der statistischen Modelle zur Untersuchung des Einflusses des Konuswerkstoffs.

Modell zur Untersuchung des Einflusses des Konuswerkstoffs		
Prädiktor	Mittelwert	Standardabweichung
Profilhöhe/ μm	10,7	2,3
Profilspitzenabstand/ μm	195,3	8,9
Konuswinkel/'	339,8	0,6
Konusdurchmesser/ μm	12 671,1	7,4
Konuswinkel KK/'	346,3	0,3

Die statistische Untersuchung des gesamten Probenkollektivs mittels Regressionsanalyse lieferte die stärkste statistisch signifikante Assoziation zur Höhenänderung für die beiden kategorialen Prädiktoren Profilspitze ($p < 0,001$) und Konuswerkstoff ($p < 0,001$) und den Prädiktor Profilspitzenabstand ($p < 0,001$). Das Regressionsmodell konnte 60% der Streuung der Höhenänderung erklären. Bei Verwendung von Ti im Vergleich zu CoCr ergab sich eine mittlere Vergrößerung der Höhenänderung um 0,31 μm ($p < 0,001$). Für CoCr wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zu SS gefunden ($p = 0,962$).



X

Abbildung 29: Experiment 2: Boxplots der proximalen Höhen- und Flächenänderungen nach Konuswerkstoff und Profilspitze sortiert.

Die erste kontaktierende Profilspitze (proximal) zeigte unter Berücksichtigung aller Konuswerkstoffe eine mittlere Zunahme der Höhenänderung von $0,95 \mu\text{m}$ ($p < 0,001$) verglichen zur ersten untersuchten Profilspitze (distal). Ein um eine Standardabweichung vergrößerter Profilspitzenabstand ($+8,85 \mu\text{m}$) führte für dieses Probenkollektiv zu einer Abnahme der Höhenänderung von $0,11 \mu\text{m}$ ($p < 0,001$). Für die stetigen Prädiktoren Konuswinkel ($p = 0,014$) und Konuswinkel KK ($p = 0,005$) wurde ebenfalls eine statistisch signifikante Beziehung zur Höhenänderung gefunden, jedoch war die Effektstärke deutlich geringer. Ein um eine Standardabweichung ($+0,31^\circ$) vergrößerter Konuswinkel KK, also eine Vergrößerung des Winkelunterschieds, ergab eine Zunahme der mittleren Höhenänderung um $0,09 \mu\text{m}$. Eine Vergrößerung des Konuswinkels um eine Standardabweichung ($+0,56^\circ$), also, für dieses Probenkollektiv, eine Verkleinerung des Winkelunterschieds, würde zu einer Abnahme der mittleren Höhenänderung von $0,08 \mu\text{m}$ führen.

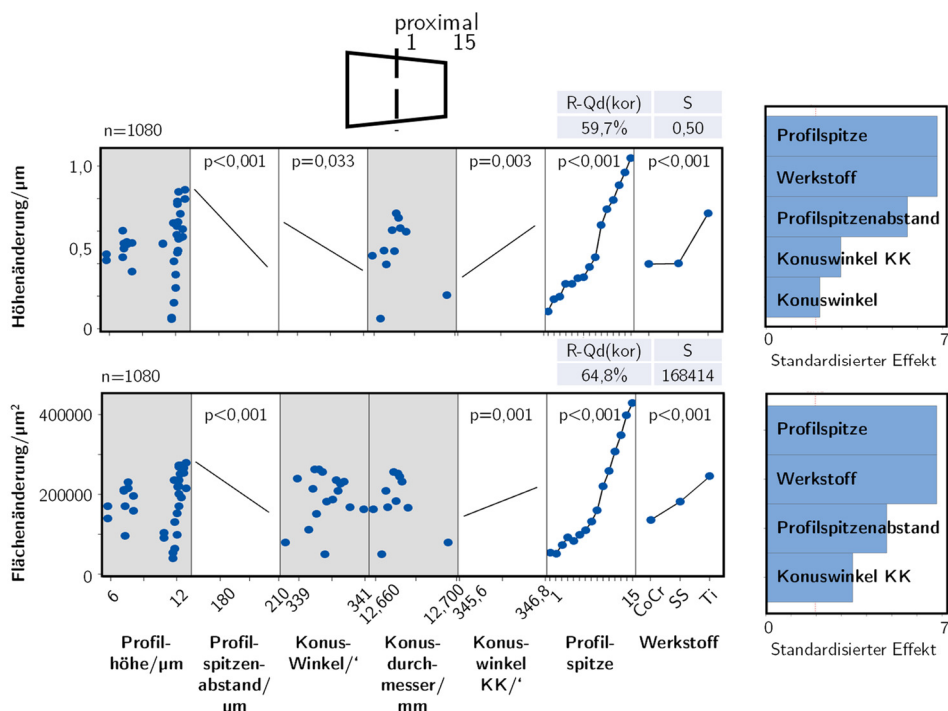


Abbildung 30: Experiment 2: Haupteffekte-Diagramme und Pareto-Diagramme der standardisierten Effekte für die Höhen- und Flächenänderung mit Angabe der p-Werte, der korrigierten Bestimmtheitsmaße und der Standardabweichungen der verschiedenen Regressionsmodelle. Das Signifikanzniveau für die statistische Auswertung lag bei $p=0,05$. Ein grauer Hintergrund stellt einen nicht im Modell enthaltenen Prädiktorterm dar.

Für die Flächenänderung wurden die stärksten Effekte für die kategorialen Prädiktoren Profilspitze ($p<0,001$) und Konuswerkstoff ($p<0,001$) gefunden. Das Modell konnte 65% der Streuung der Flächenänderung erklären. Bei Verwendung von Ti zeigte sich eine im Mittel um $110\,209\ \mu\text{m}^2$ größere Flächenänderung als bei Verwendung von CoCr ($p<0,001$). SS zeigte eine Erhöhung der mittleren Flächenänderung von $46\,308\ \mu\text{m}^2$ verglichen zu CoCr ($p=0,003$). Die erste kontaktierende Profilspitze zeigte unter Berücksichtigung aller Konuswerkstoffe eine Erhöhung der mittleren Flächenänderung von $376\,989\ \mu\text{m}^2$ ($p<0,001$) verglichen zur ersten untersuchten Profilspitze. Der Profilspitzenabstand war ebenfalls signifikant zur Flächenänderung assoziiert. Eine Vergrößerung des Profilspitzenabstands um eine Standardabweichung ($+8,85\ \mu\text{m}$) führte für dieses Probenkollektiv zu einer Abnahme der Höhenänderung von $29\,939\ \mu\text{m}^2$ ($p<0,001$).

4.1.2.3 Experiment 3

In Experiment 3 wurde sowohl der Einfluss des Konuswerkstoffs als auch des Lastniveaus auf die Höhen- und Flächenänderung der Profilspitzen untersucht. Da hier nur positive Winkelunterschiede betrachtet wurden, wurde nur der proximale Konusabschnitt ausgewertet.

Abbildung 31 zeigt die Boxplots der Einsinktiefen der untersuchten Werkstoffpaarungen mit Angabe der p-Werte der Gruppenvergleiche. Mit ansteigendem Lastniveau nahmen auch die Einsinktiefen aller Paarungen zu. Innerhalb aller untersuchten Lastniveaugruppen zeigte Ti jeweils die größten ($2\ \text{kN}: 65\pm 8\ \mu\text{m}$, $4\ \text{kN}: 98\pm 7\ \mu\text{m}$, $6\ \text{kN}: 115\pm 45\ \mu\text{m}$) und SS jeweils die geringsten Einsinktiefen ($2\ \text{kN}: 37\pm 15\ \mu\text{m}$, $4\ \text{kN}: 68\pm 4\ \mu\text{m}$, $6\ \text{kN}: 88\pm 9\ \mu\text{m}$). CoCr zeigte je nach Lastniveau Einsinktiefen zwischen $50\pm 4\ \mu\text{m}$ ($2\ \text{kN}$) und $99\pm 11\ \mu\text{m}$ ($6\ \text{kN}$).

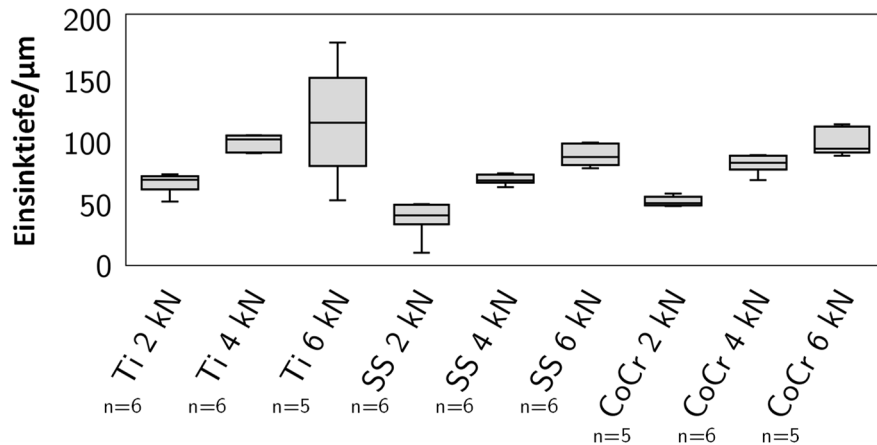


Abbildung 31: Boxplots des Einsinktiefen für die drei untersuchten Paarungen, bestehend aus BIO-LOX[®] forte Prothesenkopf 28-12/14M und Ti-, SS- oder CoCr-Konen. Zusätzlich sind die p-Werte der Gruppenvergleiche zwischen den Werkstoffgruppen und Lastniveaugruppen tabellarisch angegeben. Das Signifikanzniveau für die statistische Auswertung lag bei p=0,05.

Abbildung 32 und Abbildung 33 zeigen die Boxplots der proximalen Höhen- und Flächenänderungen nach Lastniveau, Konuswerkstoff und Profilspitze sortiert. Generell zeigten sich für alle untersuchten Konuswerkstoffe abnehmende Höhen- und Flächenänderungen von proximal nach distal, wobei für die Titanlegierung die größten Höhen- und Flächenänderungen gefunden wurden. Die größten Höhenänderungen wurden über alle Lastniveau- und Konuswerkstoffgruppen bei Profilspitze 25 gefunden, mit Ausnahme des 4 kN Lastniveaus bei CoCr. Hier wurde die größte Höhenänderungen bei Profilspitze 23 verzeichnet. Die größten Flächenänderungen wurden für Ti bei den Profilspitzen 24 (2 kN) und 25 (4 kN, 6 kN), für SS jeweils bei Profilspitze 25 und für CoCr bei den Profilspitzen 24 (2 kN, 6 kN) und 18 (4 kN) beobachtet. Tabelle 14 zeigt eine Übersicht der größten Höhen- und Flächenänderungen mit Angabe der jeweiligen Profilspitze für alle Lastniveau- und Konuswerkstoffgruppen. Die Tragbilder aus Abbildung 34 bestätigen qualitativ diese Ergebnisse. Sehr gut zu erkennen ist der zunehmende Anstieg an kontaktierenden Profilspitzen mit steigendem Lastniveau.

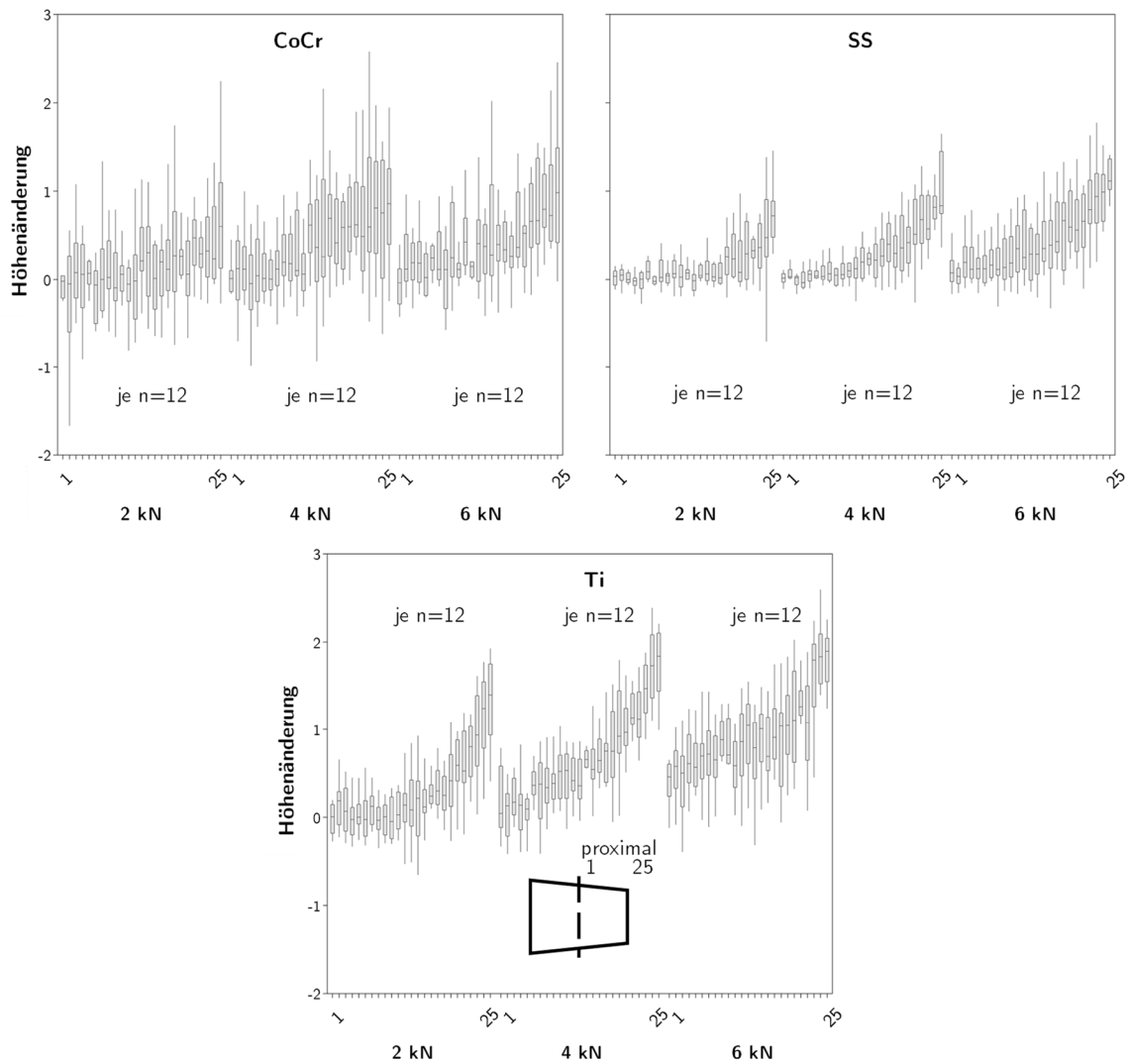


Abbildung 32: Experiment 3: Boxplots der proximalen Höhenänderungen nach Lastniveau, Konuswerkstoff und Profilspitze sortiert.

Tabelle 14: Übersicht der größten Höhen- und Flächenänderungen (Mittelwerte±Standardabweichungen) mit Angabe der jeweiligen Profilspitze für alle Lastniveau- und Konuswerkstoffgruppen.

	2 kN		4 kN		6 kN	
	Profilspitze	Höhenänderung/ μm	Profilspitze	Höhenänderung/ μm	Profilspitze	Höhenänderung/ μm
CoCr	25	0,70±0,69	23	0,83±0,65	25	1,08±0,75
SS	25	0,67±0,43	25	0,99±0,42	25	1,17±0,38
Ti	25	1,32±0,46	25	1,77±0,41	25	1,75±0,48
	Profilspitze	Flächenänderung/ μm	Profilspitze	Flächenänderung/ μm	Profilspitze	Flächenänderung/ μm
CoCr	24	81118±106233	18	169582±205710	24	224931±133347
SS	25	437909±369195	25	523974±415218	25	589617±283184
Ti	24	424048±176548	25	665091±128632	25	726720±178394

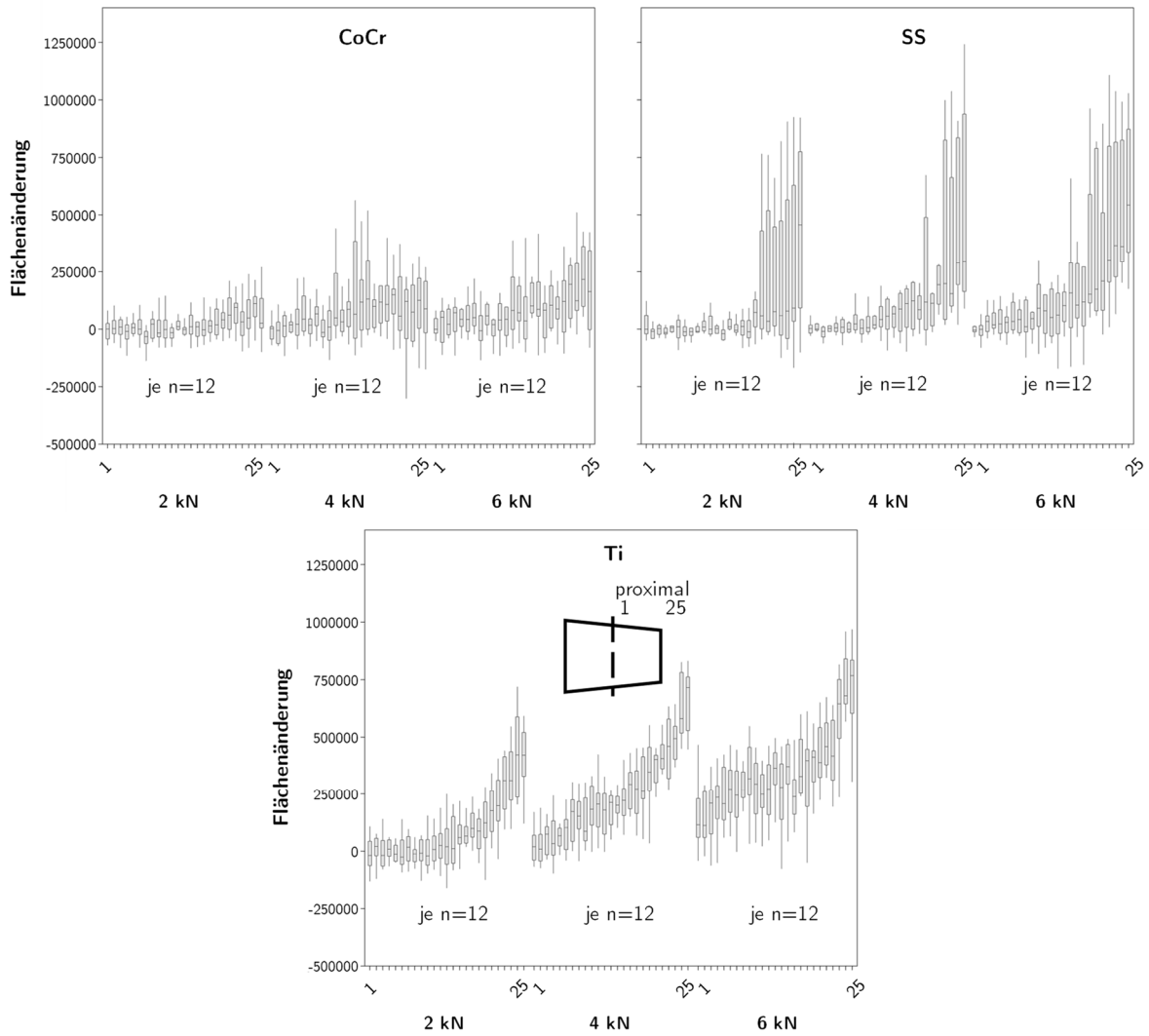


Abbildung 33: Experiment 3: Boxplots der proximalen Flächenänderungen nach Lastniveau, Konuswerkstoff und Profilspitze sortiert.

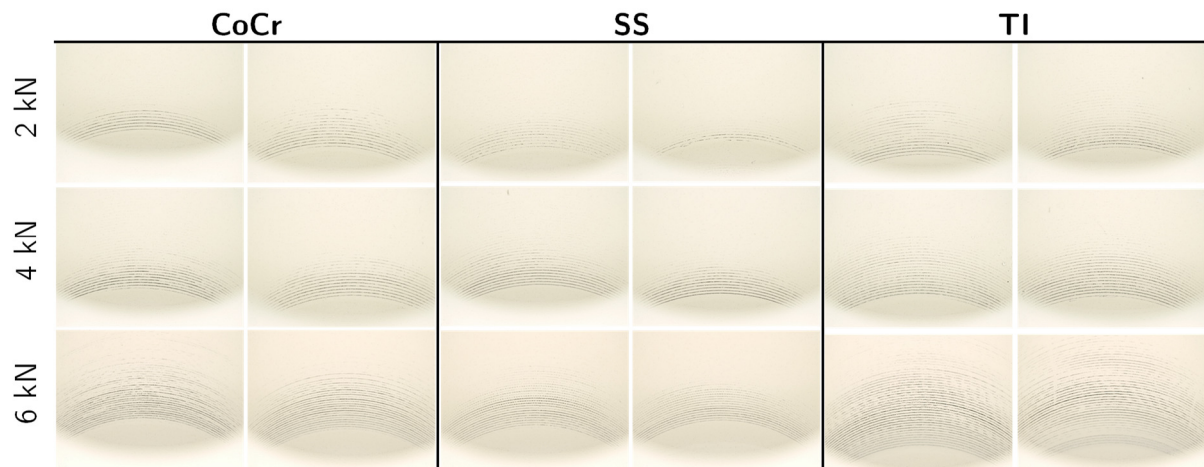


Abbildung 34: Exemplarische Tragbilder jeweils zweier getesteter Prothesenköpfe bei 30-facher Vergrößerung für die verschiedenen Konuswerkstoffe (CoCr, SS, Ti) bei den Lastniveaus 2 kN, 4 kN und 6 kN. Die Mikroskopbilder zeigen jeweils nur einen 90° Ausschnitt.

Abbildung 35 zeigt die Haupteffekte- und Pareto-Diagramme der standardisierten Effekte der Zielgrößen Höhen- und Flächenänderung aus Experiment 3 für das gesamte Probenkollektiv. Da die Ergebnisse zentriert und standardisiert wurden, wirkte sich dies auf die Interpretation der Regressionskoeffizienten aus, indem jeder Regressionskoeffizient die erwartete Änderung der Zielgröße bei einer Änderung des Prädiktors um eine Standardabweichung darstellte.

Die folgende Tabelle stellt die Mittelwerte und Standardabweichungen der Einflussparameter für das statistische Modelle dar (Tabelle 15).

Tabelle 15: Übersicht der Mittelwerte und Standardabweichungen der einzelnen stetigen Prädiktoren des statistischen Modells zur Untersuchung des Einflusses des Konuswerkstoffs und des Lastniveaus.

Modell zur Untersuchung des Einflusses des Konuswerkstoffs und des Lastniveaus		
Prädiktor	Mittelwert	Standardabweichung
Profilhöhe/ μm	11,9	0,7
Profilspitzenabstand/ μm	201,8	5,8
Konuswinkel/'	339,8	0,4
Konusdurchmesser/ μm	12 669,6	5,5
Konuswinkel KK/'	346,2	0,4

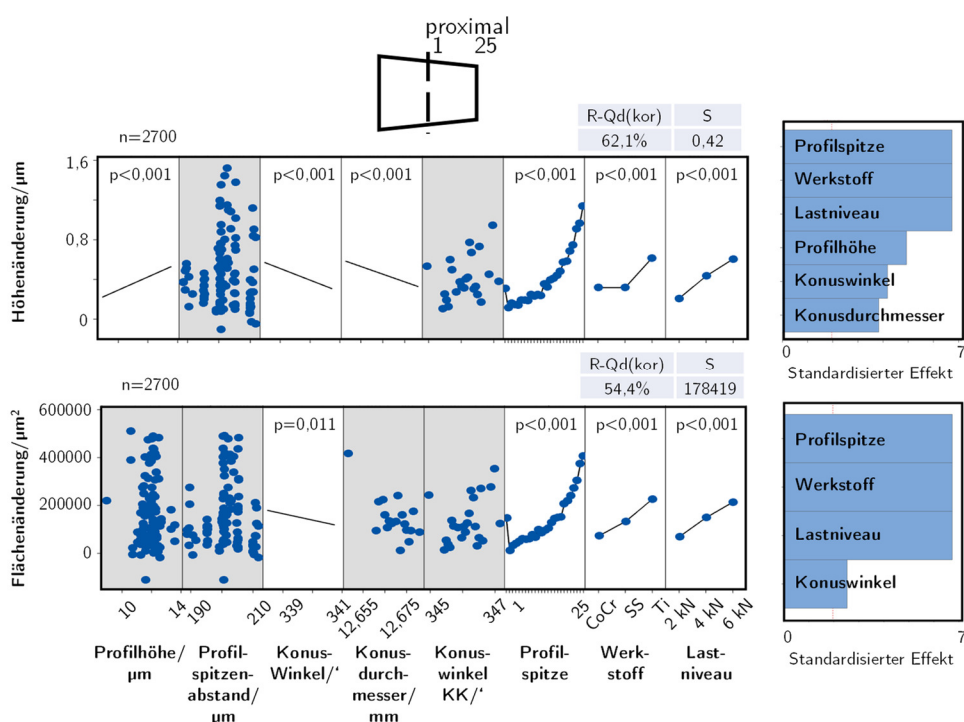


Abbildung 35: Experiment 3: Haupteffekte-Diagramme und Pareto-Diagramme der standardisierten Effekte für die Höhen- und Flächenänderung des gesamten Probenkollektivs mit Angabe der p-Werte, der korrigierten Bestimmtheitsmaße und der Standardabweichungen der verschiedenen Regressionsmodelle. Das Signifikanzniveau für die statistische Auswertung lag bei $p=0,05$. Ein grauer Hintergrund stellt einen nicht im Modell enthaltenen Prädiktorterm dar.

Die statistische Untersuchung des gesamten Probenkollektivs lieferte die stärkste signifikante Assoziation zur Höhenänderung für die drei kategorialen Prädiktoren Profilspitze ($p<0,001$), Konuswerkstoff ($p<0,001$) und Lastniveau ($p<0,001$). Das Regressionsmodell konnte 62% der Streuung der Höhenänderung erklären. Verglichen zur Referenzstufe CoCr zeigte sich für SS kein statistisch signifikanter Unterschied ($p=0,974$), während für Ti eine signifikante

Vergrößerung der mittleren Höhenänderung um $0,30\ \mu\text{m}$ gefunden wurde ($p < 0,001$). Die Lastniveaus $4\ \text{kN}$ und $6\ \text{kN}$ unterschieden sich, unter Berücksichtigung aller Konuswerkstoffe, jeweils signifikant von der Referenzstufe $2\ \text{kN}$ und zeigten eine Zunahme der mittleren Höhenänderungen um $0,23\ \mu\text{m}$ ($p < 0,001$) und $0,40\ \mu\text{m}$ ($p < 0,001$). Die erste kontaktierende Profilspitze zeigte unter Berücksichtigung aller Konuswerkstoffe und Lastniveaus eine Erhöhung der mittleren Höhenänderung von $0,83\ \mu\text{m}$ ($p < 0,001$) verglichen zur ersten untersuchten Profilspitze. Für die stetigen Prädiktoren Profilhöhe ($p < 0,001$), Konuswinkel ($p < 0,001$) und Konusdurchmesser ($p < 0,001$) wurde ebenfalls eine statistisch signifikante Beziehung zur Höhenänderung gefunden, jedoch war die Effektstärke deutlich geringer. Eine Vergrößerung der Profilhöhe um eine Standardabweichung ($+0,68\ \mu\text{m}$) führte zu einer Zunahme der Höhenänderung um $0,04\ \mu\text{m}$ ($p < 0,001$). Ein um eine Standardabweichung ($+0,43^\circ$) vergrößerter Konuswinkel, also eine Verkleinerung des Winkelunterschieds, und ein um $5,48\ \mu\text{m}$ größerer Konusdurchmesser resultierten in einer Abnahme der Höhenänderung um $0,05\ \mu\text{m}$ ($p < 0,001$) und $0,04\ \mu\text{m}$ ($p < 0,001$).

Die statistische Untersuchung des gesamten Probenkollektivs lieferte die stärkste signifikante Assoziation zur Flächenänderung für die drei kategorialen Prädiktoren Profilspitze ($p < 0,001$), Konuswerkstoff ($p < 0,001$) und Lastniveau ($p < 0,001$). Das Modell konnte 54% der Streuung der Flächenänderung erklären. Verglichen zur Referenzstufe CoCr zeigte sich sowohl für SS als auch für Ti eine signifikante Vergrößerung der mittleren Flächenänderung um $60\,272\ \mu\text{m}^2$ ($p < 0,001$) und $154\,007\ \mu\text{m}^2$ ($p < 0,001$). Die Lastniveaus $4\ \text{kN}$ und $6\ \text{kN}$ unterschieden sich jeweils signifikant von der Referenzstufe $2\ \text{kN}$ und zeigten eine Zunahme der mittleren Flächenänderungen um $80\,220\ \mu\text{m}^2$ ($p < 0,001$) und $145\,001\ \mu\text{m}^2$ ($p < 0,001$). Die erste kontaktierende Profilspitze zeigte eine um $261\,315\ \mu\text{m}^2$ vergrößerte Flächenänderung verglichen zur letzten ($p < 0,001$). Ein um $0,43^\circ$ vergrößerter Konuswinkel bewirkte eine Abnahme der Flächenänderung um $11\,465\ \mu\text{m}^2$ ($p = 0,011$).

5 Numerischer Teil

Um die Ergebnisse der Experimente besser zu verstehen und die Erkenntnisse hinsichtlich der Kontaktmechanik zu erweitern, wurden FE-Simulationen mit der Software ANSYS (18.1, ANSYS, Inc., Canonsburg, USA) durchgeführt. Zunächst wurden die quasi-statischen Fügeexperimente simuliert, um die Validität der FE-Modelle zu überprüfen (ASME 2020) und für die darauffolgenden Untersuchungen die Reibungskoeffizienten für die verschiedenen Werkstoffpaarungen zu bestimmen. Des Weiteren wurde eine Parameterstudie durchgeführt, bei der verschiedene Geometrie- und Profilparameter variiert wurden, um deren Einflüsse auf die Kontaktmechanik zu analysieren (Abbildung 36). In einer dritten FE-Untersuchung wurden die Modelle aus der Parameterstudie um ein Verschleißmodell erweitert, um Aussagen zum Abriebverhalten der Metallkonen treffen zu können. Zuletzt wurden die Verschleißmodelle in einer abschließenden FE-Studie an zwei Prothesenkopfvarianten angewendet, um den Einfluss des Winkelunterschieds zu analysieren, da sich dieser als bedeutender Faktor in den Experimenten herausstellte.

Im Folgenden werden zunächst einige wichtige Begriffe der FE-Methode und der Kontinuumsmechanik erläutert. Im Anschluss werden die verschiedenen in dieser Arbeit verwendeten FE-Modelle und deren Ergebnisse dargestellt und diskutiert.

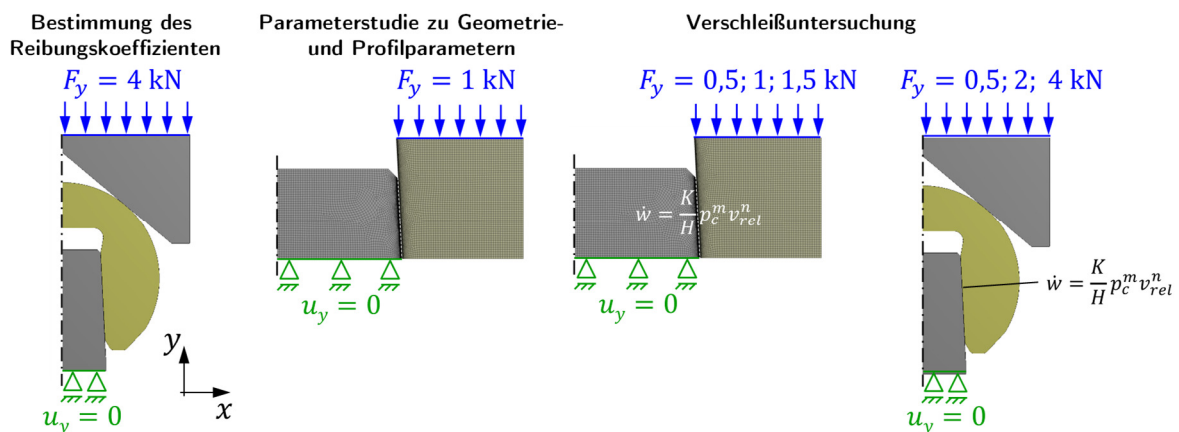


Abbildung 36: Übersicht der drei verschiedenen FE-Modelle zur Bestimmung des Reibungskoeffizienten (links), zur Untersuchung verschiedener Geometrie- und Profilparameter und zur Verschleißuntersuchung.

5.1 Grundlagen der Kontinuumsmechanik

Prinzipiell können in der Kontinuumsmechanik die im Folgenden beschriebenen Belastungen auf einen Körper einwirken. Volumenlasten, \vec{f} , die an einem Volumenelement, dV , des Körpers angreifen, Flächenlasten, \vec{p} die an einem infinitesimalen Flächenelement, dA , der Oberfläche, S , angreifen, Streckenlasten, \vec{q} , die an einem Linienelement, ds , einer Oberflächenkurve, Γ , angreifen und Punktlasten, \vec{F} , die an einem Punkt im Inneren oder an der Oberfläche angreifen (Kienzler & Schröder 2019).

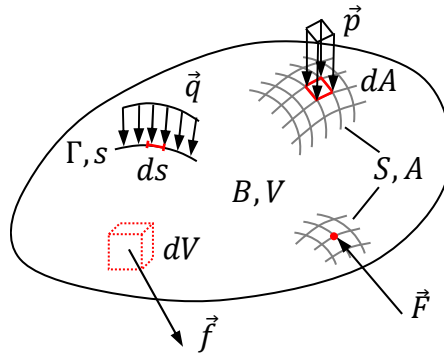


Abbildung 37: Schematische Darstellung eines Körpers, B , unter der Wirkung eingepprägter Lasten.

Volumenlasten und Flächenlasten können in Realität auftreten, während Linienlasten und Punktlasten eine Idealisierung darstellen.

Die verschiedenen Belastungen, die auf einen dreidimensionalen Körper einwirken, verursachen Deformationen, also äußerlich sichtbare Verformungen und Verschiebungen und innere Beanspruchungen in Form von Spannungen und den damit verbundenen Verzerrungen (Dehnungen und Gleitungen). Dehnungen beschreiben Längenänderungen in einer Richtung, während Gleitungen Winkeländerungen beschreiben. Über das Elastizitätsgesetz (auch Stoff- oder Materialgesetz genannt) wird der Zusammenhang zwischen Spannungen und Verzerrungen beschrieben. Zuletzt benötigt man den Zusammenhang zwischen den inneren Verzerrungen und den äußeren Deformationen, der über die kinematischen Beziehungen hergestellt wird. Analog zur Stereo- statik bedient man sich in der Elastostatik der Gleichgewichtsbedingungen. Hier unterscheidet man zwischen drei Theorien. Nach der Theorie erster Ordnung werden die Gleichgewichtsbedingungen am unverformten System unter der Annahme kleiner Verformungen aufgestellt. Nach der Theorie zweiter Ordnung werden die Gleichgewichtsbedingungen am verformten System für kleine Verformungen aufgestellt. Die Theorie dritter Ordnung behandelt die Gleichgewichtsbedingungen am verformten System unter der Annahme großer Verformungen.

Um den Verzerrungszustand zu erläutern, beschränken wir uns auf die Theorie erster Ordnung und setzen kleine Verformungen voraus. Betrachten wir zunächst einen infinitesimalen, zweidimensionalen Körper, $PQRS$, der eine Verformung erfährt und in den neuen Zustand, $P'Q'R'S'$, übergeht (Abbildung 38). dx und dy beschreiben die Seitenlängen des rechteckigen Körpers im nicht verformten Zustand. Der Verschiebungsvektor, $\vec{u}(x, y)$, des Punktes, $P(x, y)$, besitzt in x - und y -Richtung die Komponenten $u(x, y)$ und $v(x, y)$. Für einen Punkt, der sich in der Nähe von P befindet, kann dessen Verschiebung mittels Taylor-Reihen bestimmt werden. Die Funktionen für u und v können dann wie folgt beschrieben werden (Gleichung 20 und 21).

$$u(x + dx, y + dy) = u(x, y) + \frac{\partial u(x, y)}{\partial x} dx + \frac{\partial u(x, y)}{\partial y} dy + \dots \quad 20$$

$$v(x + dx, y + dy) = v(x, y) + \frac{\partial v(x, y)}{\partial x} dx + \frac{\partial v(x, y)}{\partial y} dy + \dots \quad 21$$

Unter Vernachlässigung der quadratischen und Glieder höherer Ordnung der Taylor-Reihe kann die Verschiebung des Punktes Q in x- und y-Richtung mit den Termen $u + \frac{\partial u}{\partial x} dx$ und $v + \frac{\partial v}{\partial x} dx$ beschrieben werden. Für den Punkt S gelten analog die Terme $u + \frac{\partial u}{\partial y} dy$ und $v + \frac{\partial v}{\partial y} dy$. Durch die Verformung wird die ursprüngliche Strecke \overline{PQ} zu $\overline{P'Q'}$. Unter der Annahme kleiner Verformungen, das heißt der Winkel β ist viel kleiner als 1, kann die Länge von $\overline{P'Q'}$ als Projektion auf die x-Achse verstanden werden (Gleichung 22).

$$\overline{P'Q'} \approx dx + \left(u + \frac{\partial u}{\partial x} dx \right) - u = dx + \frac{\partial u}{\partial x} dx \quad 22$$

Die Dehnung in x-Richtung, ε_x , kann über das Verhältnis der Längenänderung zur Anfangslänge bestimmt werden (Gleichung 23).

$$\varepsilon_x = \frac{\overline{P'Q'} - \overline{PQ}}{\overline{PQ}} = \frac{\left(dx + \frac{\partial u}{\partial x} dx \right) - dx}{dx} = \frac{\partial u}{\partial x} \quad 23$$

Die Strecke \overline{PS} wird unter Verformung zur Strecke $\overline{P'S'}$ und kann mittels Gleichung 24 beschrieben werden.

$$\overline{P'S'} \approx dy + \left(v + \frac{\partial v}{\partial y} dy \right) - v = dy + \frac{\partial v}{\partial y} dy \quad 24$$

Entsprechend erhält man für die Dehnung in y-Richtung, ε_y , Gleichung 25.

$$\varepsilon_y = \frac{\overline{P'S'} - \overline{PS}}{\overline{PS}} = \frac{\left(dy + \frac{\partial v}{\partial y} dy \right) - dy}{dy} = \frac{\partial v}{\partial y} \quad 25$$

Die Änderungen der beiden Winkel, α und β , die durch die Verformung hervorgerufen werden können über Tangensfunktionen bestimmt werden (Gleichung 26 und 27).

$$\tan \alpha = \frac{\frac{\partial u}{\partial y} dy}{dy + \frac{\partial v}{\partial y} dy} \quad 26$$

$$\tan \beta = \frac{\frac{\partial v}{\partial x} dx}{dx + \frac{\partial u}{\partial x} dx} \quad 27$$

Unter der Voraussetzung kleiner Verformungen können die zweiten Terme im jeweiligen Nenner vernachlässigt werden. Wenn man die gesamte Winkeländerung als Summe von α und β zusammenfasst, erhält man somit die Gleitung, γ_{xy} , in der x, y-Ebene (Gleichung 28).

$$\gamma_{xy} = \alpha + \beta = \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \quad 28$$

Die Winkel, α und β können alternativ auch durch $\frac{1}{2}\gamma_{yx}$ bzw. $\frac{1}{2}\gamma_{xy}$ dargestellt werden.

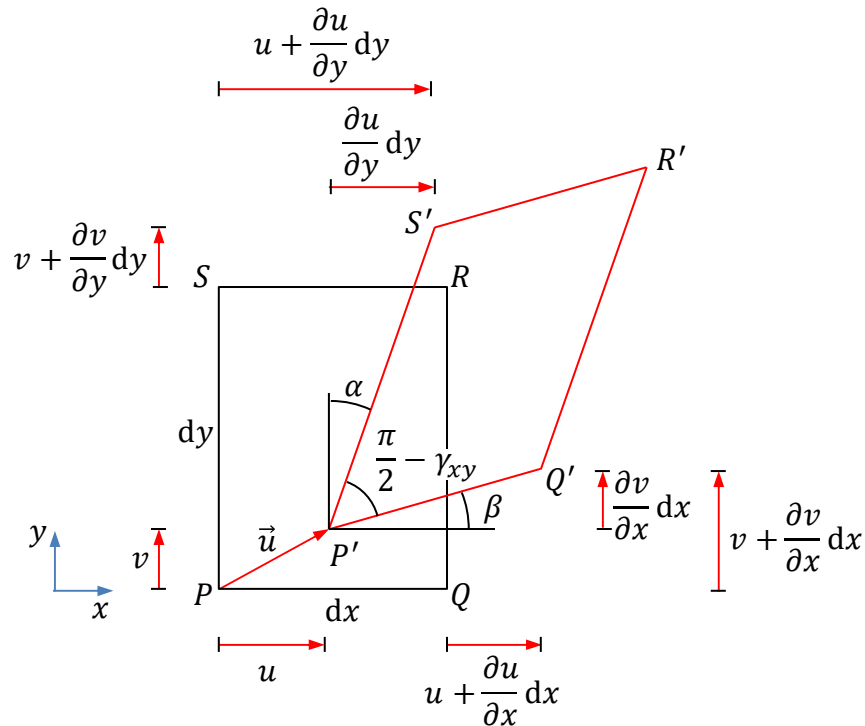


Abbildung 38: Schematische Darstellung der Verschiebungen und Verzerrungen eines infinitesimalen, zwei-dimensionalen Körpers unter Voraussetzung kleiner Verformungen.

Überträgt man die Erkenntnisse auf einen dreidimensionalen Körper, wobei der Verschiebungsvektor, \vec{u} , die zusätzliche Komponente, w , besitzt, erhält man also zusätzlich die Dehnung in z-Richtung (Gleichung 29), sowie die Gleitungen in der x, z-Ebene und y, z-Ebene (Gleichung 30 und 31).

$$\varepsilon_z = \frac{\partial w}{\partial z} \quad 29$$

$$\gamma_{xz} = \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \quad 30$$

$$\gamma_{yz} = \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \quad 31$$

Die jeweiligen Dehnungen und Gleitungen bilden die Komponenten des symmetrischen Verzerrungstensors (Gleichung 32).

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{bmatrix} \varepsilon_x & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{yx} & \varepsilon_y & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} & \varepsilon_{zy} & \varepsilon_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varepsilon_x & \frac{1}{2}\gamma_{xy} & \frac{1}{2}\gamma_{xz} \\ \frac{1}{2}\gamma_{xy} & \varepsilon_y & \frac{1}{2}\gamma_{yz} \\ \frac{1}{2}\gamma_{xz} & \frac{1}{2}\gamma_{yz} & \varepsilon_z \end{bmatrix} \quad 32$$

Der Spannungszustand beschreibt die Gesamtheit aller an einem Punkt im Bauteilinneren auftretenden Spannungen unter der vorherrschenden äußeren Belastung. Betrachten wir einen

infinitesimalen Würfel mit den Kantenlängen dx , dy und dz um den Punkt P , führt die äußere Belastung zu Normalspannungen, die immer senkrecht auf den Seitenflächen wirken, und zu Schubspannungen, die innerhalb der Seitenflächen wirken. Aufgrund des Satzes der zugeordneten Schubspannungen, der über das Momentengleichgewicht hergeleitet werden kann, reduziert sich die Anzahl der Schubspannungen von sechs auf drei und es gilt, dass $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ und $\tau_{yz} = \tau_{zy}$ ist. Insgesamt lässt sich also der Spannungszustand durch drei Normal- und drei Schubspannungen eindeutig festlegen.

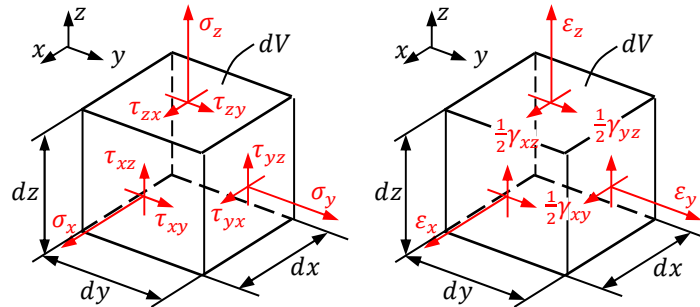


Abbildung 39: Links: Schematische Darstellung eines infinitesimalen Würfelements mit angetragenen Normal- und Schubspannungen (räumlicher Spannungszustand); rechts: Schematische Darstellung eines infinitesimalen Würfelements mit angetragenen Dehnungen und Gleitungen (räumlicher Verzerrungszustand).

Wie beim Verzerrungstensor lassen sich auch die Spannungen in einem symmetrischen Tensor 2. Stufe zusammenfassen (Gleichung 33). Die Normalspannungen bilden die Hauptdiagonale, die übrigen Elemente werden durch die Schubspannungen besetzt.

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{xy} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{xz} & \tau_{yz} & \sigma_z \end{bmatrix} \quad 33$$

Das Materialgesetz verknüpft die Spannungen mit den Verzerrungen. Bei Kenntnis der wirkenden Spannungen im Bauteil kann man mit Hilfe des Materialgesetzes die hervorgerufenen Verzerrungen berechnen. Der umgekehrte Fall kann durch Umstellen der Gleichungen ebenfalls berechnet werden. Für die verschiedenen Werkstoffe existieren spezielle Materialgesetze, mit denen elastisches und plastisches oder richtungsabhängiges Materialverhalten beschrieben werden kann. Für ein linear-elastisches, isotropes Material unter einachsiger Zugbelastung gilt das Hooke'sche Gesetz (Gleichung 34). E beschreibt hier den Elastizitätsmodul des Materials. Dieses Materialgesetz gilt für viele Metalle im elastischen Bereich oder für spröde Werkstoffe, wie zum Beispiel für Keramiken.

$$\boldsymbol{\sigma} = E \cdot \boldsymbol{\varepsilon} \quad 34$$

Belastet man einen Körper auf Zug erfährt er eine positive Längenänderung und gleichzeitig eine Verjüngung. Umgekehrt wird ein Körper unter Druckbelastung gestaucht und dehnt sich gleichzeitig in den beiden anderen Richtungen aus. Dieser Zusammenhang wird durch die Querkontraktionszahl beschrieben (Gleichung 35).

$$\nu = -\frac{\varepsilon_y}{\varepsilon_x} = -\frac{\varepsilon_z}{\varepsilon_x} \quad 35$$

Analog zur Zugbelastung gilt auch das Hooke'sche Gesetz für Schub (Gleichung 36).

$$\tau = G \cdot \gamma \quad 36$$

G beschreibt den Schub- oder auch Gleitmodul. Zusammengefasst können die Verzerrungen und Spannungen im räumlichen Spannungs- und Verzerrungszustand unter Berücksichtigung von Temperaturänderungen mit den folgenden Gleichungen (37 bis 48) dargestellt werden.

$$\varepsilon_x = \frac{1}{E} [\sigma_x - \nu \cdot (\sigma_y + \sigma_z)] + \alpha_T \cdot \Delta T \quad 37$$

$$\varepsilon_y = \frac{1}{E} [\sigma_y - \nu \cdot (\sigma_z + \sigma_x)] + \alpha_T \cdot \Delta T \quad 38$$

$$\varepsilon_z = \frac{1}{E} [\sigma_z - \nu \cdot (\sigma_x + \sigma_y)] + \alpha_T \cdot \Delta T \quad 39$$

$$\gamma_{xy} = \frac{1}{G} \cdot \tau_{xy} \quad 40$$

$$\gamma_{xz} = \frac{1}{G} \cdot \tau_{xz} \quad 41$$

$$\gamma_{yz} = \frac{1}{G} \cdot \tau_{yz} \quad 42$$

$$\sigma_x = \frac{E}{1+\nu} \left[\varepsilon_x + \frac{\nu}{1-2\nu} \cdot (\varepsilon_x + \varepsilon_y + \varepsilon_z) \right] - \frac{E}{1+2\nu} \cdot \alpha_T \cdot \Delta T \quad 43$$

$$\sigma_y = \frac{E}{1+\nu} \left[\varepsilon_y + \frac{\nu}{1-2\nu} \cdot (\varepsilon_x + \varepsilon_y + \varepsilon_z) \right] - \frac{E}{1+2\nu} \cdot \alpha_T \cdot \Delta T \quad 44$$

$$\sigma_z = \frac{E}{1+\nu} \left[\varepsilon_z + \frac{\nu}{1-2\nu} \cdot (\varepsilon_x + \varepsilon_y + \varepsilon_z) \right] - \frac{E}{1+2\nu} \cdot \alpha_T \cdot \Delta T \quad 45$$

$$\tau_{xy} = G \cdot \gamma_{xy} \quad 46$$

$$\tau_{xz} = G \cdot \gamma_{xz} \quad 47$$

$$\tau_{yz} = G \cdot \gamma_{yz} \quad 48$$

5.2 Finite-Elemente-Methode

Die FEM ist ein numerisches Verfahren, das auf der Annahme beruht, dass ein Kontinuum unter Belastung die Form einnehmen wird, die einen minimalen energetischen Aufwand bedeutet (Knothe & Wessels 2017). Das sich daraus ergebende Variationsproblem resultiert in einem Differentialgleichungssystem, dessen Lösung die resultierende Form des Kontinuums bestimmt. Bei strukturmechanischen Fragestellungen werden die an ein Kontinuum angreifenden äußeren

Lasten, sowie die daraus entstehenden Verformungen und inneren Belastungen in Form von Spannungen und Verzerrungen des Kontinuums untersucht. Die Verformung ist dabei von den externen Lasten, sowie den mechanischen Eigenschaften abhängig.

Um die jeweiligen Verschiebungen einer Struktur zu berechnen, wird diese zunächst in eine endliche Anzahl leichter zu berechnenden Teilstrukturen aufgeteilt - die finiten Elemente (Abbildung 40). Die einzelnen Elemente besitzen einfache geometrische Formen, wie Dreiecke oder Vierecke und entsprechend im 3-dimensionalen Raum Tetraeder oder Hexaeder, und sind über sogenannte Knotenpunkte miteinander verbunden. Die Kantenverläufe der Elemente lassen sich wiederum durch Ansatzfunktionen beschreiben, womit die Berechnung der resultierenden Knotenverschiebungen ermöglicht wird. Für gewöhnlich bedient man sich linearer, quadratischer oder kubischer Ansatzfunktionen, wobei sich mit höherwertigeren Ansatzfunktionen die realen Elementkantenverläufe besser approximieren lassen. Für jeden Knoten werden Freiheitsgrade, also zulässige Bewegungsrichtungen, in Form von Translationen und Rotationen, definiert. Zusätzlich werden an den entsprechenden Knoten die Randbedingungen, also äußere Lasten und Lagerbedingungen, aufgebracht.

Zunächst wird für jedes Element die Elementsteifigkeitsmatrix aufgestellt, die Informationen zu den relativen Positionen der Knoten zueinander sowie zu den Materialeigenschaften enthält, und somit das Deformationsverhalten beschreiben kann. Die Elementsteifigkeitsmatrizen werden anschließend additiv zur Gesamtsteifigkeitsmatrix überlagert. Die Gesamtsteifigkeitsmatrix entspricht der Koeffizientenmatrix eines Differentialgleichungssystems, dessen Lösung auf die gesuchten Größen führt (Steinke 2015). Die Lösung des Differentialgleichungssystems erfolgt bei strukturmechanischen Problemen nach dem Prinzip des Minimums der potentiellen Energie und ist für komplexe Geometrien nur mittels numerischem Integrationsverfahren lösbar (Knothe & Wessels 2017). Für gewöhnlich werden die gesuchten Funktionen an definierten Positionen im Element, den sogenannten Integrationspunkten, ausgewertet.

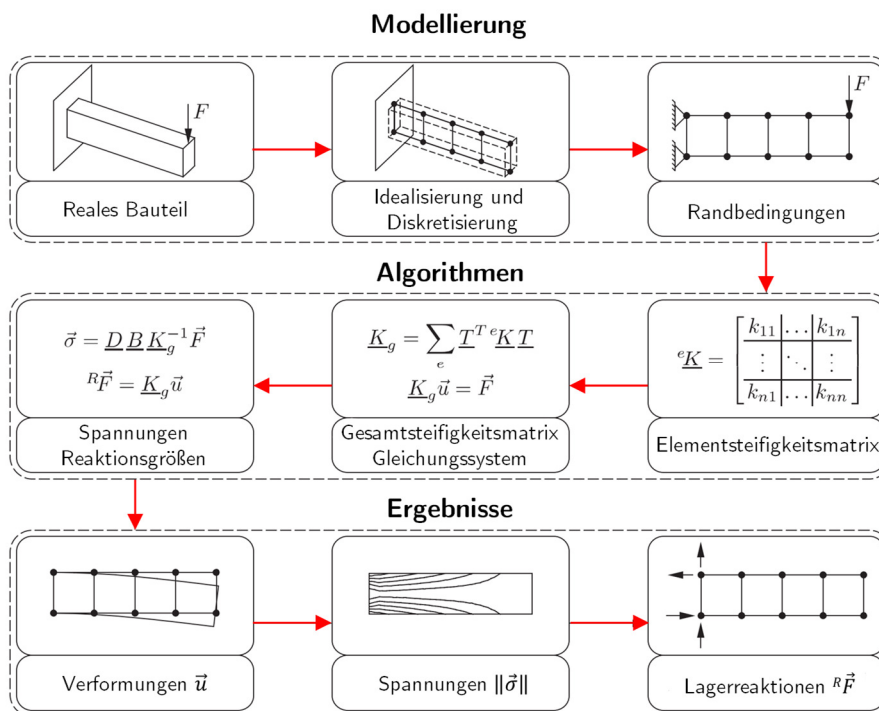


Abbildung 40: Schematische Darstellung der Vorgehensweise bei Anwendung der FEM am Beispiel eines Kragbalkens.

5.3 Verwendete Materialgesetze

Die mechanischen Eigenschaften der untersuchten Werkstoffe werden bei den FE-Analysen in den Materialmodellen berücksichtigt, und somit wird der Zusammenhang zwischen dem vorherrschenden Spannungs- und Verzerrungszustand modelliert. Da in der vorliegenden Arbeit ausschließlich monotone Belastungen untersucht wurden, wurden keine viskoelastischen und viskoplastischen Effekte berücksichtigt. Für die metallischen Konuswerkstoffe wurden, wie in Kapitel 8.1.2 beschrieben, Fließkurven mittels uniaxialer Zugversuche bestimmt. Aus den Fließkurven wurde das plastische Materialverhalten in Form von wahren Spannungen und dazu gehörigen wahren Dehnungen abgeleitet. Für alle drei metallischen Konuswerkstoffe wurde ein bilineares, isotropes Verfestigungsgesetz implementiert. Für die beiden keramischen Werkstoffe wurde isotropes, linear-elastisches Materialverhalten angenommen. Für isotropes Materialverhalten ist der Elastizitätstensor in Gleichung 49 in Matrixschreibweise angegeben. Isotropie besitzt die höchste Symmetrie, bei der das elastische Materialverhalten in allen Raumrichtungen gleich ist. Der Elastizitätstensor vereinfacht sich dadurch und besitzt nur noch zwei unabhängige Komponenten.

$$C = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{12} & 0 & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{11} & C_{12} & 0 & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{12} & C_{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{44} \end{bmatrix} \quad \text{mit } C_{44} = \frac{1}{2}C_{11} - C_{12} \quad 49$$

Im FE-Programm ANSYS ist für ein bilineares, isotropes Verfestigungsgesetz als Fließbedingung die Gestaltänderungsenergie-Hypothese nach von Mises hinterlegt. Fließen tritt demnach unter mehrachsiger Beanspruchung auf, wenn die Gestaltänderungsarbeit gleich der Arbeit bei Eintritt des Fließens unter einachsiger Beanspruchung ist. Die Von Mises Vergleichsspannung bildet hierin einen mehrachsigen Spannungszustand auf einen äquivalenten einachsigen Wert, vorzugsweise aus einem Zugversuch, ab. Für den allgemeinen Fall zeigt Gleichung 50 die Von Mises Vergleichsspannung.

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + (\sigma_{22} - \sigma_{33})^2 + (\sigma_{33} - \sigma_{11})^2] + 3(\tau_{12}^2 + \tau_{23}^2 + \tau_{31}^2)} \quad 50$$

Bei Metallen führen plastische Verzerrungen zu keiner Volumenänderung, sondern ausschließlich zu Gestaltänderungen. Daher bieten sich für die Formulierung der Fließbedingung die Invarianten des Spannungsdeviators an, genauer die zweite Invariante, $-I_2^{\sigma^D}$. Somit kann die Fließbedingung nach Von Mises gemäß Gleichung 51 formuliert werden. σ_{F0} steht hier für die anfängliche Fließgrenze.

$$\Phi_{\text{Mises}}(\sigma_{ij}, R) = \sqrt{-3I_2^{\sigma^D}} - \sigma_{F0} = \sigma_v - \sigma_{F0} - R(\epsilon_v^p) = 0 \quad 51$$

Die resultierende Fließfläche im Hauptspannungsraum bildet einen Zylinder, dessen Rotationsachse die hydrostatische Achse bildet. Die Ebenen senkrecht zu dieser Achse bilden die sogenannten Deviatorebenen, weil darin der gestaltändernde Anteil gemessen wird.

Bei isotroper Verfestigung vergrößert sich die Fließfläche und es tritt erst wieder plastisches Fließen auf, wenn die bereits erreichte Fließspannung erneut überschritten wird. Dieses

Verfestigungsgesetz ist in Gleichung 52 dargestellt. ε_v^p ist die akkumulierte plastische Vergleichsdehnung und R' ist eine skalare Verfestigungsvariable, um die sich die Fließspannung gegenüber ihrem Anfangswert, σ_{F0} , erhöht hat.

$$\sigma_F(\varepsilon_v^p) = \sigma_{F0} + R'(\varepsilon_v^p) \quad 52$$

Mit Hilfe der akkumulierten plastischen Vergleichsdehnung lässt sich das Verfestigungsgesetz auf den räumlichen Beanspruchungszustand verallgemeinern (Gleichung 53).

$$\varepsilon_v^p = \dot{\varepsilon}_v^p dt \quad \text{mit} \quad \dot{\varepsilon}_v^p = \sqrt{\frac{2}{3} \varepsilon_{ij}^p \dot{\varepsilon}_{ij}^p} \quad 53$$

Für das zugrundeliegende Evolutionsgesetz bei einer bilinearen, isotropen Verfestigung wird der plastische Tangentenmodul E_p verwendet (Gleichung 54).

$$E_p = \frac{dR}{d\varepsilon^p} \quad \text{mit} \quad R = E_p \cdot \varepsilon^p \quad \text{und} \quad \varepsilon^p = \frac{1}{E_p} (\sigma_F - \sigma_{F0}) \quad 54$$

Das in dieser Arbeit verwendete FE-Programm ANSYS verlangt zur Implementierung eines isotropen, linear-elastischen Materialgesetzes den Elastizitätsmodul und die Querkontraktionszahl. Diese Werte wurden der Literatur und schon vorhandenen experimentellen Ergebnissen entnommen. Für die Implementierung eines bilinearen, isotropen Verfestigungsgesetzes wird die Eingabe der Streckgrenze und des Tangentenmoduls benötigt. Diese Werte wurden aus den wahren Spannungs-wahren Dehnungskurven mittels linearer Regression bestimmt. In den folgenden Abschnitten wird dieses Vorgehen erläutert.

5.3.1 Titanlegierung

Zunächst wurden die einzelnen Fließkurven der Zugversuche mittels der Datenanalysesoftware OriginPro (2019, OriginLab Corporation, Northampton, USA) zu einer gemittelten Kurve zusammengefasst. Da die Dehnungswerte der Einzelkurven nicht in äquidistanter Form vorlagen wurde die x-Werte der gemittelten Kurve durch lineare Interpolation bestimmt. Die Anzahl der x-Werte der gemittelten Kurve wurde auf 1000 Punkte festgelegt. Die zu den x-Werten zugeordneten y-Werte (wahre Spannungen) wurden dann entsprechend gemittelt. Im Anschluss daran wurde der plastische Bereich der gemittelten Kurve bei der aus den technischen Spannungs-Dehnungskurven ermittelten Dehngrenze abgetrennt. Der plastische Kurvenbereich wurde nun mit einer linearen Regression beschrieben und somit konnten aus der Regressionsgleichung der Tangentenmodul und die Fließgrenze abgeleitet werden (Abbildung 41). Diese Methode wurde für die beiden anderen metallischen Konuswerkstoffe gleichermaßen angewendet. Der im Materialgesetz für die FE-Simulationen hinterlegte Tangentenmodul belief sich 1758 MPa und die Dehngrenze wurde mit einem Wert von 994 MPa implementiert.

Die elastischen Materialeigenschaften in Form von Elastizitätsmodul und Querkontraktionszahl wurden der Literatur entnommen und beliefen sich auf 119 GPa und 0,29 (Fridrici et al. 2001, English et al. 2015).

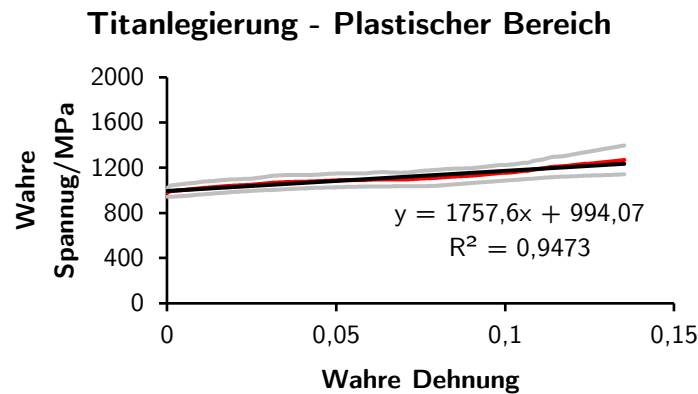


Abbildung 41: Fließkurve für die Titanlegierung (rote Linie) mit überlagerter Regressionsgeraden (schwarze Linie), Angabe der Regressionsgleichung und des Streubereichs (graue Linien).

5.3.2 Kobalt-Chrom-Legierung

Die Fließkurve für die untersuchte Kobalt-Chrom-Legierung ist in Abbildung 42 dargestellt. Die aus der Regressionsgleichung abgeleiteten Werte für den Tangentenmodul und die Dehngrenze beliefen sich auf 2037 MPa und 1096 MPa.

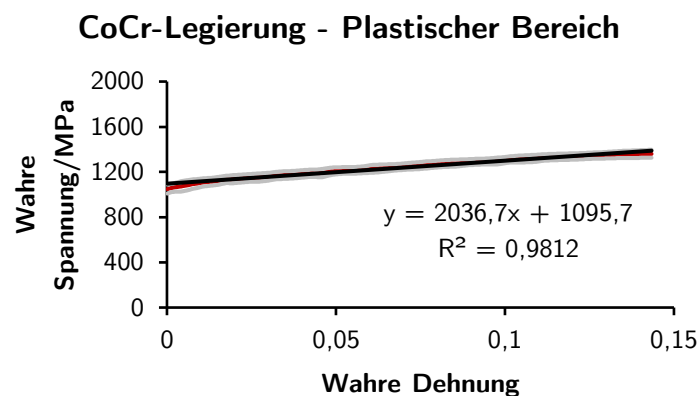


Abbildung 42: Fließkurve für die Kobalt-Chrom-Legierung (rote Linie) mit überlagerter Regressionsgeraden (schwarze Linie), Angabe der Regressionsgleichung und des Streubereichs (graue Linien).

Die elastischen Materialeigenschaften in Form von Elastizitätsmodul und Querkontraktionszahl wurden der Literatur entnommen und beliefen sich auf 210 GPa und 0,3 (English et al. 2015).

5.3.3 Stahllegierung

Abbildung 43 zeigt die Fließkurve für die untersuchte Stahllegierung. Der aus der Regressionsgleichung abgeleitete Tangentenmodul hatte einen Wert von 2090 MPa und die Dehngrenze 675 MPa.

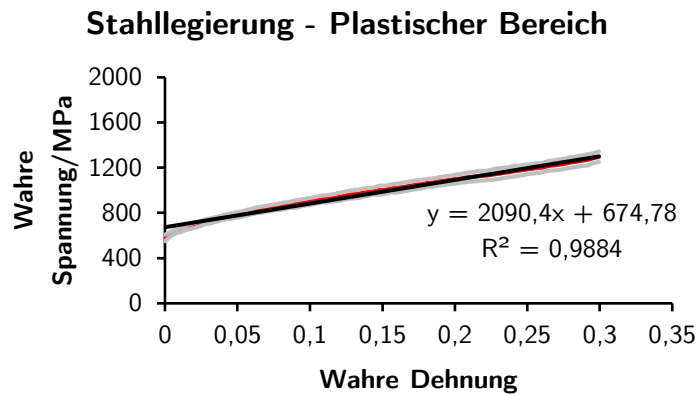


Abbildung 43: Fließkurve für die Stahllegierung (rote Linie) mit überlagerter Regressionsgeraden (schwarze Linie), Angabe der Regressionsgleichung und des Streubereichs (graue Linien).

Die elastischen Materialeigenschaften in Form von Elastizitätsmodul und Querkontraktionszahl wurden der Literatur entnommen und beliefen sich auf 193 GPa und 0,3 (Nuno et al. 2006, Güler et al. 2015a).

5.3.4 BIOLOX[®] *delta* und BIOLOX[®] *forte*

Die Materialkennwerte zur Implementierung der isotropen, linear-elastischen Materialgesetze für die verwendeten keramischen Werkstoffe BIOLOX[®] *delta* und BIOLOX[®] *forte* lagen bereits vor und mussten nicht erneut experimentell bestimmt werden (Kuntz 2006, Mak et al. 2011, Dickinson et al. 2014, Piconi 2017, Kuntz & Krüger 2018) (Tabelle 16).

Tabelle 16: Elastische Materialeigenschaften der untersuchten keramischen Werkstoffe (Kuntz 2006, Mak et al. 2011, Dickinson et al. 2014, Piconi 2017, Kuntz & Krüger 2018).

	BIOLOX [®] <i>delta</i>	BIOLOX [®] <i>forte</i>
Elastizitätsmodul/GPa	370	407
Querkontraktionszahl	0,24	0,23

5.4 Konvergenzanalyse und Modellprüfung

Zunächst wurde eine auf alle Modelle übertragbare Konvergenzanalyse durchgeführt. Die Übertragbarkeit ist durch das identische Vorgehen (Geometriaufbereitung, Elementtyp, Elementgröße) bei der Vernetzung der verschiedenen Modelle gegeben. Für die Konvergenzanalyse wurden axialsymmetrische Modelle eines vereinfachten Prothesenkopf-Konus-Systems verwendet. Hierzu wurde ein kurzer Abschnitt des Metallkonus (Länge: 6 mm) mit einem entsprechenden Prothesenkopfabschnitt gepaart (Abbildung 36). Das proximale Ende des Prothesenkopfabschnitts wurde mit einer Flächenlast von 1 kN belastet, während das distale Ende des Metallkonus über einer Knotenrandbedingung in y-Richtung fixiert wurde. Das Oberflächenprofil des Metallkonus besaß eine Profilhöhe von 12 µm, eine Plateaubreite von 1 µm und der Profilspitzenabstand betrug 200 µm. Der Winkelunterschied zwischen Prothesenkopfoberfläche und Metallkonusoberfläche betrug 0,05°. Da in vorbereitenden, oberflächentopografischen Untersuchungen gezeigt werden konnte, dass sich die Oberflächenrauheiten der Metallkonusen und keramischen Kugelhöpfe je nach Konuswerkstoff und Oberflächengüte des Prothesenkopfs in der konischen Bohrung (Mittenrauwert R_a : 0,1 – 1 µm) um einen Faktor von mindestens 7,8 bis

14,9 unterschieden (Abbildung 44), wurden nur die Metallkonus strukturiert, während die Kontaktfläche des keramischen Kontaktpartners als ideal glatte Oberfläche modelliert wurde.

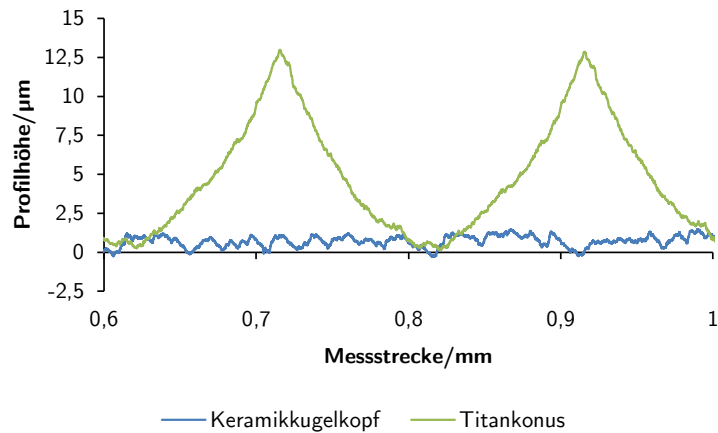


Abbildung 44: Exemplarische Oberflächenprofile eines keramischen Prothesenkopfes (grüne Linie) und eines Titankonus (blaue Linie).

Im Kontaktbereich wurden ausschließlich lineare Hexaederelemente zugelassen, während in entfernteren Bereichen vereinzelt Tetraederelemente zugelassen wurden. Für die Metallkonus wurden durch sinnvolle geometrische Flächenaufteilungen im Kontaktgebiet einheitliche Netze mit Elementkantenlängen von 0,75 µm, 1 µm, 1,5 µm und 2 µm erzeugt.

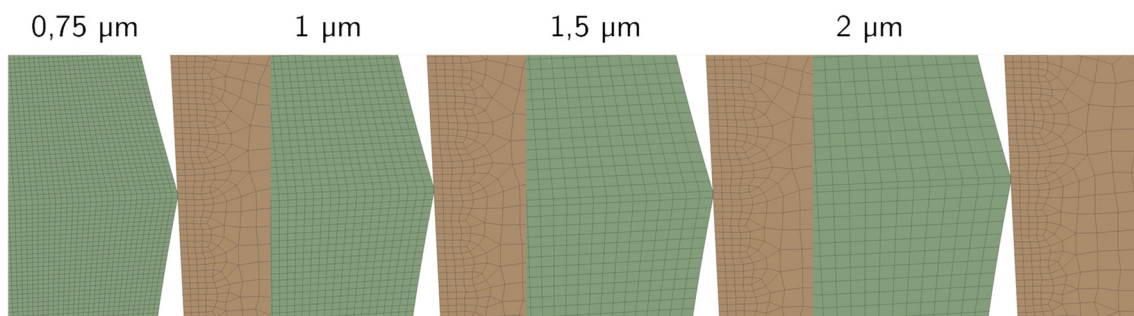


Abbildung 45: Verschiedene FE-Netze im Kontaktgebiet von Prothesenkopf und Metallkonus zur Konvergenzanalyse (Elementkantenlängen Konus (grün): 0,75 µm, 1 µm, 1,5 µm, 2 µm; Elementkantenlänge Kopf (braun): 1 µm).

Dies war notwendig, um die Oberflächentopografien im numerischen Modell abbilden zu können. Die Oberfläche des keramischen Kontaktkörpers wurde mit einer Elementkantenlänge von 1 µm vernetzt. Zuletzt wurde noch ein Vergleich zu einer gröber vernetzten Prothesenkopfoberfläche (Elementkantenlänge 10 µm) durchgeführt.

Da primär die Ergebnisse der Metallkonus und die Kontaktresultate für diese Arbeit von Interesse sind, wurde der Netzeinfluss auf die Von Mises Spannung der Metallkonus, den Kontaktdruck, die Reibspannung und den Gleitweg überprüft. Um das Modell auf seine Genauigkeit zu prüfen, wurden zum einen die gemittelten Spannungen und nicht gemittelten Spannungen verglichen, zum anderen wurden die Durchdringungen im Kontaktgebiet analysiert.

Als Akzeptanzkriterien wurden zum einen Änderungen der Spannung bei Verkleinerung der Elementkantenlänge von maximal 5% zugelassen, zum anderen wurde ein prozentualer Unterschied von maximal 5% zwischen gemittelten und nicht gemittelten Spannungen erlaubt. Des Weiteren wurde als Grenzwert der zugelassenen Durchdringungen 25 nm gewählt.

5.4.1 Ergebnisse

Mit kleiner werdender Elementkantenlänge zeigten sich für die untersuchten Parameter maximale Änderungen von 3%. Für eine Elementkantenlänge von 2 μm wurde der festgelegte Grenzwert von 25 nm überschritten (Abbildung 46). Der Vergleich zwischen gemittelter und nicht gemittelter Spannung zeigte Überschreitungen der definierten 5%-Hürde für die Elementkantenlängen 1,5 μm und 2 μm (Tabelle 17). Zwischen einer Vernetzung mit 1 μm und 10 μm auf Seite des Prothesenkopfs lagen die maximalen prozentualen Änderungen bei 2% (Tabelle 17).

Tabelle 17: Vergleich der gemittelten und nicht gemittelten Von Mises Spannung in Abhängigkeit der Elementkantenlänge.

Elementkantenlänge/ μm	Knotenanzahl	Elementanzahl	Von Mises Spannung (gemittelt)/MPa	Von Mises Spannung (nicht gemittelt)/MPa	Prozentualer Unterschied
0,75	269 393	264 541	1413	1463	3%
1,00	182 392	178 186	1414	1457	3%
1,50	119 240	115 673	1368	1483	8%
2,00	97 671	94 416	1337	1481	10%

Tabelle 18: Vergleich der Ergebnisse für eine Elementkantenlänge von 1 μm und 10 μm der Prothesenkopfoberfläche. Die Elementkantenlänge der Metallkonusoberfläche lag bei 1 μm .

Elementkantenlänge (Metallkonus)/ μm	Elementkantenlänge (Prothesenkopf)/ μm	Von Mises Spannung/MPa	Kontakt- druck/MPa	Reibspan- nung/MPa	Gleit- weg/ μm
1	1	1414	2567	667	64,930
1	10	1421	2515	654	64,870
Prozentualer Unterschied		1%	2%	2%	0%

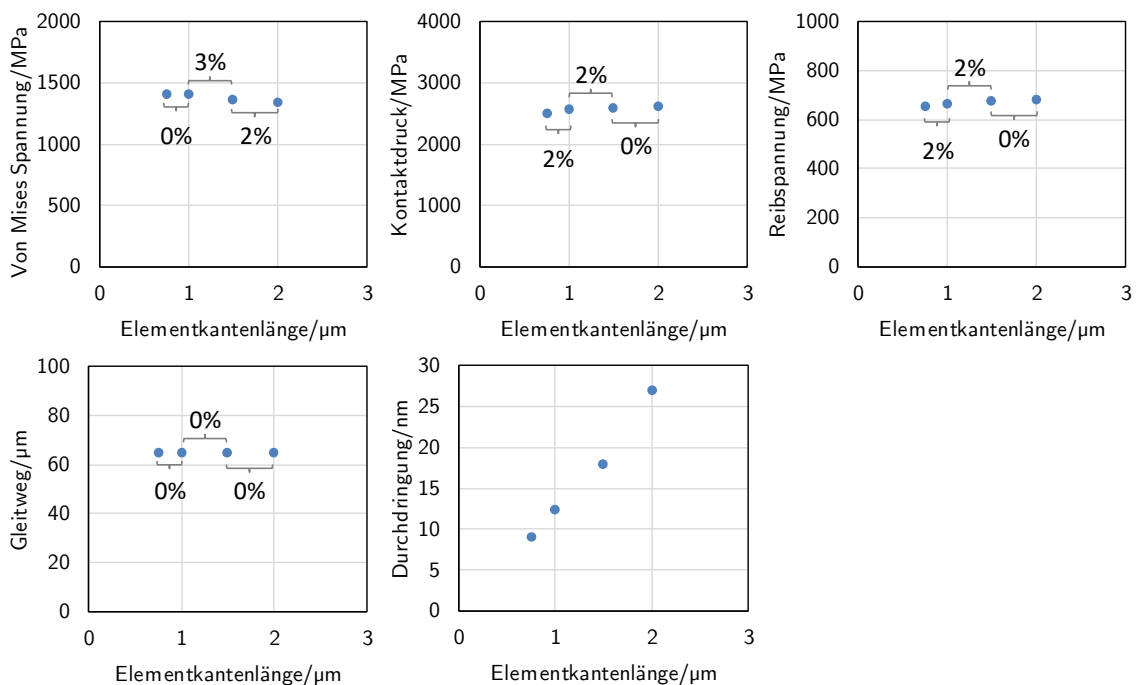


Abbildung 46: Übersicht der Ergebnisse der maximalen Von Mises Vergleichsspannung, des maximalen Kontaktdrucks, der maximalen Reibspannung, des maximalen Gleitwegs und der maximalen Durchdringung in Abhängigkeit der Elementkantenlänge mit Angabe der prozentualen Änderungen außer bei den Durchdringungen. Hier lag das Kriterium für die maximalen Durchdringungen bei ≤ 25 nm.

5.4.2 Fazit

Aufgrund der geringeren Rechenzeit bei einer Elementkantenlänge von 1 μm verglichen zu 0,75 μm bei gleichzeitig ausreichender Genauigkeit wurde die Elementkantenlänge zur Vernetzung der Oberflächentopografie des Metallkonus auf 1 μm festgelegt. Der keramische Kontaktpartner konnte je nach Fragestellung mit 1 μm oder 10 μm Elementkantenlänge vernetzt werden, da nur geringe Änderungen der Ergebnisse ($\leq 2\%$) gefunden wurden.

5.5 Bestimmung der Reibungskoeffizienten und Modellvalidierung

Die Reibungskoeffizienten wurden mit Hilfe von FE-Modellen und entsprechenden Fügeexperimenten, beschrieben in Kapitel 4.1, bestimmt. Die Modelle bestanden analog zum Experiment 2 aus dem Prothesenkopf-Konus-System und der konischen Aufnahme. Die konische Aufnahme wurde analog zum Materialmodell zur Stahllegierung aus Kapitel 5.3.3 simuliert. Die Verschiebungen der Knoten am distalen Ende des Testkonus wurden in y-Richtung gesperrt und das System wurde über die konische Aufnahme mit einer Last von 4 kN beaufschlagt (Abbildung 47). Dies wurde iterativ durch wiederholtes Anpassen des Reibungskoeffizienten so lange durchgeführt bis die Abweichungen zwischen Experiment (Mittelwert der Einsinktiefe je Werkstoffpaarung) und Simulation bezüglich der Einsinktiefe des Prothesenkopfs weniger als fünf Prozent betragen. Die Einsinktiefe wurde mittels der Relativbewegung des höchsten Punkts des Prothesenkopfs bewertet. Dies entsprach dem experimentellen Vorgehen, wie in Kapitel 4.1.1.1 beschrieben. Zusätzlich wurden die Höhenänderungen der Profilspitzen zwischen Experiment und Simulation verglichen. Als Kriterium für die Modellvalidierung wurde hier festgelegt, dass die Werte der Simulationen innerhalb der Standardabweichung der experimentellen Ergebnisse liegen müssen.

Die zuvor im Experiment mittels Profilometer und Koordinatenmessgerät charakterisierten Proben (siehe Kapitel 8.2 und 4.1.1.3) wurden zunächst geometrisch modelliert und für die FE-Modelle vorbereitet. Besonderes Augenmerk lag auf der Modellierung der Oberfläche der Testkonen. Um die jeweilige Topografie in den FE-Modellen abbilden zu können, wurden lineare Elemente mit einer Kantenlänge von 1 μm verwendet. Die Konusoberfläche der Kugelköpfe wurde mit einer Kantenlänge von 10 μm vernetzt. Die übergeordnete Elementkantenlänge für die restlichen Bereiche der Bauteile betrug 150 μm . Die Einflüsse der Netzgüte wurden vorab in einer Netzkonvergenzanalyse überprüft (siehe Kapitel 5.4). Der reibungsbehaftete Kontakt zwischen Prothesenkopf und Testkonus, sowie der reibungsfreie Kontakt zwischen Prothesenkopf und Aufnahme wurde mittels eines Augmented Lagrange Algorithmus mit zulässigen Durchdringungen ≤ 25 nm modelliert. Diese Modelle wurden des Weiteren dazu verwendet, den Einfluss des Materialmodells (BIOLOX[®] forte oder BIOLOX[®] delta) des keramischen Prothesenkopfs auf die Verformungen der Profilspitzen zu untersuchen.

Um die Übertragbarkeit der ermittelten Reibungskoeffizienten auf verschiedene Lastniveaus zu überprüfen, wurden für die Paarungen BIOLOX[®] forte-Ti aus Experiment 3 weitere FE-Simulationen durchgeführt. Hierbei wurde wiederum die Einsinktiefe des Prothesenkopfs als Vergleichsparameter herangezogen. Die Strukturierung der Konusoberflächen und die Makrogeometrie wurden ebenfalls gemäß den Daten aus Profilometrie und taktile Vermessung modelliert (siehe Kapitel 8.2 und 4.1.1.3). Randbedingungen und Vernetzung waren identisch zur oben beschriebenen Methodik. Hier wurden prozentuale Abweichungen zwischen Experiment und Simulation bis zu zehn Prozent toleriert.

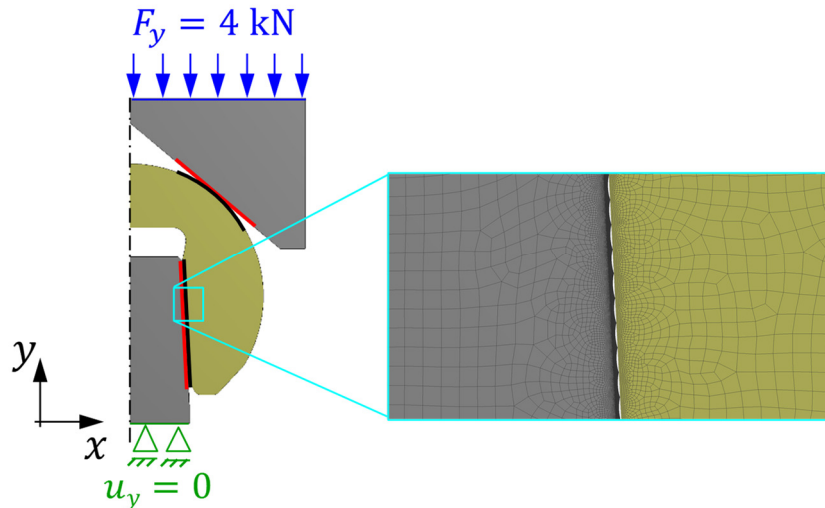


Abbildung 47: FE-Modell zur Bestimmung des Reibungskoeffizienten mit Darstellung der äußeren Randbedingungen und Kontakte (die rote Linie stellt jeweils den Kontaktkörper, die schwarze den Zielkörper dar).

5.5.1 Ergebnisse und Fazit

Abbildung 48 zeigt die Einsinktiefen des Prothesenkopfs bzw. die Verschiebung des höchsten Punktes des Prothesenkopfs, gemessen während der Fügeexperimente und bestimmt mittels der FE-Modelle. Die prozentualen Unterschiede waren $\leq 1,15\%$.

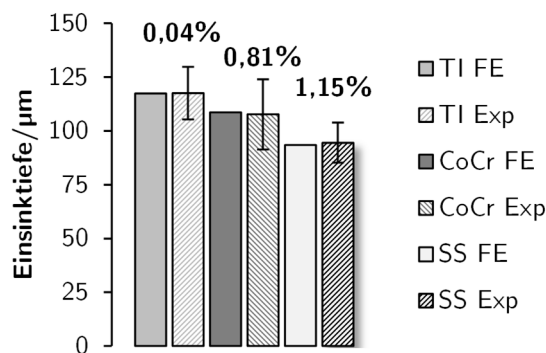


Abbildung 48: Vergleich zwischen experimentellen (Mittelwerte \pm Standardabweichungen) und numerischen Ergebnissen der Verschiebung des höchsten Punktes des Prothesenkopfes mit Angabe des prozentualen Unterschieds.

Die iterativ bestimmten Reibungskoeffizienten ergaben sich zu 0,18 für die CoCr-Keramik-Paarung, 0,32 für die SS-Keramik-Paarung und 0,26 für die Ti-Keramik-Paarung. Zusätzlich wurden die Höhenänderungen der ersten 10 Profilsitzen zwischen Experiment und FE-Simulation qualitativ verglichen. Die Ergebnisse der FE-Modelle lagen für alle untersuchten Profilsitzen, außer für die Profilsitze 10 bei SS, innerhalb der Streuung (Standardabweichung) der Experimente (Abbildung 49). Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass sich der Einfluss des keramischen Materials nur marginal auf die Höhenänderungen der Profilsitzen auswirkte. Daher wurde für die weiteren FE-Untersuchungen von einer Übertragbarkeit der berechneten Reibungskoeffizienten für die drei Werkstoffpaarungen von BIOLOX[®] forte mit den verschiedenen untersuchten Metalllegierungen auf die entsprechenden Werkstoffpaarungen mit BIOLOX[®] delta ausgegangen.

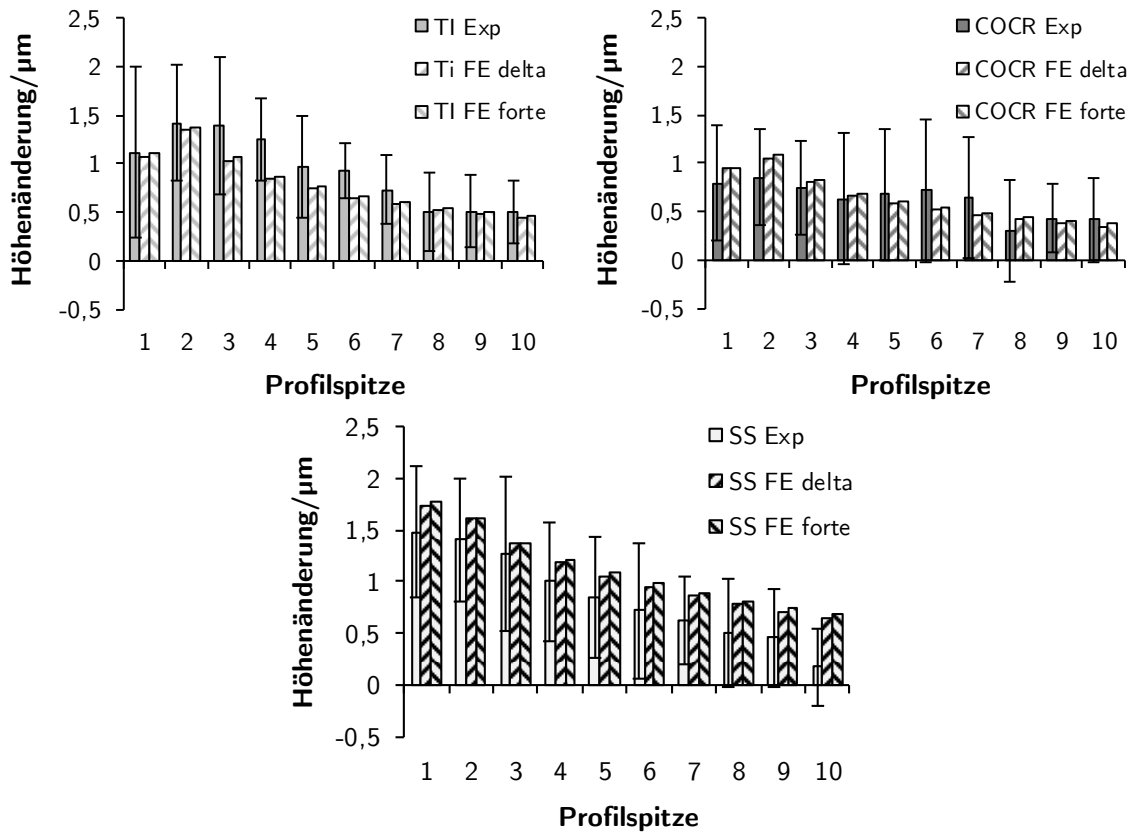


Abbildung 49: Vergleich der vertikalen Verschiebung (Höhenänderung) der ersten 10 Profilspitzen zwischen Experiment (Mittelwerte±Standardabweichungen) und FE-Simulation.

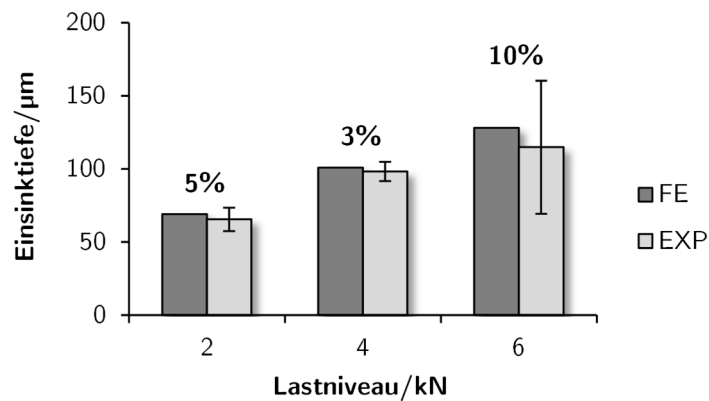


Abbildung 50: Vergleich zwischen experimentellen (Mittelwerte±Standardabweichungen) und numerischen Ergebnissen der Verschiebung des höchsten Punktes des Prothesenkopfes mit Angabe des prozentualen Unterschieds. Das untersuchte System, bestehend aus BIOLOX[®] forte Prothesenkopf und Ti-Konus wurde entsprechend den Experimenten mit 2 kN, 4 kN und 6 kN belastet.

Den Vergleich zwischen experimentellen und numerischen Ergebnissen der Verschiebung des höchsten Punktes des Prothesenkopfes der BIOLOX[®] forte-Ti-Paarung aus Experiment 3 zeigt Abbildung 50. Die Unterschiede zwischen Experiment und FE-Simulation betragen 5%, 3% und 10% für die Laststufen 2 kN, 4 kN und 6 kN und erfüllen somit alle das Kriterium zur Modellvalidierung von $\leq 10\%$. Es wurde daher von einer Übertragbarkeit der bestimmten Reibungskoeffizienten auf weitere Lastniveaus ausgegangen.

5.6 Parameterstudie der Profilparameter und Werkstoffpaarungen

Diese Parameterstudie hatte zum Ziel, den Einfluss einzelner Profilparameter und Werkstoffpaarungen auf die Kontaktmechanik zu untersuchen. Die Höhe des Konusprofils, die Plateaubreite, der Abstand der Profilspitzen zueinander und der resultierende Winkelunterschied wurden hier systematisch variiert.

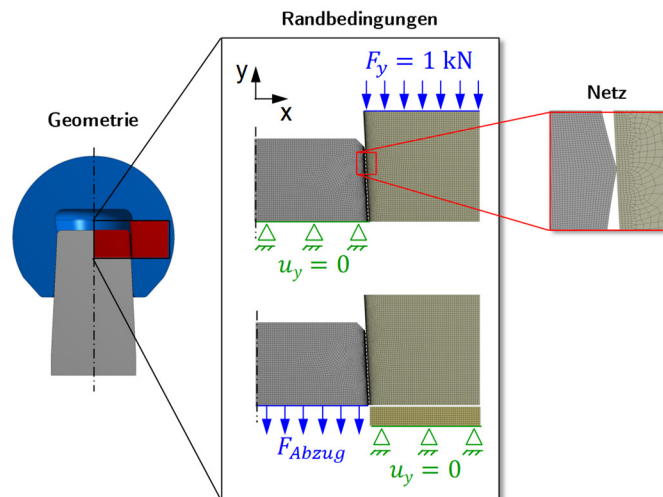


Abbildung 51: Geometrie, Randbedingungen und Netz im Kontaktgebiet der FE-Modelle für die Parameterstudie.

Für diese Studie wurden axialsymmetrische Modelle des Prothesenkopf-Konus-Systems verwendet, um die prinzipiellen Vorgänge und Effekte unterschiedlicher Oberflächen und Geometrieparameter und verschiedener Konuswerkstoffe (Ti, CoCr, SS) auf die Kontaktmechanik untersuchen zu können. Hierzu wurde ein kurzer Konusabschnitt (Länge: 6 mm) mit einem entsprechenden Prothesenkopfabschnitt (BIOLOX[®] delta) gepaart, der am proximalen Ende mit einer Flächenlast von 1 kN belastet wurde, während das distale Konusende mit einer Knotenrandbedingung in y-Richtung fixiert war.

Nach Belastung und anschließender Entlastung des Systems wurde die Abzugskraft verschiebungsgesteuert ermittelt. Hierzu wurde eine Verschiebung am distalen Konusende appliziert, während der Prothesenkopfabschnitt über ein reibungsfreies Lager niedergehalten wurde.

Die Oberfläche der Metallkonen wurde strukturiert, während die Kontaktfläche des keramischen Kontaktpartners ideal glatt modelliert wurde (siehe Kapitel 5.4). Vernetzt wurden die Modelle hauptsächlich mit linearen Hexaederelementen. Für die Metallkonen wurden durch sinnvolle geometrische Flächenaufteilung im Kontaktgebiet einheitliche Netze mit Elementkantenlängen von 1 μm erzeugt. Dies war notwendig, um die verschiedenen Oberflächentopografien im numerischen Modell abbilden zu können. Die Oberfläche des keramischen Kontaktkörpers wurde ebenfalls mit einer Elementkantenlänge von 1 μm vernetzt. Die Einflüsse der Netzgüte wurden vorab in einer Netzkonvergenzanalyse überprüft (siehe Kapitel 5.4).

Insgesamt wurden für diese Teilstudie 234 Einzelmodelle berechnet. Zunächst wurde mittels statistischer Versuchsplanung ein voll faktorieller Versuchsplan erstellt, der je Konuswerkstoff 48 Einzelmodelle beinhaltet und bei dem jeweils der Winkelunterschied ($-0,1^\circ$, 0° , $0,05^\circ$, $0,1^\circ$), die Plateaubreite (1 μm , 7 μm , 20 μm) und die Profilhöhe (3 μm , 12 μm , 25 μm , 40 μm) gleichzeitig variiert wurden (Abbildung 52). Zusätzlich wurden ausgehend von einem Basismodell (Profilhöhe 12 μm , Plateaubreite 1 μm , Profilspitzenabstand 200 μm , Winkelunterschied $0,05^\circ$) weitere Modelle gerechnet, bei denen jeweils nur ein Parameter variiert wurde, um

weitere Stützstellen für die statistischen Modelle zu generieren. Für einen positiven Winkelunterschied wurden darüber hinaus Modelle berechnet, bei denen der Profilspitzenabstand variiert wurde.

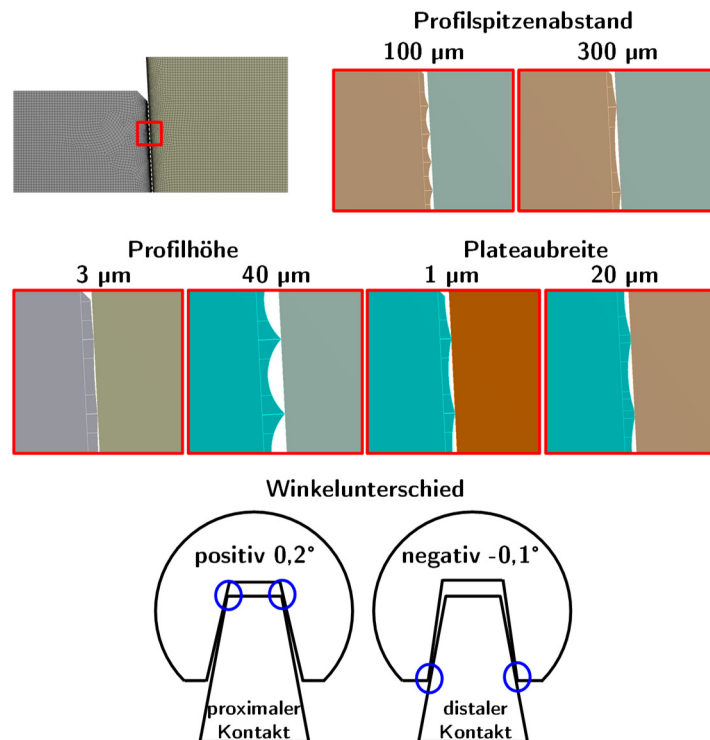


Abbildung 52: Übersicht der verschiedenen Profil- und Geometrieparameter, die in den FE-Modellen variiert wurden mit Angabe der oberen und unteren Grenzwerte. Bei der Darstellung des Profilspitzenabstands und der Plateaubreite liegen Modelle mit einer Profilhöhe von 12 µm zugrunde.

5.6.1 Regressionsmodelle und statistische Auswertung

Um die Effekte der Einflussgrößen statistisch betrachten zu können wurden multiple lineare Regressionsmodelle mittels der Statistiksoftware Minitab 19 (Minitab, LLC, Pennsylvania, USA) berechnet. Die Modelle berücksichtigten Wechselwirkungen bis zur zweiten Ordnung, die über das Produkt der an der Wechselwirkung beteiligten Variablen in die Modelle implementiert wurden. Gleichung 55 beschreibt den gewählten Regressionsansatz, hier exemplarisch dargestellt für zwei Prädiktoren und deren Wechselwirkung. Die zugrundeliegenden Daten wurden vor Bildung der Regressionsmodelle nach positiven (initial proximaler Kontakt) und negativen (initial distaler Kontakt) Winkelunterschieden getrennt. Aufgrund der Skalenabhängigkeit der Regressionskoeffizienten und um diese vergleichen zu können, wurden die Werte der Prädiktoren zentriert und standardisiert, indem zunächst der Mittelwert subtrahiert und anschließend durch die Standardabweichung dividiert wurde. Dieses Vorgehen wirkte sich auf die Interpretation der Regressionskoeffizienten aus, wobei jeder Regressionskoeffizient die erwartete Änderung der Zielgröße bei einer Änderung des Prädiktors um eine Standardabweichung darstellte.

$$y = \beta_0 + \beta_1 x_{i1} + \beta_2 x_{i2} + \beta_{12} x_{i1} x_{i2} \quad 55$$

Zunächst wurden alle vorhandenen Prädiktoren (siehe Tabelle 19) in die Regressionsmodelle aufgenommen, welche dann schrittweise per Rückwärtselimination reduziert wurden. Als

Ausschlusskriterium einzelner Prädiktoren diente der jeweilige p-Wert ($p \geq 0,05$) der Regressionskoeffizienten und zu hohe Multikollinearität zwischen einzelnen Prädiktoren, beurteilt anhand des Varianzinflationsfaktors ($VIF < 5$). Ti wurde als Referenzstufe für den kategorialen Prädiktor Konuswerkstoff festgelegt.

Tabelle 19: Übersicht der Zielgrößen und Prädiktoren mit Angabe der Faktorstufen für die verschiedenen Regressionsmodelle zur Analyse der FE-Simulationen zum Einfluss verschiedener Profilparameter und Werkstoffpaarungen.

Zielgrößen	Prädiktoren	Faktorstufen
Gleitweg/ μm	stetig	-0,1; -0,05; -0,04; -0,03; -0,025;
Von Mises Vergleichsspannung/MPa		-0,02; -0,01; 0; 0,01; 0,02; 0,03;
Plastische Vergleichsdehnung/ (mm/mm)		0,04; 0,05; 0,06; 0,07; 0,1; 0,2
Kontaktdruck/MPa		1; 3; 5; 7; 10; 15; 20
Reibspannung/MPa		3; 6; 9; 12; 15; 18; 25; 30; 35;
Kontaktfläche/ mm^2		40
Höhenänderung der 1. Profilspitze/ μm		100; 150; 200; 250; 300
Traglänge/mm	kategorial	Konuswerkstoff
Spaltbreite/ μm		Ti, CoCr, SS
Abzugskraft/N		

Für die Darstellung der Ergebnisse wurden Haupteffekte-, Wechselwirkungs- und Pareto-diagramme erstellt. Die Modellgüte wurde mit Hilfe des korrigierten Bestimmtheitsmaßes und der jeweiligen Standardabweichung der Regressionsmodelle bewertet. Um zu beurteilen, ob ein kausaler Zusammenhang zwischen Prädiktor und Zielgröße besteht, wurden die jeweiligen p-Werte der zugrundeliegenden F-Statistik betrachtet. Es wurde ein Signifikanzniveau von 0,05 gewählt. Das bedeutet, dass der Test mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% eine Annahme der Nullhypothese bestätigt, wenn diese korrekt ist. Umgekehrt bedeutet dies, dass die Nullhypothese mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% abgelehnt wird, obwohl sie korrekt ist.

5.6.2 Ergebnisse

Die linke Seite von Abbildung 53 zeigt die Haupteffektdiagramme der untersuchten Zielgrößen für negative Winkelunterschiede, also initial distalen Kontakt, die rechte Seite entsprechend für positive Winkelunterschiede, also initial proximalen Kontakt. Abbildung 54 und Abbildung 55 zeigen die Pareto-Diagramme der standardisierten Effekte zur Darstellung der Effektstärke. Darüber hinaus sind die Wechselwirkungsdiagramme der jeweiligen Zielgrößen dargestellt. Der Übersichtlichkeit halber wird im Folgenden lediglich auf die Ergebnisse der jeweils stärksten Effekte eingegangen.

Generell lässt sich festhalten, dass sich nahezu identische Trends der Zielgrößen bei der Untersuchung von negativen und positiven Winkelunterschieden ergaben. Anzumerken sei hier, dass die Gruppe negativer Winkelunterschiede einem Bereich von $-5'$ bis $0'$ und positive Winkelunterschiede einen Bereich von $0'$ bis $10'$ umfassten. Auch wurden für negative Winkelunterschiede der Profilspitzenabstand konstant gehalten. Da die Ergebnisse zentriert und standardisiert wurden, wirkte sich dies auf die Interpretation der Regressionskoeffizienten aus, indem

jeder Regressionskoeffizient die erwartete Änderung der Zielgröße bei einer Änderung des Prädiktors um eine Standardabweichung darstellte.

Die folgende Tabelle stellt die Mittelwerte und Standardabweichungen der Einflussparameter für die beiden statistischen Modelle dar (Tabelle 20).

Tabelle 20: Übersicht der Mittelwerte und Standardabweichungen der einzelnen stetigen Prädiktoren der beiden statistischen Modelle für positive und negative Winkelunterschiede.

Prädiktor	Negativer Winkelunterschied (Modelle mit initial distalem Kontakt)		Positiver Winkelunterschied (Modelle mit initial proximalem Kontakt)	
	Mittelwert	StdAbw	Mittelwert	StdAbw
Profilhöhe/ μm	18,0	12,6	17,7	12,1
Plateaubreite/ μm	7,3	7,8	6,7	7,5
Winkelunterschied/°	-2,9	2,7	3,2	2,3
Profilspitzenabstand/ μm			201,0	20,9

Die Abzugskraft wurde am stärksten durch den vorliegenden Winkelunterschied und den Konuswerkstoff beeinflusst (Abbildung 53, Abbildung 54, Abbildung 55, Abbildung 56). Die entsprechenden statistischen Modelle für die Gruppe positiver und negativer Winkelunterschiede konnten 97,7% bzw. 96,3% der Streuung der Abzugskraft erklären. Verglichen zur Referenzstufe Ti zeigte sich bei initial distalem Kontakt für SS eine signifikante Zunahme der Abzugskraft um 8,8 N ($p < 0,001$), während für CoCr eine signifikante Abnahme der Abzugskraft um 79,0 N gefunden wurde ($p < 0,001$). Bei initial proximalem Kontakt zeigte sich für SS eine signifikante Zunahme der Abzugskraft um 36,8 N ($p < 0,001$), während für CoCr eine signifikante Abnahme der Abzugskraft um 65,4 N gefunden wurde ($p < 0,001$). Für negative Winkelunterschiede führte eine Vergrößerung des Winkelunterschieds in Richtung Nullschluss um eine Standardabweichung (2,7°) zu einer mittleren Abnahme der Abzugskraft um 18,4 N ($p < 0,001$). In der Gruppe der positiven Winkelunterschiede führte eine Vergrößerung des Winkelunterschieds um eine Standardabweichung (2,3°) zu einer mittleren Zunahme der Abzugskraft um 11,1 N ($p < 0,001$). Auch für den Gleitweg zeigte der Prädiktor Winkelunterschied den stärksten Effekt, weit dahinter gefolgt vom Prädiktor Plateaubreite (Abbildung 53, Abbildung 54, Abbildung 55, Abbildung 57). Die entsprechenden statistischen Modelle für positive und negative Winkelunterschiede konnten 98,1% bzw. 92,6% der Streuung des Gleitwegs erklären. Bei initial distalem Kontakt zeigte eine Vergrößerung des Winkelunterschieds in Richtung Nullschluss um eine Standardabweichung (2,7°) eine Abnahme des Gleitwegs um 26,4 μm ($p < 0,001$). Bei initial proximalem Kontakt bewirkte ein um eine Standardabweichung vergrößerter Winkelunterschied (2,3°) eine Zunahme des Gleitwegs um 13,0 μm ($p < 0,001$). Eine Vergrößerung der Plateaubreite um 7,8 μm resultierte in einer Abnahme des Gleitwegs um 3,5 μm ($p < 0,001$) bei negativen Winkelunterschieden. Bei positiven Winkelunterschieden zeigte eine Vergrößerung der Plateaubreite um eine Standardabweichung (7,5 μm) eine Abnahme des Gleitwegs um 3,6 μm ($p < 0,001$). Für negative Winkelunterschiede zeigte Ti im Vergleich zu SS einen um 13,8 μm geringeren Gleitweg ($p < 0,001$), während kein signifikanter Unterschied zu CoCr ($p = 0,074$) gefunden wurde. Bei Vorliegen von positiven Winkelunterschieden zeigte Ti verglichen zu SS einen um 11,2 μm geringeren Gleitweg ($p < 0,001$), während kein signifikanter Unterschied zu CoCr ($p = 0,549$) gefunden wurde.

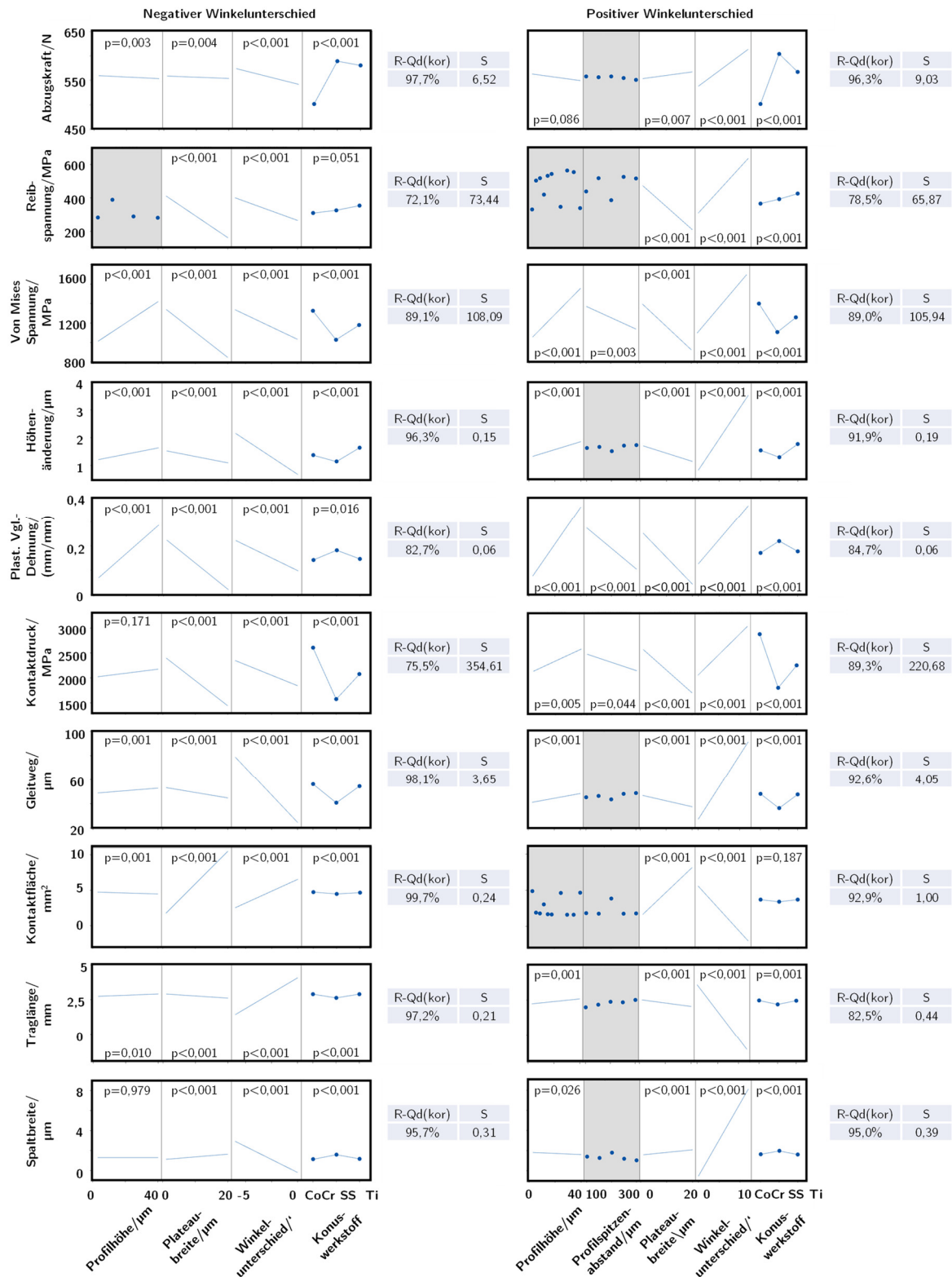


Abbildung 53: Haupteffekte-Diagramme der untersuchten Zielgrößen für negative (links) und positive (rechts) Winkelunterschiede mit Angabe der p-Werte, der korrigierten Bestimmtheitsmaße und der Standardabweichungen der verschiedenen Regressionsmodelle. Ein grauer Hintergrnd stellt einen nicht im Modell enthaltenen Prädiktorterm dar.

Negativer Winkelunterschied (initial distaler Kontakt)

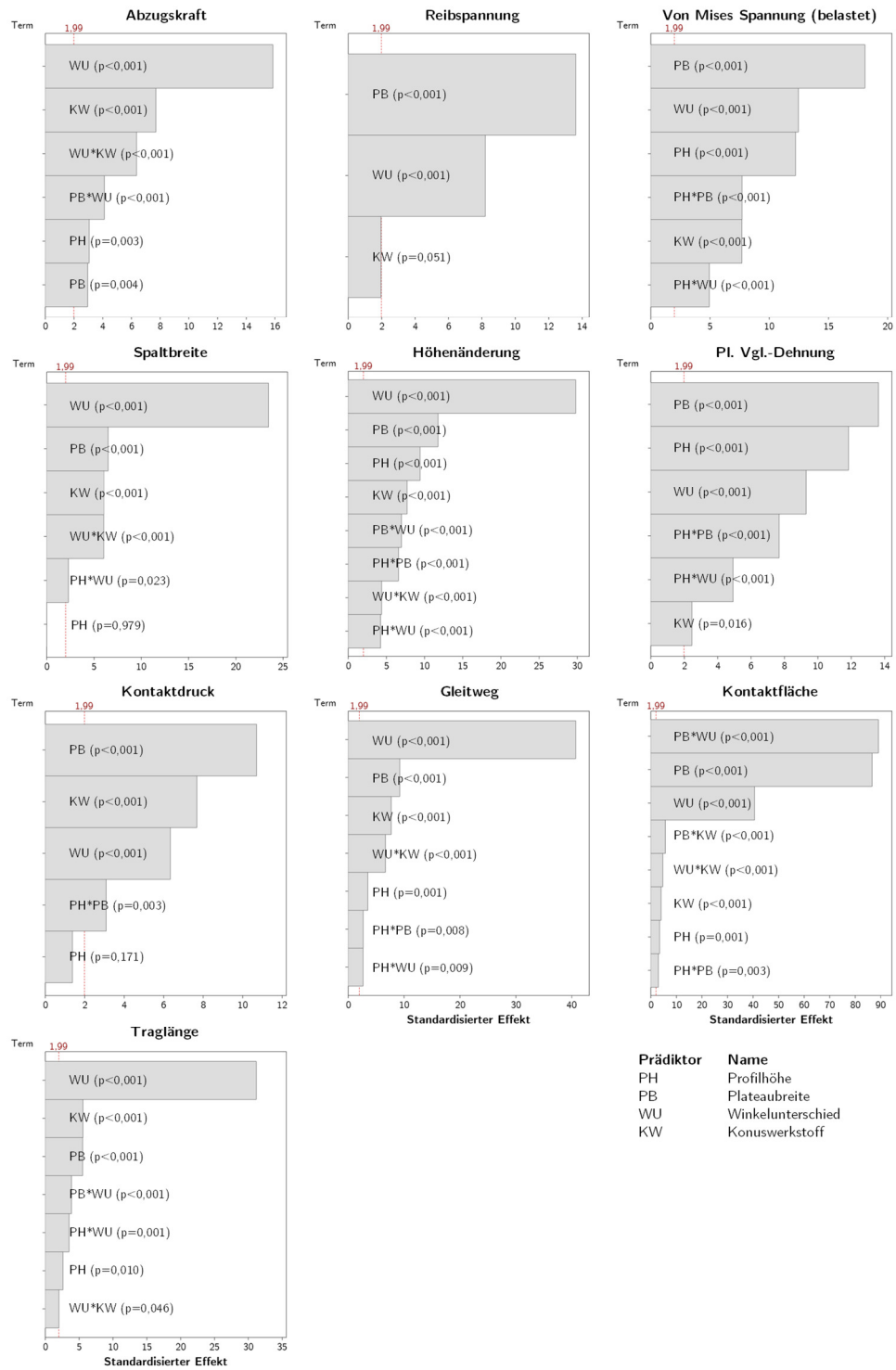


Abbildung 54: Pareto-Diagramme der standardisierten Effekte der untersuchten Zielgrößen für negative Winkelunterschiede (initial distaler Kontakt).

Positiver Winkelunterschied (initial proximaler Kontakt)

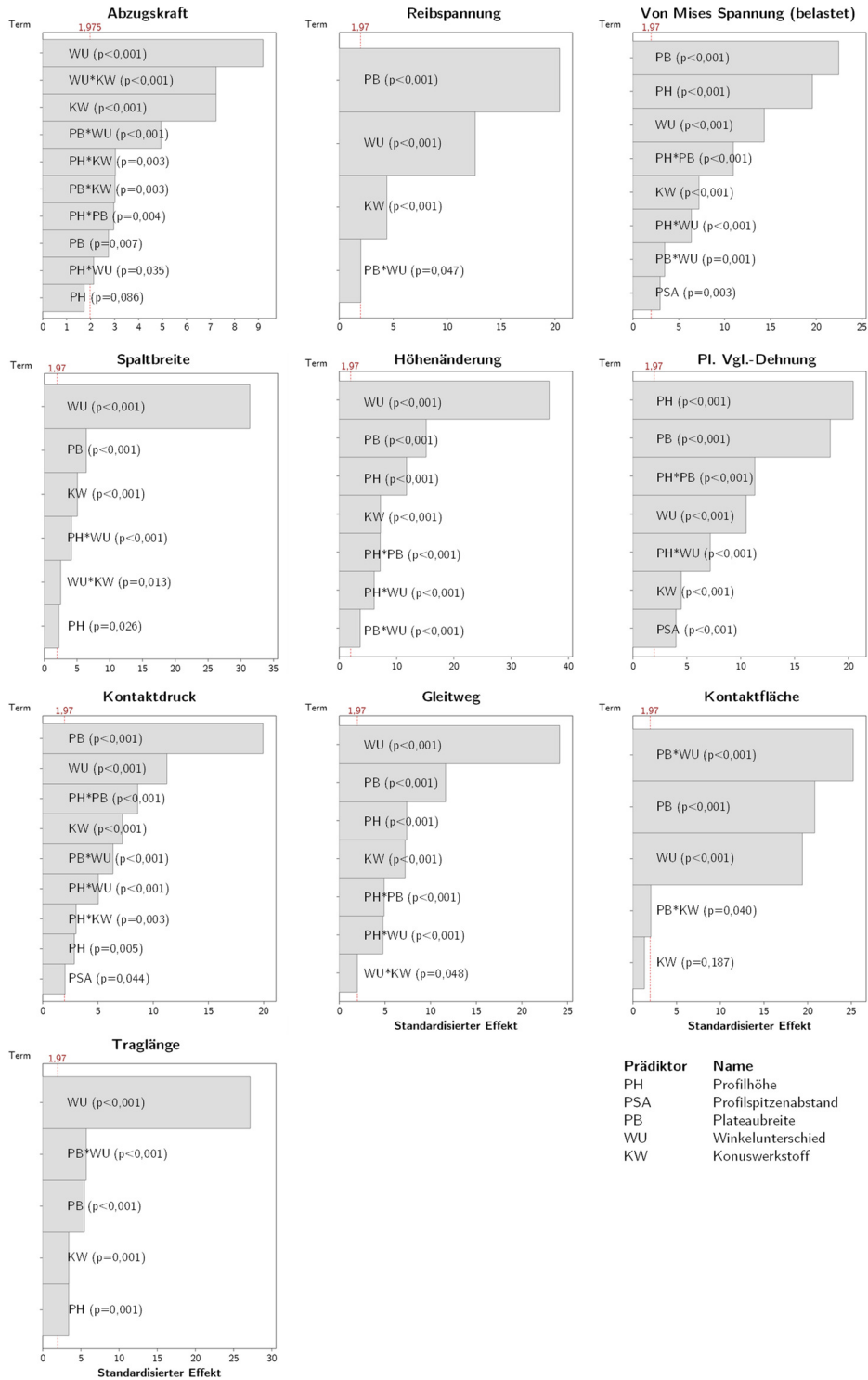


Abbildung 55: Pareto-Diagramme der standardisierten Effekte der untersuchten Zielgrößen für negative Winkelunterschiede (initial distaler Kontakt).

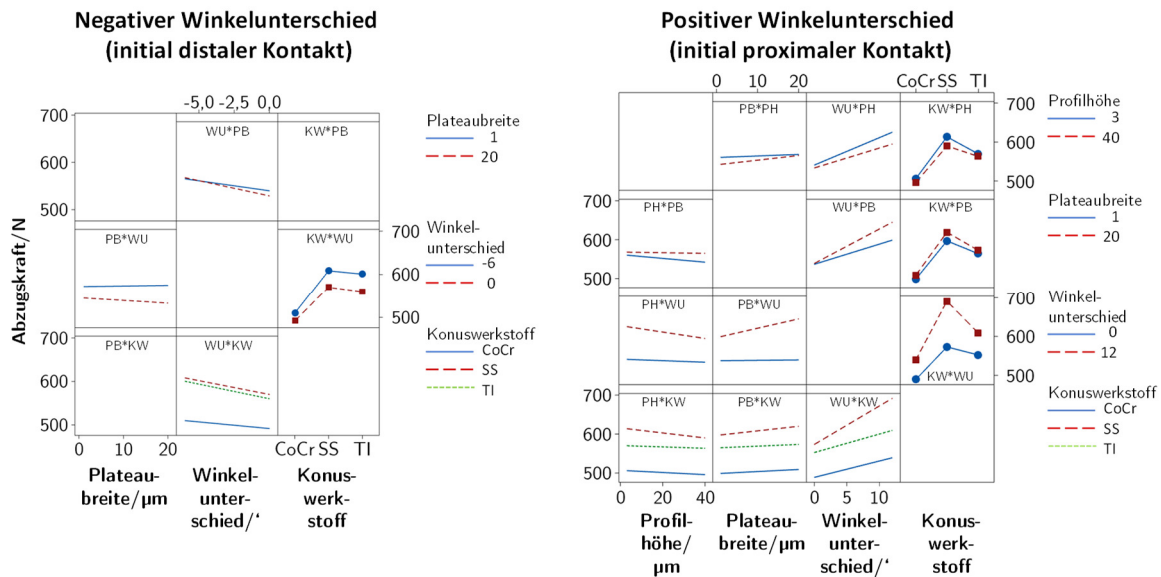


Abbildung 56: Wechselwirkungsdiagramme der untersuchten Zielgröße Abzugskraft für negative und positive Winkelunterschiede. Für stetige Prädiktoren werden Wechselwirkungsdiagramme nur angezeigt, wenn sie im Modell angegeben sind.

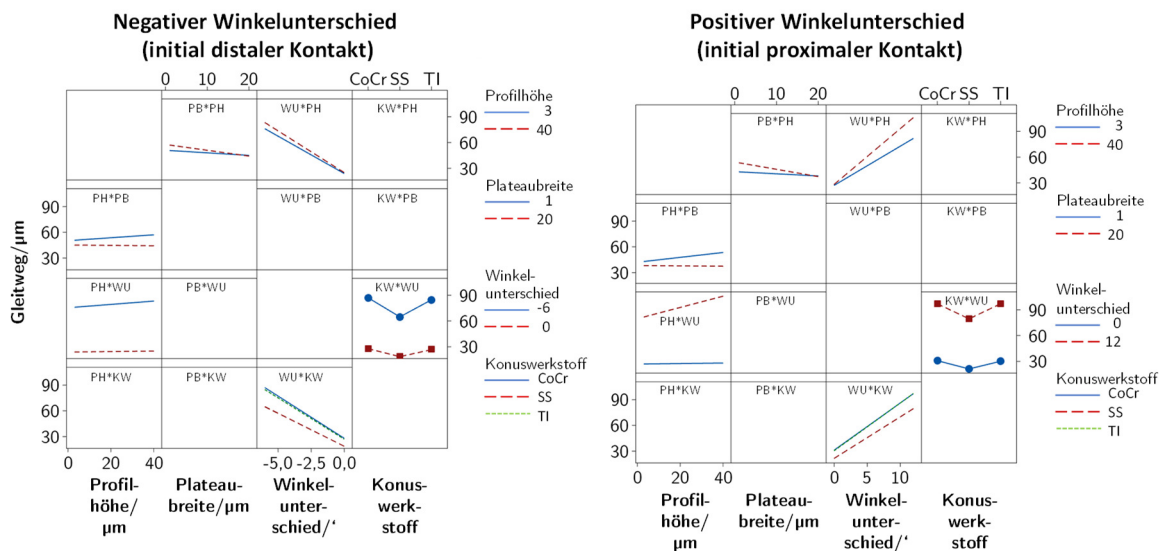


Abbildung 57: Wechselwirkungsdiagramme der untersuchten Zielgröße Gleitweg für negative und positive Winkelunterschiede. Für stetige Prädiktoren werden Wechselwirkungsdiagramme nur angezeigt, wenn sie im Modell angegeben sind.

Die statistische Untersuchung lieferte für die Prädiktoren Plateaubreite und Winkelunterschied die stärkste signifikante Assoziation zur Kontaktfläche sowohl für die Gruppe negativer (initial distaler Kontakt) als auch positiver Winkelunterschiede (initial proximaler Kontakt) (Abbildung 53, Abbildung 54, Abbildung 55, Abbildung 58). Die jeweiligen statistischen Modelle konnten 99,7% bzw. 92,9% der Streuung der Kontaktfläche erklären. Bei negativen und positiven Winkelunterschieden bewirkte eine Erhöhung der Plateaubreite um eine Standardabweichung (7,8 µm bzw. 7,5 µm) eine Vergrößerung der Kontaktfläche um 3,7 mm² bzw. 2,8 mm². Ein um eine Standardabweichung vergrößerter Winkelunterschied (2,7°) zeigte eine Vergrößerung der Kontaktfläche um 1,75 mm² (p<0,001) für die Gruppe negativer Winkelunterschiede. Entsprechend zeigte sich für die Gruppe positiver Winkelunterschiede bei Erhöhung des

Winkelunterschieds um eine Standardabweichung (2,3°) eine Abnahme der Kontaktfläche um 1,5 mm². Für negative Winkelunterschiede führte eine Erhöhung der Plateaubreite bei gleichzeitiger Vergrößerung des Winkelunterschieds in Richtung Nullschluss zu einer signifikanten Vergrößerung der Kontaktfläche (p<0,001), wobei sich dieser Effekt bei großen Plateaubreiten deutlicher darstellte. Für positive Winkelunterschiede resultierte die gleichzeitige Zunahme von Plateaubreite und Winkelunterschied in einer Reduktion der Kontaktfläche (p<0,001), wobei sich dieser Effekt bei großen Plateaubreiten ebenfalls deutlicher darstellte.

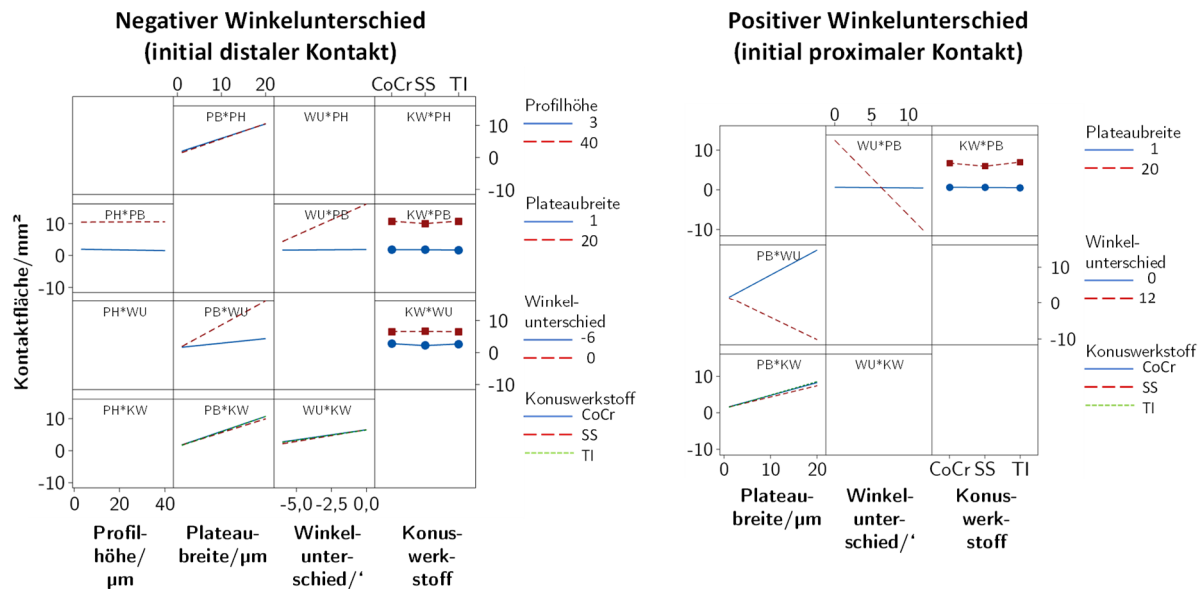


Abbildung 58: Wechselwirkungsdiagramme der untersuchten Zielgröße Kontaktfläche für negative und positive Winkelunterschiede. Für stetige Prädiktoren werden Wechselwirkungsdiagramme nur angezeigt, wenn sie im Modell angegeben sind.

Der Prädiktor Winkelunterschied zeigte den mit Abstand stärksten signifikanten Bezug zur Zielgröße Traglänge (Abbildung 53, Abbildung 54, Abbildung 55, Abbildung 59).

Die statistischen Modelle für negative und positive Winkelunterschiede konnten 97,2% bzw. 82,5% der Streuung der Traglänge erklären. Eine Vergrößerung des Winkelunterschieds um eine Standardabweichung (2,7°) führte bei Paarungen mit negativen Winkelunterschieden zu einer um 1,17 mm (p<0,001) vergrößerten Traglänge. In der Gruppe positiver Winkelunterschiede resultierte eine Vergrößerung des Winkelunterschieds um eine Standardabweichung (2,3°) zu einer um 0,91 mm (p<0,001) verkürzten Traglänge.

Die maximale Von Mises Spannung wurde am stärksten durch den Prädiktor Plateaubreite beeinflusst (Abbildung 53, Abbildung 54, Abbildung 55, Abbildung 60). Winkelunterschied und Profilhöhe zeigten ebenfalls deutliche Effekte auf die maximale Von Mises Spannung. Die statistischen Modelle für negative und positive Winkelunterschiede konnten 89,1% bzw. 89,0% der Streuung der Von Mises Spannung erklären. Für negative und positive Winkelunterschiede resultierte eine Vergrößerung der Plateaubreite um eine Standardabweichung (7,8 µm bzw. 7,5 µm) in einer Abnahme der Von Mises Spannung um 202,3 MPa (p<0,001) bzw. 182,9 MPa (p<0,001). Eine Vergrößerung der Profilhöhe um eine Standardabweichung (12,6 µm) bewirkte bei negativen Winkelunterschieden eine um 139,4 MPa größere Von Mises Spannung (p<0,001).

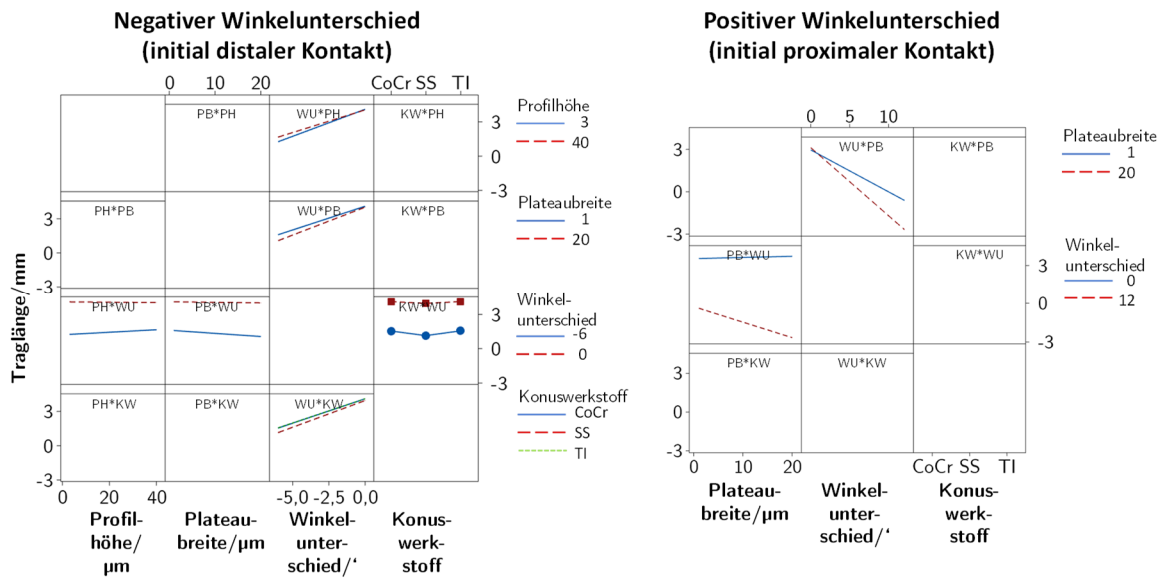


Abbildung 59: Wechselwirkungsdiagramme der untersuchten Zielgröße Traglänge für negative und positive Winkelunterschiede. Für stetige Prädiktoren werden Wechselwirkungsdiagramme nur angezeigt, wenn sie im Modell angegeben sind.

Bei positiven Winkelunterschieden bewirkte eine Vergrößerung der Profilhöhe um eine Standardabweichung (12,1 µm) eine um 162,1 MPa größere Von Mises Spannung (p<0,001). Ein Vergrößerung des Winkelunterschieds bei negativen und positiven Winkelunterschieden um eine Standardabweichung (2,7° bzw. 2,3°) führte zu einer Abnahme der Von Mises Spannung um 139,0 MPa (p<0,001) bzw. einer Zunahme um 116,0 MPa (p<0,001). Zum besseren Verständnis zeigen die folgenden Abbildungen die Konturplots der Von Mises Spannungen, ausgewertet für die erste kontaktierende Profilspitze, von Ti, SS- und CoCr-Konen bei initial distalem Kontakt (negative Winkelunterschiede) und einem Lastniveau von 1 kN (Abbildung 61 bis Abbildung 63).

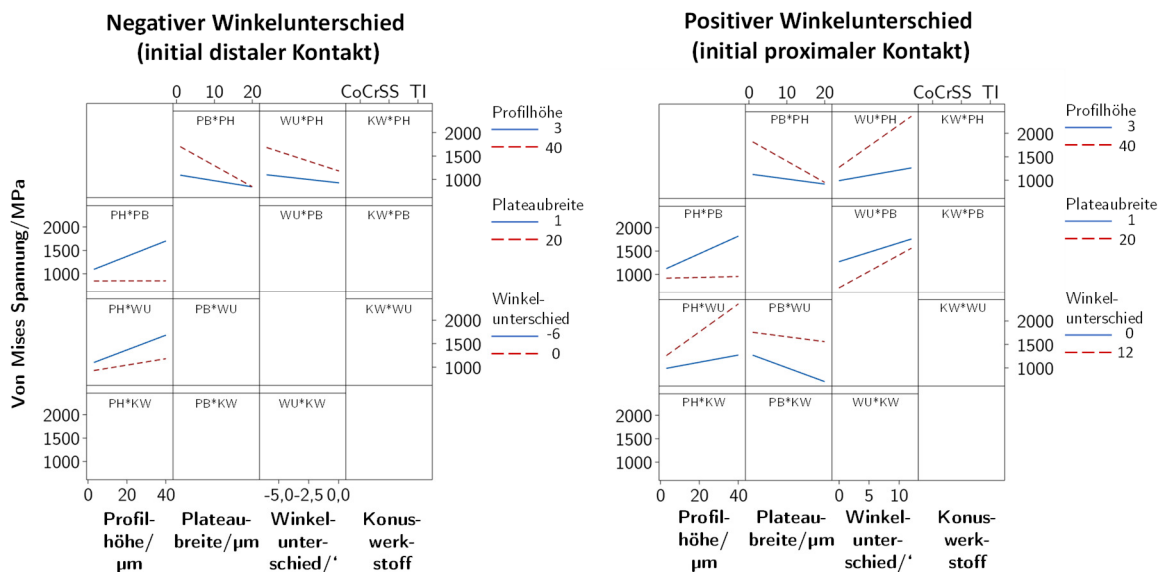


Abbildung 60: Wechselwirkungsdiagramme der untersuchten Zielgröße Von Mises Spannung für negative und positive Winkelunterschiede. Für stetige Prädiktoren werden Wechselwirkungsdiagramme nur angezeigt, wenn sie im Modell angegeben sind.

Abbildung 64 bis Abbildung 66 zeigen die entsprechenden Konturplots der Von Mises Spannungen, ausgewertet für die erste kontaktierende Profilspitze, von Ti, SS- und CoCr-Konen bei initial proximalem Kontakt (positive Winkelunterschiede) und einem Lastniveau von 1 kN. Des Weiteren sind die Konturplots der Von Mises Spannungen, ausgewertet für die erste kontaktierende Profilspitze, von Ti, SS- und CoCr-Konen bei initial proximalem Kontakt (positive Winkelunterschiede) und einem Lastniveau von 1 kN in Abhängigkeit der Plateaubreite (Abbildung 67 bis Abbildung 69), der Profiltiefe (Abbildung 70 bis Abbildung 72) und des Profilsitzenabstands (Abbildung 73) dargestellt.

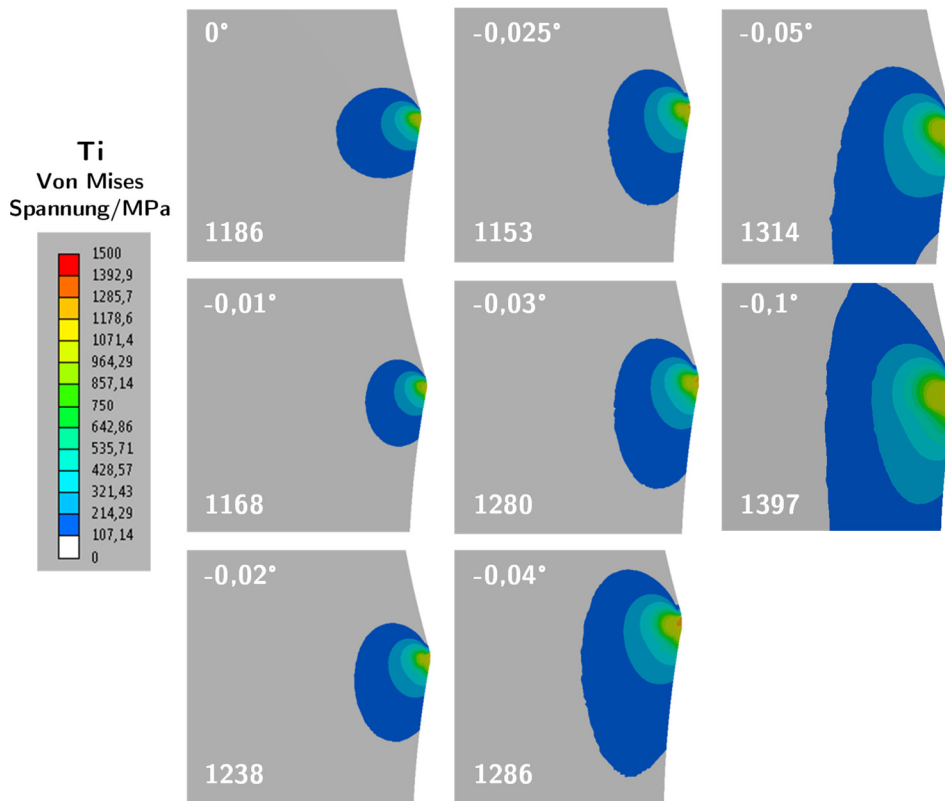


Abbildung 61: Konturplots der Von Mises Spannung, ausgewertet für die erste kontaktierende Profilspitze, von Ti-Konen bei initial distalem Kontakt (negative Winkelunterschiede) und einem Lastniveau von 1 kN. Die Profilhöhe beträgt jeweils 12 μm , der Profilsitzenabstand 200 μm .

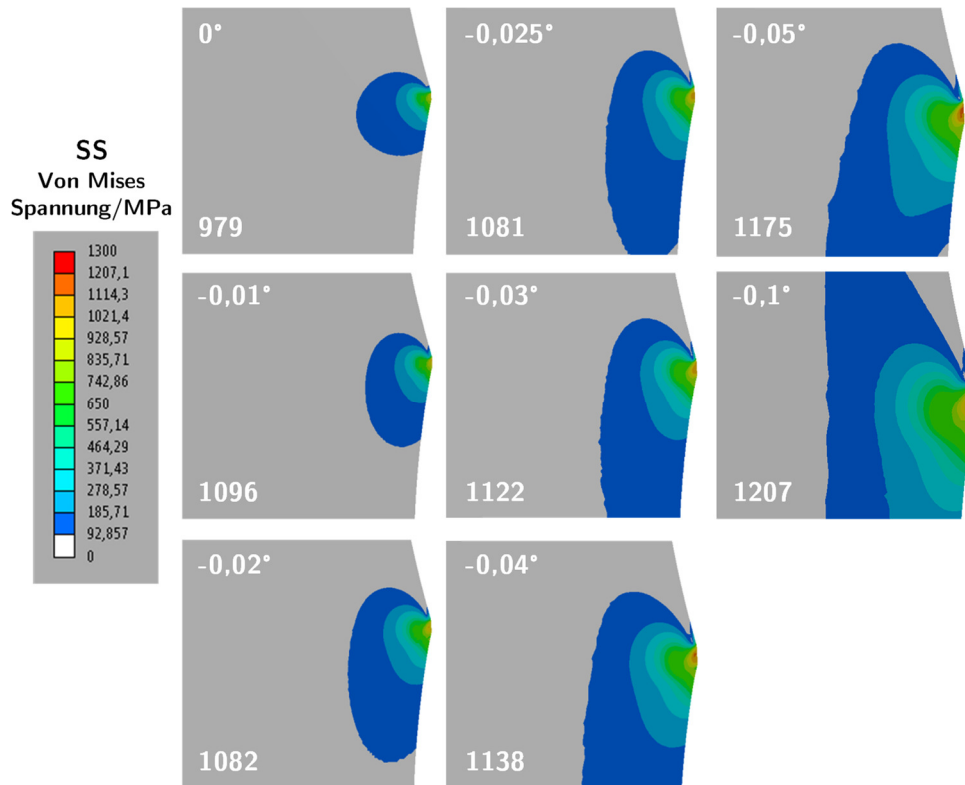


Abbildung 62: Konturplots der Von Mises Spannung, ausgewertet für die erste kontaktierende Profilspitze, von SS-Konen bei initial distalem Kontakt (negative Winkelunterschiede) und einem Lastniveau von 1 kN. Die Profilhöhe beträgt jeweils 12 μm , der Profilspitzenabstand 200 μm .

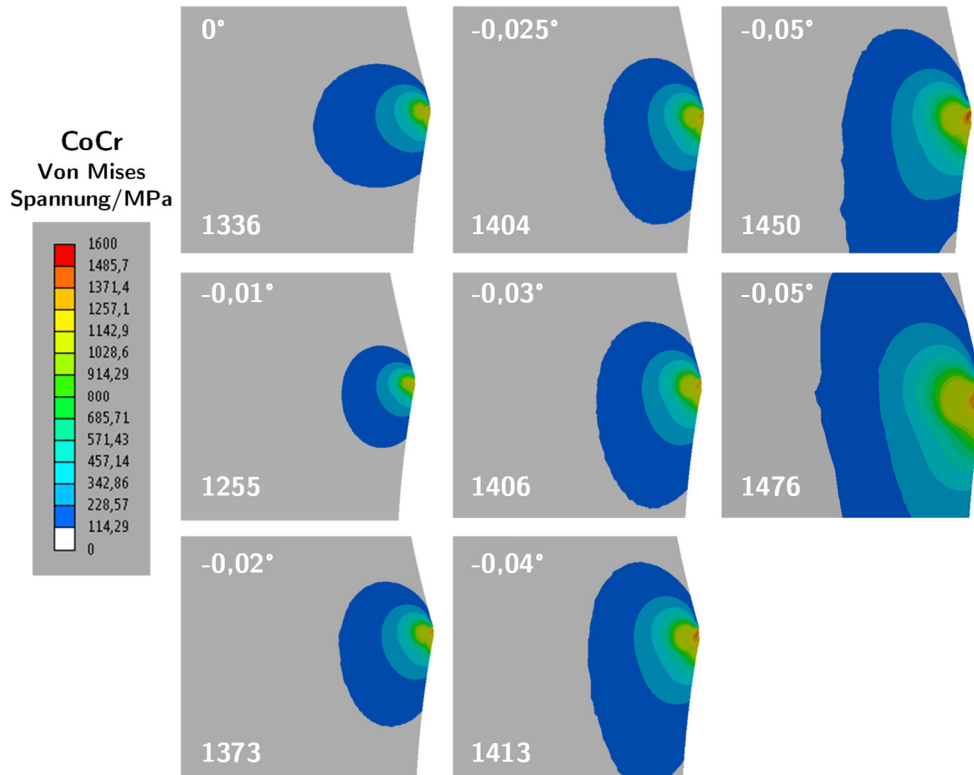


Abbildung 63: Konturplots der Von Mises Spannung, ausgewertet für die erste kontaktierende Profilspitze, von CoCr-Konen bei initial distalem Kontakt (negative Winkelunterschiede) und einem Lastniveau von 1 kN. Die Profilhöhe beträgt jeweils 12 μm , der Profilspitzenabstand 200 μm .

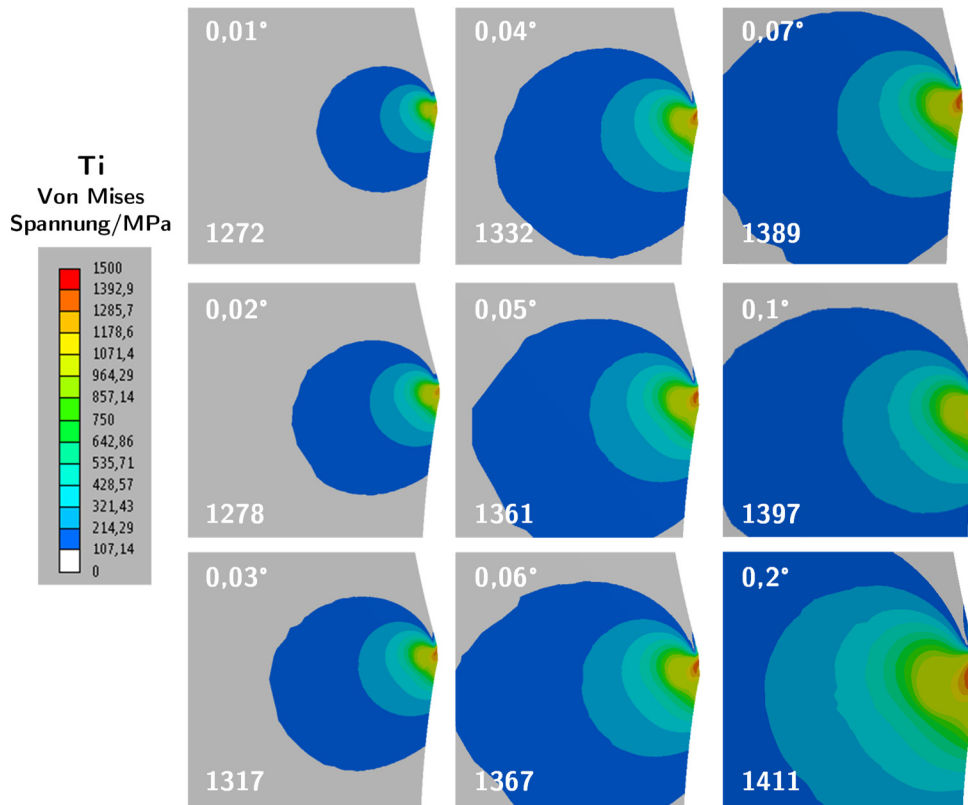


Abbildung 64: Konturplots der Von Mises Spannung, ausgewertet für die erste kontaktierende Profilspitze, von Ti-Konen bei initial proximalem Kontakt (positiver Winkelunterschied) und einem Lastniveau von 1 kN. Die Profilhöhe beträgt jeweils 12 μm , der Profilspitzenabstand 200 μm .

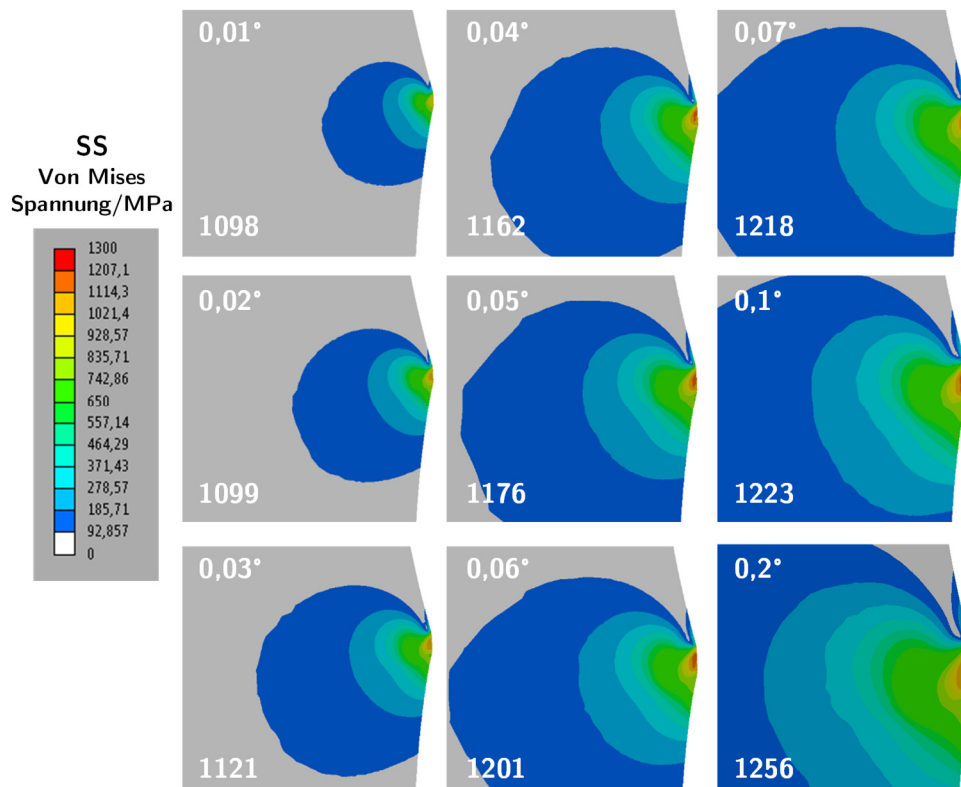


Abbildung 65: Konturplots der Von Mises Spannung, ausgewertet für die erste kontaktierende Profilspitze, von SS-Konen bei initial proximalem Kontakt (positiver Winkelunterschied) und einem Lastniveau von 1 kN. Die Profilhöhe beträgt jeweils 12 μm , der Profilspitzenabstand 200 μm .

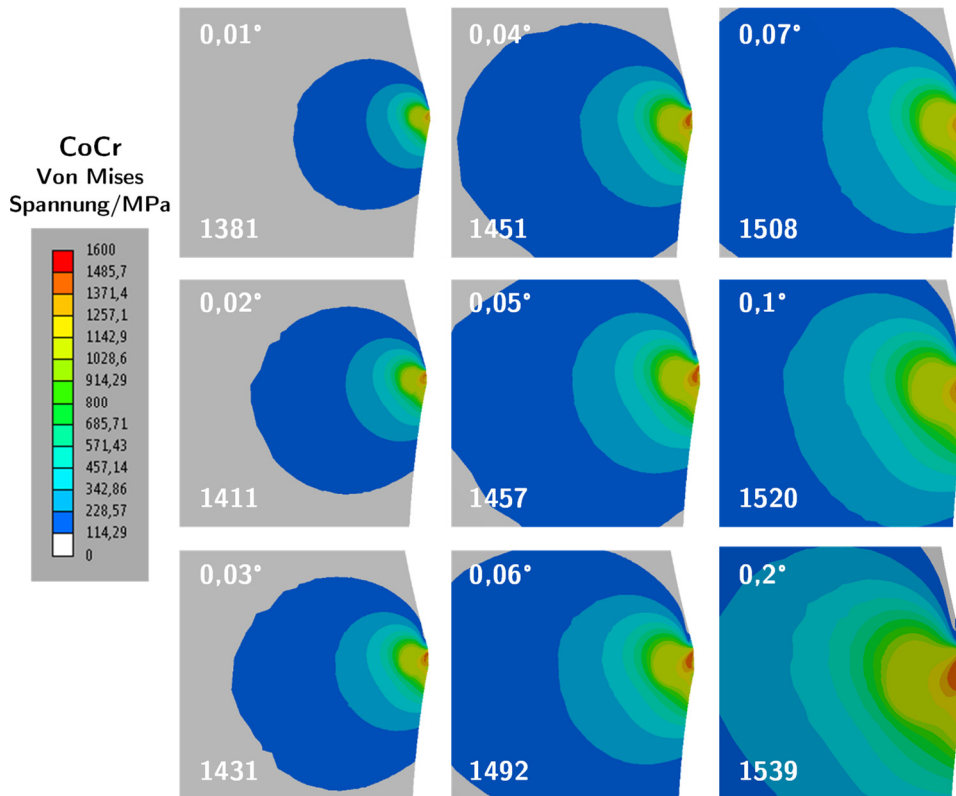


Abbildung 66: Konturplots der Von Mises Spannung, ausgewertet für die erste kontaktierende Profilspitze, von CoCr-Konen bei initial proximalem Kontakt (positiver Winkelunterschied) und einem Lastniveau von 1 kN. Die Profilhöhe beträgt jeweils 12 μm , der Profilspitzenabstand 200 μm .

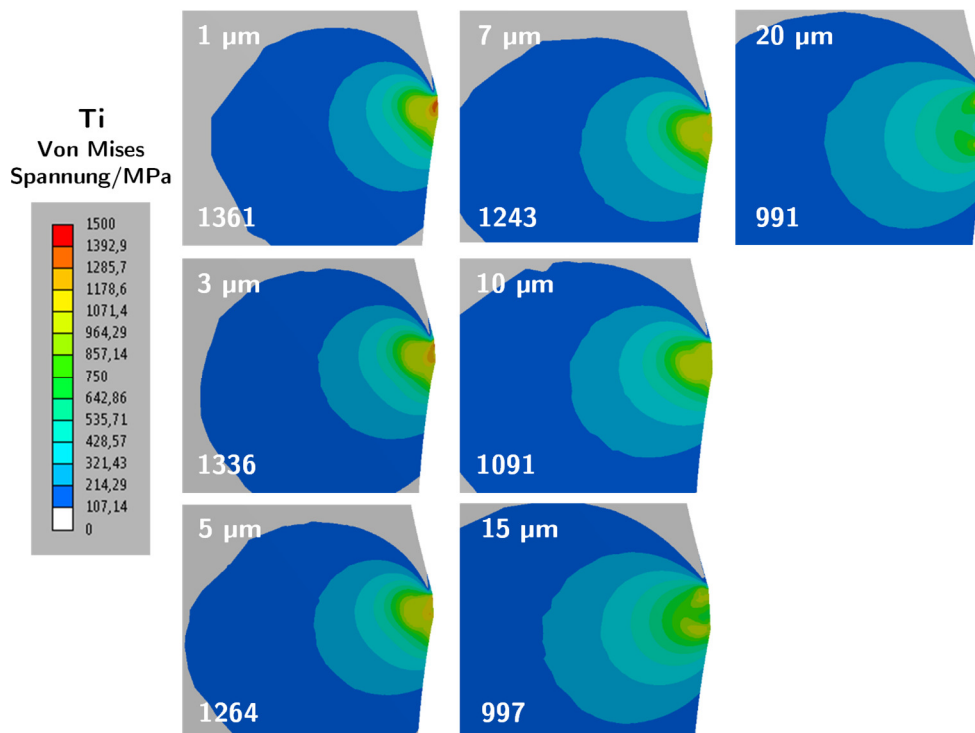


Abbildung 67: Konturplots der Von Mises Spannung, ausgewertet für die erste kontaktierende Profilspitze, von Ti-Konen in Abhängigkeit der Plateaubreite bei einem positiven Winkelunterschied von 0,05° und einem Lastniveau von 1 kN. Die Profilhöhe beträgt jeweils 12 μm , der Profilspitzenabstand 200 μm .

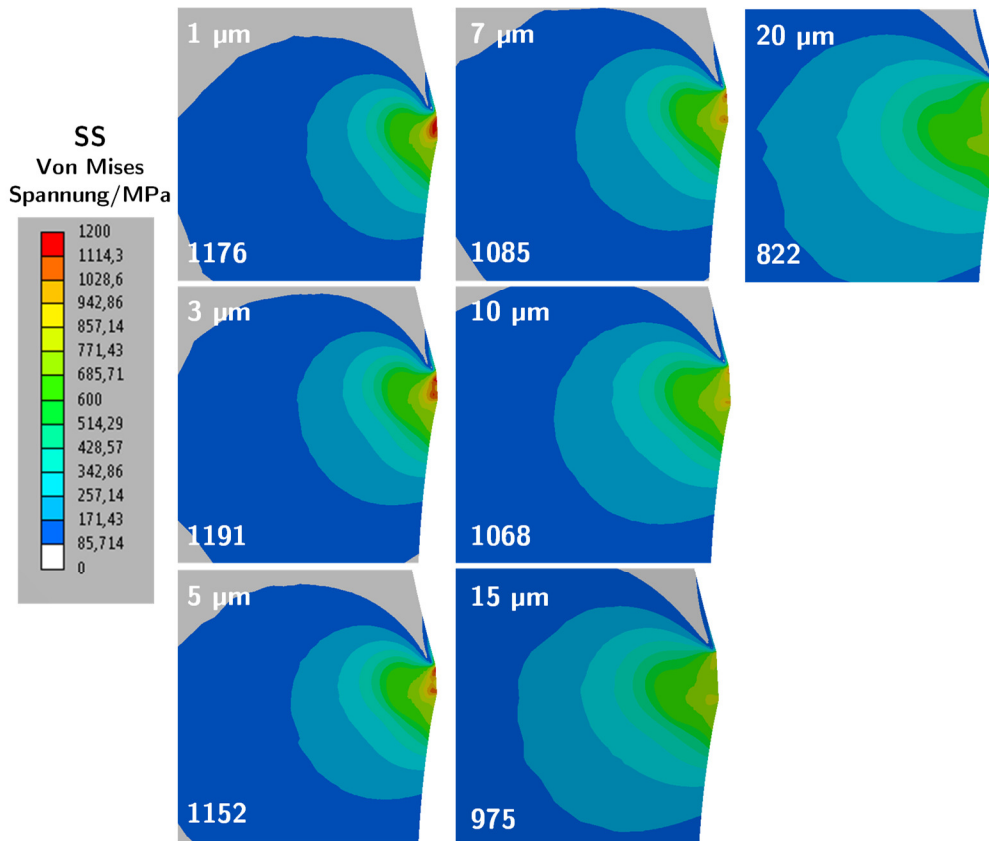


Abbildung 68: Konturplots der Von Mises Spannung, ausgewertet für die erste kontaktierende Profilspitze, von SS-Konen in Abhängigkeit der Plateaubreite bei einem positiven Winkelunterschied von $0,05^\circ$ und einem Lastniveau von 1 kN. Die Profilhöhe beträgt jeweils $12\ \mu\text{m}$, der Profilspitzenabstand $200\ \mu\text{m}$.

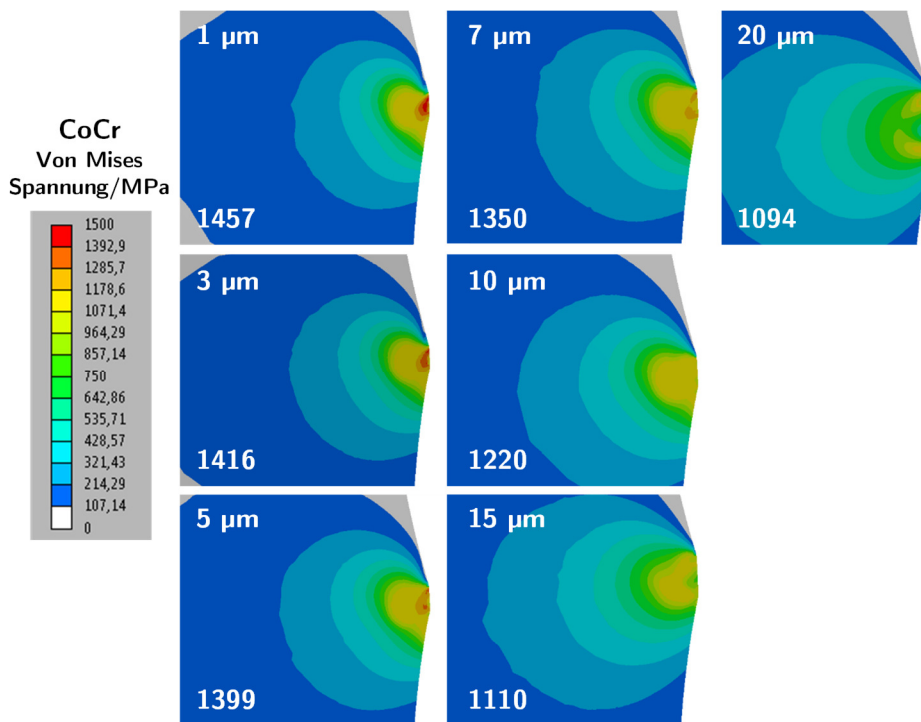


Abbildung 69: Konturplots der Von Mises Spannung, ausgewertet für die erste kontaktierende Profilspitze, von CoCr-Konen in Abhängigkeit der Plateaubreite bei einem positiven Winkelunterschied von $0,05^\circ$ und einem Lastniveau von 1 kN. Die Profilhöhe beträgt jeweils $12\ \mu\text{m}$, der Profilspitzenabstand $200\ \mu\text{m}$.

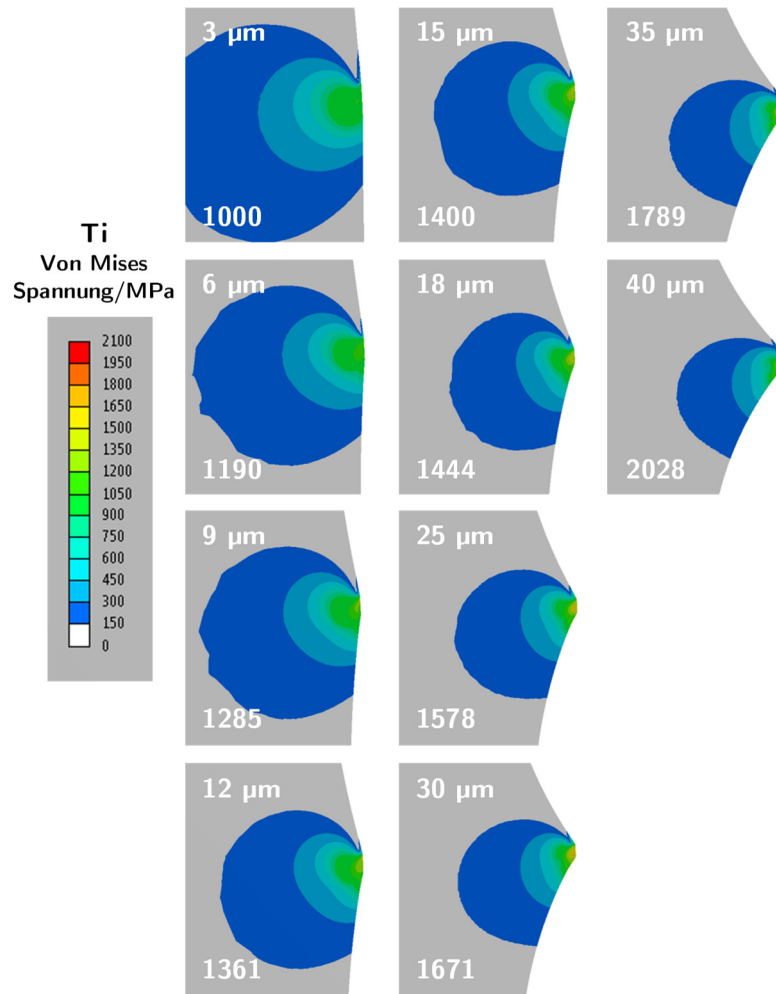


Abbildung 70: Konturplots der Von Mises Spannung, ausgewertet für die erste kontaktierende Profils Spitze, von Ti-Konen in Abhängigkeit der Profilhöhe bei einem positiven Winkelunterschied von $0,05^\circ$ und einem Lastniveau von 1 kN. Der Profilsitzenabstand beträgt jeweils $200 \mu\text{m}$.

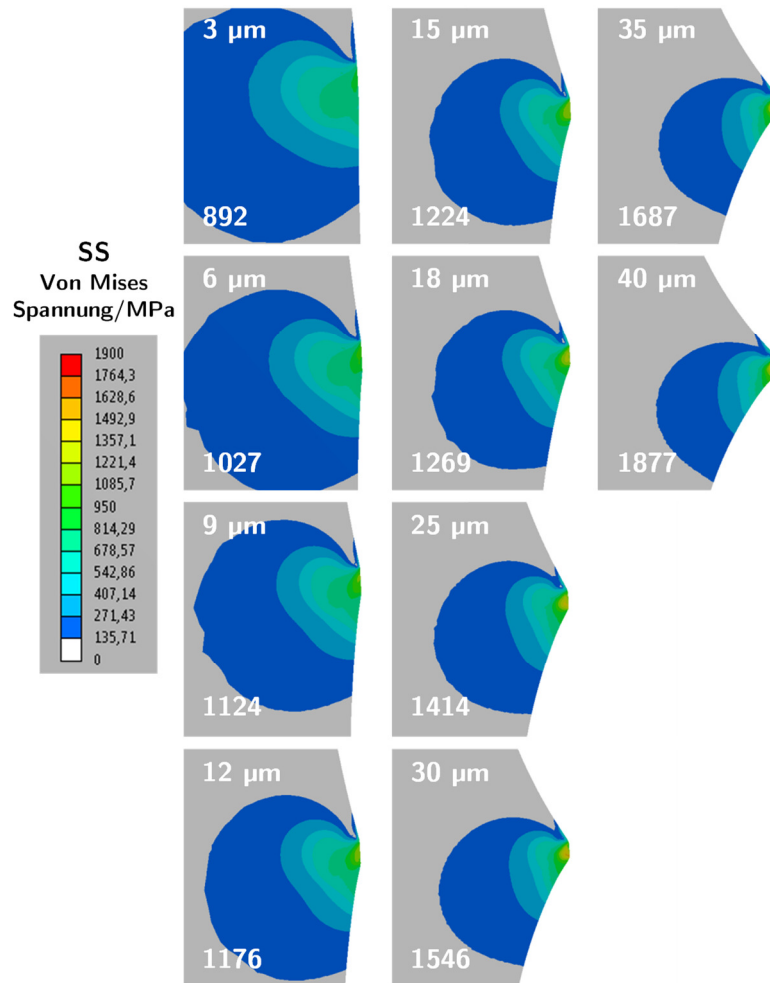


Abbildung 71: Konturplots der Von Mises Spannung, ausgewertet für die erste kontaktierende Profilspitze, von SS-Konen in Abhängigkeit der Profilhöhe bei einem positiven Winkelunterschied von $0,05^\circ$ und einem Lastniveau von 1 kN. Der Profilspitzenabstand beträgt jeweils $200 \mu\text{m}$.

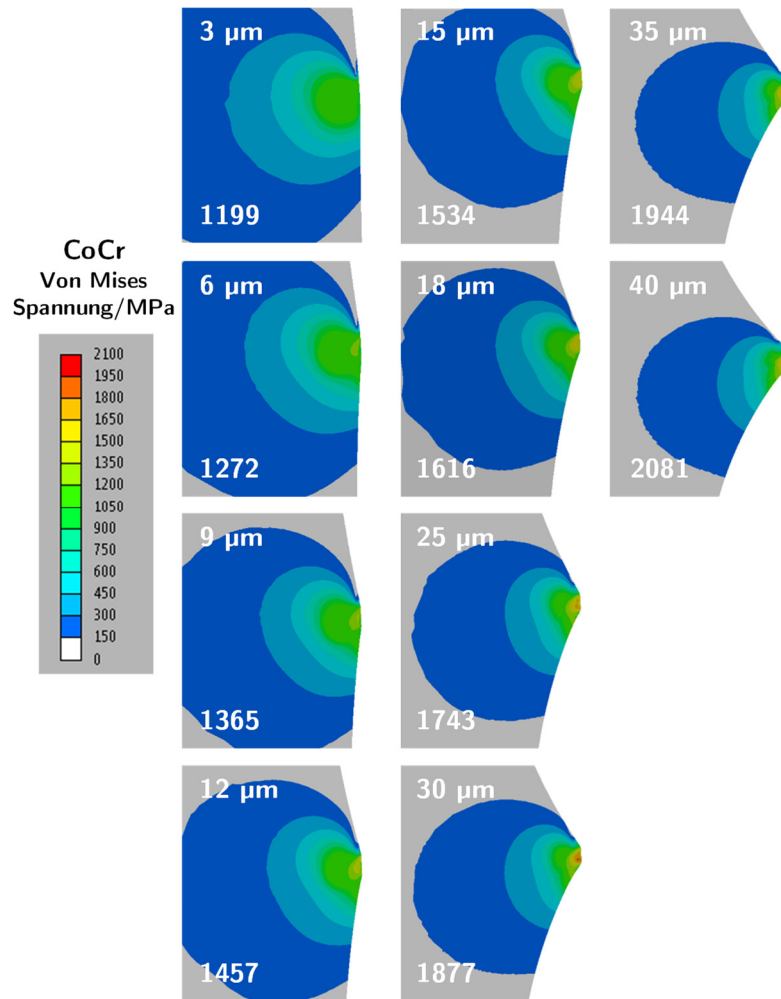


Abbildung 72: Konturplots der Von Mises Spannung, ausgewertet für die erste kontaktierende Profils Spitze, von CoCr-Konen in Abhängigkeit der Profilhöhe bei einem positiven Winkelunterschied von $0,05^\circ$ und einem Lastniveau von 1 kN. Der Profilsitzenabstand beträgt jeweils $200 \mu\text{m}$.

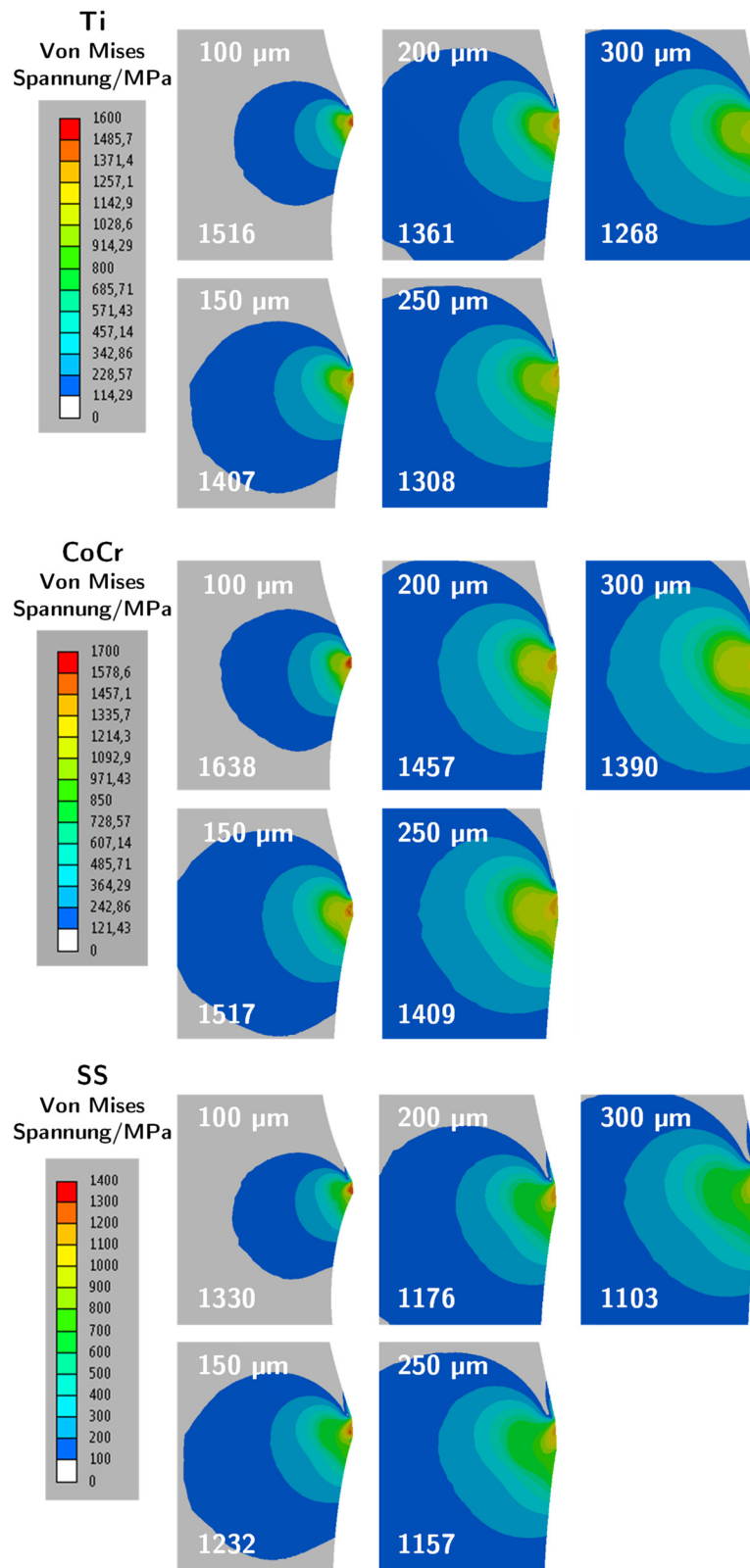


Abbildung 73: Konturplots der Von Mises Spannung, ausgewertet für die erste kontaktierende Profilspitze, von Ti-, CoCr- und SS-Konen in Abhängigkeit des Profilspitzenabstands bei einem positiven Winkelunterschied von $0,05^\circ$ und einem Lastniveau von 1 kN. Die Profilhöhe beträgt jeweils $12 \mu\text{m}$.

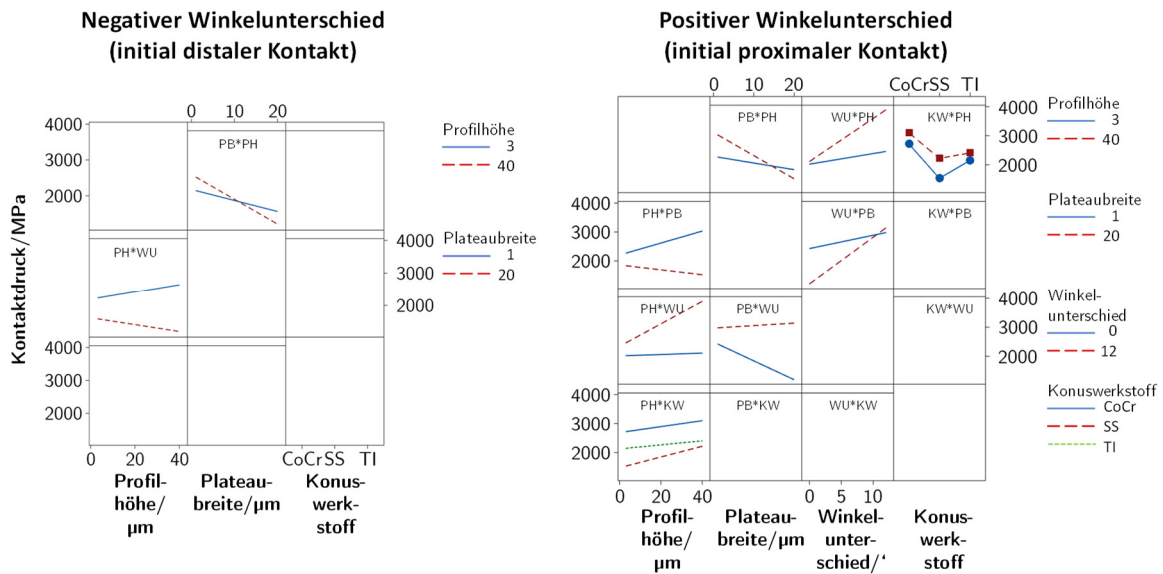


Abbildung 74: Wechselwirkungsdiagramme der untersuchten Zielgrößen Kontaktdruck für negative und positive Winkelunterschiede. Für stetige Prädiktoren werden Wechselwirkungsdiagramme nur angezeigt, wenn sie im Modell angegeben sind.

Die statistische Untersuchung lieferte für den Prädiktor Plateaubreite die stärkste Assoziation zum Kontaktdruck sowohl für negative als auch positive Winkelunterschiede (Abbildung 53, Abbildung 54, Abbildung 55, Abbildung 74). Mit Hilfe der statistischen Modelle konnte 75,5% bzw. 89,3% der Streuung dieser Zielgröße erklärt werden.

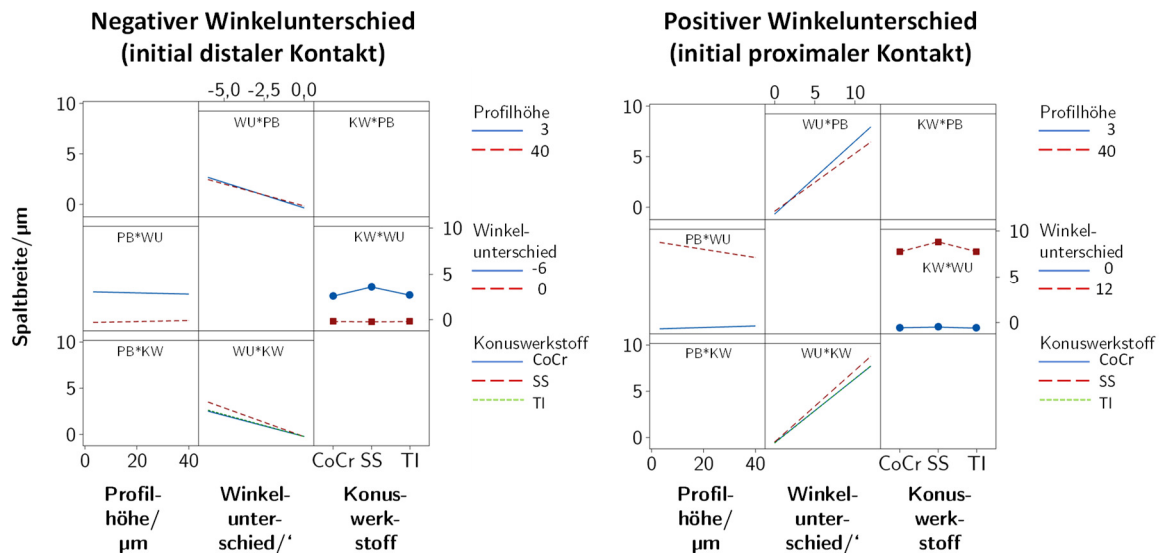


Abbildung 75: Wechselwirkungsdiagramme der untersuchten Zielgröße Spaltbreite für negative und positive Winkelunterschiede. Für stetige Prädiktoren werden Wechselwirkungsdiagramme nur angezeigt, wenn sie im Modell angegeben sind.

Eine Erhöhung der Plateaubreiten bei negativen und positiven Winkelunterschieden um eine Standardabweichung (7,8 µm bzw. 7,5 µm) führte zu einer Abnahme des Kontaktdrucks um 393,0 MPa ($p < 0,001$) bzw. 338,1 MPa ($p < 0,001$). Bei distalem Kontakt führte eine Erhöhung des Winkelunterschieds um eine Standardabweichung (2,7°) in einem um 230,9 MPa verringerten Kontaktdruck ($p < 0,001$). Bei proximalem Kontakt resultierte eine Vergrößerung des

Winkelunterschieds um eine Standardabweichung (2,3⁴) in einer Erhöhung des Kontaktdrucks um 189,4 MPa (p<0,001).

Verglichen zu Ti zeigte CoCr einen im Mittel um 532,6 MPa (p<0,001) höheren Kontaktdruck und SS einen um 503,3 MPa (p<0,001) geringeren Kontaktdruck bei distalem Kontakt. Bei proximalem Kontakt zeigte CoCr im Vergleich zu Ti einen um 622,0 MPa (p<0,001) höheren Kontaktdruck und SS einen um 445,5 MPa (p<0,001) geringeren Kontaktdruck.

Die Analyse der Spaltbreite zeigte für den Winkelunterschied die stärkste signifikante Assoziation zur Zielgröße (Abbildung 53, Abbildung 54, Abbildung 55, Abbildung 75). Die restlichen Prädiktoren hatten deutlich geringeren Einfluss auf die Spaltbreite. Mit Hilfe der statistischen Modelle für distalen und proximalen Kontakt konnten 95,7% bzw. 95,0% der Streuung der Zielgröße erklärt werden. Für distalen und proximalen Kontakt hatte eine Verkleinerung des Winkelunterschieds um eine Standardabweichung (2,7⁴ bzw. 2,3⁴) eine Abnahme der Spaltbreite um 1,30 µm (p<0,001) bzw. 1,63 µm zur Folge (p<0,001).

Für den Prädiktor Plateaubreite und Profilhöhe konnte die stärkste statistisch signifikante Beziehung zur plastischen Vergleichsdehnung gezeigt werden, gefolgt vom Winkelunterschied (Abbildung 53, Abbildung 54, Abbildung 55, Abbildung 76). Die statistischen Modelle konnten 82,7% bzw. 84,7% der Streuung der Zielgröße erklären. Für distalen und proximalen Kontakt führte eine Erhöhung der Plateaubreite um eine Standardabweichung (7,8 µm bzw. 7,5 µm) zu einer Abnahme der plastischen Vergleichsdehnung um jeweils 0,08 (p<0,001). Eine um eine Standardabweichung erhöhte Profilhöhe (12,1 µm) führte bei proximalem Kontakt zu einer im Mittel um 0,09 (p<0,001) höheren Dehnung. Bei distalem Kontakt führte die Erhöhung der Profilhöhe um eine Standardabweichung (12,6 µm) zu einer Zunahme der plastischen Vergleichsdehnung um 0,07 (p<0,001). Eine Vergrößerung des Winkelunterschieds um eine Standardabweichung (2,7⁴ bzw. 2,3⁴) bei distalem Kontakt bzw. proximalem Kontakt resultierte in einer signifikanten Reduktion der Dehnung um 0,06 (p<0,001) bzw. 0,09 (p<0,001).

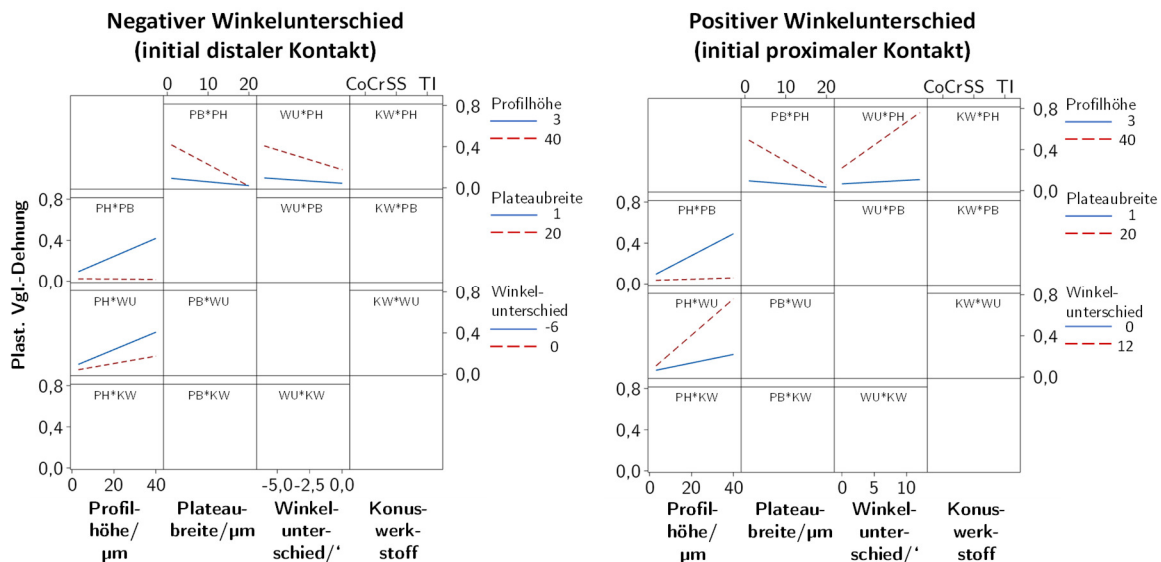


Abbildung 76: Wechselwirkungsdiagramme der untersuchten Zielgröße plastische Vergleichsdehnung für negative und positive Winkelunterschiede. Für stetige Prädiktoren werden Wechselwirkungsdiagramme nur angezeigt, wenn sie im Modell angegeben sind.

Die statistische Analyse der Höhenänderung der ersten kontaktierenden Profilspitze zeigte für den Prädiktor Winkelunterschied den stärksten signifikanten Zusammenhang, gefolgt von

Plateaubreite und Profilhöhe (Abbildung 53, Abbildung 54, Abbildung 55, Abbildung 77). Mit Hilfe der statistischen Modelle konnten 96,3% bzw. 91,9% der Streuung der Höhenänderung erklärt werden. Bei distalem und proximalem Kontakt hatte eine Vergrößerung des Winkelunterschieds um eine Standardabweichung (2,7' bzw. 2,3') eine Abnahme bzw. Zunahme der Höhenänderung um 0,78 μm ($p < 0,001$) bzw. 0,52 μm ($p < 0,001$) zur Folge. Eine Erhöhung der Plateaubreite um eine Standardabweichung (7,8 μm bzw. 7,5 μm) bei distalem und proximalem Kontakt resultierte in einer Abnahme der Höhenänderung um 0,18 μm ($p < 0,001$) bzw. 0,22 μm ($p < 0,001$). Bei distalem Kontakt führte eine Vergrößerung der Profilhöhe um eine Standardabweichung (12,6 μm) zu einer im Mittel um 0,15 μm größeren Höhenänderung ($p < 0,001$). Bei proximalem Kontakt zeigte eine Vergrößerung der Profilhöhe um eine Standardabweichung (12,1 μm) eine Zunahme der Höhenänderung um 0,17 μm ($p < 0,001$).

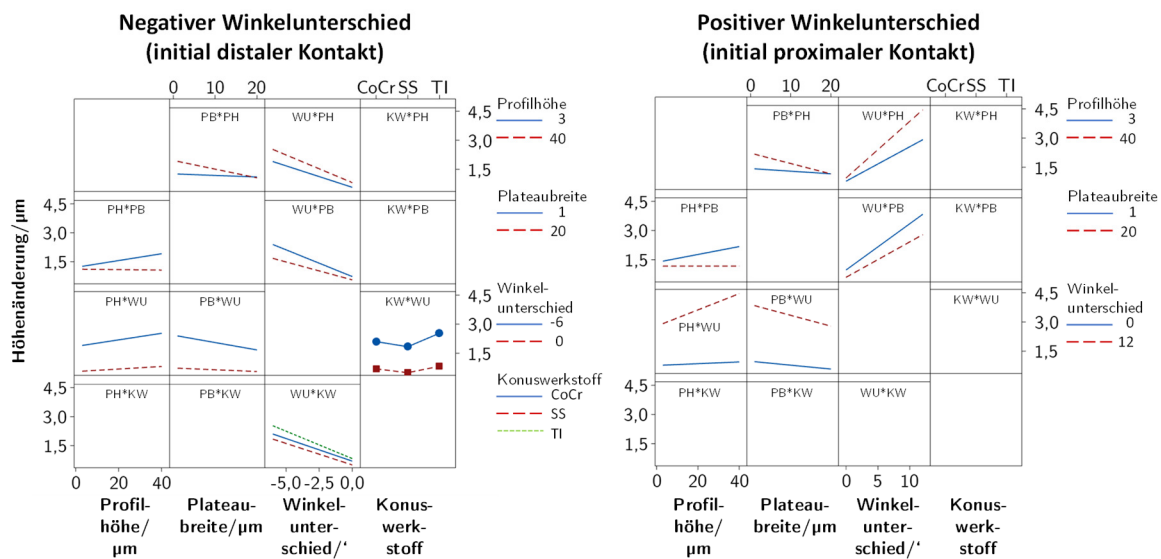


Abbildung 77: Wechselwirkungsdiagramme der untersuchten Zielgröße Höhenänderung für negative und positive Winkelunterschiede. Für stetige Prädiktoren werden Wechselwirkungsdiagramme nur angezeigt, wenn sie im Modell angegeben sind.

Die Reibspannung wurde am stärksten durch den Prädiktor Plateaubreite beeinflusst, gefolgt vom Prädiktor Winkelunterschied (Abbildung 53, Abbildung 54, Abbildung 55, Abbildung 78). Die statistischen Modelle konnten 72,1% bzw. 78,5% der Streuung der Reibspannung erklären. Bei distalem und proximalem Kontakt hatte eine Zunahme der Plateaubreite um eine Standardabweichung (7,8 μm bzw. 7,5 μm) eine mittlere Abnahme der Reibspannung um 102,6 MPa bzw. 102,7 MPa zur Folge. Eine Vergrößerung des Winkelunterschieds um eine Standardabweichung (2,7' bzw. 2,5') bei distalem bzw. proximalem Kontakt führte zu einer Abnahme der Reibspannung um 61,8 MPa ($p < 0,001$) bzw. zu einer Zunahme um 63,4 MPa ($p < 0,001$).

**Negativer Winkelunterschied
(initial distaler Kontakt)**

**Positiver Winkelunterschied
(initial proximaler Kontakt)**

Keine Wechselwirkungen detektiert

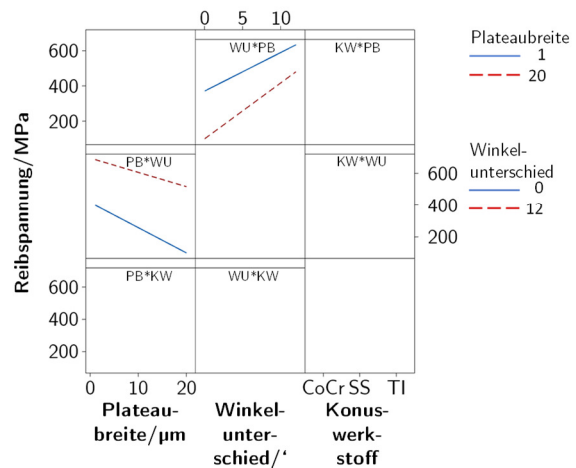


Abbildung 78: Wechselwirkungsdiagramme der untersuchten Zielgröße Reibspannung für negative und positive Winkelunterschiede. Für stetige Prädiktoren werden Wechselwirkungsdiagramme nur angezeigt, wenn sie im Modell angegeben sind.

5.7 Numerische Verschleißbetrachtung

Die Verschleißsimulation in ANSYS beruht auf der iterativen Repositionierung (Verschiebung) der Kontaktelementknoten. Die neuen Koordinaten dieser Knoten werden durch das spezifische Verschleißmodell bestimmt. Durch die Repositionierung der Kontaktelementknoten erfahren auch die darunterliegenden Kontinuumelemente eine Volumenänderung, den eigentlichen Verschleiß (Abbildung 79).

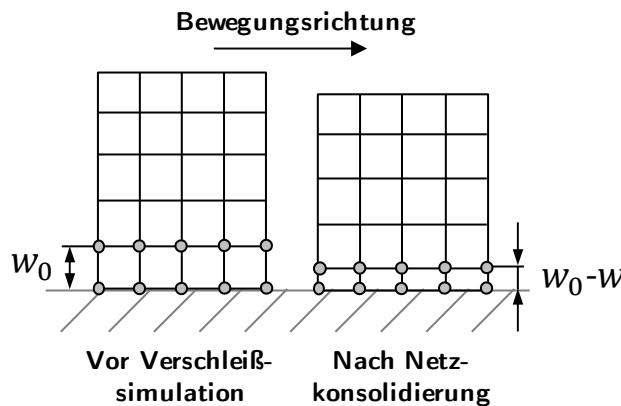


Abbildung 79: Repositionierung (Verschiebung) der Kontaktknoten bei Verschleißsimulation. Durch die Repositionierung der Kontaktelementknoten erfahren auch die darunterliegenden Kontinuumelemente eine Volumenänderung.

Die Volumenänderung geschieht immer orthogonal zur Kontaktfläche ins Bauteilinnere. Die Kontaktknoten werden dabei jeweils um die Verschleißhöhe w verschoben. Eine Verschleißiteration setzt sich aus einem Verschleißinkrement und einem Inkrement zur Netzkonsolidierung zusammen. Dies ist notwendig, da durch die Knotenverschiebung während des Verschleißinkrements abgehobene Kontaktknoten wieder in Kontakt gebracht werden müssen. Das Verschleißgesetz ist in der Form der Verschleißrate \dot{w} in ANSYS implementiert. Es basiert auf den Arbeiten von Archard & Hirst (1953, 1956), jedoch in verallgemeinerter Form (Gleichung 56).

$$\dot{w} = \frac{K}{H} p_c^m v_{rel}^n \quad 56$$

Die Verschleißrate \dot{w} ist hierbei abhängig vom Verschleißkoeffizienten K , der Oberflächenhärte H (siehe Kapitel 8.1.1.1), dem Kontaktdruck p_c und der Relativgeschwindigkeit v_{rel} . Bei Einsetzen von $m = 1$ und $n = 1$ ergibt sich das ursprüngliche Verschleißgesetz nach Archard. Da die keramischen Kontaktpartner eine deutlich höhere Oberflächenhärte aufweisen als die metallischen Kontaktpartner Tabelle 21, wurde in den Modellen kein keramischer Verschleiß berücksichtigt. Die Verschleißkoeffizienten K der verschiedenen Metalle wurden mit Hilfe der von Atar (2013) publizierten Daten zur spezifischen Verschleißrate k und der experimentell bestimmten Oberflächenhärte gemäß Gleichung 57 bestimmt.

$$K = \frac{k}{H} \quad 57$$

Die somit berechneten Verschleißkoeffizienten sind in Tabelle 21 aufgeführt

Tabelle 21: Übersicht der spezifischen Verschleißraten k nach Atar (2013), der experimentell bestimmten Oberflächenhärten H und der berechneten Verschleißkoeffizienten K . Zum Vergleich sind die durchschnittlichen Oberflächenhärten der keramischen Kontaktpartner nach Kuntz & Krüger (2018) angegeben.

	Verschleißrate/ $\left(\frac{mm^3}{Nm}\right)$	Oberflächenhärte/ GPa	Verschleißkoeffizient
CoCr	$2,4 \cdot 10^{-5}$	5,08	$1,22 \cdot 10^{-4}$
SS	$33,5 \cdot 10^{-5}$	2,89	$9,67 \cdot 10^{-4}$
Ti	$58,2 \cdot 10^{-5}$	2,86	$1,66 \cdot 10^{-3}$
BIOLOX[®] delta	-	17,0-17,7	-
BIOLOX[®] forte	-	16,80-19,20	-

Für diese Teilstudie wurden zunächst FE-Modelle entsprechend Kapitel 5.6 aufgebaut, jedoch wurden zusätzlich Verschleißmodelle für die Metallkonen implementiert. Insgesamt wurden 22 Modelle je Werkstoffpaarung (BIOLOX[®] delta gegen CoCr, Ti oder SS) berechnet, bei denen der Winkelunterschied, die Plateaubreite, das Lastniveau und die Profilhöhe variiert wurden (Tabelle 22). Die Modelle wurden abweichend zu Kapitel 5.6 verschiebungsgesteuert mit einer Geschwindigkeit von 0,1 mm/s belastet. Dies lag in der Tatsache begründet, dass die Relativgeschwindigkeit zwischen den Kontaktpartnern in das Verschleißgesetz eingeht, jedoch für alle untersuchten Modelle konstant gehalten werden sollte. Die statistischen Analysen wurden analog zum Vorgehen, beschrieben in Kapitel 5.6.1, durchgeführt. Tabelle 22 zeigt eine Übersicht der Zielgrößen, Prädiktoren und Faktorstufen.

Des Weiteren wurden insgesamt acht Modelle gemäß der Methodik entsprechend Kapitel 5.5 mit implementiertem Verschleißmodell für die Metallkonen simuliert. Hierbei wurden die Prothesenköpfe 28-12/14 M und 28-12/14 L für die Werkstoffpaarungen BIOLOX[®] delta gegen CoCr und BIOLOX[®] delta gegen Ti (siehe Kapitel 5.3.1, 5.3.2, 5.3.4), jeweils mit einem Winkelunterschied von 0,05° und 0,1°, simuliert. Abweichend zu den Modellen aus Kapitel 5.5 wurde die Konusoberfläche der Prothesenköpfe mit einer Kantenlänge von 1 µm vernetzt. Das Prothesenkopf-Konus-System wurde verschiebungsgesteuert mit konstanter Geschwindigkeit bis zu einer maximalen Last von 4 kN belastet. Als Oberflächentopografie der Metallkonen wurde ein Profil mit einer Profilhöhe von 12 µm, einer Plateaubreite von 1 µm und einem

Profilspitzenabstand von 200 μm modelliert. Die Makro-Geometrie der Konen wurde entsprechend den Nominalmaßen aus Abbildung 19 modelliert.

Tabelle 22: Übersicht der Zielgrößen und Prädiktoren mit Angabe der Faktorstufen für die verschiedenen Regressionsmodelle zur Analyse der Verschleißsimulationen.

Zielgrößen	Prädiktoren	Faktorstufen
Gleitweg/ μm	stetig	Winkelunterschied/ $^\circ$
Vergleichsspannung/MPa		0; 0,03; 0,05; 0,07; 0,1
Plastische Vergleichsdehnung/(mm/mm)		Plateaubreite/ μm
Kontaktdruck/MPa		1; 5; 10; 20
Reibspannung/MPa	kategorial	Profilhöhe/ μm
Kontaktfläche/ mm^2		3; 12; 25; 40
Höhenänderung der 1. Profilspitze/ μm		Lastniveau/kN
Traglänge/mm		0,5; 1; 1,5
Verschleißvolumen/ μm^3		Konuswerkstoff
		Ti, SS, CoCr

5.7.1 Parameterstudie

Abbildung 80 zeigt die Haupteffektediagramme der untersuchten Zielgrößen der insgesamt 66 FE-Modelle für die Verschleißuntersuchung der drei untersuchten Werkstoffpaarungen (BIO-LOX[®] *delta* gegen CoCr, Ti oder SS). Da die Ergebnisse zentriert und standardisiert wurden, wirkte sich dies auf die Interpretation der Regressionskoeffizienten aus, indem jeder Regressionskoeffizient die erwartete Änderung der Zielgröße bei einer Änderung des Prädiktors um eine Standardabweichung darstellte.

Die folgende Tabelle stellt die Mittelwerte und Standardabweichungen der stetigen Einflussparameter für die beiden statistischen Modelle dar (Tabelle 23).

Tabelle 23: Übersicht der Mittelwerte und Standardabweichungen der einzelnen stetigen Prädiktoren des statistischen Modells zur Verschleißuntersuchung.

Prädiktor	Verschleißuntersuchung	
	Mittelwert	Standardabweichung
Profilhöhe/ μm	17,4	14,8
Plateaubreite/ μm	7,6	8,7
Winkelunterschied/ $^\circ$	0,05	0,03

Das Verschleißvolumen wurde am stärksten durch die Prädiktoren Winkelunterschied, Lastniveau und Konuswerkstoff beeinflusst (Abbildung 80, Abbildung 81). Das zugrundeliegende statistische Modell konnte 98,8% der Streuung des Verschleißvolumens erklären. Verglichen zur Referenzstufe Ti zeigte sich sowohl für SS, als auch für CoCr eine signifikante Abnahme des Verschleißvolumens um 7 993 μm^3 ($p < 0,001$) und 11 698 μm^3 ($p < 0,001$). Die Laststufen 1 000 N und 1 500 N führten verglichen zur Referenzstufe 500 N zu einer signifikanten Erhöhung des Verschleißvolumens um 2 510 μm^3 ($p < 0,001$) und 4 708 μm^3 ($p < 0,001$). Eine Zunahme des Winkelunterschieds um eine Standardabweichung ($2,1^\circ$) und eine Erhöhung der Profilhöhe um eine Standardabweichung (14,8 μm) führte zu einer signifikanten Erhöhung des Verschleißvolumens um 5 857 μm^3 ($p < 0,001$) und 2 175 μm^3 ($p < 0,001$). Eine Vergrößerung der Plateaubreite

um 8,7 μm führte zu einer Verkleinerung des Verschleißvolumens um 1 384 μm^3 ($p=0,002$). Abbildung 82 zeigt das Wechselwirkungsdiagramm für die Zielgröße Verschleißvolumen. Bei gleichzeitigem Anstieg der Profilhöhe und der Plateaubreite verringerte sich das Verschleißvolumen insgesamt ($p<0,001$), was bei großen Profilhöhen deutlicher zu erkennen war. Mit größer werdendem Winkelunterschied und höherem Lastniveau nahm auch das Verschleißvolumen zu ($p<0,001$).

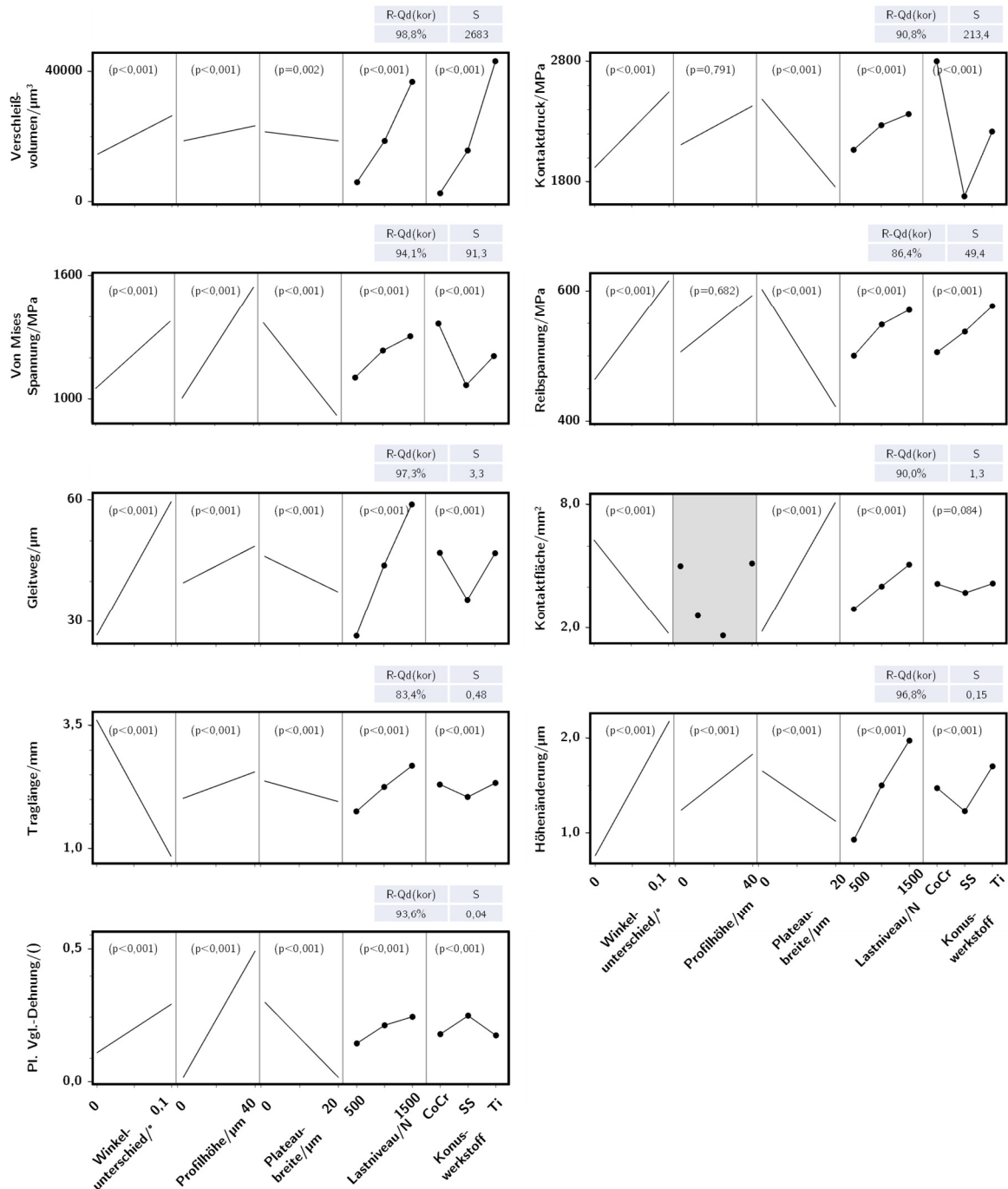


Abbildung 80: Haupteffektediagramme der untersuchten Zielgrößen mit Angabe der p-Werte, der korrigierten Bestimmtheitsmaße und der Standardabweichungen der verschiedenen Regressionsmodelle. Ein grauer Hintergrund stellt einen nicht im Modell enthaltenen Prädiktorterm dar.

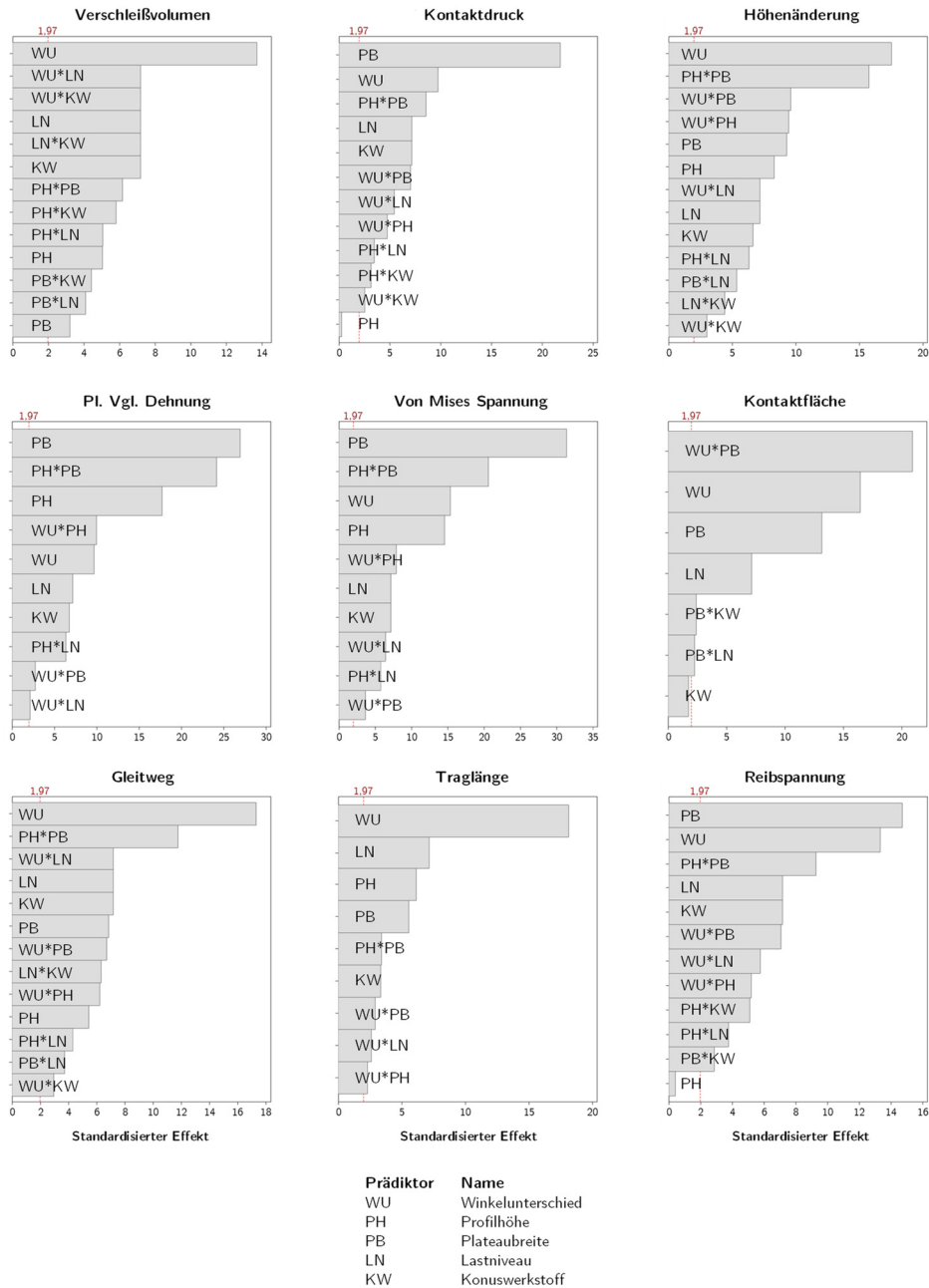


Abbildung 81: Paretodiagramme der standardisierten Effekte der untersuchten Zielgrößen mit Angabe der korrigierten Bestimmtheitsmaße und der Standardabweichungen der verschiedenen Regressionsmodelle.

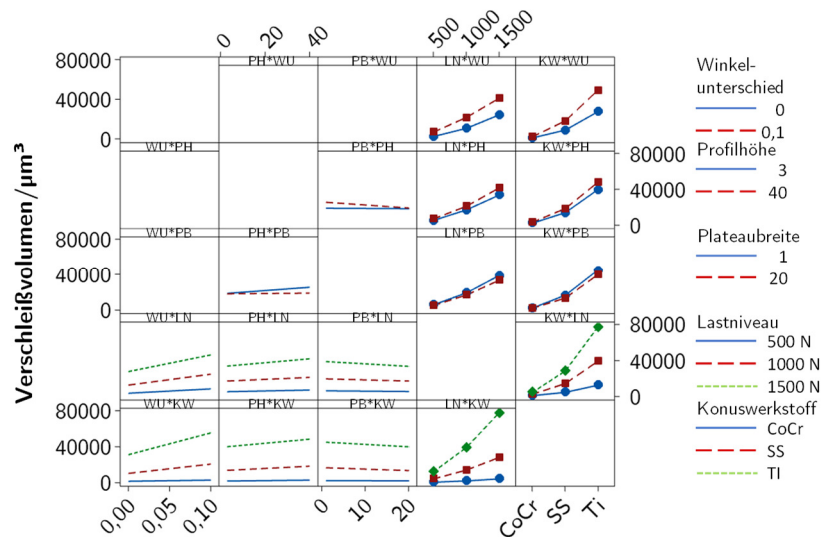


Abbildung 82: Wechselwirkungsdiagramm für die Zielgröße Verschleißvolumen. Für stetige Prädiktoren werden Wechselwirkungsdiagramme nur angezeigt, wenn sie im Modell angegeben sind.

Für den Gleitweg zeigte der Prädiktor Winkelunterschied den stärksten signifikanten Zusammenhang (Abbildung 80, Abbildung 81). Jedoch auch die Profilhöhe und die Plateaubreite, sowie der Konuswerkstoff zeigten starke Effekte. Das Modell konnte 97,3% der Streuung des Gleitwegs erklären. Generell kann festgehalten werden, dass mit steigendem Winkelunterschied auch der Gleitweg stieg, wobei eine größere Profilhöhe auch zu größeren Gleitwegen führte. Eine größere Plateaubreite führte bei größer werdendem Winkelunterschied zu einer Reduktion des Gleitwegs. Erwartungsgemäß zeigte sich der Gleitweg direkt abhängig vom jeweiligen Lastniveau. CoCr und Ti zeigten vergleichbare Gleitwege, während SS die geringsten Gleitwege zeigte. Eine Vergrößerung der Plateaubreite um eine Standardabweichung (8,7) µm resultierte in einer Abnahme des Gleitwegs um 2,8 µm ($p < 0,001$). Eine Vergrößerung der Profilhöhe um eine Standardabweichung (14,8 µm) bewirkte einen um 2,2 µm größeren Gleitweg ($p < 0,001$). Ein um eine Standardabweichung (2,1°) vergrößerter Winkelunterschied zeigte eine Zunahme des Gleitwegs um 9,1 µm ($p < 0,001$). Im Vergleich zu Ti zeigte SS einen um 7,3 µm geringeren Gleitweg ($p < 0,001$), während kein signifikanter Unterschied zu CoCr gefunden wurde ($p = 0,701$). Das Lastniveau 1000 N zeigte eine Erhöhung des Gleitwegs um 18,7 µm ($p < 0,001$) verglichen zum Lastniveau 500 N, während das Lastniveau 1500 N zu einer Erhöhung des Gleitwegs um 35,0 µm ($p < 0,001$) führte. Abbildung 83 zeigt das Wechselwirkungsdiagramm für die Zielgröße Gleitweg. Mit ansteigender Profilhöhe und Plateaubreite verringerte sich der Gleitweg ($p < 0,001$), während dieser bei gleichzeitiger Zunahme von Profilhöhe und Winkelunterschied anstieg ($p < 0,001$). Hierbei waren die Effekte bei größeren Profilhöhen jeweils deutlicher ausgeprägt. Bei gleichzeitiger Zunahme der Profilhöhe und Plateaubreite nahm der Gleitweg ab ($p < 0,001$).

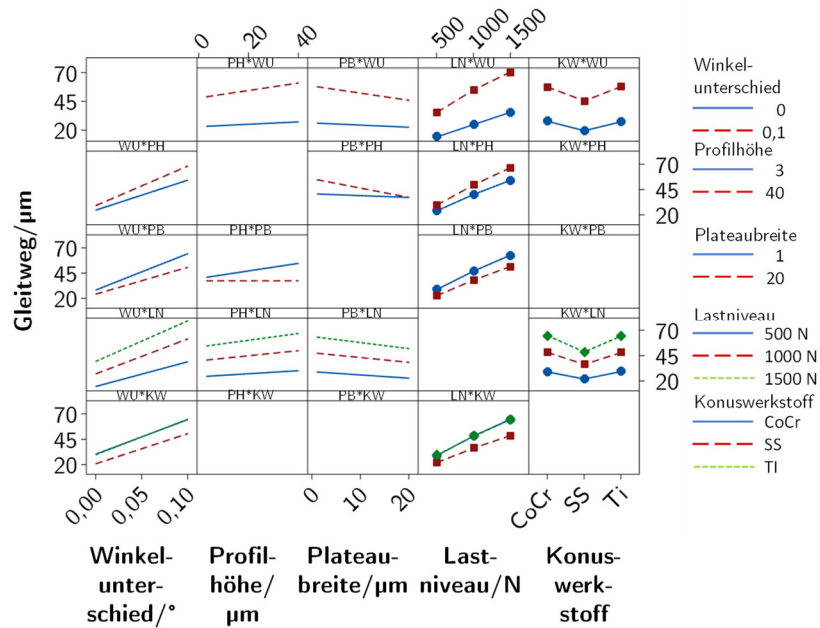


Abbildung 83: Wechselwirkungsdiagramm für die Zielgröße Gleitweg. Für stetige Prädiktoren werden Wechselwirkungsdiagramme nur angezeigt, wenn sie im Modell angegeben sind.

Für die Von Mises Spannung zeigten die Prädiktoren Plateaubreite, Profilhöhe und Winkelunterschied die stärksten Effekte (Abbildung 80, Abbildung 81). Das Modell konnte 94,1% der Streuung der Von Mises Spannung erklären. Die größten Spannungen traten bei Verwendung von CoCr auf. Für das Lastniveau 1 500 N überschritt die Von Mises Spannung bei allen Modellen die jeweilige Fließgrenze des verwendeten Konuswerkstoffs und es trat plastische Verformung auf. Lediglich bei 8 Modellen konnte keine Plastifizierung bei den Lastniveaus 500 N und 1 000 N festgestellt werden. Eine Zunahme der Profilhöhe um eine Standardabweichung (14,8 µm) führte zu einer mittleren Erhöhung der Von Mises Spannung um 165,5 MPa ($p < 0,001$), während eine Erhöhung der Plateaubreite um eine Standardabweichung (8,7 µm) eine Abnahme der Von Mises Spannung um 205,5 MPa ($p < 0,001$) bewirkte. Eine Erhöhung des Winkelunterschieds um eine Standardabweichung (2,1°) führte zu einer mittleren Zunahme der Von Mises Spannung um 173,4 MPa ($p < 0,001$). Verglichen zur Referenzstufe Ti zeigte sich für SS eine um 141,4 MPa niedrigere ($p < 0,001$), für CoCr hingegen eine um 157,5 MPa höhere ($p < 0,001$) Von Mises Spannung. Die Erhöhung des Lastniveaus von 500 N auf 1 000 N führte zu einer Zunahme der Spannung um 129,7 MPa ($p < 0,001$), von 500 N auf 1 500 N zu einer Zunahme um 199,4 MPa ($p < 0,001$). Abbildung 84 zeigt das Wechselwirkungsdiagramm der Zielgröße Von Mises Spannung. Bei gleichzeitiger Erhöhung von Profilhöhe und Plateaubreite verringerte sich insgesamt die Spannung ($p < 0,001$), wobei der Effekt bei großen Profilhöhen deutlicher ausgeprägt war als bei niedrigen Profilhöhen. Bei gleichzeitiger Zunahme von Winkelunterschied und Profilhöhe und Winkelunterschied und Plateaubreite zeigte sich ein genereller Anstieg der Spannung ($p < 0,001$ und $p < 0,001$), wobei eine größere Profilhöhe und geringere Plateaubreite zu höheren Spannungen führte.

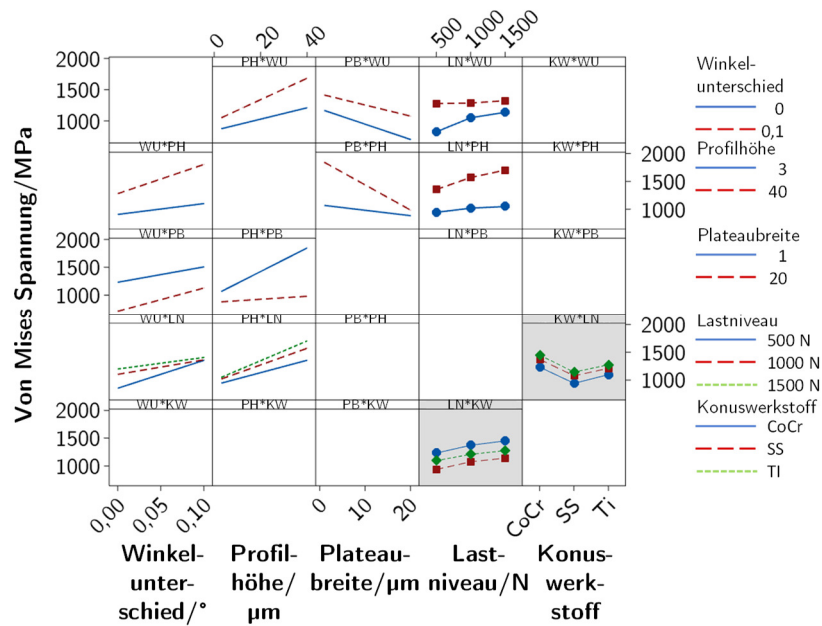


Abbildung 84: Wechselwirkungsdiagramm für die Zielgröße Von Mises Spannung. Ein grauer Hintergrund stellt einen nicht im Modell enthaltenen Prädiktorterm dar. Für stetige Prädiktoren werden Wechselwirkungsdiagramme nur angezeigt, wenn sie im Modell angegeben sind.

Die statistische Analyse der Höhenänderung der ersten Profilspitze zeigte für den Prädiktor Winkelunterschied die stärkste Beziehung, gefolgt von Plateaubreite und Profilhöhe (Abbildung 80, Abbildung 81). Mit Hilfe des Modells konnte 96,8% der Streuung der Höhenänderung erklärt werden. Eine Erhöhung der Profilhöhe und des Winkelunterschieds um eine Standardabweichung (14,8 µm bzw. 2,1°) führten zu einer Zunahme der Höhenänderung um 0,15 µm ($p < 0,001$) und 0,40 µm ($p < 0,001$). Eine Vergrößerung der Plateaubreite um eine Standardabweichung (8,7 µm) zeigte eine um 0,17 µm geringere Verformung ($p < 0,001$). Verglichen zur Referenzstufe Ti zeigte sowohl CoCr als auch SS eine um 0,15 µm ($p = 0,001$) und 0,31 µm ($p < 0,001$) geringere Höhenänderung. Eine Erhöhung des Lastniveaus von 500 N auf 1 000 N bzw. 1 500 N führte zu einer signifikant größeren Höhenänderung von 0,66 µm ($p < 0,001$) und 1,22 µm ($p < 0,001$). Abbildung 85 zeigt das Wechselwirkungsdiagramm für die Zielgröße Höhenänderung. Eine simultane Erhöhung der Profilhöhe und der Plateaubreite zeigte generell eine Reduktion der Höhenänderung ($p < 0,001$), wobei dies für geringe Profilhöhen weniger stark ausgeprägt war. Die gleichzeitige Erhöhung der Plateaubreite und des Winkelunterschieds resultierte ebenfalls in geringeren Höhenänderungen ($p < 0,001$). Dabei zeigen kleinere Winkelunterschiede niedrigere Werte. Bei parallelem Anstieg der Profilhöhe und des Winkelunterschieds erhöhen sich die Höhenänderungen ($p < 0,001$), wobei der Effekt bei geringeren Profilhöhen geringer ausgeprägt war.

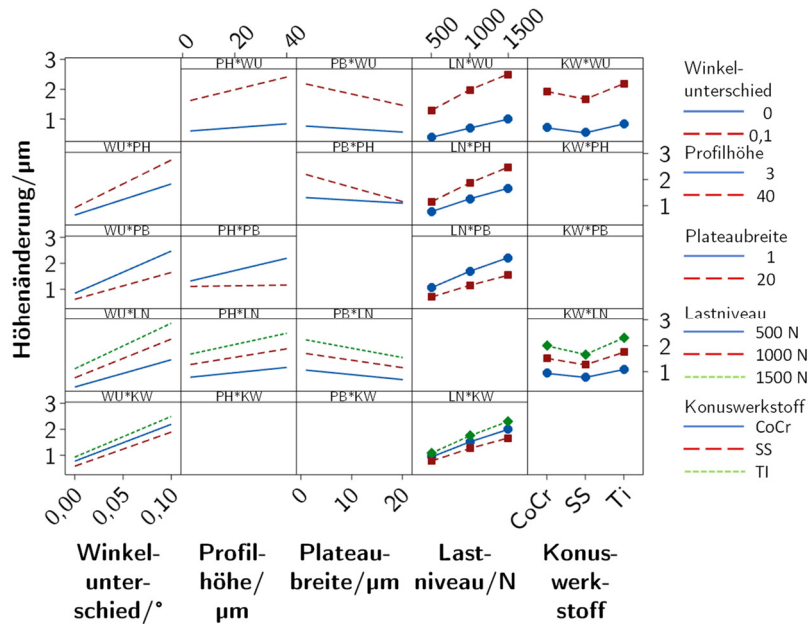


Abbildung 85: Wechselwirkungsdiagramm für die Zielgröße Höhenänderung. Ein grauer Hintergrund stellt einen nicht im Modell enthaltenen Prädiktorterm dar. Für stetige Prädiktoren werden Wechselwirkungsdiagramme nur angezeigt, wenn sie im Modell angegeben sind.

Der Prädiktor Winkelunterschied zeigte die stärkste Assoziation zur Traglänge, gefolgt vom Prädiktor Lastniveau, Profilhöhe und Plateaubreite (Abbildung 80, Abbildung 81). Das statistische Modell konnte 83,4% der Streuung der Traglänge erklären. Eine Vergrößerung der Profilhöhe um eine Standardabweichung (14,8 µm) führte zu einer Zunahme der Traglänge um 0,22 mm ($p < 0,001$), während sowohl eine Vergrößerung des Winkelunterschieds um eine Standardabweichung (2,1°), als auch eine Erhöhung der Plateaubreite um eine Standardabweichung (8,7 µm) zu einer um 1,1 mm ($p < 0,001$) und 0,19 mm ($p < 0,001$) kürzeren Traglänge führten. Verglichen zu Ti zeigte SS eine signifikante Abnahme der Traglänge um 0,29 mm ($p < 0,001$), während verglichen zu CoCr kein signifikanter Unterschied gefunden wurde ($p = 0,728$). Verglichen zur Referenzstufe 500 N zeigte das Lastniveau 1000 N und 1500 N eine signifikante Zunahme der Traglänge um 0,49 mm ($p < 0,001$) und 0,93 mm ($p < 0,001$). Abbildung 86 zeigt das Wechselwirkungsdiagramm für die Zielgröße Traglänge. Bei paralleler Erhöhung von Plateaubreite und Winkelunterschied auf der einen Seite und Plateaubreite und Profilhöhe auf der anderen Seite zeigte sich eine generelle Abnahme der Traglänge ($p = 0,004$ und $p = 0,001$). Eine gleichzeitige Zunahme von Winkelunterschied und Profilhöhe zeigte sich eine Zunahme der Traglänge ($p = 0,023$).

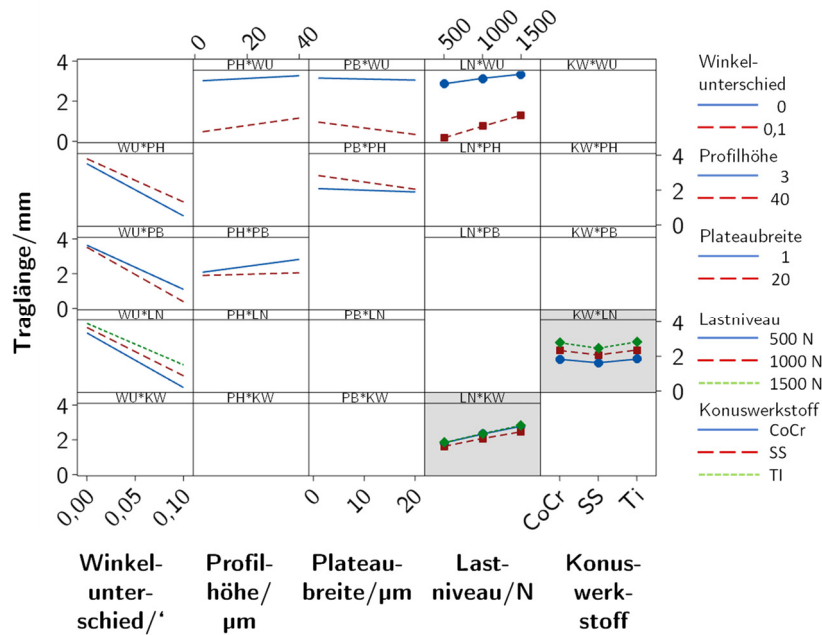


Abbildung 86: Wechselwirkungsdiagramm der Zielgröße Traglänge. Ein grauer Hintergrund stellt einen nicht im Modell enthaltenen Prädiktorterm dar. Für stetige Prädiktoren werden Wechselwirkungsdiagramme nur angezeigt, wenn sie im Modell angegeben sind.

Die statistische Untersuchung lieferte die stärkste signifikante Assoziation zur Kontaktfläche für die Prädiktoren Winkelunterschied, Plateaubreite und Lastniveau (Abbildung 80, Abbildung 81). Das Modell konnte 90,0% der Streuung der Kontaktfläche erklären. Verglichen zur Referenzstufe Ti zeigte sich nur für SS eine signifikante Abnahme der Kontaktfläche um $0,46 \text{ mm}^2$ ($p=0,048$). Die Lastniveaus 1 000 N und 1 500 N führten im Vergleich zur Referenzstufe 500 N zu einer signifikanten Erhöhung der Kontaktfläche um $1,11 \text{ mm}^2$ ($p<0,001$) und $2,18 \text{ mm}^2$ ($p<0,001$). Eine Zunahme des Winkelunterschieds um eine Standardabweichung ($2,1^\circ$) führte zu einer signifikanten Abnahme der Kontaktfläche um $1,57 \text{ mm}^2$ ($p<0,001$), während eine Erhöhung der Plateaubreite um eine Standardabweichung ($8,7 \mu\text{m}$) eine Zunahme der Fläche um $2,79 \text{ mm}^2$ ($p<0,001$) bewirkte. Abbildung 87 zeigt das Wechselwirkungsdiagramm der Zielgröße Kontaktfläche. Bei Erhöhung des Winkelunterschieds zeigte sich eine deutliche Abnahme der Kontaktfläche, wobei sich dieser Effekt für eine große Plateaubreite viel ausgeprägter darstellt ($p<0,001$).

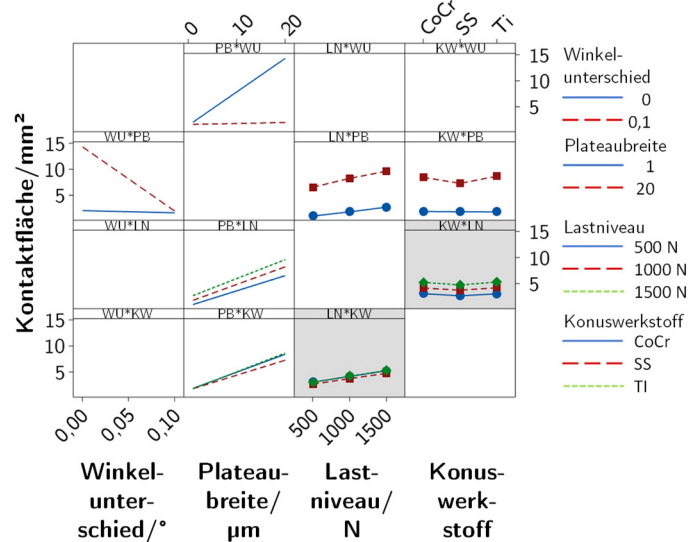


Abbildung 87: Wechselwirkungsdiagramm für die Zielgröße Kontaktfläche. Ein grauer Hintergrund stellt einen nicht im Modell enthaltenen Prädiktorterm dar. Für stetige Prädiktoren werden Wechselwirkungsdiagramme nur angezeigt, wenn sie im Modell angegeben sind.

Die statistische Untersuchung lieferte die stärkste signifikante Assoziation zum Kontaktdruck für den stetigen Prädiktor Plateaubreite (Abbildung 80, Abbildung 81). Das Modell konnte 90,8% der Streuung des Kontaktdrucks erklären. Eine um eine Standardabweichung (8,7 µm) erhöhte Plateaubreite bewirkte einer Abnahme des Kontaktdrucks um 333,5 MPa ($p < 0,001$), während eine Vergrößerung des Winkelunterschieds um eine Standardabweichung (2,1°) eine mittlere Erhöhung des Kontaktdrucks um 331,6 MPa bedingte ($p < 0,001$). CoCr zeigte im Vergleich zu Ti einen um 584,1 MPa ($p < 0,001$) erhöhten Kontaktdruck, während SS einen um 536,7 MPa ($p < 0,001$) geringeren Kontaktdruck aufwies. Verglichen zur Referenzstufe 500 N, führte einer Erhöhung des Lastniveaus auf 1 000 N bzw. 1 500 N zu einer Zunahme des mittleren Kontaktdrucks um 146,8 MPa ($p < 0,001$) und 211,9 MPa ($p < 0,001$). Abbildung 88 zeigt das Wechselwirkungsdiagramm für die Zielgröße Kontaktdruck. Die gleichzeitige Erhöhung von Profilhöhe und Plateaubreite führte generell in einer Reduktion des Kontaktdrucks ($p < 0,001$). Dies stellte sich bei großen Profilhöhen deutlicher dar. Ein paralleler Anstieg von Profilhöhe und Winkelunterschied und von Plateaubreite und Winkelunterschied führte zu einer Zunahme des Kontaktdrucks, wobei dies bei größeren Profilhöhen und Plateaubreiten deutlicher zu erkennen war ($p < 0,001$ und $p < 0,001$).

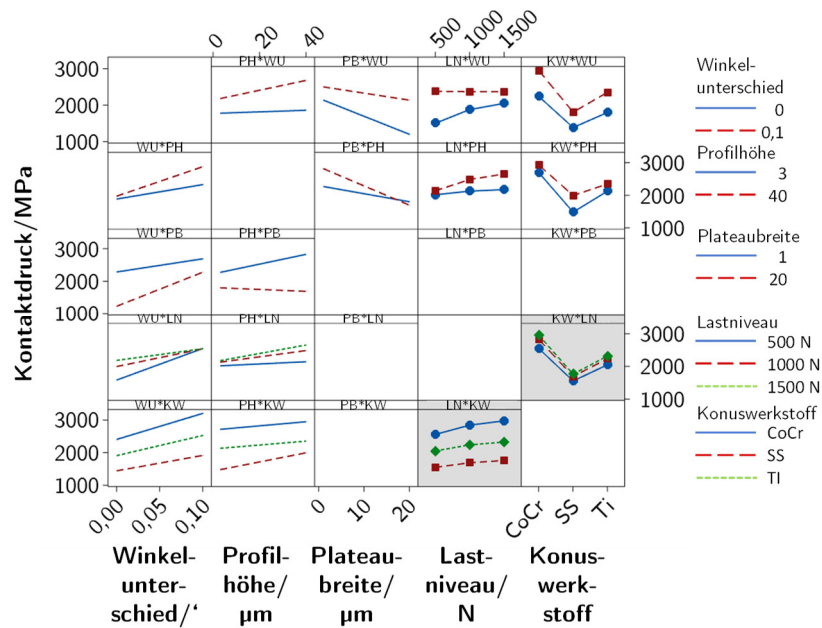


Abbildung 88: Wechselwirkungsdiagramm für die Zielgröße Kontaktdruck. Ein grauer Hintergrund stellt einen nicht im Modell enthaltenen Prädiktorterm dar. Für stetige Prädiktoren werden Wechselwirkungsdiagramme nur angezeigt, wenn sie im Modell angegeben sind.

Die Analyse der Zielgröße Reibspannung zeigte die stärksten Effekte für die Prädiktoren Plateaubreite und Winkelunterschied (Abbildung 80, Abbildung 81). Mit Hilfe des Modells konnte 86,4% der Streuung der Reibspannung erklärt werden. Eine Zunahme des Winkelunterschieds um eine Standardabweichung ($2,1^\circ$) führte zu einer Erhöhung der Reibspannung um 81,4 MPa ($p < 0,001$), während eine um eine Standardabweichung ($8,7 \mu\text{m}$) vergrößerte Plateaubreite eine Abnahme der Reibspannung um 90,2 MPa zur Folge hatte ($p < 0,001$). Verglichen zu Ti zeigte CoCr eine Abnahme der Reibspannung um 71,3 MPa ($p < 0,001$) und SS eine Abnahme um 39,4 MPa ($p < 0,001$). Zwischen den Lastniveaus 500 N und 1000 N wurde ein signifikanter Anstieg der Reibspannung um 48,1 MPa gefunden ($p < 0,001$). Zwischen 500 N und 1500 N wurde eine Zunahme der Reibspannung um 51,8 MPa ($p < 0,001$). Abbildung 89 zeigt das Wechselwirkungsdiagramm für die Zielgröße Reibspannung. Eine gleichzeitige Zunahme von Plateaubreite und Winkelunterschied einerseits, als auch von Profilhöhe und Winkelunterschied andererseits, führte insgesamt zu einer Erhöhung der Reibspannung ($p < 0,001$ und $p < 0,001$), wobei eine große Plateaubreite generell zu niedrigeren Werten führte. Die Erhöhung von Profilhöhe und Plateaubreite zeigte eine generelle Reduktion der Reibspannung ($p < 0,001$).

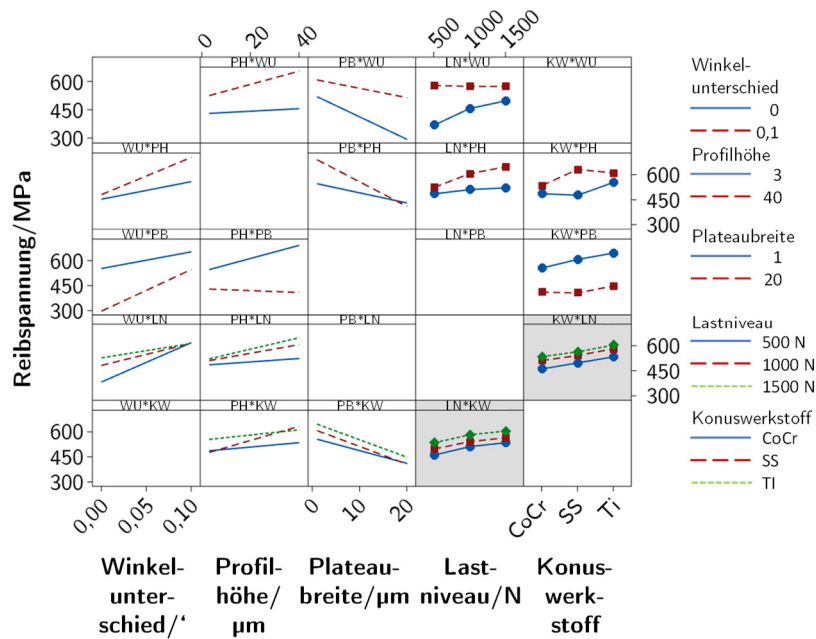


Abbildung 89: Wechselwirkungsdiagramm für die Zielgröße Reibspannung. Ein grauer Hintergrund stellt einen nicht im Modell enthaltenen Prädiktorterm dar. Für stetige Prädiktoren werden Wechselwirkungsdiagramme nur angezeigt, wenn sie im Modell angegeben sind.

Die Plastische Vergleichsdehnung wurde am stärksten durch die Prädiktoren Plateaubreite und Profilhöhe beeinflusst (Abbildung 80, Abbildung 81). Das Modell konnte 93,6% der Streuung der Von Mises Spannung erklären. Eine Zunahme der Profilhöhe um eine Standardabweichung (14,8 μm) führte zu einer mittleren Erhöhung der plastischen Vergleichsdehnung um 0,10 ($p < 0,001$), während eine Erhöhung der Plateaubreite um eine Standardabweichung (8,7 μm) zu einer Abnahme der Dehnung um 0,08 ($p < 0,001$) führte. Eine Erhöhung des Winkelunterschieds um eine Standardabweichung (2,1°) führte zu einer mittleren Zunahme der plastischen Vergleichsdehnung um 0,05 ($p < 0,001$). Verglichen zur Referenzstufe Ti zeigte nur SS eine signifikante Erhöhung der Dehnung um 0,06 ($p < 0,001$). Die Erhöhung des Lastniveaus von 500 N auf 1 000 N und 1 500 N führte zu einer Zunahme der Dehnung um 0,04 und 0,06. Abbildung 90 zeigt das Wechselwirkungsdiagramm der Zielgröße Plastische Vergleichsdehnung. Auch hier wurden steigende Dehnungen mit größer werdendem Winkelunterschied und größerer Profilhöhe gefunden, wobei wiederum eine große Plateaubreite Dehnungen zu reduzieren vermochte. Bei gleichzeitigem Anstieg der Profilhöhe und der Plateaubreite, sowie der Plateaubreite und des Winkelunterschieds verringerte sich die Plastische Vergleichsdehnung insgesamt ($p < 0,001$), was bei großen Profilhöhen deutlicher zu erkennen war. Mit steigendem Winkelunterschied und steigender Profilhöhe erhöhte sich auch die plastische Vergleichsdehnung ($p = 0,007$). Dieser Effekt war bei kleineren Profilhöhen weniger prägnant.

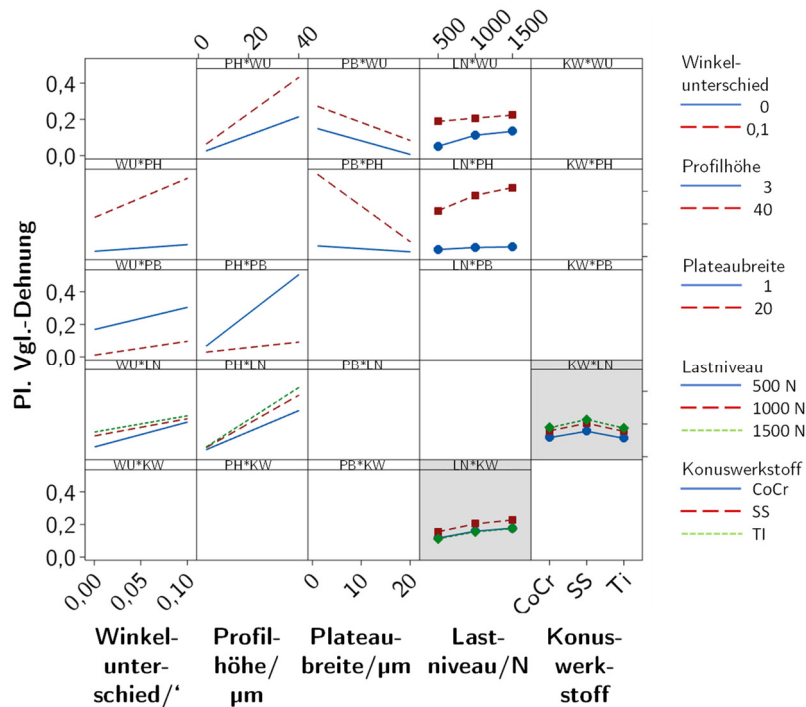


Abbildung 90: Wechselwirkungsdiagramm für die Zielgröße Plastische Vergleichsdehnung. Ein grauer Hintergrund stellt einen nicht im Modell enthaltenen Prädiktorterm dar. Für stetige Prädiktoren werden Wechselwirkungsdiagramme nur angezeigt, wenn sie im Modell angegeben sind.

5.7.2 Verschleiß während des Fügens

Tabelle 24 zeigt eine Übersicht der Ergebnisse der acht Modelle der beiden Prothesenkopfgrößen 28-12/14M und 28-12/14L (BIOLOX[®] delta) gepaart mit einem Ti- oder CoCr-Konus in Abhängigkeit des Winkelunterschieds bei den Lastniveaus 500 N, 2 000 N und 4 000 N. Entsprechend den Trends der Ergebnisse aus den vorherigen Untersuchungen (siehe Kapitel 5.7.1) zeigte sich auch hier ein deutlicher Einfluss der verschiedenen Konuswerkstoffe und des Winkelunterschieds. Für CoCr wurde ein deutlich geringeres Verschleißvolumen beobachtet als für Ti. Für den Prothesenkopf 28-12/14M zeigte Ti bei 4 000 N ein Verschleißvolumen von 308 650 μm^3 für einen Winkelunterschied von 0,05° und 506 965 μm^3 für einen Winkelunterschied von 0,1°. Für CoCr hingegen wurden Verschleißvolumina von 17 743 μm^3 für den kleineren Winkelunterschied und 28 144 μm^3 für den größeren Winkelunterschied gefunden. Der Vergleich der beiden Prothesenköpfe zeigte nur unwesentliche Differenzen der Verschleißvolumina.

Generell bestätigten diese Untersuchungen die Ergebnisse aus den vereinfachten FE-Modellen. Eine Vergrößerung des Winkelunterschieds führte zu einem Anstieg des Kontaktdrucks, des Gleitwegs, der Von Mises Vergleichsspannung, der plastischen Vergleichsdehnung und der maximalen Höhenänderung der Profilspitzen, jedoch zu einer Abnahme der Traglänge und der Kontaktfläche.

Tabelle 24: Übersicht der Ergebnisse für die Prothesenköpfe 28-12/14M und 28-12/14M gepaart mit einem Ti- oder CoCr-Konus bei einem Winkelunterschied von 0,05° oder 0,1°. Ausgewertet wurde bei den Lastniveaus 500 N, 2 000 N und 4 000 N.

Last-niveau	Höhen- änderung/ mm	Kontakt- fläche/ mm ²	Trag- länge/ mm	Kontakt- druck/ MPa	Gleit- weg/ µm	Verschleiß- volumen/ µm ³	Von Mises Spannung/ MPa	Plast. Vgl.- Dehnung/ (mm)
28 M Ti-BIOLOX[®] delta 0,05°								
500	0,5	0,9	1,4	2 509	32,8	12 452	1 291	0,2
2 000	1,7	3,4	3,7	2 553	80,0	112 638	1 351	0,2
4 000	2,4	6,7	6,0	2 569	117,6	308 650	1 368	0,2
28 L Ti-BIOLOX[®] delta 0,05°								
500	0,5	0,9	1,4	2 391	32,1	12 376	1 240	0,2
2 000	1,6	3,5	3,8	2 508	79,0	113 538	1 338	0,2
4 000	2,4	6,7	5,9	2 567	118	311 587	1 369	0,2
28 M Ti-BIOLOX[®] delta 0,1°								
500	0,6	0,9	0,6	2 526	45,0	17 545	1 323	0,2
2 000	2,3	3,3	1,8	2 572	118,5	180 612	1 375	0,3
4 000	4,0	6,3	2,8	2 669	181,3	506 965	1 412	0,3
28 L Ti-BIOLOX[®] delta 0,1°								
500	0,7	0,9	0,8	2 450	44,4	17 462	1 295	0,2
2 000	2,3	3,3	1,6	2 569	117,7	180 060	1 370	0,3
4 000	4,1	6,3	2,8	2 656	180,3	505 428	1 412	0,3
28 M CoCr-BIOLOX[®] delta 0,05°								
500	0,4	1,0	1,4	2 955	31,4	673	1 318	0,2
2 000	1,6	3,6	3,6	3 154	78,6	6 256	1 479	0,2
4 000	2,2	7,0	5,6	3 196	117,5	17 743	1 496	0,2
28 L CoCr-BIOLOX[®] delta 0,05°								
500	0,5	1,0	1,3	3 059	31,1	659	1 385	0,2
2 000	1,5	3,7	3,6	3 142	78,1	6 408	1 475	0,2
4 000	2,3	7,0	5,6	3 206	116,8	17 909	1 497	0,2
28 M CoCr-BIOLOX[®] delta 0,1°								
500	0,6	1,0	0,8	3 108	43,8	937	1 462	0,2
2 000	2,2	3,5	1,8	3 213	116,1	10 021	1 502	0,3
4 000	3,8	6,6	2,8	3 272	177,2	28 144	1 518	0,3
28 L CoCr-BIOLOX[®] delta 0,1°								
500	0,6	0,9	0,8	3 061	43,1	931	1 436	0,2
2 000	2,2	3,6	1,8	3 212	115,1	9 880	1 506	0,3
4 000	3,8	6,6	2,8	3 299	176,7	27 993	1 524	0,3

6 Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurde der Fügeprozess von keramischen Prothesenköpfen und Metallkonen untersucht und grundlegende Erkenntnisse zur Kontaktmechanik und Tribologie der konischen Schnittstelle beschrieben. Während des Fügens wird die konische Schnittstelle zwischen Prothesenkopf und Prothesenschaft starken Beanspruchungen ausgesetzt. Somit bestimmt der Fügeprozess die post-operative Kontaktsituation und wirkt sich direkt auf die in situ auftretenden tribokorrosiven Vorgänge aus (Pierre et al. 2018, Ouellette et al. 2019). Daher muss die Kontaktmechanik und das Verschleißverhalten dieser Schnittstelle während des Fügeprozesses näher untersucht werden, um spätere adverse Effekte im Patienten verhindern zu können oder zumindest positiv beeinflussen zu können.

Besonderes Augenmerk wurde auf die Untersuchung des Winkelunterschieds zwischen konischer Bohrung im Prothesenkopf und Metallkonuswinkel und des Einflusses verschiedener oberflächentopografischer Parameter der Metallkonen gelegt. Des Weiteren wurden verschiedene Konuswerkstoffe und verschiedene Lastniveaus und deren Effekte auf die Kontaktmechanik und den Verschleiß betrachtet.

Es konnte gezeigt werden, dass sowohl der Winkelunterschied als auch die Oberflächentopografie die Kontaktmechanik entscheidend beeinflussen können. Um Erkenntnisse zum Verschleiß- und Korrosionsverhalten zu gewinnen, muss somit die spezifische Oberflächentopografie der Kontaktpartner und die lokale Kontaktmechanik der im Kontakt stehenden Profilspitzen betrachtet werden.

6.1 Einfluss der Oberflächentopografie

Häufig werden in FE-Studien idealisierte Oberflächen angenommen, die die Kontaktmechanik stark vereinfachen und somit zu Fehlinterpretationen der Ergebnisse führen können (Feyzi et al. 2021a, 2021b). Auch experimentell werden teilweise die exakten Oberflächentopografien außer Acht gelassen und lediglich durch einen Oberflächenrauheitswert charakterisiert (Panagiotidou et al. 2015, 2018, Pierre et al. 2018, Ouellette et al. 2019), wodurch ebenfalls nur limitierte Aussagen möglich sind. Daher wurden in der vorliegenden Arbeit verschiedene Oberflächentopografien der Metallkonen systematisch mittels FE-Modellen untersucht, und deren Einfluss auf die Kontaktmechanik und das Verschleißverhalten während des Fügeprozesses analysiert. Ein Vorteil dieser Arbeit liegt in der Kombination einzelner Parameter und der Untersuchung deren Wechselwirkungen, was bislang in der Bandbreite noch nicht durchgeführt wurde. Zu den variierten Parametern der Oberflächentopografie zählten die Profilhöhe, der Profilspitzenabstand und die Plateaubreite.

6.1.1 Einfluss der Profilhöhe

Die Profilhöhe wurde in der Literatur im Zusammenhang mit tribologischen und korrosiven Prozessen zwar untersucht und diskutiert, jedoch zeigten sich zum Teil kontroverse Ergebnisse. Pourzal et al. (2016) konnten durch ihre Explantatstudien an Metall/Metall-Paarungen zeigen, dass Prothesenschäfte, die im Konusbereich eine Oberflächentopografie mit größeren Profilhöhen aufwiesen, auf kurze Sicht weniger Schädigungen durch Fretting-Korrosion zeigten, jedoch konnten auf lange Sicht keine Unterschiede zu weniger strukturierten Oberflächen gefunden werden. Arnholt et al. (2015, 2017) konnten in ihren Explantatstudien zu Metall/Metall-Paarungen keinen Unterschied zwischen strukturierten und nicht strukturierten, glatten Konusoberflächen hinsichtlich korrosiver Angriffe beobachten.

Um den Einfluss der Profilhöhe auf die Kontaktmechanik besser zu verstehen, wurden in der vorliegenden Arbeit numerische Parameterstudien durchgeführt. Bei einer größeren Profilhöhe und gleichzeitig identischer Plateaubreite und identischem Profilsitzenabstand, sinkt die lokale Struktursteifigkeit, aufgrund des geringeren Querschnitt-Höhe-Verhältnisses (Abbildung 91). Dieser Effekt erhöht die Spannungen und plastischen Verformungen und führt zu einem höheren Gleitweg. Die resultierende Kontaktfläche ändert sich in Abhängigkeit der Profilhöhe nach dem Fügen kaum, da sich wiederum der Querschnitt während der Verformung langsamer erhöht und sich aufgrund des größeren Gleitwegs und der erhöhten Traglänge mehr Profilsitzen in Kontakt befinden. Kombiniert man große Profilhöhen mit erhöhten Plateaubreiten, können die hohen Spannungen gesenkt und die plastischen Verformungen verringert werden.

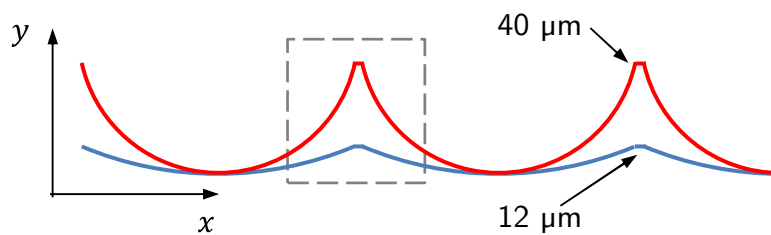


Abbildung 91: Schematische Darstellung zweier Oberflächenprofile mit einer Profilhöhe von 12 μm (blaues Profil) und 40 μm (rotes Profil) bei gleichem Profilsitzenabstand und gleicher Plateaubreite.

Bechstedt et al. (2020) untersuchten ebenfalls verschiedene Profilhöhen (2 μm , 11 μm , 14 μm) mittels FE-Fügeanalysen für eine CoCr/Ti-Paarung mit initial distalem Kontakt bei einem kleinen negativen Winkelunterschied von $-0,01^\circ$ (Profilsitzenabstand 200 μm). Die Autoren konnten beobachten, dass weder die Profilhöhe noch die Fügelast die Anzahl der kontaktierenden Profilsitzen und somit die nominale Traglänge beeinflussten. Mit steigender Profilhöhe sank die Kontaktfläche, wobei der Kontaktdruck stieg. Interessanterweise wurde kein Einfluss der Profilhöhe auf die Einsinktiefe beobachtet. In der vorliegenden Arbeit zeigte sich jedoch ein Trend zu höheren Gleitwegen und somit der Traglänge bei erhöhten Profilhöhen. Die Kontaktfläche wurde im Gegensatz zur Arbeit von Bechstedt et al. (2020) kaum von der Profilhöhe beeinflusst, jedoch wurden vergleichbar ansteigende Kontaktdrücke festgestellt. Das weitere Einsinken bei größerer Profilhöhe kann in der vorliegenden Studie primär durch die höhere Verformung der Profilsitzen erklärt werden, was zwar auch in der Studie von Bechstedt et al. (2020) für höhere Fügekräfte von 4 kN und 8 kN gefunden wurde, jedoch zu keinem Einfluss auf die Einsinktiefe führte. Zum einen können die Unterschiede zu den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit durch den kleineren Untersuchungsbereich (2 μm -14 μm gegen 3 μm -40 μm) und somit weniger eindeutigen Ergebnissen erklärt werden, zum anderen kann sich eine sinusförmig-approximierte Oberflächentopografie beim Kontakt durchaus unterschiedlich zu einer durch Drehbearbeitung entstandenen Oberfläche, wie in der vorliegenden Arbeit verwendet wurde, verhalten (Abbildung 92). In experimentellen Studien zur Charakterisierung von Oberflächentopografien auf Metallkonen von Prothesenschäften konnten keinerlei sinusförmige Strukturen gefunden werden (Munir et al. (2015); Müller et al. (2017); Abbildung 4). Bei Verwendung von sinusförmigen Oberflächentopografien kommt es bei Kontakt zum Prothesenkopf zu einer besseren Anpassung und somit größeren Kontaktfläche, welche zu niedrigeren Kontaktspannungen führen, und keine plastischen Verformungen hervorrufen. Daher wurden in der vorliegenden Arbeit auch schon bei geringen Fügelasten von 500 N plastische Verformungen gefunden, während Bechstedt et al. (2020) dies nur für höhere Fügekräfte von 4 kN und 8 kN nachweisen

konnten. Ashkanfar et al. (2017b) modellierten einen Ti-Konus ebenfalls mit sinusförmiger Oberflächentopografie (Profilhöhe $\sim 30 \mu\text{m}$, Profilspitzenabstand $200 \mu\text{m}$), der mit einem CoCr-Prothesenkopf gepaart wurde. Das System besaß einen negativen Winkelunterschied von $-0,05^\circ$, also einen initial distalen Kontakt. Es wurden bei einer Fügelast von 4 kN keine plastischen Verformungen der Profilspitzen gefunden bei maximalen Kontaktspannungen von 385 MPa . In der vorliegenden Arbeit konnten sowohl experimentell als auch numerisch schon bei weit niedrigeren Fügelasten plastische Verformungen der Oberflächentopografien beobachtet werden. Abbildung 93 zeigt exemplarisch den Konturplot der Von Mises Vergleichsspannung der ersten drei kontaktierenden Profilspitzen bei einem Lastniveau von 1 kN für eine ähnliche Oberflächentopografie (Profilhöhe $12 \mu\text{m}$, Profilspitzenabstand $200 \mu\text{m}$) und denselben Winkelunterschied ($-0,05^\circ$), wie von Ashkanfar et al. (2017b) verwendet. Die Oberflächenspannungen lagen deutlich über der Fließgrenze. Experimentell zeigten sich in der vorliegenden Arbeit schon bei 2 kN für alle drei untersuchten Konuswerkstoffe und für beinahe alle FE-Modelle ab einem Lastniveau von $0,5 \text{ kN}$ plastische Verformungen. Nur Modelle mit Nullschluss (Winkelunterschied: 0°) bei gleichzeitig niedrigen Profilhöhen und/oder großen Plateaubreiten zeigten bei niedrigeren Lasten ($0,5 \text{ kN}$, 1 kN) noch keine plastischen Verformungen. Der Unterschied zu den Ergebnissen von Ashkanfar et al. (2017b) kann wiederum durch die Wahl des Oberflächenprofils begründet werden. Dies verdeutlicht, dass sich die Kontaktgeometrie entscheidend auf die Kontaktmechanik auswirkt und somit eine realistische Modellierung die Voraussetzung für tribologische Untersuchungen der konischen Schnittstelle ist.

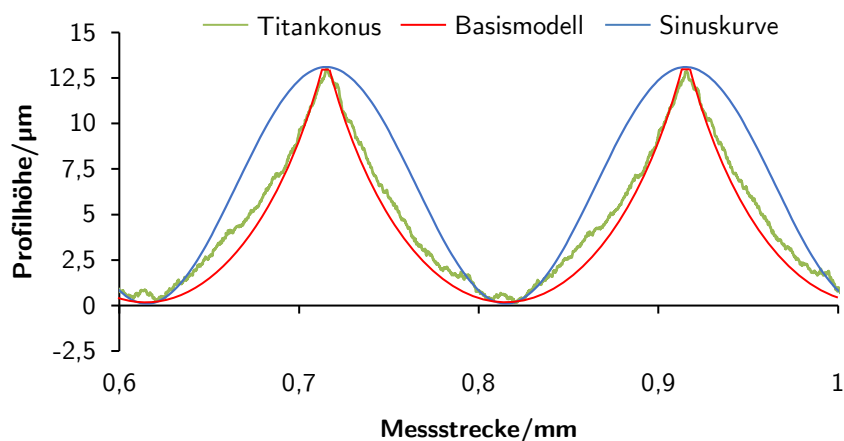


Abbildung 92: Reales Oberflächenprofil eines in dieser Arbeit verwendeten Ti-Konus (grüne Linie), Oberflächenprofil des FE-Basismodells und zum Vergleich eine Sinuskurve, wie bei Ashkanfar et al. (2017b) und Gustafson et al. (2020) verwendet.

In der vorliegenden Arbeit erhöhte sich während des Fügeprozesses das Verschleißvolumen mit zunehmender Profilhöhe, was mit einer Erhöhung des Gleitwegs und des Kontaktdrucks, und somit größerer Verformung der Profilspitzen, einherging. Wie sich das weitere Verhalten der Oberflächentopografie auf korrosive Vorgänge auswirkt, versuchen neuere Fretting-Korrosions-Studien zu einer CoCr/Ti-Paarungen zu untersuchen, indem polierte Ti-Proben ($R_a < 0,025 \mu\text{m}$) gegen strukturierte Ti-Proben verglichen wurden (Royhman et al. 2021).

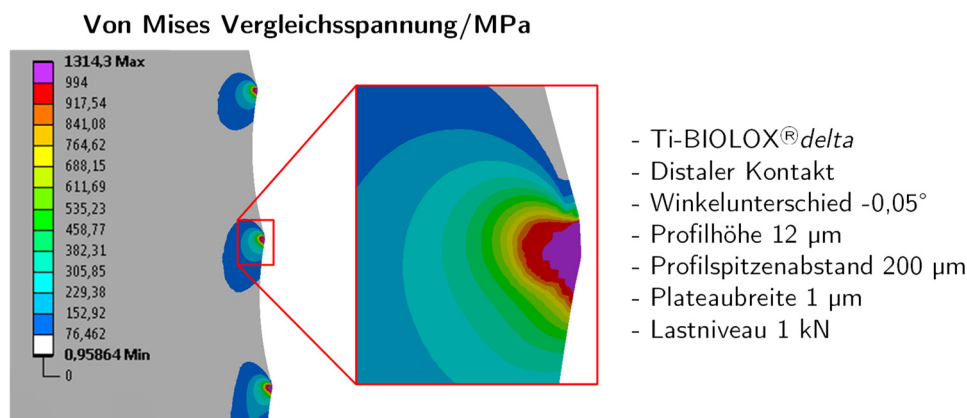


Abbildung 93: Konturplot der Von Mises Vergleichsspannung der ersten drei kontaktierenden Profilspitzen für einen distalen Kontakt bei einem Lastniveau von $1\ \text{kN}$. Die Oberflächentopografie des Titankonus hatte eine Profilhöhe von $12\ \mu\text{m}$, einen Profilspitzenabstand von $200\ \mu\text{m}$ und eine Plateaubreite von $1\ \mu\text{m}$.

Die gewählte Oberflächentopografie war vergleichbar zu den hier verwendeten Profilen (Profilhöhe $11\pm 0,5\ \mu\text{m}$, Profilspitzenabstand $341\pm 6,0\ \mu\text{m}$). Die Paarungen wurden in physiologischem Medium Fretting-Bewegungen mit einer Amplitude von $25\ \mu\text{m}$ (Normalkraft: $200\ \text{N}$) ausgesetzt. Generell wurde bei Verwendung der polierten Proben ein besseres Fretting-Korrosionsverhalten konstatiert als bei Verwendung von strukturierten Proben. Dies wurde durch die größere exponierte Oberfläche bei den strukturierten Proben erklärt. Allerdings könnten auch die hohen Unterschiede in den jeweiligen Kontaktdrücken zum schlechteren Korrosionsverhalten beigetragen haben. Die Autoren der Studie berechneten für die polierten Proben einen um den Faktor 25 geringeren Kontaktdruck. Somit kann auch das geringere Verschleißvolumen im Vergleich zu den profilierten Proben erklärt werden. Auch in der vorliegenden Arbeit zeigten erhöhte Profilhöhen schlechteres Verschleißverhalten. Interessanterweise zeigten die profilierten Proben auch niedrigere Werte der dissipierten Reibungsenergie. Dieser Effekt könnte durch die Arbeit von Smith & Gilbert (2020), die ebenfalls Fretting-Korrosionsexperimente zu einer CoCr/Ti-Paarung durchführten, erklärt werden. Die Autoren untersuchten in einem modifizierten Stift/Scheibe-Tribometer den Einfluss verschiedener Stiftgeometrien mit unterschiedlicher Struktursteifigkeit bzw. Nachgiebigkeit auf das Fretting-Korrosionsverhalten. Für Stifte mit größerer Nachgiebigkeit wurde schon bei deutlich niedrigeren Normalkräften Haften erreicht, was an der sprunghaften Abnahme der dissipierten Reibungsarbeit zu erkennen war. In diesem Zustand herrscht keine Relativbewegung der Kontaktpartner und die kontaktierenden Strukturen verformen sich elastisch. Dadurch findet keine Fretting-Mikrobewegung statt und der abrasive Abtrag von schützenden Oxidschichten wird unterbunden, was zu einem verbesserten Fretting-Korrosionsverhalten führte. Entsprechend diesen Ergebnissen würden höhere Profilspitzen, aufgrund der geringeren lokalen Struktursteifigkeit, geringe Anfälligkeit für korrosive Prozesse zeigen. Dies steht im Gegensatz zu den Ergebnissen von Royhman et al. (2021). Jedoch wurden die jeweiligen Experimente unter verschiedenen Bewegungsamplituden ($100\ \mu\text{m}$ und $25\ \mu\text{m}$) durchgeführt, wodurch die Vergleichbarkeit der beiden Studien beeinträchtigt ist. Daher müssen weitere Experimente erfolgen, um die Aussagekraft der Ergebnisse zu erweitern. Für gewöhnlich findet man Mikrobewegungen in der konischen Schnittstelle $<20\ \mu\text{m}$ (Mali & Gilbert 2015, Ouellette et al. 2019, Falkenberg et al. 2020).

Aus den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit lässt sich für die untersuchten Paarungen ein negativer Einfluss von größeren Profilhöhen auf die Kontaktmechanik ableiten. Größere

Profilhöhen zeigten erhöhte Spannungen, die deutlich über den Bruchspannungen der untersuchten Metallegierungen liegen können, und führten zu erhöhtem Kontaktdruck und größerem Verschleißvolumen. Hohe plastische Verformungen an der Oberfläche der Konuswerkstoffe erhöhen theoretisch das Risiko für Rissinitiierung und folglich für mechanischen Verschleiß. Dies kann wiederum negative Folgen für das Fretting-Korrosionsverhalten durch Abtrag der Oxidschichten haben. Daher scheinen geringere Profilhöhen sinnvoller bei der Auslegung des Konusdesigns hinsichtlich der Oberflächenstrukturierung in Verbindung mit keramischen Prothesenköpfen. Allerdings kann durch geeignete Vergrößerung der Plateaubreite den negativen Effekten entgegengewirkt werden. Jedoch muss dies noch in zukünftigen Fretting-Korrosionsexperimenten mit gezielt strukturierten Kontaktoberflächen gezeigt werden.

6.1.2 Einfluss der Plateaubreite

Der Einfluss der Plateaubreite bei der Strukturierung der Oberflächen der Metallkone auf die Kontaktmechanik wurde bislang noch nicht untersucht. Für die in dieser Arbeit untersuchten Werkstoffpaarungen führte eine größere Plateaubreite zu einer Abnahme der Spannungen, der plastischen Vergleichsdehnung und der Höhenänderung der Profilspitzen. Gleichzeitig führte eine vergrößerte Plateaubreite zu einer höheren Kontaktfläche und einer Abnahme des Gleitwegs und der Traglänge. Eine Vergrößerung der Plateaubreite verbesserte das Höhe-Querschnitt-Verhältnis und führte zu einer höheren lokalen Struktursteifigkeit der Profilspitzen (Abbildung 94).

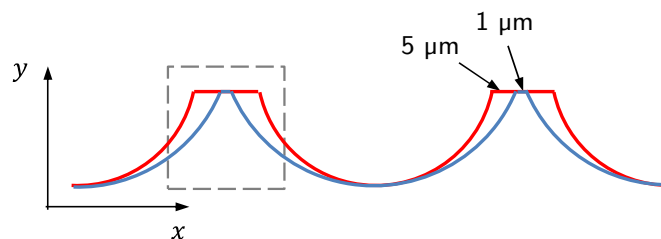


Abbildung 94: Schematische Darstellung zweier Oberflächenprofile mit einer Plateaubreite von 1 μm (blaues Profil) und 5 μm (rotes Profil) bei gleichem Profilspitzenabstand und gleicher Profilhöhe.

Der Arbeit von Smith & Gilbert (2020) zufolge wirken sich weniger steife Systeme positiv auf die resultierenden Mikrobewegungen aus, indem schon bei geringeren Kräften ein Haften der Kontaktpartner erreicht werden kann. Das bedeutet, dass weniger steife Strukturen auf die von außen aufgeprägten Belastungen eher durch elastische Verformungen reagieren als dass sich der Haftzustand der Kontaktpartner durch teilweises oder vollständiges Abgleiten der Mikrokontakte löst. Ein weiterer als negativ zu betrachtender Effekt ist die Abnahme der Gleitwege und Traglängen mit ansteigender Plateaubreite, was in der vorliegenden Arbeit gezeigt werden konnte. In Kombination mit abnehmenden Kontaktspannungen bei höheren Plateaubreiten resultiert zudem eine geringere Verbindungsfestigkeit. Dies zeigte sich in den niedrigeren Abzugskräfte aus den FE-Untersuchungen. Um also eine höhere Verbindungsfestigkeit zu erzielen, müssten höhere Fügelasten appliziert werden oder ein geeigneter Winkelunterschied gewählt werden, der sich signifikant auf die Abzugskräfte auswirkt. Zwar vermindert eine große Plateaubreite den mechanischen Verschleiß, gleichzeitig erhöht sich die für Verschleiß- und Korrosionsprozesse zur Verfügung stehende Fläche im Kontaktgebiet und kann sich somit negativ auf den Materialverlust durch korrosive Vorgänge auswirken. Aus den dargelegten Gründen sollte eine zu große Plateaubreite bei der Auslegung der Oberflächentopografie der Metallkone vermieden werden.

6.1.3 Einfluss des Profilsitzenabstands

Zum Einfluss des Profilsitzenabstands existieren in der Literatur noch keine Studien. In der vorliegenden Arbeit wurde der Profilsitzenabstand zwischen 100 μm und 300 μm variiert bei Konstanthaltung der Profilhöhe (1 μm), der Plateaubreite (1 μm) und des Winkelunterschieds ($0,05^\circ$). Bei einer Vergrößerung des Profilsitzenabstands resultierten höhere lokale Struktursteifigkeiten der Profilsitzen, was sich in einer Herabsetzung der lokalen Kontaktdrücke und Von Mises Spannungen, sowie der plastischen Vergleichsdehnungen äußerte, obwohl insgesamt weniger Profilsitzen in Kontakt waren. Die Kontaktfläche blieb über den untersuchten Bereich verschiedener Profilsitzenabstände annähernd konstant. Abbildung 95 zeigt eine schematische Darstellung zweier Oberflächenprofile mit Profilsitzenabstand von 100 μm und 300 μm . Deutlich zu erkennen ist der größere Materialanteil im Bereich der Profilsitze bei Verwendung eines Profilsitzenabstands von 300 μm und die kleinere Anzahl an Profilsitzen, die für den Kontakt zur Verfügung stehen.

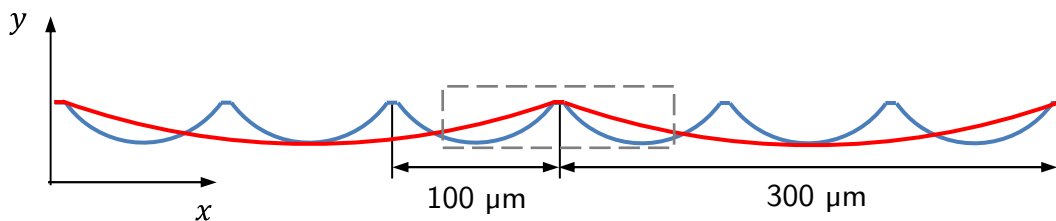


Abbildung 95: Schematische Darstellung zweier Oberflächenprofile mit einem Profilsitzenabstand von 100 μm (blaues Profil) und 300 μm (rotes Profil) bei gleicher Profilhöhe und Plateaubreite.

Wie sich verschiedene Profilsitzenabstände hinsichtlich des Verschleißvolumens und korrosiver Prozesse verhalten, muss in zukünftigen Fretting-Korrosionsexperimenten untersucht werden, da hier der Einfluss auf die grundlegende Kontaktmechanik betrachtet wurde. Generell bewirkt eine Vergrößerung des Profilsitzenabstands bei konstanter Profilhöhe geringere Spannungen, wodurch der Verschleiß positiv beeinflusst werden kann. Dies sollte bei der Auslegung der Oberflächentopografie berücksichtigt werden.

6.2 Makrogeometrie

In den statistischen Modellen zur Analyse der experimentellen Ergebnisse wurden die Vermessungsdaten von Prothesenkopf und Metallkonus und die Profilometriedaten des Metallkonus als mögliche Prädiktoren auf die Höhen- und Flächenänderungen berücksichtigt. Zu den Geometrieparametern zählten der Durchmesser der konischen Bohrung im Prothesenkopf, als auch der Durchmesser des Metallkonus, die entsprechenden Konuswinkel und die beiden Topografieparameter Profilhöhe und Profilsitzenabstand. Generell spielten die Effekte der geometrischen Parameter und der Topografieparameter für die untersuchten Probenkollektive eine eher untergeordnete Rolle. Die stärksten Prädiktoren für die Höhen- und Flächenänderungen waren das Lastniveau, der verwendete Konuswerkstoff und der Winkelunterschied. Jedoch zeigte sich auch eine Abhängigkeit der Höhen- und Flächenänderungen von der initialen Profilhöhe.

Zwar zeigten einige Analysen, dass der Konusdurchmesser von Kopf und Metallkonus eine signifikante Beziehung zu den beiden Zielvariablen Höhen- und Flächenänderung hatte, jedoch waren die entsprechenden Effektgrößen generell vernachlässigbar. Des Weiteren wiesen die beiden Parameter aufgrund der hohen Fertigungsgenauigkeit der Komponenten eine geringe Streuung auf.

6.3 Einfluss des Winkelunterschieds

In der vorliegenden Arbeit zeigte sich der Winkelunterschied als einer der entscheidenden Parameter der Schnittstellenmechanik. Mit Anwachsen des Winkelunterschieds (positiv und negativ) erhöhte sich generell der Gleitweg, die Spaltbreite, die Abzugskraft, der Kontaktdruck, die Reibspannung, die Von Mises Vergleichsspannung, die plastische Vergleichsdehnung, das Verschleißvolumen, die Höhenänderung der Profilspitzen und die Änderung der Mantelfläche. Gleichzeitig sanken die Traglänge und die Kontaktfläche. Die Abnahme der Kontaktfläche zeigte sich jedoch nur ausgeprägt in Kombination mit erhöhten Plateaubreiten, während für Plateaubreiten von $1\ \mu\text{m}$ die Kontaktfläche in Abhängigkeit des Winkelunterschieds annähernd konstant blieb. Man kann dies durch die abnehmende Traglänge, also abnehmende Anzahl kontaktierender Profilspitzen, erklären, die sich deutlich mehr verformen und somit die Kontaktfläche konstant halten. Gustafson et al. (2022) zeigten diesen Effekt kürzlich in einer Finite-Elemente-Studie zum Fügeprozess einer CoCr/Ti-Paarung für Winkelunterschiede zwischen $-0,2^\circ$ und $0,2^\circ$ und ähnlicher Profilierung der Metallkonen wie in der vorliegenden Arbeit. Ashkanfar et al. (2017a) fanden in ihren Untersuchungen zu einer CoCr/Ti-Paarung mit Winkelunterschieden zwischen $-0,15^\circ$ und $0,18^\circ$ nach dem Fügen mit 4 kN gegenteilige Ergebnisse. Mit größer oder kleiner werdendem Winkelunterschied nahmen die Kontaktflächen ab bei maximalen Kontaktdrücken von 350 MPa. Fallahnezhad et al. (2017) fanden für eine CoCr/CoCr-Paarung mit Winkelunterschied von $-0,12^\circ$ bis $0,12^\circ$ nach dem Fügen mit 4 kN maximale Kontaktdrücke von 604 MPa. Der große Unterschied der Kontaktdrücke und Kontaktflächen verglichen zu den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit kann durch die fehlende Strukturierung der Kontaktpartner in den verwendeten FE-Modellen erklärt werden. Die Vereinfachung der Kontaktgeometrie vereinfacht somit auch die Kontaktmechanik und kann zu kontroversen Ergebnissen führen, da plastische Effekte einzelner kontaktierender Profilspitzen nicht betrachtet werden. Für die Analyse von Effekten des Winkelunterschieds auf die Kontaktmechanik der konischen Schnittstelle scheint somit die Analyse der lokalen Profilspitzenmechanik und die Implementierung strukturierter Oberflächen in FE-Modellen unerlässlich.

Im Vergleich zur Arbeit von Ashkanfar et al. (2017a) zeigte sich hinsichtlich des Verschleißverhaltens nach dem Fügen ebenfalls kontroverse Ergebnisse, bedingt durch die vereinfachte Modellierung der Kontaktoberflächen und somit fehlerbehafteten Kontaktfläche. Somit wurden im Gegensatz zur vorliegenden Arbeit für größere Winkelunterschiede initial niedrigere Verschleißvolumina beobachtet. Jedoch über mehrere Millionen Gangzyklen hinweg betrachtet, zeigten größere Winkelunterschiede deutlich höhere Verschleißvolumina.

Vergleichbar zur Arbeit von Gustafson et al. (2022) zeigte sich in der vorliegenden Arbeit mit größerem proximalem und distalem Winkelunterschied ein Anstieg der lokalen maximalen Kontaktdrücke und somit auch der Spannungen, die zu erhöhten plastischen Verformungen der kontaktierenden Profilspitzen führten. In diesen Bereichen kann sich somit das Risiko für Rissinitiierung oder -ausbreitung erhöhen, da sich die plastischen Verformungen unter in situ wirkenden zyklischen Belastungen so akkumulieren können, dass ein Anriss entsteht (Rösler et al. 2019c). Auch ein Abtrag der Passivschichten an der Metalloberfläche der Konen scheint unter den hohen Spannungen und plastischen Verformungen unvermeidbar und setzt sich unter der zyklischen in situ Belastung weiter fort. Dies initiiert Verschleiß- und Korrosionsprozesse und führt letztlich im biologischen Umfeld zur Tribokorrosion der konischen Schnittstelle, wie schon in vielen experimentellen und Explantatstudien gezeigt wurde (Gilbert et al. 1993, Gilbert & Jacobs 1995, Goldberg et al. 2002, Swaminathan & Gilbert 2012, Kurtz et al. 2013, Royhman et al. 2016, 2021, Pierre et al. 2018, Ouellette et al. 2019, Balachandran et al. 2020).

Die Erhöhung des Gleitwegs während des Fügens bei größeren proximalen oder distalen Winkelunterschieden ist gleichbedeutend mit einer Erhöhung des Verschleißweges. Dies führt in Kombination mit der Erhöhung der lokalen Spannungen, da weniger Profilspitzen am Kontakt beteiligt sind, zu einem höheren Verschleißvolumen. Die Abnahme der Traglänge könnte daher deutliche Effekte auf die Verschleiß- und Korrosionsstabilität der Verbindung unter in vivo Belastungen haben, da diese bei geringer Traglänge über nur wenige kontaktierende Profilspitzen übertragen werden.

Die Frage, die es zukünftig zu beantworten gilt, ist, wie stabil sich eine konische Verbindung mit großem Winkelunterschied unter in vivo Belastungen verhält. Auf der einen Seite weisen FE-Studien darauf hin, dass ein großer Winkelunterschied Mikrobewegungen der Kontaktpartner der konischen Schnittstelle fördert (Ashkanfar et al. 2017a, Fallahnezhad et al. 2017), auf der anderen Seite zeigen experimentelle Studien deutliche Hinweise auf eine Abnahme der Mikrobewegungen bei größerem Winkelunterschied (Haschke et al. 2016). Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit sprechen dafür, dass bedingt durch den höheren Kontaktdruck bei größeren Winkelunterschieden die Verbindung stabiler ist. Hierfür ist der Anstieg der Abzugskräfte, wie in der vorliegenden Arbeit gezeigt, ein Indiz.

Vorausgesetzt, dass die Kontaktflächen beim Fügen nicht kontaminiert und trocken sind, ermöglichen größere Spaltbreite zwischen Metallkonus- und Prothesenkopfoberfläche bei höheren Winkelunterschieden einen leichteren Eintritt des umgebenden Mediums und Zellen in den Spalt, was aus Korrosionssicht negative Effekte haben kann. Es kann zu Konzentrationsunterschieden und Veränderungen der Zusammensetzung im umliegenden Medium kommen. Es konnten sogar Anzeichen für zell-induzierte Korrosion von Metalloberflächen bei Hüftprothesen und im Bereich der konischen Verbindung von Prothesenkopf- und Prothesenschaft gefunden werden (Gilbert et al. 2015b, Bijukumar et al. 2019, 2020).

Bei kleineren Spaltbreiten herrschen höhere Kapillarkräfte, die ebenfalls für den Eintritt des umgebenden Mediums führen. Bei kleineren mit Medium gefüllten Spaltvolumina besteht des Weiteren die Möglichkeit, dass sich die Zusammensetzung des Mediums, aufgrund schlechterer Transportbedingungen drastisch ändert und somit Korrosion fördern kann (Rodrigues et al. 2009). In solchen Bereichen kann Spaltkorrosion gefördert werden, da der Sauerstofftransport eingeschränkt oder gänzlich verhindert wird (Oldfield & Sutton 1978, Jacobs et al. 1998). Letztlich lässt sich, basierend auf den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit, keine abschließende Aussage zu den Effekten der Spaltgröße treffen. Dies sollte systematisch in zukünftigen Korrosionsexperimenten unter in vivo Belastungen untersucht werden, da sich die Spaltbreite in Abhängigkeit der Aktivität (z. B. Laufen, Treppensteigen) ändern kann, wie von Raji & Shelton (2019) in FE-Studien gezeigt wurde.

6.4 Einfluss der Fügekraft

Erwartungsgemäß hatte die Fügekraft einen signifikanten Einfluss auf die Kontaktmechanik. Mit zunehmender Höhe der Fügekraft sinkt der Konus weiter in den Kugelkopf ein, die lokalen Spannungen und Verformungen der Profilspitzen nehmen zu, die Kontaktfläche nimmt, aufgrund der steigenden Anzahl an kontaktierenden Profilspitzen, zu und das Verschleißvolumen erhöht sich. Die Profilspitzen werden schon bei geringen Fügekräften plastisch verformt, wie schon in mehreren experimentellen und numerischen Arbeiten zu Metall/Metall- und Keramik/Metall-Paarungen gezeigt wurde (Witt et al. 2015, Dransfield et al. 2019, Bechstedt et al. 2020, Gustafson et al. 2020, 2022, Godoy et al. 2022). Die Höhe der Fügekraft beeinflusst zudem die Verbindungsstabilität und kann korrosive Vorgänge verringern (Pierre et al. 2018, Ouellette

et al. 2019). Andererseits zeigten FE-Studien über eine Millionen Gangzyklen insgesamt erhöhten Verschleiß bei initial höherer Fügelast, jedoch ohne Berücksichtigung der Oberflächentopografie der Kontaktpartner (Fallahnezhad et al. 2019).

Ein entscheidender Nachteil vieler Studien besteht in der unzureichenden Berücksichtigung der Oberflächenparameter des Metallkonus. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen, dass die Effekte der Fügelast auf die Kontaktmechanik entscheidend durch die Oberflächentopografie beeinflusst werden können, und müssen daher immer im Zusammenspiel diskutiert werden. Zudem wirkt sich der Winkelunterschied signifikant auf die Effekte der Fügelast aus. Es wurde gezeigt, dass eine erhöhte Plateaubreite, eine geringere Profilhöhe und ein kleinerer Winkelunterschied bei höheren Fügelasten das Verschleißvolumen verringern. Folglich sind Oberflächentopografien mit großen Profilhöhen und geringen Plateaubreiten bei hohen Fügelasten anfälliger für Verschleiß. Niedrige Fügelasten reduzieren generell die Verbindungsstabilität (Rehmer et al. 2012, Vogel et al. 2017, Mueller et al. 2021) und führen unter in vivo Belastungen zu erhöhten Mikrobewegungen in der Schnittstelle zwischen Prothesenkopf und -schaft, wodurch Fretting-Korrosion begünstigt wird (Mroczkowski et al. 2006, Pierre et al. 2018, Fallahnezhad et al. 2019, Ouellette et al. 2019, Falkenberg et al. 2020). Andererseits beobachteten Pierre et al. (2018) mittels Fretting-Korrosionsexperimenten für Proben, die mit einer Last von 4 kN oder höher gefügt wurden, keine signifikante Verbesserung des Korrosionsverhaltens. Panagiotidou et al. (2018) fanden wiederum in ihren Fretting-Korrosionsexperimenten erst bei einer Fügelast von 8 kN verbessertes Korrosionsverhalten.

Auf Basis der vorliegenden Arbeit führt eine Erhöhung der Fügelast generell zu höherem Verschleißvolumen. Dies muss aber zugunsten einer höheren Verbindungsstabilität in Kauf genommen werden, da geringere Mikrobewegungen unter der in situ Belastung im Patienten das Fretting-Korrosionsverhalten entscheidend beeinflussen. Jedoch kann durch die Wahl einer geeigneten Oberflächentopografie (erhöhte Plateaubreiten, niedrigere Profilhöhen) das Verschleißvolumen reduziert werden, ohne die Verbindungsstabilität negativ zu beeinflussen. Dies sollte die Anfälligkeit für Tribokorrosion herabsetzen. Dies muss in zukünftigen Experimenten, die den Einfluss der Fügelast auf das Verschleiß- und Korrosionsverhalten in Abhängigkeit des Winkelunterschieds und der Oberflächentopografie der Kontaktpartner adressieren, genauer betrachtet werden.

Witt et al. (2015) untersuchten mittels Fügeexperimenten einer CoCr/Ti-Paarung die Deformation der Oberflächentopografie (Profilsitzenabstand $\sim 200 \mu\text{m}$, Profilhöhe $\sim 10 \mu\text{m}$) für axiale Fügelasten zwischen 0,5 kN und 8 kN. Mit steigenden Fügelasten stiegen die maximalen Höhenänderungen der Profilsitzen. Bei 2 kN und 4 kN betragen die maximalen Höhenänderungen $\sim 2,5 \mu\text{m}$ und $\sim 3,5 \mu\text{m}$. In der vorliegenden Arbeit ergaben die FE-Untersuchungen des 28-12/14M und L Prothesenkopfs mit Verschleißmodell maximale Höhenänderungen von $2,4 \mu\text{m}$ bei 4 kN Fügelast für einen Ti-Konus und vorherrschendem Winkelunterschied von $0,05^\circ$. Die experimentellen Untersuchungen (Winkelunterschied $\sim 0,05^\circ$) zeigten für einen Ti-Konus maximale Werte von $1,9 \mu\text{m}$ bis $3,0 \mu\text{m}$, zwischen 2 kN und 6 kN.

Bechstedt et al. (2020) untersuchten mittels Experimenten und FE-Modellen eine BIOLOX[®] delta/Ti-Paarung (proximaler Winkelunterschied $0,04^\circ$) bei Lastniveaus von 0,5 kN, 2,0 kN und 4,0 kN. Maximale Höhenänderungen der Profilsitzen des Ti-Konus (Profilhöhe $10 \mu\text{m}$, Profilsitzenabstand $220 \mu\text{m}$) im Experiment lagen bei $0,0 \mu\text{m}$, $1,5 \mu\text{m}$ und $2,6 \mu\text{m}$. Die Simulationen zeigen Werte von $0,24 \mu\text{m}$, $0,52 \mu\text{m}$ und $0,68 \mu\text{m}$. Im Experiment waren bei 0,5 kN, 2 kN und 4 kN jeweils 8, 18 und 25 Profilsitzen in Kontakt mit der Prothesenkopfoberfläche, während dies in der Simulation jeweils 7, 13 und 19 Profilsitzen waren. Die

entsprechenden Kontaktflächen wurden in der Simulation zu $1,8 \text{ mm}^2$, $6,6 \text{ mm}^2$ und $13,2 \text{ mm}^2$ bestimmt. Die Kontaktdrücke lagen bei 2017 MPa, 2232 MPa und 2187 MPa. Die Simulationsergebnisse der vorliegenden Arbeit für ein vergleichbares System (28 mm BIOLOX[®] *delta* Prothesenkopf, Ti-Konus) zeigten bei den Lastniveaus 0,5 kN, 2,0 kN und 4,0 kN maximale Höhenänderungen von $0,5 \text{ }\mu\text{m}$, $1,7 \text{ }\mu\text{m}$ und $2,4 \text{ }\mu\text{m}$. Insgesamt 7, 19 und 30 Profilspitzen waren in Kontakt mit dem Prothesenkopf. Die entsprechenden maximalen Kontaktflächen betragen $0,9 \text{ mm}^2$, $3,5 \text{ mm}^2$ und $6,7 \text{ mm}^2$. Die Kontaktdrücke zeigten maximale Werte von 2569 MPa. Gustafson et al. (2020) fanden für eine CoCr/Ti-Paarung bei vergleichbarer Oberflächentopografie des Ti-Konus (Profilhöhe $11 \text{ }\mu\text{m}$, Profilspitzenabstand $200 \text{ }\mu\text{m}$) maximale Höhenänderungen von $2,3 \text{ }\mu\text{m}$ bei Lastniveaus zwischen 4 kN bis 12 kN. Die Ergebnisse liegen somit im Vergleich zur vorliegenden Arbeit niedriger. Dies könnte wiederum durch die sinusförmige Approximation der realen Oberflächentopografie und der damit verbundenen Erhöhung der Kontaktfläche und Absenkung der Kontaktspannung erklärt werden (Abbildung 92). Darüber hinaus wurde die Oberflächentopografie des CoCr-Kopfs in den Modellen implementiert. Während der Simulation haben somit einzelne Profilspitzen wiederholt den Kontakt zur Prothesenkopfoberfläche verloren und wurden nicht permanent verformt, wie es bei der Modellierung einer ideal glatten Oberfläche aufträte. Die Autoren fanden maximale Kontaktdrücke von $\sim 1500 \text{ MPa}$ und einen Gleitweg von $124 \text{ }\mu\text{m}$ bei einem Lastniveau von 4 kN im Vergleich zu den hier numerisch ermittelten 2569 MPa und $118 \text{ }\mu\text{m}$. Experimentell lag der Gleitweg bei einer Fügelast von 4 kN für die untersuchte Keramik/Ti-Paarung zwischen 98 und $118 \text{ }\mu\text{m}$. Generell ordnen sich die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit gut in die publizierten Daten ein. Leichte Unterschiede der publizierten Kontaktdrücke und Höhenänderungen können durch Abweichungen des untersuchten Winkelunterschieds, der Profilhöhe und der Werkstoffpaarung erklärt werden. Auch experimentell konnten zur Literatur vergleichbare Trends gefunden werden.

6.5 Einfluss des Prothesenschaftwerkstoffs

Der Prothesenschaftwerkstoff hatte erwartungsgemäß großen Einfluss auf die Kontaktmechanik, bedingt durch die unterschiedlichen mechanischen Werkstoffeigenschaften und verschiedenen Reibungseigenschaften. Die verschiedenen Werkstoffe bzw. Werkstoffpaarungen zeigten tendenziell zwar ähnliche Ergebnisse hinsichtlich der untersuchten kontaktmechanischen Kenngrößen, jedoch auf teilweise stark unterschiedlichem Niveau. Insbesondere das Verschleißverhalten wurde durch die Wahl der Werkstoffkombination deutlich beeinflusst.

6.5.1 Verschleißmechanismen

Der Verschleißmechanismus hängt vom spezifischen tribologischen System, das heißt von der Materialpaarung, dem Reibzustand, dem Belastungskollektiv und den Umgebungsbedingungen, ab (Czichos 2015). Die in dieser Arbeit experimentell bestimmten Höhen- und Flächenänderungen wurden zum einen durch plastische Verformungen, zum anderen durch Verschleißprozesse hervorgerufen, jedoch ließen die Untersuchungen keine direkte Unterscheidung zwischen diesen beiden Prozessen zu. Jedoch konnte die qualitative Betrachtung der Materialüberträge vom Metallkonus auf den keramischen Prothesenkopf helfen, die Ergebnisse hinsichtlich plastischer Verformung und Verschleißhöhe zu beurteilen.

Generell zeigten sich bei Verwendung von Ti-Konen höhere Höhen- und Flächenänderungen der Profilspitzen verglichen zu CoCr- und SS-Konen. SS zeigte experimentell ähnliche Höhenänderungen zu CoCr, jedoch höhere Flächenänderungen. Die numerischen Ergebnisse zeigten

für SS geringere Höhenänderungen verglichen zu CoCr. Dies kann durch den geringeren Gleitweg erklärt werden. Eine Erhöhung des Lastniveaus zeigte generell eine Zunahme der Höhen- und Flächenänderungen. Die mittels Profilometrie gemessenen Höhen- und Flächenänderungen je untersuchter Profilspitze zeigten bei allen Lastniveaus (2 kN, 4 kN, 6 kN) deutliche Anzeichen plastischer Verformungen und Hinweise für Verschleißprozesse. Bei allen Paarungen wurde adhäsiver Materialübertrag auf den keramischen Prothesenkopf beobachtet, wobei dies für den Konuswerkstoff Ti am ausgeprägtesten war (Abbildung 25, Abbildung 34). Ähnliche Ergebnisse zum adhäsiven Materialübertrag von Metallkonen auf keramische Prothesenköpfe wurden zuvor in verschiedenen experimentellen Studien belegt (Atar 2013, Kocagöz et al. 2013, 2016, Kurtz et al. 2013, Licausi et al. 2015).

Die plastischen Verformungen der Oberflächentopografie der Metallkonen ließ Rückschlüsse auf weitere vorherrschende Verschleißmechanismen, in Form von Abrasion, mit dem Untermechanismus Pflügen, zu. Deutlich zu erkennen sind die abgeflachten Profile und Abrasivspuren in Füge- bzw. Trennrichtung in Abbildung 96. Für den adhäsiven Materialübertrag auf den Prothesenkopf ist anzunehmen, dass dieser primär als Folge des Trennvorgangs der beiden Komponenten hervorgerufen wurde. Hall et al. (2018) untersuchten explantierte CoCr/Ti-Paarungen und nahmen an, dass ein Großteil der ausgebildeten Mikroverschweißungen zwischen beiden Kontaktpartnern in vivo zunächst bestehen bleibt, was die Konusverbindung stabilisiert, Mikrobewegungen einschränkt und somit das Risiko für Fretting-Korrosion reduziert. Erst unter großen Relativbewegungen, wie beispielsweise während der Explantation des Prothesenkopfes vom Schaft, werden die Mikroverschweißungen aufgetrennt. Diese These kann durch die Schlussfolgerungen von Smith & Gilbert (2020), wie oben beschrieben, bekräftigt werden.

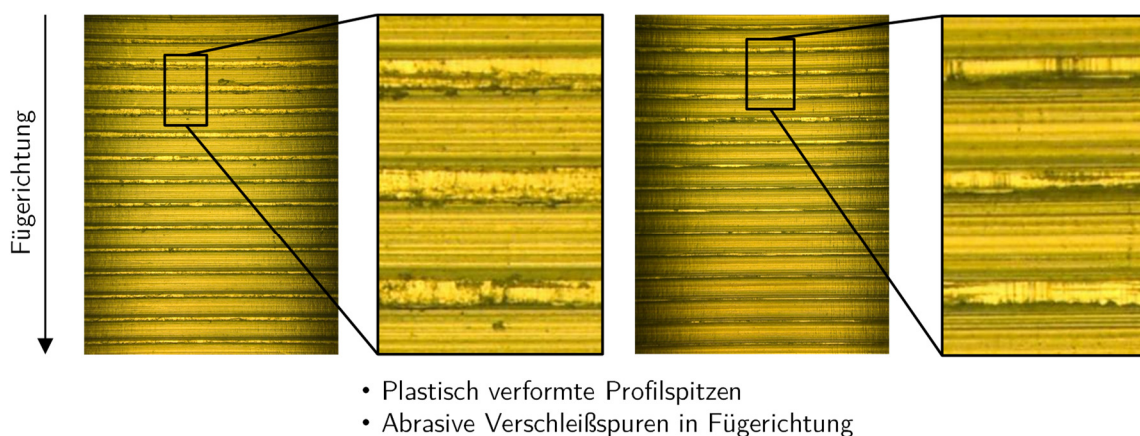


Abbildung 96: Licht-mikroskopische Aufnahme zweier exemplarischer Ti-Konusoberflächen bei 100-facher Vergrößerung und jeweiligem Detailausschnitt. Die Fügebelastung betrug 4 kN.

Ti besitzt einen deutlich niedrigeren Elastizitätsmodul als SS und CoCr. Verglichen zu CoCr besitzen Ti und SS eine geringere Oberflächenhärte. Die geringste Dehngrenze weist SS auf, während CoCr sowohl die größte Dehngrenze als auch die größte Zugfestigkeit besitzt. Die Kombination der geringen Härte und einer zusätzlich niedrigen Scherfestigkeit (Narayanan & Rajamanickam 2018) führt bei Ti zu hohem Verschleiß, der sich schließlich in Form von adhäsivem Materialübertrag auf den keramischen Prothesenkopf zeigte. Die Grenzflächenbindungen zwischen Ti und keramischem Prothesenkopf müssen aufgrund hoher Kohäsionskräfte die Festigkeit von Ti überstiegen haben. Daher konnte bei Relativbewegung zwischen den Kontaktpartnern während des Trennvorgangs, eine Trennung der kontaktierenden Materialbereiche im Werkstoffvolumen und nicht in der anfänglichen Grenzfläche auftreten, was letztlich zu

Stoffabtrennungen und Verschleißpartikelbildung führte. CoCr zeigte aufgrund seiner hohen Härte und Dehngrenze die geringsten Höhen- und Flächenänderungen aller untersuchter Paarungen, bei gleichzeitig zu Ti ähnlichen Tragbildern. Für SS wurden generell zu CoCr vergleichbare Höhenänderungen beobachtet, jedoch zeigten sich gleichzeitig höhere Flächenänderungen bei geringeren Einsinktiefen. SS besaß die niedrigste Dehngrenze, jedoch die höchste Bruchdehnung der untersuchten Konuswerkstoffe. Für SS ist anzunehmen, dass die Höhen- und Flächenänderungen primär durch starke plastische Verformung der Oberflächentopografie dominiert wurden und weniger stark durch Verschleißprozesse. Es muss bemerkt werden, dass der Gleitweg, also der Verschleißweg, bei Paarungen mit SS generell geringer war. Bei Ti hingegen scheinen sowohl die adhäsiven Verschleißprozesse als auch plastische Verformungen für die großen Höhen- und Flächenänderungen verantwortlich zu sein. Atar (2013) konnte in seiner Arbeit zeigen, dass für eine $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{Ti}$ -Paarung als dominierender Verschleißmechanismus adhäsiver Materialübertrag auf den Kontaktpartner vorlag, was die vorliegenden Ergebnisse bestätigte.

Aufgrund der Tatsache, dass bei CoCr die geringsten Höhen- und Flächenänderungen und Verschleißvolumina gefunden wurden, liegt neben der hohen Oberflächenhärte möglicherweise auch in der Größe der entstandenen Verschleißpartikel begründet. In tribologischen Experimenten wurden Nanometer-Verschleißpartikel für CoCr und Mikrometer-Verschleißpartikel für SS nachgewiesen (Fischer et al. 2012, Crainic et al. 2019).

6.5.2 Verschleiß während des Fügens

Die verwendete Werkstoffpaarung, das Lastniveau und der Winkelunterschied hatten den stärksten Effekt auf die Verschleißvolumina. Mit steigender Last erhöhten sich generell der Gleitweg und der Kontaktdruck, was den höheren Verschleiß verursachte. Zum gleichen Schluss kamen auch Fallahnezhad et al. (2019) in ihren Untersuchungen zum Effekt der Fügelast auf den Materialverlust unter nachfolgender Frettingbelastung bei CoCr/CoCr-Paarungen mit negativen Winkelunterschied ($-0,01^\circ$). Hierbei führten höhere Fügelasten zwar zu kleineren Mikrobewegungen in der Schnittstelle, jedoch dominierte der hohe Kontaktdruck aufgrund höherer Fügelasten den Verschleißprozess. Auf der anderen Seite können zu geringe Fügelasten zu einer instabilen Konusverbindung führen, wodurch unter Frettingbelastung deutlich schneller hohe Mikrobewegungen entstehen können, die den Verschleiß erhöhen, was English et al. (2016) für eine CoCr/Ti-Paarung mit Nullschluss zeigen konnten. Pierre et al. (2018) und Ouellette et al. (2019) konnten mittels experimenteller Untersuchungen zwar einen positiven Effekt höherer Fügelasten auf die Ausbildung von Fretting-Korrosionsströmen feststellen, jedoch wurde in den Untersuchungen kein Materialverlust, der durch elektrochemische oder mechanische Prozesse verursacht wurde, bestimmt.

In der vorliegenden Arbeit hatten der Winkelunterschied, die Profilhöhe und die Plateaubreite signifikanten Einfluss auf das Verschleißvolumen während des Fügeprozesses. Für Metall/Metall-Paarungen konnte in guter Übereinstimmung zur vorliegenden Arbeit ebenfalls ein Anstieg des Verschleißvolumens bei größeren Winkelunterschieden gefunden werden (Ashkanfar et al. 2017a, Fallahnezhad et al. 2017). Jedoch zeigten sich unterschiedliche Tendenzen, wie oben schon diskutiert wurde.

Nach Übertragung der in dieser Arbeit etablierten Modelle zur Verschleißsimulation auf größere Modelle einer kompletten Prothesenkopf/Metallkonus-Paarungen konnten ebenfalls erhöhte Verschleißvolumina mit steigendem Winkelunterschied beobachtet werden. Der Vergleich unterschiedlicher Halslängen zeigte für den hier untersuchten axialen Lastfall keine Unterschiede.

Jedoch ist davon auszugehen, dass sich eine höhere Halslänge, also ein größeres Offset, negativ auf das Verschleißverhalten auswirken würden. Aufgrund eines verlängerten Hebelarms erhöhen sich die Belastungen der konischen Schnittstelle und höhere Mikrobewegungen können entstehen, wie von Falkenberg et al. (2020) für eine CoCr-Ti-Paarung beobachtet wurde.

Die Einflüsse der Profilhöhe und Plateaubreite auf das Verschleißvolumen, insbesondere für Keramik/Metall-Paarungen wurde bislang ungenügend in der Fachliteratur behandelt. Eine einfache Betrachtung im Folgenden zeigt jedoch das Potential geeigneter Oberflächen-Strukturierung, um den mechanischen Verschleiß und das Korrosionsrisiko *in vivo* zu reduzieren. Da in der vorliegenden Arbeit keine elektrochemischen Prozesse untersucht wurden, wurde zur Einschätzung des Risikos für die Ausbildung von elektrochemischen Korrosionsreaktionen nach dem Fügen unter darauffolgender *in vivo* Belastung, die lineare Verschleißtiefe t_V als Vergleichsparameter herangezogen (Gleichung 58). Hierin ist W_V das Verschleißvolumen und A die Kontaktfläche.

$$t_V = \frac{W_V}{A} \quad 58$$

Unter der Annahme einer initial identischen Oxidschichtdicke von 2 nm für alle betrachteten Konuswerkstoffe, kann diese als Schwellwert für das Einsetzen zusätzlicher korrosiver Prozesse betrachtet werden, da nach Abtrag dieser Schicht aktive Korrosion an der freigelegten Metalloberfläche stattfinden kann. Maximale Werte der linearen Verschleißtiefe traten bei allen untersuchten Werkstoffpaarungen für das Modell mit einem Winkelunterschied von $0,1^\circ$, einer Profilhöhe von 40 μm und einer Plateaubreite von 1 μm auf. Die Werte beliefen sich für CoCr, SS und Ti auf 2,7 nm, 21,3 nm und 51,0 nm. Minimale Werte wurden jeweils für das Modell mit Nullschluss (0°), einer Profilhöhe von 3 μm und einer Plateaubreite von 20 μm erzielt. Für CoCr zeigte sich eine minimale Verschleißtiefe von 0,02 nm, für SS von 0,1 nm und für Ti von 0,4 nm. Bei CoCr zeigten insgesamt lediglich 14% der berechneten FE-Modelle eine Überschreitung des Schwellwerts von 2 nm. Bei SS wurde bei 90% aller FE-Modelle eine Überschreitung festgestellt, während für Ti bei allen Modellen (100%) eine Überschreitung des Schwellwerts eintrat. Auf Basis dieser Annahme liegt die Vermutung nahe, dass CoCr ein geeigneter Werkstoff ist, um korrosive Prozesse der konischen Schnittstelle zwischen keramischem Prothesenkopf und Metallkonus, die durch tribologische Belastung begünstigt wird, zu reduzieren. Hinzu kommt, dass die Oxidschicht von CoCr eine höhere Kratzbeständigkeit und Grenzflächenfestigkeit zum Substrat verglichen zu Ti aufweist (Gilbert et al. 1996, Goldberg & Gilbert 1997, 2004), was das bessere Verschleiß- und Korrosionsverhalten von CoCr weiter untermauert. Jedoch steht die hohe Toxizität von Partikeln und Ionen von Kobalt-Basis-Legierungen der Verwendung entgegen (Delaunay et al. 2010, Christian et al. 2014, Eliaz 2019). Dies verdeutlicht die enorme Wichtigkeit, die konische Schnittstelle hinsichtlich Verschleiß- und Korrosionsprozessen zu verbessern, um einen sicheren und langfristigen Einsatz der Prothesen im Patienten zu garantieren.

6.6 Limitationen

Die vorliegenden Studien sind Limitationen unterworfen, die im Folgenden diskutiert werden sollen. Die experimentell und numerisch untersuchten Lastniveaus (0,5-6 kN) können eher niedrigen und mittleren Fügekräften zugeordnet werden. In der Literatur wurde von Fügekräften unter Laborbedingungen bis hin zu $14,9 \pm 6,8$ kN berichtet (Scholl et al. 2016). Somit kann auf Grundlage der vorliegenden Arbeit keine Aussage zu Extremlasten getroffen werden, jedoch

decken die hier untersuchten Lasten einen Großteil der intra-operativ und experimentell ermittelten und publizierten Fügekräfte ab (Nassutt et al. 2006, Heiney et al. 2008, Lavernia et al. 2009, Rehmer et al. 2012).

Eine weitere Limitation liegt in der quasi-statischen Simulation. In Realität wird der Prothesenkopf für gewöhnlich mittels eines Impaktionsinstrumentariums und der Applikation eines Hammerschlags mit dem konischen Ende des Prothesenschafts verbunden. Dieser hoch-dynamische Prozess kann sich auf die Werkstoffantwort auswirken. Häußler et al. (2017) konnten in einer experimentellen Arbeit leicht erhöhte Höhenänderungen der Profilspitzen bei dynamischer Impaktion im Vergleich zu quasi-statischem Fügen feststellen, jedoch auch erhöhte Einsinktiefen. Generell zeigten die Ergebnisse bei quasi-statischer und dynamischer Belastung gut vergleichbare Trends.

Alle Untersuchungen der vorliegenden Arbeit wurden unter idealen Bedingungen hinsichtlich der Fügemethodik durchgeführt. Das bedeutete, dass die Fügekräfte axial ohne Winkelversatz appliziert wurden und die Kontaktpartner keinerlei oberflächliche Kontaminationen oder Beschädigungen aufwiesen. Intra-operativ lässt sich dies nicht immer gewährleisten und kann sich somit auf die Schnittstellenmechanik auswirken. Beispielsweise wurden Einflüsse von Kontaminationen (Knochensplitter, Blut), Beschädigungen der Oberflächen, sowie unterschiedliche Implantationsszenarien, im Sinne von Applikation schräger oder geringer Implantationslasten, auf die Verbindungsfestigkeit der konischen Schnittstelle oder die Bruchlast von keramischen Prothesenköpfen beobachtet (Weisse et al. 2008, Lavernia et al. 2009, Wuttke et al. 2011, Gührs et al. 2015, Krull et al. 2017, Wade et al. 2022).

Alle Untersuchungen der vorliegenden Studie wurden an einem Konusdesign (12/14) durchgeführt. Da nur axiale Lastfälle untersucht wurden, sind die Ergebnisse, zumindest qualitativ auf weitere Konusdurchmesser bei gleichem Winkelverhältnis übertragbar. Des Weiteren sind die Ergebnisse nur für die untersuchten Werkstoffkombinationen und Oberflächentopografien gültig, da eine Änderung einer dieser Parameter die Tribologie entscheidend ändern würde.

Die Verschleißmodelle der FE-Modelle wurden mit Hilfe von Literaturdaten aufgestellt. Um eine noch realistischere Verschleißsimulation zu realisieren, sollte in zukünftigen Arbeiten die experimentelle Bestimmung der Verschleißkoeffizienten zur Verbesserung der Modelle angestrebt werden.

Eine weitere Limitation der FE-Modelle besteht in der Tatsache, dass die Oberflächentopografie der keramischen Komponente nicht berücksichtigt wurde. Da jedoch keramische Prothesenköpfe eine geschliffene Oberfläche im Bereich der konischen Bohrung aufweisen schien diese Vereinfachung angemessen. Die Untersuchung des Einflusses der Oberflächentopografie sollte Zustand künftiger Simulationen sein, wie kürzlich von Gustafson et al. (2020, 2022, 2022) für eine CoCr/Ti-Paarungen vorgestellt.

In der vorliegenden Arbeit wurden ausschließlich zweidimensionale FE-Modelle berechnet. Dies scheint für die untersuchten axialen Lastfälle während des Fügens von Prothesenkopf und -schaft eine zulässige Vereinfachung. Um die etablierten Modelle weiterzuentwickeln, sollte zukünftig eine Übertragung auf dreidimensionale Modelle angestrebt werden, um auch post-operative Lastfälle erforschen zu können. Die größte Hürde beim Übertrag auf ein dreidimensionales Modell besteht in der adäquaten Berücksichtigung der Oberflächentopografie, die die Elementanzahl stark nach oben treibt und somit zu langen Rechenzeiten führt.

Zwar liefert die vorliegende Arbeit grundlegende Erkenntnisse zur Kontaktmechanik und Tribologie des Fügeprozesses, präzise Aussagen zu den genauen in situ auftretenden Verschleiß- und Korrosionsprozessen können auf Basis der Arbeit schwer getroffen werden, da biologische

Faktoren hier eine entscheidende Rolle spielen und sich die elektrochemischen Prozesse von Mensch zu Mensch unterscheiden können. Generell ist über die genauen Vorgänge, wie zum Beispiel der Interaktion von biologischen Molekülen mit den Metallionen und -partikeln, noch recht wenig bekannt (Bijukumar et al. 2019, 2020, Gilbert 2020b). Allerdings bietet diese Arbeit einen umfassenden Überblick des post-operativen Zustands, wenn auch nur unter optimalen Fügebedingungen, was den Ausgangszustand für weitere tribokorrosive Vorgänge repräsentiert. Daher sind diese Daten eine wertvolle Grundlage zur Auslegung der konischen Schnittstelle zwischen keramischem Prothesenkopf und Metallschaft.

In der vorliegenden Arbeit wurde ein Verschleißmodell nach Archard (1953) verwendet. Dieses Verschleißmodell wurde für die Beschreibung des adhäsiven Verschleißmechanismus entwickelt. Bei der Adhäsion sind vor allem stoffliche Wechselwirkungen auf atomarer und molekularer Skala entscheidend. Da die Grenzflächenbindungen zum Teil höhere Festigkeiten besitzen als das Ursprungsmaterial (hier die verschiedenen metallischen Konuswerkstoffe), kann es bei Relativbewegung zu Materialtrennungen im Volumen und nicht an der ursprünglichen Kontaktfläche kommen. Diese adhäsiven Metallüberträge konnten experimentell auf den keramischen Kontaktpartnern nachgewiesen werden (Abbildung 97).

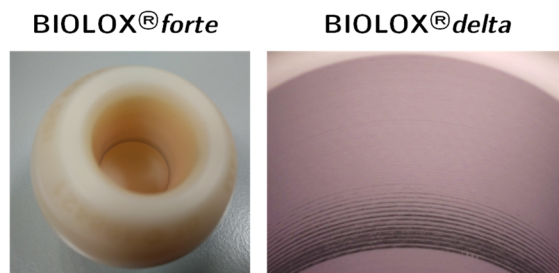


Abbildung 97: Exemplarische Darstellung der proximalen Metallüberträge eines Ti-Konus auf einen BIOLOX® forte (links) und BIOLOX® delta (rechts) Prothesenkopf, beide gefügt mit einer Last von 4 kN.

Ein Nachteil des Modells liegt darin, dass der Reibungskoeffizient nicht direkt in den mathematischen Verschleißgleichungen berücksichtigt wird, und in der vorliegenden Arbeit als konstant angenommen wurde. Bei dieser Arbeit wird jedoch nur der Fügezustand betrachtet, so dass ein nicht zyklischer, quasi-statischer Belastungszustand vorherrscht. Sollten mit dem Modell zukünftig auch dynamische, zyklische Untersuchungen durchgeführt werden, sollte entweder die zeitliche Entwicklung der jeweiligen Reibungskoeffizienten über Eingriffe in den Kontaktalgorithmus berücksichtigt oder auf ein Energiebasiertes Verschleißmodell ausgewichen werden, da hierin der Kontaktdruck und die Kontaktreibspannung, also auch der Reibungskoeffizient, direkt in die Gleichungen einbezogen werden. Beim energiebasierten Verschleißmodell wird das Verschleißvolumen als proportional zur dissipierten Energie angenommen (Zhang et al. 2013, English et al. 2015, 2016, Ashkanfar et al. 2017a, 2017b, Feyzi et al. 2021a).

Generell muss bei der Interpretation der experimentellen Ergebnisse, die Ursache der Streuung der Höhen- und Flächenänderungen berücksichtigt werden. Hierfür verantwortlich scheinen primär die Unterschiede hinsichtlich der spezifischen Oberflächenprofile. Betrachtet man das Oberflächenprofil aus Abbildung 98, so erkennt man eine Welligkeit der Hüllkurve, hervorgerufen durch geringe geometrische Fertigungsabweichungen. Dies kann dazu führen, dass gewisse Profilspitzen früher in Kontakt mit dem Prothesenkopf treten und sich somit das Kontaktgebiet unregelmäßig ausbreitet. Dies ist von Paarung zu Paarung unterschiedlich und sollte zukünftig mit in die Analyse einbezogen werden.

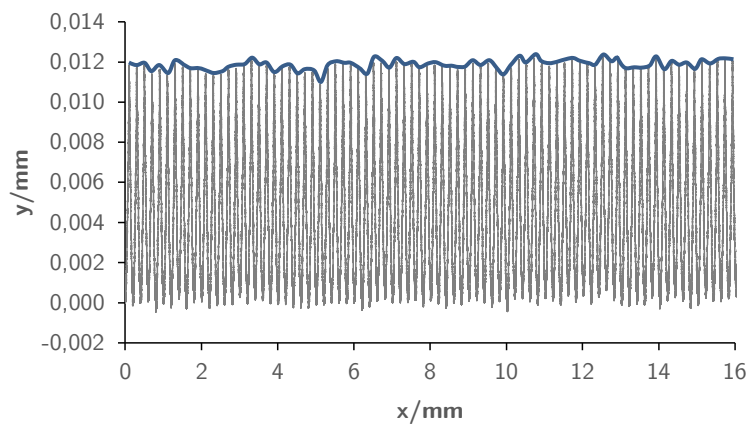


Abbildung 98: Exemplarische Darstellung eines mittels Profilometrie erfassten Oberflächenprofils eines Ti-Konus. Deutlich zu erkennen ist eine Welligkeit der Hüllkurve, hervorgerufen durch geringe geometrische Fertigungsabweichungen.

6.7 Interpretation der Ergebnisse für die Praxis

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit können bei der Auslegung der konischen Schnittstelle zwischen keramischem Prothesenkopf und Metallkonus helfen, um das Design und die Oberflächentopografie möglichst gut an die Belastungen während des Fügens und unter in vivo Bedingungen anzupassen. Zunächst zeigen die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit, dass sich die Oberflächentopografie der Metallkone entscheidend auf die Kontaktmechanik und Tribologie der konischen Schnittstelle zwischen keramischem Prothesenkopf und Metallkonus während des Fügeprozesses auswirken. Schon bei geringen Fügekräften von 0,5 kN werden plastische Verformungen der Oberflächentopografien der drei gängigsten Konuswerkstoffe während dem Fügeprozess hervorgerufen. Dieser Prozess ist insbesondere bei Verwendung von keramischen Prothesenköpfen in einem gewissen Umfang erwünscht, da sich dadurch die apparente Kontaktfläche erhöht und Spannungsspitzen abgebaut werden können. Dies ist förderlich für die maximal erreichbare Bruchlast keramischer Prothesenköpfe (Willmann 1993). Plastische Verformung der Oberflächentopografie ist unvermeidbar, jedoch kann das Ausmaß durch geeignete Wahl der Oberflächentopografie und Werkstoffpaarung in einem gewissen Rahmen gesteuert werden. Dies ist sinnvoll, da durch plastische Verformungen die schützenden Passivschichten auf der Metalloberfläche zerstört und somit Korrosionserscheinungen verstärkt werden können (Gilbert 2020b, Liu et al. 2022, Mace & Gilbert 2022).

Zunächst scheint die Wahl einer großen Plateaubreite eine einfache Lösung zur Vermeidung plastischer Verformungen und des Verschleißvolumens, jedoch geht damit, bei Vorhandensein eines Winkelunterschieds, eine automatische Verkürzung der Traglänge einher. Durch die Abnahme der Kontaktspannungen können Stabilitätsprobleme der Schnittstelle unter den in situ wirkenden Biegebelastungen entstehen. Dieser als Toggling bezeichnete Effekt kann letztlich die entstehenden Mikrobewegungen erhöhen, was sich wiederum negativ auf die Tribokorrosion auswirken kann (Feyzi et al. 2021b).

Eine Verkleinerung des Winkelunterschieds auf $0,03^\circ$ und eine geringfügige Erhöhung der Profilhöhe bei gleichzeitig größerer Plateaubreite kann jedoch der Verkürzung der Traglänge entgegenwirken. Insbesondere kann eine Verkleinerung des Winkelunterschieds die Kontaktmechanik und Tribologie positiv beeinflussen, da die Traglänge erhöht und gleichzeitig

Spannungen, Gleitwege und Verschleißvolumina abgesenkt werden. Gleichzeitig sorgt das Vorhandensein eines Winkelunterschieds für höhere Abzugskräfte und somit Verbindungsfestigkeiten. Dies scheint aus tribologischer und korrosiver Sicht sinnvoll.

Der Profilsitzenabstand zeigte sich als ein interessanter Parameter, der in zukünftigen Studien genauer untersucht werden sollte. Durch ein günstigeres Höhe-Querschnitt-Verhältnis der Profilsitzen können Oberflächenspannungen reduziert werden. Jedoch verringert sich dabei auch die Abzugsfestigkeit.

Bezüglich der Wahl des Konuswerkstoffs scheint CoCr hinsichtlich des Verschleißvolumens und der Kontaktmechanik zu favorisieren. Des Weiteren weist CoCr eine höhere Biegesteifigkeit auf und trägt somit zur Verhinderung der Entstehung von Mikrobewegungen bei, wie zuvor für Metall-Metall-Paarungen gezeigt wurde (Haschke et al. 2019). Da CoCr-Legierungen jedoch toxisch wirksame Partikel und Ionen freisetzen können, zeigt sich die enorme Wichtigkeit, die Tribokorrosion der Schnittstelle, bestmöglich durch Strukturierung der Kontaktoberflächen und/oder sinnvolle Wahl des Winkelunterschieds auszulegen, um dieses Tribosystem positiv zu beeinflussen.

7 Literaturverzeichnis

- Adamovic, D., B. Ristic, & F. Zivic. 2018. Review of existing biomaterials - Method of material selection for specific applications in orthopedics. Pp. 47–99 in F. Zivic, S. Affatato, M. Trajanovic, M. Schnabelrauch, N. Grujovic, & K. L. Choy, Eds. *Biomaterials in Clinical Practice - Advances in Clinical Research and Medical Devices*, 1st Ed. Springer International Publishing AG, Cham, Switzerland.
- Affatato, S., & L. Grillini. 2013. Topography in bio-tribocorrosion. Pp. 1–21 in Y. Yan, Ed. *Bio-Tribocorrosion in Biomaterials and Medical Implants*, 1st Ed. Woodhead Publishing Limited, Sawston, England.
- Affatato, S., & A. Ruggiero. 2019. Surface analysis on revised hip implants with stem taper for wear and failure incidence evaluation: A first investigation. *Measurement* 145:38–44.
- Aherwar, A., A. K. Singh, & A. Patnaik. 2016. Current and future biocompatibility aspects of biomaterials for hip prosthesis. *AIMS Bioengineering* 3:23–43.
- Aksakal, B., Ö. S. Yildirim, & H. Gul. 2004. Metallurgical failure analysis of various implant materials used in orthopedic applications. *Journal of Failure Analysis and Prevention* 4:17–23.
- Andersen, P. J. 2013. Stainless Steels. Pp. 124–127 in B. D. Ratner, A. S. Hoffman, F. J. Schoen, & J. E. Lemons, Eds. *Biomaterials Science - An Introduction to Materials in Medicine*, 3rd Ed. Academic Press, Waltham, USA.
- Andersen, P. J. 2017. Metals for Use in Medicine. Pp. 1–18 in K. Healy, D. W. Hutmacher, D. W. Grainger, & C. J. Kirkpatrick, Eds. *Comprehensive Biomaterials*, 2nd Ed. Elsevier, Amsterdam, Netherlands.
- Andersen, P. J. 2020. Stainless steels. Pp. 249–255 in W. Wagner, S. Sakiyama-Elbert, G. Zhang, & M. Yaszemski, Eds. *Biomaterials Science - An Introduction to Materials in Medicine*, 4th Ed. Academic Press, Waltham, USA.
- Archard, J. F. 1953. Contact and rubbing of flat surfaces. *Journal of Applied Physics* 24:981–988.
- Archard, J. F., & W. Hirst. 1956. The wear of metals under unlubricated conditions. *Proceedings of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 236:397–410.
- Arnholt, C. M., D. W. MacDonald, P. Guyer E., J. Underwood R., M. Rimnac C., M. Kurtz S., I. R. C. W. Committee, M. A. Mont, R. Klein G., C. Lee G., F. Chen A., E. Cates H., R. Hamlin B., L. Malkani A., & J. Kraay M. 2017. Do Stem Taper Microgrooves Influence Taper Corrosion in Total Hip Arthroplasty? A Matched Cohort Retrieval Study. *Journal of Arthroplasty* 32:1363–1373.
- Arnholt, C., R. Underwood, D. W. MacDonald, G. B. Higgs, A. F. Chen, G. Klein, B. Hamlin, G. Lee, M. Mont, H. Cates, A. Malkani, M. Kraay, C. Rimnac, & S. M. Kurtz. 2015. Microgrooved Surface Topography Does Not Influence Fretting Corrosion of Tapers in Total Hip Arthroplasty: Classification and Retrieval Analysis. Pp. 99–112 in J. L. S. Kurtz A. Greenwald & W. Mihalko, Eds. *Modularity and Tapers in Total Joint Replacement Devices*. . ASTM International, West Coonshohocken, USA.
- Ashkanfar, A., D. J. Langton, & T. J. Joyce. 2017a. A large taper mismatch is one of the key factors behind high wear rates and failure at the taper junction of total hip replacements: A finite element wear analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 69:257–266.

- Ashkanfar, A., D. J. Langton, & T. J. Joyce. 2017b. Does a micro-grooved trunnion stem surface finish improve fixation and reduce fretting wear at the taper junction of total hip replacements? A finite element evaluation. *Journal of Biomechanics* 63:47–54.
- ASME. 2020. Standard for verification and validation in computational solid mechanics. Pp. 1–44 V&V 10-2019. American Society of Mechanical Engineers, New York, USA.
- Atar, E. 2013. Sliding wear performances of 316 L, Ti6Al4V, and CoCrMo alloys. *Kovove Materialy Metallic Materials* 51:183–188.
- Balachandran, S., Z. Zachariah, A. Fischer, D. Mayweg, M. A. Wimmer, D. Raabe, & M. Herbig. 2020. Atomic Scale Origin of Metal Ion Release from Hip Implant Taper Junction. *Advanced Science* 7:doi: 10.1002/advs.201903008.
- Bandyopadhyay, A., K. Traxel, I. M. Jose Avila, & S. Bose. 2020. CoCr Alloys. Pp. 247–269 *in* W. Wagner, S. Sakiyama-Elbert, G. Zhang, & M. Yaszemski, Eds. *Biomaterials Science - An Introduction to Materials in Medicine*, 4th Ed. Academic Press, Waltham, USA.
- Barsoum, M. W. 2020. Structure of Ceramics. Pp. 55–92 *Fundamentals of Ceramics*, 2nd Ed. CRC Press, Boca Raton, USA.
- Baumann, C. A., & B. D. Crist. 2020. Nickel allergy to orthopaedic implants: A review and case series. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma* 11:596–603.
- Bechstedt, M., J. A. Gustafson, S. P. Mell, J. Gührsa, M. M. Morlock, B. R. Levine, & H. J. Lundberg. 2020. Contact conditions for total hip head-neck modular taper junctions with microgrooved stem tapers. *Journal of Biomechanics* 103:109689.
- Bergmann, G., A. Bender, J. Dymke, G. Duda, & P. Damm. 2016. Standardized loads acting in hip implants. *PloS ONE* 11:e0155612.
- Beyersmann, D., & A. Hartwig. 2008. Carcinogenic metal compounds: recent insight into molecular and cellular mechanisms. *Archives of Toxicology* 82:493–512.
- Bijukumar, D. R., S. Salunkhe, D. Morris, A. Segu, D. J. Hall, R. Pourzal, & M. T. Mathew. 2019. In Vitro Evidence for Cell-Accelerated Corrosion Within Modular Junctions of Total Hip Replacements. *Journal of Orthopaedic Research* 38:393–404.
- Bijukumar, D. R., S. Salunkhe, G. Zheng, M. Barba, D. J. Hall, R. Pourzal, & M. T. Mathew. 2020. Wear particles induce a new macrophage phenotype with the potential to accelerate material corrosion within total hip replacement interfaces. *Acta Biomaterialia* 101:586–597.
- Bishop, N. E., A. Hothan, & M. M. Morlock. 2013. High friction moments in large hard-on-hard hip replacement bearings in conditions of poor lubrication. *Journal of Orthopaedic Research* 31:807–813.
- Bishop, N. E., F. Waldow, & M. M. Morlock. 2008. Friction moments of large metal-on-metal hip joint bearings and other modern designs. *Medical Engineering & Physics* 30:1057–1064.
- Bisseling, P., T. Tan, Z. Lu, P. A. Campell, & S. Job. 2013. The absence of a metal-on-metal bearing does not preclude the formation of a destructive pseudotumor in the hip - a case report. *Acta Orthopaedica* 84:437–441.
- Bridgman, P. W. 1952. *Studies in Large Plastic Flow and Fracture*, 1st Ed. Harvard University Press, Cambridge, USA.
- Brunski, J. B. 2013. Metals: Basic principles. Pp. 111–119 *in* B. D. Ratner, A. S. Hoffman, F. J. Schoen, & J. E. Lemons, Eds. *Biomaterials Science - An Introduction to Materials in Medicine*, 3rd Ed. Academic Press, Waltham, USA.

- Bryant, M., & A. Neville. 2017. Fretting corrosion of CoCr alloy: Effect of load and displacement on the degradation mechanisms. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 231:114–126.
- Bull, S. J., N. Moharrami, & D. Langton. 2017. Mechanistic study of the wear of ceramic heads by metallic stems in modular implants. *Journal of Bio-and Tribo-Corrosion* 3:7.
- Cao, S., & S. Mischler. 2018. Modeling tribocorrosion of passive metals – A review. *Current Opinion in Solid State & Materials Science* 22:127–141.
- Chen, K., D. Zhang, G. Zhang, T. Hao, & S. Ge. 2014. Research on the torsional fretting behavior of the head-neck interface of artificial hip joint. *Materials and Design* 56:914–922.
- Chen, Q., & G. A. Thouas. 2015. Metallic implant biomaterials. *Materials Science and Engineering* 87:1–57.
- Chethan, K. N., G. Ogulcan, B. N. Shyamasunder, Z. Mohammad, & S. B. Satish. 2020. Wear Estimation of Trapezoidal and Circular Shaped Hip Implants Along With Varying Taper Trunnion Radiuses Using Finite Element Method. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 196:105597.
- Chevalier, J., L. Gremillard, & S. Deville. 2007. Low-Temperature Degradation of Zirconia and Implications for Biomedical Implants. *Annual Review of Materials Research* 37:1–32.
- Chevalier, J., L. Gremillard, A. V. Virkar, & D. R. Clarke. 2009. The Tetragonal-Monoclinic Transformation in Zirconia: Lessons Learned and Future Trends. *Journal of the American Ceramic Society* 92:1901–1920.
- Christian, W. V., L. D. Oliver, D. J. Paustenbach, M. L. Kreider, & B. L. Finley. 2014. Toxicology-based cancer causation analysis of CoCr-containing hip implants: A quantitative assessment of genotoxicity and tumorigenicity studies. *Journal of Applied Toxicology* 34:939–967.
- Collier, J. P., V. A. Surprenant, R. E. Jensen, & M. B. Mayor. 1991. Corrosion at the interface of cobalt-alloy heads on titanium-alloy stems. *Clinical Orthopaedics and Related Research*:305–312.
- Collier, J. P., V. A. Surprenant, R. E. Jensen, M. B. Mayor, & H. P. Surprenant. 1992. Corrosion between the components of modular femoral hip prostheses. *Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 74:511–517.
- Cooper, H. J., C. J. D. Valle, & J. J. Jacobs. 2012. Biologic Implications of Taper Corrosion in Total Hip Arthroplasty. *Seminars in Arthroplasty* 23:273–278.
- Crainic, A. M., M. Callisti, A. van Veelen, A. Michalik, J. A. Milton, M. R. Palmer, & R. B. Cook. 2019. A comparative study on the physicochemical characteristics of nanoparticles released in vivo from CoCrMo tapers and cement–stem interfaces of total hip replacements. *Journal of Biomedical Materials Research* 108B:3311–3322.
- Czichos, H. 2015. Verschleiß. Pp. 127–180 in H. Czichos & K.-H. Habig, Eds. *Tribologie-Handbuch: Tribometrie, Tribomaterialien, Tribotechnik*, 4th Ed. Springer Vieweg, Wiesbaden, Deutschland.
- Damm, P., A. Bender, & G. Bergmann. 2015. Postoperative Changes in In Vivo Measured Friction in Total Hip Joint Prosthesis during Walking. *PLoS ONE* 10:1–15.
- Damm, P., J. Dymke, R. Ackermann, A. Bender, F. Graichen, A. Halder, A. Beier, & G. Bergmann. 2013. Friction in Total Hip Joint Prosthesis Measured In Vivo during Walking. *PLoS ONE* 8:1–8.

- Davis, J. R. 2003. Metallic materials. Pp. 21–50 *in* J. R. Davis, Ed. Handbook of materials for medical devices. . ASM International, Materials Park, USA.
- Delaunay, C., I. Petit, I. D. Learmonth, P. Oger, & P. A. Vendittoli. 2010. Metal-on-metal bearings total hip arthroplasty: The cobalt and chromium ions release concern. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 96:894–904.
- Dickinson, A. S., M. Browne, A. C. Roques, & A. C. Taylor. 2014. A fatigue assessment technique for modular and pre-stressed orthopaedic implants. *Medical Engineering & Physics* 36:72–80.
- DIN 50125. 2016. Testing of metallic materials - Tensile test pieces. Deutsches Institut für Normung.
- Donaldson, F. E., J. C. Coburn, & K. L. Siegel. 2014. Total hip arthroplasty head-neck contact mechanics: A stochastic investigation of key parameters. *Journal of Biomechanics* 47:1634–1641.
- Dong, H., & T. Bell. 1999. Tribological behaviour of alumina sliding against Ti6Al4V in unlubricated contact. *Wear* 225:874–884.
- Dransfield, K., R. Racasan, J. Williamson, & P. Bills. 2019. Changes in the morphology of microgrooved stem tapers with differing assembly conditions. *Biotribology* 18:100096.
- Dyrkacz, R. M. R., J. M. Brandt, J. B. Morrison, S. T. O. Brien, O. A. Ojo, T. R. Turgeon, & U. P. Wyss. 2015. Finite element analysis of the head-neck taper interface of modular hip prostheses. *Tribology International* 91:206–213.
- Dyrkacz, R. M. R., J.-M. Brandt, O. A. Ojo, T. R. Turgeon, & U. P. Wyss. 2013. The influence of head-size on corrosion and fretting behaviour at the head-neck interface of artificial hip joints. *Journal of Arthroplasty* 28:1036–1040.
- Dziubinska, A., K. Majerski, & E. Siemionek. 2018. Effect of forging temperature on the microstructure and properties of REX 734 implantable stainless steel. *Procedia Manufacturing* 15:411–418.
- Eliades, T., H. Pratsinis, D. Kletsas, G. Eliades, & M. Makou. 2004. Characterization and cytotoxicity of ions released from stainless steel and nickel-titanium orthodontic alloys. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 125:24–29.
- Eliaz, N. 2019. Corrosion of Metallic Biomaterials: A Review. *Materials* 12:1–91.
- Elkins, J. M., J. J. Callaghan, & T. D. Brown. 2014. Stability and Trunnion Wear Potential in Large-diameter Metal-on-Metal Total Hips - A Finite Element Analysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 472:529–542.
- El-Zein, Z. S., C. K. Gehrke, J. S. Croley, M. P. Siljander, M. A. Mallow, M. A. Flierl, J. J. Verner, & E. A. Baker. 2021. Assessing Taper Geometry, Head Size, Head Material, and Their Interactions in Taper Fretting Corrosion of Retrieved Total Hip Arthroplasty Implants. *Journal of Arthroplasty* 36:S386–S394.
- English, R., A. Ashkanfar, & G. Rothwell. 2015. A computational approach to fretting wear prediction at the head-stem taper junction of total hip replacements. *Wear* 338:210–220.
- English, R., A. Ashkanfar, & G. Rothwell. 2016. The effect of different assembly loads on taper junction fretting wear in total hip replacements. *Tribology International* 95:199–210.
- Evans, A. G., & A. H. Heuer. 1980. Transformation toughening in ceramics: martensitic transformations in crack-tip stress fields. *Journal of the American Ceramic Society* 63:241–248.

- Falkenberg, A., S. Biller, M. M. Morlock, & G. Huber. 2020. Micromotion at the head-stem taper junction of total hip prostheses is influenced by prosthesis design-, patient- and surgeon-related factors. *Journal of Biomechanics* 98:109424.
- Fallahnezhad, K., H. Farhoudi, R. H. Oskouei, & M. Taylor. 2018. A finite element study on the mechanical response of the head-neck interface of hip implants under realistic forces and moments of daily activities: Part 2. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 77:164–170.
- Fallahnezhad, K., R. H. Oskouei, H. Badnava, & M. Taylor. 2017. An adaptive finite element simulation of fretting wear damage at the head-neck taper junction of total hip replacement: The role of taper angle mismatch. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 75:58–67.
- Fallahnezhad, K., R. H. Oskouei, H. Badnava, & M. Taylor. 2019. The influence of assembly force on the material loss at the metallic head-neck junction of hip implants subjected to cyclic fretting wear. *Metals* 9:1–12.
- Farhoudi, H., K. Fallahnezhad, R. H. Oskouei, & M. Taylor. 2017. A finite element study on the mechanical response of the head-neck interface of hip implants under realistic forces and moments of daily activities: Part 1, level walking. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 75:470–476.
- Farhoudi, H., R. H. Oskouei, A. A. Pasha Zanoosi, C. F. Jones, & M. Taylor. 2016. An analytical calculation of frictional and bending moments at the head-neck interface of hip joint implants during different physiological activities. *Materials* 9:982.
- Feyzi, M., K. Fallahnezhad, M. Taylor, & R. Hashemi. 2021a. A review on the finite element simulation of fretting wear and corrosion in the taper junction of hip replacement implants. *Computers in Biology and Medicine* 130:104196.
- Feyzi, M., K. Fallahnezhad, M. Taylor, & R. Hashemi. 2021b. The mechanics of the head-neck taper junctions: What do we know from finite element analysis? *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 116:104338.
- Fischer, A., S. Fullam, P. Telouk, & M. A. Wimmer. 2021. The mechanism-based approach of understanding run-in and steady state: A gross-slip fretting experiment to fathom tribocorrosion of total hip taper junctions. *Biotribology* 25:100165.
- Fischer, A., D. Janssen, & M. A. Wimmer. 2017. The Influence of Molybdenum on the Fretting Corrosion Behavior of CoCr/TiAlV Couples. *Biotribology* 11:8–19.
- Fischer, A., S. Weiss, & M. A. Wimmer. 2012. The tribological difference between biomedical steels and CoCrMo-alloys. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 9:50–62.
- Flaten, T. P. 2001. Aluminium as a risk factor in Alzheimer's disease, with emphasis on drinking water. *Brain Research Bulletin* 55:187–196.
- Fridrici, V., S. Fouvry, & P. Kapsa. 2001. Effect of shot peening on the fretting wear of Ti-6Al-4V. *Wear* 250:642–649.
- Ganesh, B. K. C., N. Ramanaiah, & P. V. C. Rao. 2012. Effect of Surface Treatment on Tribological Behavior of Ti-6Al-4V Implant Alloy. *Journal of Minerals and Materials Characterization and Engineering* 11:735–743.
- Gascoyne, T., R. M. Dyrkacz, T. R. Turgeon, C. D. Burnell, U. P. Wyss, & J.-M. Brandt. 2014. Corrosion on the Acetabular Liner Taper from Retrieved Modular Metal-on-Metal Total Hip Replacements. *Journal of Arthroplasty* 29:2049–2052.

- Gee, A. W. J. de. 1982. Adhäsionsverhalten von Werkstoffen und Maßnahmen zur Verhinderung des "Fressens" von Bewegungselementen. P. 75 *in* H. Czichos, Ed. Reibung und Verschleiß von Werkstoffen, Bauteilen und Konstruktionen. . Expert-Verlag, Grafenau, Deutschland.
- Gilbert, J. J. 2020a. Metals: Basic Principles. Pp. 205–227 *in* W. Wagner, S. Sakiyama-Elbert, G. Zhang, & M. Yaszemski, Eds. Biomaterials Science - An Introduction to Materials in Medicine, 4th Ed. Academic Press, Waltham, USA.
- Gilbert, J. L. 2017a. Electrochemical Behavior of Metals in the Biological Milieu. Pp. 19–49 *in* P. Ducheyne, Ed. Comprehensive Biomaterials, 2nd Ed. Elsevier, Amsterdam, Netherlands.
- Gilbert, J. L. 2017b. Corrosion in the Human Body: Metallic Implants in the Complex Body Environment. *Corrosion* 73:1478–1495.
- Gilbert, J. L. 2020b. Metallic Degradation and the Biological Environment. Pp. 941–954 *in* W. Wagner, S. Sakiyama-Elbert, G. Zhang, & M. Yaszemski, Eds. Biomaterials Science - An Introduction to Materials in Medicine, 4th Ed. Academic Press, Waltham, USA.
- Gilbert, J. L., C. A. Buckley, & J. Jacobs. 1993. In vivo corrosion of modular hip prosthesis components in mixed and similar metal combinations. The effect of crevice, stress, motion, and alloy coupling. *Journal of Biomedical Materials Research Part A* 27:1533–1544.
- Gilbert, J. L., C. Buckley, & E. Lautenschlager. 1996. Titanium Oxide Film Fracture and Repassivation: The Effect of Potential, pH and Aeration. *in* S. Brown & J. Lemons, Eds. Medical Applications of Titanium and Its Alloys: The Material and Biological Issues. . ASTM International, West Conshohocken, USA.
- Gilbert, J. L., & J. J. Jacobs. 1995. The Mechanical and Electrochemical Processes Associated with Taper Fretting Crevice Corrosion: A Review. Pp. 45–59 *in* D. E. Marlowe, J. E. Parr, & M. B. Mayor, Eds. Modularity of Orthopaedic Implants. . ASTM International, West Conshohocken, USA.
- Gilbert, J. L., S. A. Mali, & S. Sivan. 2015a. Corrosion of Modular Tapers in Total Joint Replacements: A Critical Assessment of Design, Materials, Surface Structure, Mechanics, Electrochemistry, and Biology. Pp. 192–223 *in* A. S. Greenwald, S. M. Kurtz, J. E. Lemons, & W. M. Mihalko, Eds. Modularity and Tapers in Total Joint Replacement Devices. . ASTM International, West Conshohocken, USA.
- Gilbert, J. L., M. Mehta, & B. Pinder. 2009. Fretting Crevice Corrosion of Stainless Steel Stem–CoCr Femoral Head Connections: Comparisons of Materials, Initial Moisture, and Offset Length. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 88B:162–173.
- Gilbert, J. L., S. Sivan, Y. Liu, S. B. Kocagoz, C. M. Arnholt, & S. M. Kurtz. 2015b. Direct in vivo inflammatory cell-induced corrosion of CoCrMo alloy orthopedic implant surfaces. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A* 103:211–223.
- Gilbert, J. L., & D. Zhu. 2020. A metallic biomaterial tribocorrosion model linking fretting mechanics, currents, and potentials: Model development and experimental comparison. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 108:3174–3189.
- Godoy, M., J. A. Gustafson, J. S. Hertzler, J. E. Bischoff, R. Pourzal, & H. J. Lundberg. 2022. Model validation for estimating taper microgroove deformation during total hip arthroplasty head-neck assembly. *Journal of Biomechanics* 140:111172.

- Goldberg, J. R., & J. L. Gilbert. 1997. Electrochemical response of CoCrMo to high speed fracture of its metal oxide using an electrochemical scratch test method. *Journal of Biomedical Materials Research* 37:421–431.
- Goldberg, J. R., & J. L. Gilbert. 2004. The electrochemical and mechanical behavior of passivated and TiN/AlN-coated CoCrMo and Ti6Al4V alloys. *Biomaterials* 25:851–864.
- Goldberg, J. R., J. L. Gilbert, J. J. Jacobs, T. W. Bauer, W. Paprosky, & S. Leurgans. 2002. A multicenter retrieval study of the taper interfaces of modular hip prostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 401:149–161.
- Greenwood, J. A., & J. B. P. Williamson. 1966. Contact of nominally flat surfaces. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences* 295:300–319.
- Gührs, J., A. Krull, F. Witt, & M. M. Morlock. 2015. The influence of stem taper re-use upon the failure load of ceramic heads. *Medical Engineering and Physics* 37:545–552.
- Güler, S., M. Schymura, & A. Fischer. 2015a. Austenitic high interstitial steels vs. CoCrMo—Comparison of fatigue behavior. *International Journal of Fatigue* 75:145–152.
- Güler, S., M. Schymura, & A. Fischer. 2015b. Vergleich der Ermüdungseigenschaften von hochstickstoffhaltigen Stählen und konventionellen bio-medizinischen Werkstoffen bei totaldehnungskontrollierten Versuchen. 1. Niedersächsisches Symposium Materialtechnik, Clausthal, Germany 2:18–30.
- Gustafson, J. A., S. P. Mell, B. R. Levine, R. Pourzal, & H. J. Lundberg. 2022. Interaction of surface topography and taper mismatch on head-stem modular junction contact mechanics during assembly in modern total hip replacement. *Journal of Orthopaedic Research* doi: 10.1002/jor.25357.
- Gustafson, J. A., R. Pourzal, B. R. Levine, J. J. Jacobs, & H. J. Lundberg. 2020. Modelling changes in modular taper micromechanics due to surgeon assembly technique in total hip arthroplasty. *The Bone & Joint Journal* 102:33–40.
- Al-Hajjar, M., J. Fisher, J. L. Tipper, S. Williams, & L. M. Jennings. 2013. Wear of 36-mm BIOLOX® Δ ceramic-on-ceramic bearing in total hip replacements under edge loading conditions. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 227:535–542.
- Hall, D. J., R. Pourzal, H. J. Lundberg, M. T. Mathew, J. J. Jacobs, & R. M. Urban. 2018. Mechanical, chemical and biological damage modes within head-neck tapers of CoCrMo and Ti6Al4V contemporary hip replacements. *Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials* 106:1672–1685.
- Hall, D. J., R. Pourzal, C. J. D. Valle, J. O. Galante, J. J. Jacobs, & R. M. Urban. 2015. Corrosion of modular junctions in femoral and acetabular components for hip arthroplasty and its local and systemic effects. Pp. 410–427 in A. S. Greenwald, S. M. Kurtz, J. E. Lemons, & W. M. Mihalko, Eds. *Modularity and tapers in total joint replacement devices*. . ASTM International, West Conshohocken, USA.
- Hallab, N. J., C. Messina, A. Skipor, & J. J. Jacobs. 2004. Differences in the fretting corrosion of metal–metal and ceramic–metal modular junctions of total hip replacements. *Journal of Orthopaedic Research* 22:250–259.
- Halling, J. 1975. A contribution to the theory of mechanical wear. *Wear* 34:239–249.
- Hanawa, T. 2003. Reconstruction and Regeneration of Surface Oxide Film on Metallic Materials in Biological Environments. *Corrosion Reviews* 21:161–181.

- Hanawa, T. 2004. Metal ion release from metal implants. *Materials Science and Engineering C* 24:745–752.
- Hanawa, T., S. Hiramotoa, & K. Asami. 2001. Characterization of the surface oxide film of a Co-Cr-Mo alloy after being located in quasi-biological environments using XPS. *Applied Surface Science* 183:68–75.
- Hannink, R. H. J., P. M. Kelly, & B. C. Muddle. 2000. Transformation toughening in zirconia containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society* 83:461–487.
- Haschke, H., S. Y. Jauch-Matt, K. Sellenschloh, G. Huber, & M. M. Morlock. 2016. Assembly force and taper angle difference influence the relativemotion at the stem–neck interface of bi-modular hip prostheses. *Proc IMechE Part H:J Engineering in Medicine* 230:690–699.
- Haschke, H., T. Konow, G. Huber, & M. M. Morlock. 2019. Influence of flexural rigidity on micromotion at the head-stem taper interface of modular hip prostheses. *Medical Engineering & Physics* 68:1–10.
- Häußler, K., L. Butenschoen, M. Flohr M. Freutel, & R. Preuss. 2017. Taper surface deformation under quasi-static and dynamic assembly. *Orthopaedic Proceedings* 99-B:SUPP_3:122–122.
- Heiney, J. P., S. Battula, G. A. Vrabc, A. Parikh, R. Blice, A. J. Schoenfeld, & G. O. Njus. 2008. Impact magnitudes applied by surgeons and their importance when applying the femoral head onto the Morse taper for total hip arthroplasty. *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery* 129:793–796.
- Hernigou, P., S. Queinsec, & C. H. F. Lachaniette. 2013. One hundred and fifty years of history of the Morse taper: from Stephen A. Morse in 1864 to complications related to modularity in hip arthroplasty. *International Orthopaedics* 37:2081–2088.
- Hertz, H. 1882. Über die Berührung zweier fester, elastischer Körper. *Journal für die reine und angewandte Mathematik* 92:156–171.
- Higgs, G. B., J. A. Hanzlik, D. W. MacDonald, J. L. Gilbert, C. M. Rimnac, & S. M. Kurtz. 2013. Is Increased Modularity Associated With Increased Fretting and Corrosion Damage in Metal-On-Metal Total Hip Arthroplasty Devices?: A Retrieval Study. *Journal of Arthroplasty* 28:2–6.
- Hussein, M. A., A. S. Mohammed, & N. Al-Aqeeli. 2015. Wear Characteristics of Metallic Biomaterials: A Review. *Materials* 8:2749–2768.
- Inoue, D., C. Restrepo, B. Nourie, & W. J. Hozack. 2020. Clinical Results of Revision Hip Arthroplasty for Neck-Taper Corrosion and Adverse Local Tissue Reactions Around a Modular Neck Stem. *Journal of Arthroplasty* 35:289–293.
- ISO 5832-1. 2016. Implants for surgery - Metallic materials - Part 1: Wrought stainless steel. International Organization for Standardization.
- ISO 5832-11. 2014. Implants for surgery - Metallic materials - Part 11: Wrought titanium 6-aluminium 7-niobium alloy. International Organization for Standardization.
- ISO 5832-12. 2007. Implants for surgery - Metallic materials - Part 12: Wrought cobalt-chromium-molybdenum alloy. International Organization for Standardization.
- ISO 5832-3. 2016. Implants for surgery - Metallic materials - Part 3: Wrought titanium 6-aluminium 4-vanadium alloy. International Organization for Standardization.
- ISO 5832-4. 2014. Implants for surgery - Metallic materials - Part 4: Cobalt-chromium-molybdenum casting alloy. International Organization for Standardization.

- ISO 5832-9. 2007. Implants for surgery - Metallic materials - Part 9: Wrought high nitrogen stainless steel. International Organization for Standardization.
- ISO 6474. 2019a. Implants for surgery - Ceramic materials - Part 1: Ceramic materials based on high purity alumina. International Organization for Standardization.
- ISO 6474. 2019b. Implants for surgery - Ceramic materials - Part 2: Composite materials based on a high-purity alumina matrix with zirconia reinforcement. International Organization for Standardization.
- ISO 6507-1. 2018. Metallic materials - Vickers hardness test - Part 1: Test method. International Organization for Standardization.
- ISO 7206-10. 2003. Implants for surgery - Partial and total hip-joint prostheses - Part 10: Determination of resistance to static load of modular femoral heads. International Organization for Standardization.
- Jacobs, J. J., L. Gilbert J., & M. Urban R. 1998. Corrosion of metal orthopaedic implants. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 80:268–282.
- Johnson, G. R. 2014. Developments in joint replacement technology. Pp. 3–30 *in* P. A. Revell, Ed. *Joint Replacement Technology*, 2nd Ed. Woodhead Publishing, Sawston, UK.
- Kao, Y.-Y. J., C. N. Koch, T. M. Wright, & D. E. Padgett. 2016. Flexural rigidity, taper angle, and contact length affect fretting of the femoral stem trunnion in total hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty* 31:254–258.
- Khullar, P., D. Zhu, & J. L. Gilbert. 2020. Fretting corrosion of Si₃N₄ vs CoCrMo femoral heads on Ti-6Al₄V trunnions. *Journal of Orthopaedic Research* 38:1617–1626.
- Kienzler, R., & R. Schröder. 2019. *Einführung in die Höhere Festigkeitslehre*, 2nd Ed. Springer Vieweg, Berlin, Deutschland.
- Knothe, K., & H. Wessels. 2017. *Finite Elemente - Eine Einführung für Ingenieure*, 5th Ed. Springer Vieweg, Berlin, Deutschland.
- Kobayashi, K., H. Kuwajima, & T. Masaki. 1981. Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after ageing. *Solid State Ionics* 3-4:489–493.
- Kocagöz, S. B., R. J. Underwood, D. W. MacDonald, J. L. Gilbert, & S. M. Kurtz. 2016. Ceramic heads decrease metal release caused by head-taper fretting and corrosion. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 474:985–994.
- Kocagöz, S. B., R. J. Underwood, S. Sivan, J. L. Gilbert, D. W. Macdonald, J. S. Day, & S. M. Kurtz. 2013. Does Taper Angle Clearance Influence Fretting and Corrosion Damage at the Head-Stem Interface? A Matched Cohort Retrieval Study. *Seminars in Arthroplasty* 24:246–254.
- Koch, S., R. Büscher, I. Tikhovski, H. Brauer, A. Runiewicz, W. Dudzinski, & A. Fischer. 2003. Mechanical, chemical and tribological properties of the nickel-free high-nitrogen steel X13XrMnMoN18-14-3. *Materialwissenschaft und Werkstofftechnik* 33:705–715.
- Kocijan, A., C. Donik, & M. Jenko. 2007. Electrochemical and XPS studies of the passive film formed on stainless steels in borate buffered chloride solutions. *Corrosion Science* 49:2083–2098.
- Konttinen, Y. T., I. Milosev, R. Trebse, R. van der Linden, J. Pieper, T. Sillat, S. Virtanen, & V.-M. Tiainen. 2014. *Joint Replacement Technology: Metals for joint replacement*. (P. A. Revell, Ed.). Woodhead Publishing.
- Kraisnik, M., A. Duric, & M. Milutinovic. 2018. Biomaterials in Clinical Practice: Characterization of Mechanical Properties of Metal Biomaterials. Pp. 601–631 *in* F.

- Zivic, S. Affatato, M. Trajanovic, M. Schnabelrauch, N. Grujovic, & K. L. Choy, Eds. Springer International Publishing AG, Cham, Switzerland.
- Krull, A., M. M. Morlock, & N. E. Bishop. 2017. The influence of contamination and cleaning on the strength of modular head taper fixation in total hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty* 32:3200–3205.
- Kuntz, M. 2006. Validation of a new high performance alumina matrix composite for use in total joint replacement. *Seminars in Arthroplasty* 17:141–145.
- Kuntz, M., & R. Krüger. 2018. The effect of microstructure and chromia content on the properties of zirconia toughened alumina. *Ceramics International* 44:2011–2020.
- Kuntz, M., B. Masson, & T. Pandorf. 2009. Current state of the art of the ceramic composite material BIOLOX®delta. Pp. 133–155 *in* G. Mendes & B. Lago, Eds. *Strength of Materials*. Nova Science Publishers, Inc., New York, USA.
- Kurtz, S. M., S. Kocagoz, C. Arnholt, R. Huet, M. Ueno, & W. L. Walter. 2014. Advances in zirconia toughened alumina biomaterials for total joint replacement. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 31:107–116.
- Kurtz, S. M., S. B. Kocagöz, J. A. Hanzlik, R. J. Underwood, J. L. Gilbert, D. W. MacDonald, G. C. Lee, M. A. Mont, M. J. Kraay, G. R. Klein, J. Parvizi, & C. M. Rimnac. 2013. Do ceramic femoral heads reduce taper fretting corrosion in hip arthroplasty? A retrieval study. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 471:3270–3282.
- Lampman, S. 2012. Titanium and Its Alloys for Biomedical Implants. Pp. 223–236 *in* R. J. Narayan, Ed. *ASM Handbook - Materials for Medical Devices*: ASM International.
- Landolt, D., S. Mischler, & M. Stemp. 2001. Electrochemical methods in tribocorrosion: a critical appraisal. *Electrochimica Acta* 46:3913–3929.
- Lavernia, C. J., L. Baerga, R. L. Barrack, E. Tozakoglou, S. D. Cook, L. Lata, & M. D. Rossi. 2009. The effects of blood and fat on Morse taper disassembly forces. *American Journal of Orthopedics* 38:187–190.
- Licausi, M. P., A. I. Munoz, V. A. Borrás, & N. Espallargas. 2015. Tribocorrosion Mechanism of Ti6Al4V in Artificial Saliva by Zero-Resistance Ammetry (ZRA) Technique. *Journal of Bio- and Tribo-Corrosion* 1:1–11.
- Liu, Y., A. Mace, H. Lee, M. Camargo, & J. L. Gilbert. 2022. Single asperity sub-nano to nanoscale wear and tribocorrosion of wrought CoCrMo and additively manufactured CoCrMoW alloys. *Tribology International* 174:107770.
- Liu, Y., D. Zhu, D. Pierre, & J. L. Gilbert. 2019. Fretting initiated crevice corrosion of 316LVM stainless steel in physiological phosphate buffered saline: Potential and cycles to initiation. *Acta Biomaterialia* 97:565–577.
- Lundberg, H. J., N. Q. Ha, D. J. Hall, R. M. Urban, B. R. Levine, & R. Pourzal. 2015. Contact Mechanics and Plastic Deformation at the Local Surface Topography Level After Assembly of Modular Head-Neck Junctions in Modern Total Hip Replacement Devices. Pp. 59–82 *in* A. S. Greenwald, S. M. Kurtz, J. E. Lemons, & W. M. Mihalko, Eds. *Modularity and Tapers in Total Joint Replacement Devices*. ASTM International, West Conshohocken, USA.
- Lütjering, G., & J. C. Williams. 2007. *Fundamental Aspects*. Pp. 15–52 *in* B. Derby, Ed. *Titanium*, 2nd Ed. Springer, Berlin, Deutschland.
- Mace, A., & J. L. Gilbert. 2022. Micro-asperity tribocorrosion of CoCrMo, Ti6Al4V, and 316 stainless steel in air and physiological solution: Small scale reciprocal sliding of a single diamond tip. *Wear* 498-499:204332.

- Mak, M., Z. Jin, J. Fisher, & T. D. Stewart. 2011. Influence of Acetabular Cup Rim Design on the Contact Stress During Edge Loading in Ceramic-on-Ceramic Hip Prostheses. *Journal of Arthroplasty* 26:131–136.
- Mali, S. A., & J. L. Gilbert. 2015. Correlating fretting corrosion and micromotions in modular tapers: test method development and assessment. Pp. 259–282 in A. S. Greenwald, S. M. Kurtz, J. E. Lemons, & W. M. Mihalko, Eds. *Modularity and Tapers in Total Joint Replacement Device*. . ASTM International, West Conshohocken, USA.
- Maruyama, N., S. Hiromoto, E. Akiyama, & M. Nakamura. 2013. Fretting fatigue behaviour of Ni-free high-nitrogen stainless steel in a simulated body fluid. *Science and Technology of Advanced Materials* 14:025002.
- McGrory, B. J., J. J. Jacobs, Y.-M. Kwon, & Y. Fillingham. 2020. Standardizing terms for tribocorrosion-associated adverse local tissue reaction in total hip arthroplasty. *Arthroplasty Today* 6:196–200.
- Mistry, J. B., M. Chughtai, R. K. Elmallah, A. Diedrich, S. Le, M. Thomas, & M. A. Mont. 2016. Trunnionosis in total hip arthroplasty: a review. *J Orthopaed Traumatol* 17:1–6.
- Mroczkowski, M. L., J. S. Hertzler, S. M. Humphrey, T. Johnson, & C. R. Blanchard. 2006. Effect of impact assembly on the fretting corrosion of modular hip tapers. *Journal of Orthopaedic Research* 24:271–279.
- Mueller, U., T. Bormann, S. Schroeder, & J. P. Kretzer. 2021. Taper junctions in modular hip joint replacements: What affects their stability? *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 116:104258.
- Müller, U., S. Braun, S. Schröder, R. Sonntag, & J. P. Kretzer. 2017. Same same but different? 12/14 stem and head tapers in total hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty* 32:3191–3199.
- Munir, S., W. L. Walter, & W. R. Walsh. 2015. Variations in the Trunnion Surface Topography Between Different Commercially Available Hip Replacement Stems. *Journal of Orthopaedic Research* 33:98–105.
- Narayan, R. J. 2012. Medical applications of stainless steel. Pp. 199–210 in R. J. Narayan, Ed. *ASM Handbook - Materials for Medical Devices*. ASM International, Materials Park, USA.
- Narayanan, B., & A. Rajamanickam. 2018. A Review on Tribological Behaviour of titanium Alloys. *International Journal of Pure and Applied Mathematics* 119:2225–2229.
- Nassutt, R., I. Mollenhauer, K. Klingbeil, O. Hennig, & H. Grundei. 2006. Die Bedeutung der Setzkraft für die Sicherheit einer Konuskopplung. *Biomedizinische Technik* 51:103–109.
- Norman, T. L., J. E. Denen, A. J. Land, D. M. Kienitz, & T. A. Fehring. 2019. Taper-Trunnion Interface Stress Varies Significantly With Head Size and Activity. *Journal of Arthroplasty* 34:157–162.
- Nuno, N., R. Groppetti, & N. Senin. 2006. Static coefficient of friction between stainless steel and PMMA used in cemented hip and knee implants. *Clinical Biomechanics* 21:956–962.
- Oladokun, A., M. P. ans M. Bryant, H. Engqvist, C. Persson, R. Hall, & A. Neville. 2015. Fretting of CoCrMo and Ti6Al4V alloys in modular prostheses. *Tribology - Materials, Surfaces & Interfaces* 9:165–173.
- Oldfield, J. W., & W. H. Sutton. 1978. Crevice corrosion of stainless steels: I A mathematical model. *British Corrosion Journal* 13:13–22.

- Oskouei, R. H., M. R. Barati, H. Farhoudi, M. Taylor, & L. B. Solomon. 2017. A new finding on the in-vivo crevice corrosion damage in a CoCrMo hip implant. *Materials Science and Engineering: C* 79:390–398.
- Ouellette, E. S., S. A. Mali, J. Kim, J. Grostefon, & J. L. Gilbert. 2019. Design, Material, and Seating Load Effects on In Vitro Fretting Corrosion Performance of Modular Head-Neck Tapers. *Journal of Arthroplasty* 34:991e1002.
- Panagiotidou, A., M. J. Cobb T, J. Skinner, A. Hart, F. Haddad, & G. Blunn. 2018. Effect of impact assembly on the interface deformation and fretting corrosion of modular hip tapers: An in vitro study. *Journal of Orthopaedic Research* 36:405–416.
- Panagiotidou, Meswania, Osman, Bolland, Latham, Skinner, Haddad, Hart, & Blunn. 2015. The effect of frictional torque and bending moment on corrosion at the taper interface: An in vitro study. *The Bone & Joint Journal* 97:463–72.
- Pandit, A., J. Planell, & M. Navarro. 2013. Titanium and Nitinol. Pp. 120–124 *in* B. D. Ratner, A. S. Hoffman, F. J. Schoen, & J. E. Lemons, Eds. *Biomaterials Science - An Introduction to Materials in Medicine*, 3rd Ed. Academic Press, Waltham, USA.
- Pellicer, E., M. Lorenzetti, J. Fornell, M. D. Baro, S. Novak, & J. Sort. 2018. Progress Beyond the State-of-the-Art in the Field of Metallic Materials for Bioimplant Applications. Pp. 25–46 *in* F. Zivic, S. Affatato, M. Trajanovic, M. Schnabelrauch, N. Grujovic, & K. L. Choy, Eds. *Biomaterials in Clinical Practice - Advances in Clinical Research and Medical Devices*. Springer International Publishing AG, Cham, Switzerland.
- Piconi, C. 2017. Alumina. Pp. 92–121 *in* K. Healy, D. W. Hutmacher, & D. W. G. C. J. Kirkpatrick, Eds. *Comprehensive Biomaterials*, 2nd Ed. Elsevier, Amsterdam, Netherlands.
- Piconi, C., G. Maccauro, L. Pilloni, F. M. W. Burger, & H. G. Richter. 2006. On the fracture of a zirconia ball head. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 17:289–300.
- Pierre, D., V. Swaminathan, L. Y. Scholl, K. TenHuisen, & J. L. Gilbert. 2018. Effects of Seating Load Magnitude on Incremental Cyclic Fretting Corrosion in 5°40' Mixed Alloy Modular Taper Junctions. *Journal of Arthroplasty* 33:1953–1961.
- Pilliar, R. M. 2009. Metallic Biomaterials. Pp. 41–81 *in* R. Narayan, Ed. *Biomedical Materials*. Springer, New York, USA.
- Pilliar, R., & S. D. Ramsay. 2012. Cobalt-Base Alloys. Pp. 211–222 *in* R. J. Narayan, Ed. *ASM Handbook - Materials for Medical Devices*. ASM International, Materials Park, USA.
- Popov, V. L. 2015a. Kontakt zwischen rauhen Oberflächen. Pp. 99–118 *Kontaktmechanik und Reibung - Von der Nanotribologie bis zur Erdbebendynamik*, 3rd Ed. Springer, Berlin, Deutschland.
- Popov, V. L. 2015b. Verschleiß. Pp. 303–320 *Kontaktmechanik und Reibung - Von der Nanotribologie bis zur Erdbebendynamik*, 3rd Ed. Springer, Berlin, Deutschland.
- Pourzal, R., D. J. Hall, N. Q. Ha, R. M. Urban, B. R. Levine, J. J. Jacobs, & H. J. Lundberg. 2016. Does Surface Topography Play a Role in Taper Damage in Head-neck Modular Junctions? *Clinical Orthopaedics and Related Research* 474:2232–2242.
- Pourzal, R., H. J. Lundberg, D. J. Hall, & J. J. Jacobs. 2018. What Factors Drive Taper Corrosion? *The Journal of Arthroplasty* 33:2707–2711.
- Pu, J., D. Wu, Y. Zhang, X. Zhang, & Z. Jin. 2021. An Experimental Study on the Fretting Corrosion Behaviours of Three Material Pairs at Modular Interfaces for Hip Joint Implants. *Lubricants* 9:doi.org/10.3390/lubricants9020012.
- Quinn, T. F. J. 1983a. A review of oxidational wear. NASA contractor report 3686.

- Quinn, T. F. J. 1983b. Review of oxidational wear: Part I: The origins of oxidational wear. *Tribology International* 16:257–271.
- Rabinowicz, E. 1995. Abrasive and Other Types of Wear. Friction and wear of materials, 2nd Ed. John Wiley and sons, Inc., New York, USA.
- Radenkovic, G., & D. Petkovic. 2018. Metallic Biomaterials. Pp. 183–224 in F. Zivic, S. Affatato, M. Trajanovic, M. Schnabelrauch, N. Grujovic, & K. L. Choy, Eds. *Biomaterials in Clinical Practice - Advances in Clinical Research and Medical Devices*: Springer International Publishing AG, Cham, Switzerland.
- Raji, H. Y., & J. C. Shelton. 2019. Prediction of taper performance using quasi static FE models: The influence of loading, taper clearance and trunnion length. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials* 107:138–148.
- Rao, S., T. Ushida, T. Tateishi, Y. Okazaki, & S. Asao. 1996. Effect of Ti, Al, and V ions on the relative growth rate of fibroblasts (L929) and osteoblasts (MC3T3-E1) cells. *Bio-Medical Materials and Engineering* 6:79–86.
- Rehmer, A., N. E. Bishop, & M. M. Morlock. 2012. Influence of assembly procedure and material combination on the strength of the taper connection at the head–neck junction of modular hip endoprostheses. *Clinical Biomechanics* 27:77–83.
- Rigney, D. A. 2000. Transfer, mixing and associated chemical and mechanical processes during the sliding of ductile materials. *Wear* 245:1–9.
- Rigney, D. A., & J. E. Hammerberg. 1998. Unlubricated sliding behavior of metals. *MRS Bulletin* 6:32–36.
- Rodrigues, D. C., R. M. Urban, J. J. Jacobs, & J. L. Gilbert. 2009. In vivo severe corrosion and hydrogen embrittlement of retrieved modular body titanium alloy hip-implants. *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater.* 88:206–219.
- Romanczuk, E., & Z. Oksiuta. 2017. Comparison of Corrosion Resistance in Physiological Saline Solution of Two Austenitic Stainless Steels – 316LV and REX734. *Acta Mechanica et Automatica* 11:91–95.
- Rondinella, A., E. Marin, F. Boschetto, M. Zanocco, W. Zhu, S. Affatato, K. Yamamoto, T. Tateiwa, & G. Pezzotti. 2018. Degradation phenomena occurring in the conical taper of a short-term retrieved ZTA femoral head: A case study. *Materials & Design* 157:362–370.
- Rösler, J., H. Harders, & M. Bäker. 2019a. Keramiken. Pp. 18–25 *Mechanisches Verhalten der Werkstoffe*, 6th Ed. Springer Vieweg, Wiesbaden, Deutschland.
- Rösler, J., H. Harders, & M. Bäker. 2019b. Maßnahmen zur Festigkeitssteigerung. Pp. 254–262 *Mechanisches Verhalten der Werkstoffe*, 6th Ed. Springer Vieweg, Wiesbaden, Deutschland.
- Rösler, J., H. Harders, & M. Bäker. 2019c. Mechanisches Verhalten der Metalle. Pp. 169–232 *Mechanisches Verhalten der Werkstoffe*, 6th Ed. Springer Vieweg, Wiesbaden, Deutschland.
- Rowan, F. E., A. Wach, T. M. Wright, & D. E. Padgett. 2018. The onset of fretting at the head-stem connection in hip arthroplasty is affected by head material and trunnion design under simulated corrosion conditions. *Journal of Orthopaedic Research* 36:1630–1636.
- Royhman, D., M. Patel, M. J. Runa, M. A. Wimmer, J. J. Jacobs, N. J. Hallab, & M. T. Mathew. 2016. Fretting-corrosion behavior in hip implant modular junctions: the

- influence of friction energy and pH variation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 62:570–587.
- Royhman, D., R. Pourzal, D. Hall, H. J. Lundberg, M. A. Wimmer, J. Jacobs, N. J. Hallab, & M. T. Mathew. 2021. Fretting-corrosion in hip taper modular junctions: The influence of topography and pH levels - An in-vitro study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 118:104443.
- Salmang, H., & H. Scholze. 2007. Aufbereitung technischer Keramiken. Pp. 555–567 *in* R. Telle, Ed. *Keramik*. . Springer.
- Dos Santos, C. T., C. Barbosa, M. J. Monteiro, I. C. Abud, I. M. V. Caminha, & C. R. M. Roesler. 2016. Characterization of the fretting corrosion behavior, surface and debris from head-taper interface of two different modular hip prostheses. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 62:71–82.
- Schenk, R. K. 1986. Bone response to grafts and implants. Pp. 121–136 *in* L. O.C.C. & S. Chao E. Y., Eds. *Perspectives on Biomaterials, Materials Science Monographs*. . Elsevier, Taipei, Taiwan.
- Scholl, L., G. Schmidig, A. Faizan, K. TenHuisen, & J. Nevelos. 2016. Evaluation of surgical impaction technique and how it affects locking strength of the head-stem taper junction. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 230:661–667.
- Sikorski, M. E. 1964. The adhesion of metals and factors that influence it. *Wear* 7:144–162.
- Smith, S. M., & J. L. Gilbert. 2020. Compliant interfaces and fretting corrosion of modular taper junctions in total hip implants: The micromechanics of contact. *Tribology International* 151:106437.
- Steinke, P. 2015. Einleitung. Pp. 3–13 *Finite-Elemente-Methode - Rechnergestützte Einführung*, 5th Ed. Springer, Berlin, Deutschland.
- Suh, N. P. 1973. The delamination theory of wear. *Wear* 25:111–124.
- Suh, N. P. 1977. An overview of the delamination theories of wear. *Wear* 44:1–16.
- Sukaryo, S. G., A. Purnama, & H. Hermawan. 2016. *Biomaterials and Medical Devices: Structure and Properties of Biomaterials*. (F. Mahyudin & H. Hermawan, Eds.). . Springer International Publishing.
- Swaminathan, V., & J. L. Gilbert. 2012. Fretting corrosion of CoCrMo and Ti6Al4V interfaces. *Biomaterials* 33:5487–5503.
- Swaminathan, V., & J. L. Gilbert. 2013. Potential and frequency effects on fretting corrosion of Ti6Al4V and CoCrMo surfaces. *Biomaterials* 101:2602–2612.
- Szewczenko, J., J. Marciniak, W. Kajzer, & A. Kajzer. 2016. Evaluation of Corrosion Resistance of Titanium Alloys Used for Medical Implants. *Arch. Metall. Mater.* 61:695–700.
- Tan, S. C., A. C. K. Lau, C. D. Balso, J. L. Howard, B. A. Lanting, & M. G. Teeter. 2016. Tribocorrosion: Ceramic and Oxidized Zirconium vs Cobalt-Chromium Heads in Total Hip Arthroplasty. *Journal of Arthroplasty* 31:2064–2071.
- Thomann, U. I., & P. J. Uggowitzer. 2000. Wear-corrosion behavior of biocompatible austenitic stainless steels. *Wear* 239:48–58.
- Vierra, B. M., S. R. Blumenthal, & D. F. Amanatullah. 2017. Modularity in Total Hip Arthroplasty: Benefits, Risks, Mechanisms, Diagnosis, and Management. *Orthopedics* 40:355–366.
- Virtanen, S. 2008. Corrosion of Biomedical Implant Materials. *Corrosion Reviews* 26:147–171.

- Vogel, D., A. Falkenberg, S. Bierbaum, C. Schulze, R. Bader, & D. Kluess. 2017. Mechanical Stability of the Taper Connection of Large Metal Femoral Heads With Adapter Sleeves in Total Hip Arthroplasty Analyzed Using Explicit Finite Element Simulations. *Journal of Arthroplasty* 32:2580–2586.
- Wade, A., A. R. Beadling, A. Neville, D. D. Villiers, C. J. Cullum, S. Collins, & M. G. Bryant. 2020. Geometric Variations of Modular Head-Stem Taper Junctions of Total Hip Replacements. *Medical Engineering & Physics* 83:34–47.
- Wade, A., F. Webster, A. R. Beadling, & M. G. Bryant. 2022. Importance of surgical assembly technique on the engagement of 12/14 modular tapers. *J Engineering in Medicine* 236:158–168.
- Wagner, M., S. J. Breusch, V. Ewerbeck, P. R. Aldinger, M. Rudert, B. M. Holzappel, K.-P. Günther, T. Gotterbarm, P. Kirschner, A. M. Halder, P. A. Grützner, F. Gebhard, G. Krischak, O. Niggemeyer, W. Rüter, U. Nöth, L. Rackwitz, M. Fürst, C. H. Lohmann, A. Niemeier, G. Zeiler, & R. Gradinger. 2012. Operation. Pp. 161–324 in L. Claes, P. and Kirschner, C. Perka, & M. Rudert, Eds. *AE-Manual der Endoprothetik- Hüfte und Hüftrevision*. Springer, Berlin, Deutschland.
- Walker, P. R., J. LeBlanc, & M. Sikorska. 1989. Effects of aluminum and other cations on the structure of brain and liver chromatin. *Biochemistry* 28:3911–3915.
- Wang, A., S. Yue, J. D. Bobyn, F. W. Chan, & J. B. Medley. 1999. Surface characterization of metal-on-metal hip implants tested in a hip simulator. *Wear* 225-229:708–715.
- Weisse, B., C. Affolter, A. Stutz, G. P. Terrasi, S. Köbel, & W. Weber. 2008. Influence of contaminants in the stem-ball interface on the static fracture load of ceramic hip joint ball heads. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 222:829–835.
- Willmann, G. 1993. Das Prinzip der Konussteckverbindung für keramische Kugelköpfe bei Hüftendoprothesen. *Materialwissenschaft und Werkstofftechnik* 24:315–319.
- Wimmer, M. A., A. Fischer, R. Büscher, R. P. Pourzal, C. S. Sprecher, & J. J. J. Roland Hauert Hauert. 2010. Wear Mechanisms in Metal-on-Metal Bearings: The Importance of Tribochemical Reaction Layers. *Journal of Orthopaedic Research* 4:436–443.
- Wintermantel, E., B. Shah-Derler, A. Bruinink, M. Petitmermet, J. Blum, & S.-W. Ha. 2009. Biokompatibilität. Pp. 67–104 in E. Wintermantel & S.-W. Ha, Eds. *Medizintechnik - Life Science Engineering*, 5th Ed. Springer, Berlin, Deutschland.
- Witt, F., J. Gührs, M. M. Morlock, & N. E. Bishop. 2015. Quantification of the Contact Area at the Head-Stem Taper Interface of Modular Hip Prostheses. *PLoS ONE* 10:e0135517.
- Wuttke, V., H. Witte, K. Kempf, T. Oberbach, & D. Delfosse. 2011. Influence of various types of damage on the fracture strength of ceramic femoral heads. *Biomedizinische Technik (Biomedical Engineering)* 56:333–339.
- Yang, K., & Y. Ren. 2010. Nickel-free austenitic stainless steels for medical applications. *Sci. Technol. Adv. Mater.* 11:1–13.
- Yang, L. 2005. A test methodology for the determination of wear coefficient. *Wear* 259:1453–1461.
- Zeng, P., W. M. Rainforth, & R. B. Cook. 2015. Characterisation of the oxide film on the taper interface from retrieved large diameter metal on polymer modular total hip replacements. *Tribology International* 89:86–96.

- Zhang, H., L. T. Brown, L. A. Blunt, X. Jiang, & S. M. Barrans. 2009. Understanding initiation and propagation of fretting wear on the femoral stem in total hip replacement. *Wear* 266:566–569.
- Zhang, T., N. M. Harrison, P. F. McDonnell, P. E. McHugh, & S. B. Leen. 2013. A finite element methodology for wear fatigue analysis for modular hip implants. *Tribology International* 65:113–127.
- Zhu, D., Y. Liu, & J. L. Gilbert. 2020. In vitro fretting crevice corrosion damage of CoCrMo alloys in phosphate buffered saline: Debris generation, chemistry and distribution. *Acta Biomaterialia* 114:449–459.
- Zum Gahr, K.-H. 1987. *Wear mechanism*. Pp. 84–110 *Microstructure and wear of materials*, 1st Ed. Elsevier, Amsterdam, Netherlands.

8 Anhang

8.1 Werkstoffcharakterisierung

8.1.1 Härteprüfung nach Vickers

Die Härteprüfungen nach Vickers (ISO 6507-1 2018) wurden mittels Härteprüfgerät (Semi-MacroVickers 5112, Buehler, Lake Bluff, USA) an Metallkonen, die zuvor für die später beschriebenen Experimente verwendet wurden, durchgeführt. Insgesamt wurde die Härte an neun Konen aus einer Titanlegierung (Ti) gemäß ISO 5832-3:(2016), 24 Konen aus einer Kobalt-Chrom-Legierung (CoCr) gemäß ISO 5832-12:(2007) und neun aus einer Stahllegierung (SS) gemäß ISO 5832-9:(2007) bestimmt. Die Ergebnisse dienten als Eingabeparameter für die jeweiligen Verschleißmodelle der später beschriebenen numerischen Untersuchungen (siehe Kapitel 5.7). Insgesamt wurden drei Härteeindrücke pro Konus im Abstand von 1,5 mm an der proximalen Oberfläche durchgeführt. Hierbei wurde ein Diamant-Eindringkörper in die Oberfläche der Proben gedrückt. Die Form des Eindringkörpers entsprach einer geraden Pyramide mit quadratischer Grundfläche mit einem Winkel von 136° zwischen gegenüberliegenden Flächen (Abbildung 99). Zur Bestimmung der Vickershärte wurden die Diagonalen d_1 und d_2 der Pyramidengrundfläche des Eindrucks, der in der Oberfläche nach Wegnahme der Prüfkraft F zurückbleibt, ausgemessen. Somit konnte die Fläche des Eindrucks berechnet werden. Die applizierte Prüfkraft lag bei 98,07 N.

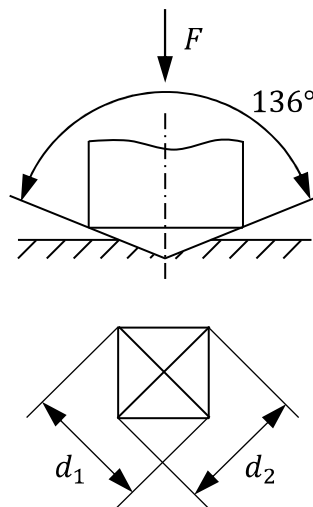


Abbildung 99: Schematische Darstellung der Härteprüfung nach Vickers. Darstellung des Eindringkörpers (oben) und des Härteeindrucks (unten).

Die jeweilige Vickershärte wurde mittels Gleichung 59 berechnet:

$$\text{Vickershärte HV10} = \frac{1}{g_n} \cdot \frac{2 \cdot F \cdot \sin \frac{136^\circ}{2}}{d^2} = \frac{1}{9,80665 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}} \cdot \frac{2 \cdot F \cdot \sin \frac{136^\circ}{2}}{d^2} \approx 0,1891 \frac{F}{d^2} \quad 59$$

Die Vickershärte wird für gewöhnlich dimensionslos angegeben. Als Eingabeparameter für das numerische Verschleißmodell wurde die Vickershärte in die Härte H mit der Einheit GPa gemäß Gleichung 60 überführt:

$$H = HV10 \cdot 9,80665 \frac{m}{s^2} \cdot 10^{-3}$$

Die Ergebnisse wurden für jeden Konuswerkstoff als Mittelwerte und Standardabweichungen zusammengefasst und mittels Wilcoxon-Rangsummentest auf statistisch signifikante Unterschiede untersucht (Signifikanzniveau: 0,05).

8.1.1.1 Härtevergleich

Die CoCr-Konen zeigten mit einer mittleren Härte von $5,08 \pm 0,48$ GPa die höchsten gemessenen Werte, während die Härte der SS- und Ti-Proben bei $2,89 \pm 0,05$ GPa und $2,86 \pm 0,03$ GPa lag. Ein statistisch signifikanter Unterschied wurde zwischen CoCr und SS ($p < 0,001$) und CoCr und Ti ($p < 0,001$) gefunden, während der Vergleich die Gruppen Ti und SS ($p = 0,078$) keinen signifikanten Unterschied ergab. Fischer et al. (2017) fanden für eine zu der in dieser Arbeit verwendeten vergleichbaren CoCr-Legierung Härtewerte von $5,96 \pm 0,53$ GPa. Aherwar (2016) hingegen berichteten einen Härtewert von 4,36 GPa. Für eine zu in dieser Arbeit verwendeten vergleichbaren Stahlliegierung fanden Güler et al. (2015b) eine Härte von $2,8 \pm 0,1$ GPa, während Romanczuk und Oksiuta (2017) einen höheren Wert von $3,9 \pm 0,1$ GPa berichteten. Für Härteprüfungen an Ti-Proben wurden in der Literatur Werte zwischen 2,9 und 3,5 GPa gefunden (Dong & Bell 1999, Ganesh et al. 2012, Atar 2013, Zhang et al. 2013, Chen et al. 2014). Die Werte der Oberflächenhärte, für die in der vorliegenden Arbeit verwendeten Werkstoffe, lagen somit im Bereich der in der Literatur berichteten Daten. Auffallend war die höhere Standardabweichung bei den CoCr-Proben, was durch die Hartphasen (Karbide) im Gefüge hervorgerufen worden sein könnte.

8.1.2 Zugversuche

Die monotonen, uniaxialen Zugversuche dienten primär der Bestimmung der konuswerkstoffspezifischen Fließkurven (Wahre Spannung-wahre Dehnung-Kurven). Diese beschreiben den plastischen Bereich verschiedenen Werkstoffe. Linear-elastische Werkstoffdaten wurden daher der Literatur entnommen. Die Daten dienten der Erstellung der Materialgesetze, die in die FE-Modelle implementiert wurden (siehe Kapitel 5.3). Des Weiteren wurden aus den technischen Spannungs-Dehnungs-Kurven weitere materialspezifische Kennwerte zur Charakterisierung der Konuswerkstoffe bestimmt.

8.1.2.1 Methodik und Datenauswertung

Für die Zugversuche standen Rundproben mit Schulterköpfen der Form C gemäß DIN 50125:(2016) zur Verfügung (Abbildung 100). Die Zugproben wurden aus dem gleichen Werkstoff wie die in den späteren Fügeexperimenten verwendeten Metallkone hergestellt. Jeweils fünf Zugproben wurden aus einer CoCr-Legierung (ISO 5832-12 2007), je fünf aus einer SS-Legierung (ISO 5832-9 2007) und je vier aus einer Ti-Legierung (ISO 5832-3 2016) hergestellt. Der Probendurchmesser d_0 betrug 10 mm. Die weiteren Abmessungen können der Abbildungsbeschriftung entnommen werden.

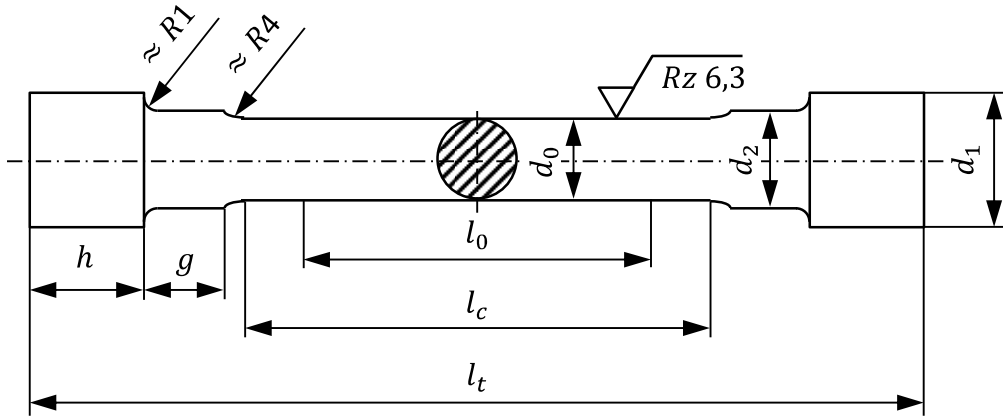


Abbildung 100: Rundprobe mit Schulterköpfen, Form C; Gesamtlänge l_t : 117 mm; Anfangsmesslänge l_0 : 50 mm; Versuchslänge l_c : 60 mm; Kopfhöhe h : 15 mm; Länge des Ansatzes g : 10 mm; Kopfdurchmesser d_1 : 18 mm; Durchmesser des Ansatzes d_2 : 12 mm.

Die Zugproben wurden mittels einer elektromechanischen Spindelzugmaschine (RM100, Schenck-Trebel GmbH, Ralingen, Deutschland) bei einer Zuggeschwindigkeit von 0,11 mm/s belastet. Durchmesser- und Längenänderungen der Proben wurden mit einer Highspeed Digitalkamera (Casio Exilim Pro EX-F1, Tokio, Japan) erfasst. Die Versuche wurden bei Raumtemperatur durchgeführt. Nach Beendigung des Tests wurden beide Probenhälften zusammengeführt, um den Durchmesser nach Bruch zu bestimmen. Des Weiteren wurde aus den optischen Messungen der Krümmungsradius im Bereich der Einschnürung bestimmt, um die wahre Bruchspannung zu bestimmen. Aufgrund der durch die Durchmesserverringerung resultierenden Kerbwirkung, wurde die Fließkurve mit Hilfe der Bridgman-Korrektur berechnet (Bridgman 1952). Die wahre Dehnung ε_w wurde aus der technischen Dehnung ε_0 (Gleichung 61), die sich mit Hilfe der Anfangsprüflänge l_0 und aktueller Probenlänge l während der Belastung berechnen lässt, bestimmt (Gleichung 62).

$$\varepsilon_w = \ln \frac{l}{l_0} = \ln(1 + \varepsilon_0) \quad 61$$

mit

$$\varepsilon_0 = \frac{\Delta l}{l_0} = \frac{l - l_0}{l_0} = \frac{l}{l_0} - 1 \quad 62$$

Die gemittelte wahre Spannung $\sigma_{w,gem}$ wurde bis zur Gleichmaßdehnung aus der gemessenen Kraft und dem aktuellen Durchmesser d bestimmt (Gleichung 63).

$$\sigma_{w,gem} = \frac{F}{0,25\pi d^2} \quad 63$$

Mit Beginn der Einschnürung nach der Gleichmaßdehnung setzt die Bridgman-Korrektur ein (Gleichung 64). Diese Korrektur ist nötig, da sich auf Grund der Durchmesseränderung bei Einschnürung der Spannungszustand vom einachsigen Zustand in einen mehrachsigen Spannungszustand ändert. Die gemittelte wahre Spannung wird hierbei in eine einachsige wahre Spannung σ_w überführt. Die Einschnürung wird durch die aktuelle minimale Krümmung ρ beschrieben.

$$\sigma_w = \frac{\sigma_{w,gem}}{\left[1 + 4 \frac{\rho}{d} \ln \left(1 + \frac{1}{4} \frac{d}{\rho}\right)\right]} \quad 64$$

Aus den Daten der technischen Spannungs-Dehnungskurven wurden für jede Probe typische Werkstoffkennwerte bestimmt. Als Grenzwert für die einsetzende plastische Dehnung wurde die 0,2%-Dehngrenze $R_{p0,2}$ bei einer plastischen Dehnung von 0,2% und entsprechender Kraft $F_{0,2}$ anhand Gleichung 65 ermittelt.

$$R_{p0,2} = \frac{F_{0,2}}{0,25\pi d_0^2} \quad 65$$

Die Zugfestigkeit R_m wurde bei maximaler Kraft F_{max} bezogen auf den Ausgangsquerschnitt der Proben bestimmt (Gleichung 66).

$$R_m = \frac{F_{max}}{0,25\pi d_0^2} \quad 66$$

Die Bruchdehnung A_b , also die bleibende Dehnung nach dem Bruch der Proben, wurde aus der Ausgangsmesslänge l_0 und der Messlänge nach dem Bruch l_b gemäß Gleichung 67 bestimmt.

$$A_b = \frac{l_b - l_0}{l_0} \cdot 100[\%] \quad 67$$

Die Gleichmaßdehnung A_g beschreibt die bis zur maximalen Kraft aufgetretene Dehnung, das heißt im Bereich gleichbleibenden Durchmessers der Proben und wurde aus der Ausgangsmesslänge l_0 und der Messlänge bei maximaler Kraft l_g gemäß Gleichung 68 berechnet.

$$A_g = \frac{l_g - l_0}{l_0} \cdot 100[\%] \quad 68$$

Die Brucheinschnürung Z beschreibt die größte prozentuale Änderung des Querschnitts und wurde mittels Gleichung 69 bestimmt.

$$Z = \frac{S_0 - S_B}{S_0} \cdot 100[\%] \quad 69$$

Die Einschnürdehnung A_e beschreibt den Dehnungsbereich zwischen Gleichmaßdehnung und Bruchdehnung und wurde aus der Differenz von Bruchdehnung und Gleichmaßdehnung berechnet.

$$A_e = A_b - A_g \quad 70$$

Die Einzelergebnisse wurden jeweils für die drei untersuchten Werkstoffe als Mittelwerte und Standardabweichungen zusammengefasst und mittels Wilcoxon-Rangsummentest auf statistisch signifikante Unterschiede untersucht (Signifikanzniveau: 0,05). Hierfür wurde die Statistiksoftware Minitab 19 (Minitab, LLC, Pennsylvania, USA) verwendet. Die ermittelten Fließkurven wurden verwendet, um Materialgesetze für die numerischen Modelle abzuleiten (siehe Kapitel 5.3).

8.1.2.2 Fließkurven, technische Spannungs-Dehnungskurven, Werkstoffkennwerte

Die drei untersuchten metallischen Konuswerkstoffe zeigten für duktile Materialien typische Verläufe der technischen Spannungs-Dehnungskurven mit kontinuierlichem Übergang von elastischer zu plastischer Verformung (Abbildung 101). CoCr, als sprödester der untersuchten Konuswerkstoffe, zeigte im Vergleich zu Ti und SS keine merkliche Einschnürung vor dem Bruch.

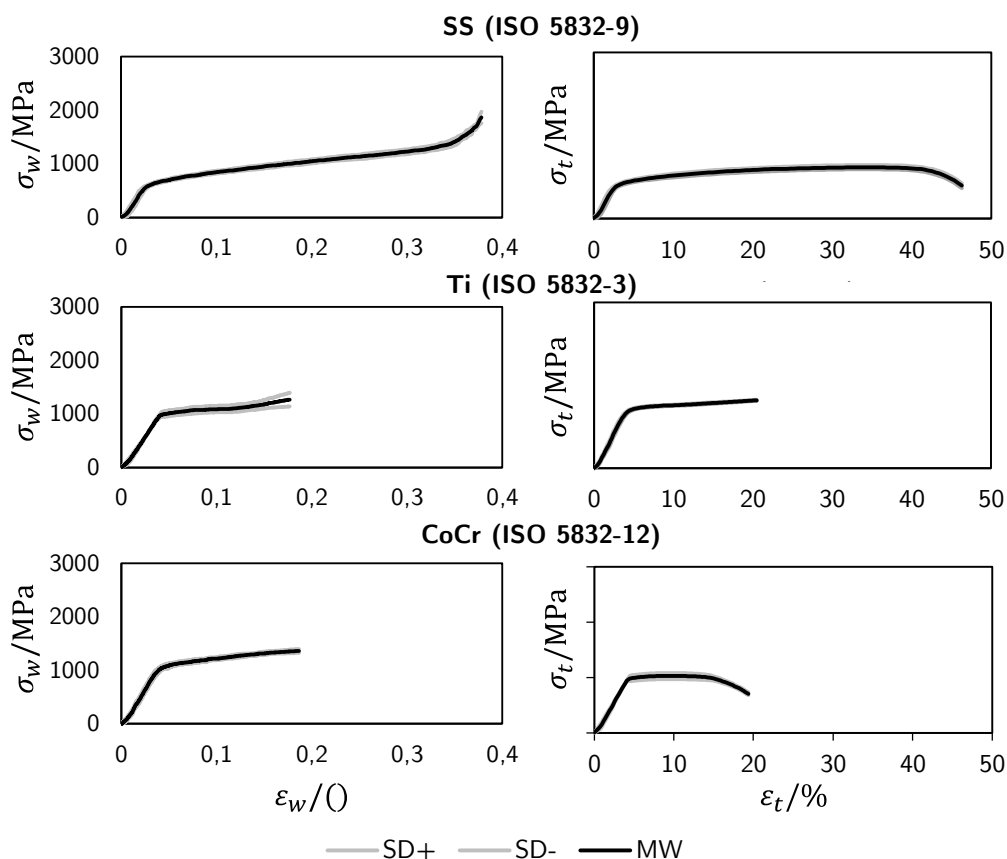


Abbildung 101: Fließkurven (links) und technische Spannungs-Dehnungskurven der drei untersuchten Konuswerkstoffe.

Tabelle 25: Werkstoffkennwerte (Mittelwert±Standardabweichung) der untersuchten Konuswerkstoffe (Ti (n=4), CoCr (n=5), SS-Legierung (n=5)) mit Angabe der p-Werte der jeweiligen statistischen Gruppenvergleiche. Das Signifikanzniveau lag bei p=0,05.

	Ti	CoCr	SS		p-Wert		p-Wert		p-Wert
Dehngrenze/MPa	981±55	1 049±16	576±38	TI-COCR	0,019	COCR-SS	0,012	TI-SS	0,019
Zugfestigkeit/MPa	1 028±57	1 198±19	917±45		0,020		0,012		0,019
Wahre Bruchspannung/MPa	1 236±95	1 297±63	1 785±64		0,391		0,012		0,020
Gleichmaßdehnung/%	5,6±0,3	12,2±2,5	31,5±0,4		0,019		0,012		0,019
Bruchdehnung/%	14,3±0,4	12,2±2,5	43,0±0,4		0,176		0,012		0,019
Einschnürdehnung/%	8,7±0,6	-	11,5±0,3		na		na		0,019
Brucheinschnürung/%	24,3±1,1	5,4±1,4	35,5±10,5		0,018		0,011		0,178

Tabelle 25 zeigt die ermittelten Werkstoffkennwerte für die verschiedenen Konuswerkstoffe und die p-Werte der jeweiligen statistischen Gruppenvergleiche. CoCr zeigte die größten Werte hinsichtlich der Dehngrenze und der Zugfestigkeit, während für SS die geringsten Werte

gefunden wurden. SS zeigte jedoch die höchsten Werte hinsichtlich der wahren Bruchspannung, der Gleichmaßdehnung, der Bruchdehnung und der Brucheinschnürung. Die CoCr-Proben zeigten keine merkliche Einschnürung vor dem Bruch. Alle untersuchten Proben erfüllten die normativ geforderten Mindestanforderungen an die jeweiligen mechanischen Eigenschaften, für Ti und SS im geglähten, für CoCr im warmgeformten Zustand (siehe Tabelle 3).

8.2 Geometrische Charakterisierung

Nach Reinigung im Ultraschallbad (Transsonic Digital S T910DH, Elma, Singen, Deutschland) und anschließender Reinigung mit Isopropanol erfolgte die geometrische Charakterisierung der verwendeten Kugelköpfe und Testkonen jeweils mittels Koordinatenmessgeräten (Prismo, Carl Zeiss Industrielle Messtechnik GmbH, Oberkochen, Deutschland; Euro C 544, Mitutoyo, Neuss, Germany; SJ 210, Mitutoyo, Neuss, Deutschland). Für die Vermessung der Kugelköpfe wurde ein 2-Tastersystem mit einer Diamanttastkugel (Durchmesser: 3 mm) für die Innenkontur und einer Rubintastkugel (Durchmesser: 10 mm) für die Außenkontur verwendet. Für die Vermessung der Testkonen wurde ein Taster mit einer Rubintastkugel (Durchmesser: 5 mm) eingesetzt. Um mittlere Geometriemodelle der Kugelköpfe und Testkonen für die FE-Simulationen generieren zu können, wurden die wichtigsten geometriestimmenden Maße, vor allem hinsichtlich der spezifischen Konusgeometrien, bestimmt (Tabelle 26).

Für die Vermessung der Kugelköpfe wurde zunächst ein Referenzkoordinatensystem, dessen Ursprung in der Stirnflächenebene liegt und dessen x-Achse entlang der Kegelachse verläuft, festgelegt (Abbildung 102). Dafür wurde durch Abtasten der Stirnfläche eine Referenzebene für die folgenden Messungen berechnet. Die Kegelachse wurde über die Erfassung zweier Kegelkreisbahnen am proximalen und distalen Ende der Kegelbohrung berechnet.

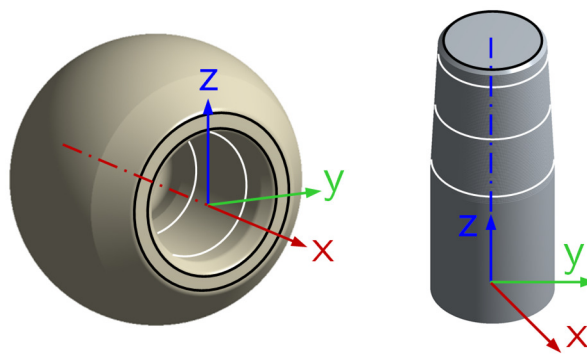
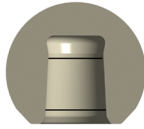

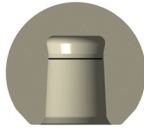

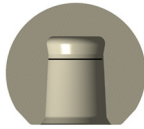

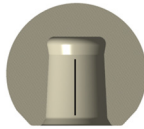

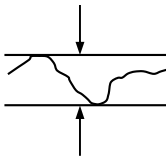
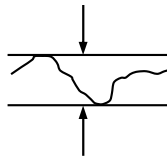
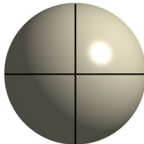
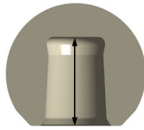
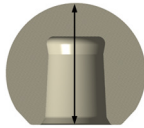


Abbildung 102: Schematische Darstellung der Referenzebenen (durch schwarze Linien gekennzeichnet) und der Kegelkreisbahnen zur Bestimmung der geometrischen Konusparameter von Prothesenkopfkonus und Metallkonus.

Tabelle 26: Übersicht der gemessenen Geometrieparameter von Prothesenkopf und Konus und Kurzbeschreibung der Messstrategie.

	Parameter	Prothesenkopf	Konus	Messstrategie
1	Kegelwinkel/ Konuswinkel			Kegelkreisbahnen über 360°
2	Kegeldurchmesser/ Konusdurchmesser			Berechnung des Kegeldurchmessers aus den erfassten Kegel-Messdaten auf Soll-Höhe gemäß Zeichnung
3	Rundheit			Kegelkreis-Erfassung am proximalen Ende der Kegelbohrung und des Testkonus
4	Geradheit			Gerade mit gleichverteilten Punkten auf der Mantelfläche der Kegelbohrung und des Testkonus
5	Kegelform			Berechnung der Kegelform aus erfassten Kegelkreisbahnen
6	Außendurchmesser		-	2 Kugelkreissegmente über 200° mit gleichverteilten Punkten
7	Tiefe der Kegelboh- rung		-	Antastung eines Einzeltastpunkts am Grund der Kegelbohrung, Be- rechnung relativ zur Referenz- ebene
8	Gesamthöhe des Prothesenkopfs		-	Berechnung mittels Prothe- senkopfradius und Abstand des Kugelmittelpunktes zur Referenz- ebene

Aus diesen Messungen wurden ebenfalls der Kegelwinkel, der Kegeldurchmesser, die Kegelform und die Rundheit abgeleitet. Die Geradheit wurde über die Abtastung einer Geraden auf der Kegelmantelfläche in Achsrichtung bestimmt. Über Abtastung eines Einzeltastpunktes auf dem Grund der Kegelbohrung konnte die Tiefe der Kegelbohrung berechnet werden. Der Außendurchmesser des Prothesenkopfs wurde über die Vermessung zweier Kugelkreissegmente über 200° mit 90° Versatz zueinander bestimmt. Damit konnte die Gesamthöhe des Prothesenkopfs mittels Prothesenkopfradius und Abstand des Kugelmittelpunktes zur Referenzebene berechnet werden. Die Vermessung der Testkonen erfolgte nach derselben Messstrategie wie für die Vermessung der Kegelbohrung mit der Ausnahme, dass der Konuswinkel über die Messung dreier Kegelkreisbahnen bestimmt wurde. Die Messergebnisse wurden je nach Versuchsgruppe zu Mittelwerten und den dazugehörigen Standardabweichungen zusammengefasst. Die

einzelnen Parameter wurden als stetige Prädiktoren in die statistischen Modelle aufgenommen (siehe Kapitel 4.1.1.4). Mit Hilfe der mittleren Geometrieparameter konnten die Versuchsgruppen untereinander verglichen werden und geometrische Modelle für die nachfolgenden FE-Simulationen erstellt werden. Da alle Prüfmaße der verwendeten Prothesenköpfe innerhalb ihrer Spezifikation lagen, wurden bei der Erstellung der Geometrie-Modelle lediglich die spezifischen geometrischen Konusparameter der Prothesenkopfbohrung, je nach Versuchsgruppe, angepasst, während die restlichen Geometrien (Außengeometrie, Fase, Dom) mit Nominalmaßen modelliert wurden. Die Geometrie-Modelle der Testkonen wurden mittels spezifischer Makro-Geometrie und spezifischer Oberflächentopografie (siehe Kapitel 4.1.1.3) modelliert. Die zur Modellierung verwendeten spezifischen Geometrieparameter und Parameter der Oberflächentopografie sind Tabelle 27 bis Tabelle 31 aufgelistet.

Tabelle 27: Auflistung der wichtigsten geometrischen Parameter der verwendeten Konen und Kugelköpfe und Profilparameter der verwendeten Titankonen für Experiment 1. Darstellung der Vermessungsdaten als Mittelwert und Standardabweichung.

Experiment 1	Versuchsgruppe 1 (n=4)	Versuchsgruppe 2 (n=5)	Versuchsgruppe 3 (n=5)
		Metallkonus	
Werkstoffbezeichnung	TiAl ₆ V ₄	TiAl ₆ V ₄	TiAl ₆ V ₄
Konuswinkel/°	5,388±0,006	5,684±0,007	5,774±0,009
Konusdurchmesser/ mm	12,669±0,000	12,673±0,008	12,673±0,005
Profilhöhe/μm	14,928±0,625	14,540±0,463	14,784±0,508
Profilsitzenabstand/μm	215,014±2,850	213,926±2,701	214,573±3,509
		Prothesenkopf	
Größe und Werkstoff	32-12/14XL BIOLOX [®] <i>delta</i>	32-12/14XL BIOLOX [®] <i>delta</i>	32-12/14XL BIOLOX [®] <i>delta</i>
Konuswinkel/°	5,747±0,005	5,741±0,005	5,752±0,009
Konusdurchmesser/mm	12,731±0,006	12,732±0,003	12,728±0,004
		Winkelspalt	
Winkelspalt/°	0,180±0,001	0,028±0,001	-0,011±0,001

Tabelle 28: Auflistung der wichtigsten geometrischen Parameter der verwendeten Konen und Kugelköpfe und Profilparameter der verwendeten Metallkonen für Experiment 2. Darstellung der Vermessungsdaten als Mittelwert und Standardabweichung.

Experiment 2	Versuchsgruppe 1 (n=6)	Versuchsgruppe 2 (n=6)	Versuchsgruppe 3 (n=6)
		Metallkonus	
Werkstoffbezeichnung	TiAl ₆ V ₄	X4CrNiMnMo21-9-4	CoCr ₂₈ Moy
Konuswinkel/°	5,664±0,008	5,656±0,007	5,671±0,009
Konusdurchmesser/mm	12,672±0,002	12,673±0,012	12,668±0,006
Profilhöhe/μm	12,308±0,954	12,136±0,354	7,771±1,714
Profilsitzenabstand/μm	197,665±14,036	198,031±3,109	190,186±10,018
		Prothesenkopf	
Größe und Werkstoff	32-12/14M BIOLOX [®] <i>forte</i>	32-12/14M BIOLOX [®] <i>forte</i>	32-12/14M BIOLOX [®] <i>forte</i>
Konuswinkel/°	5,771±0,008	5,768±0,004	5,774±0,001
Konusdurchmesser/mm	12,729±0,009	12,725±0,056	12,722±0,006
		Winkelspalt	
Winkelspalt/°	0,054±0,002	0,056±0,002	0,052±0,003

Tabelle 29: Auflistung der wichtigsten geometrischen Parameter der verwendeten Konen und Kugelköpfe und Profilparameter der verwendeten Metallkone für Experiment 3 (2 kN Lastniveau). Darstellung der Vermessungsdaten als Mittelwert und Standardabweichung.

Experiment 3 (2 kN)	Versuchsgruppe 1 (n=6)	Versuchsgruppe 2 (n=6)	Versuchsgruppe 3 (n=6)
Metallkonus			
Werkstoffbezeichnung	TiAl ₆ V ₄	X4CrNiMnMo21-9-4	CoCr ₂₈ Mo ₆
Konuswinkel/°	5,659±0,003	5,661±0,002	5,650±0,005
Konusdurchmesser/mm	12,669±0,007	12,674±0,002	12,674±0,002
Profilhöhe/μm	11,743±0,374	11,956±0,334	11,769±0,772
Profilspitzenabstand/μm	201,653±2,539	202,646±2,909	203,571±10,244
Prothesenkopf			
Größe und Werkstoff	28-12/14L BIOLOX [®] forte	28-12/14L BIOLOX [®] forte	28-12/14L BIOLOX [®] forte
Konuswinkel/°	5,766±0,004	5,767±0,002	5,757±0,004
Konusdurchmesser/mm	12,730±0,003	12,728±0,002	12,731±0,003
Winkelspalt			
Winkelspalt/°	0,053±0,000	0,053±0,000	0,053±0,001

Tabelle 30: Auflistung der wichtigsten geometrischen Parameter der verwendeten Konen und Kugelköpfe und Profilparameter der verwendeten Metallkone für Experiment 3 (4 kN Lastniveau). Darstellung der Vermessungsdaten als Mittelwert und Standardabweichung.

Experiment 3 (4 kN)	Versuchsgruppe 1 (n=6)	Versuchsgruppe 2 (n=6)	Versuchsgruppe 3 (n=6)
Metallkonus			
Werkstoffbezeichnung	TiAl ₆ V ₄	X4CrNiMnMo21-9-4	CoCr ₂₈ Mo ₆
Konuswinkel/°	5,664±0,001	5,667±0,002	5,659±0,004
Konusdurchmesser/mm	12,664±0,001	12,671±0,003	12,670±0,005
Profilhöhe/μm	11,816±0,370	11,971±0,375	12,057±0,841
Profilspitzenabstand/μm	201,604±2,506	199,565±3,791	196,509±8,276
Prothesenkopf			
Größe und Werkstoff	28-12/14L BIOLOX [®] forte	28-12/14L BIOLOX [®] forte	28-12/14L BIOLOX [®] forte
Konuswinkel/°	5,770±0,001	5,772±0,002	5,765±0,004
Konusdurchmesser/mm	12,728±0,002	12,728±0,002	12,727±0,001
Winkelspalt			
Winkelspalt/°	0,053±0,000	0,053±0,000	0,053±0,001

Tabelle 31: Auflistung der wichtigsten geometrischen Parameter der verwendeten Konen und Kugelköpfe und Profilparameter der verwendeten Metallkone für Experiment 3 (6 kN Lastniveau). Darstellung der Vermessungsdaten als Mittelwert und Standardabweichung.

Experiment 3 (6 kN)	Versuchsgruppe 1 (n=6)	Versuchsgruppe 2 (n=6)	Versuchsgruppe 3 (n=6)
Metallkonus			
Werkstoffbezeichnung	TiAl ₆ V ₄	X4CrNiMnMo21-9-4	CoCr ₂₈ Mo ₆
Konuswinkel/°	5,669±0,004	5,673±0,004	5,667±0,002
Konusdurchmesser/mm	12,664±0,008	12,670±0,004	12,670±0,004
Profilhöhe/μm	11,311±1,304	12,379±0,565	11,903±0,665
Profilspitzenabstand/μm	202,489±3,041	198,609±3,886	209,924±3,953
Prothesenkopf			
Größe und Werkstoff	28-12/14L BIOLOX [®] forte	28-12/14L BIOLOX [®] forte	28-12/14L BIOLOX [®] forte
Konuswinkel/°	5,775±0,004	5,779±0,004	5,774±0,002
Konusdurchmesser/mm	12,726±0,004	12,729±0,003	12,728±0,001
Winkelspalt			
Winkelspalt/°	0,053±0,000	0,053±0,001	0,053±0,000

8.3 Datenanalyse

Um die gemessenen Linienprofile für die weitere Analyse vorzubereiten, musste zunächst der Winkelversatz der Primärprofile mittels Messsoftware (ACCTee Pro, Tokyo Seimitsu Co. Ltd, Accretech, Tokyo, Japan) ausgeglichen werden (Abbildung 103). Dafür wurden am proximalen und distalen Ende der Profilkurve Minima definiert, die den Start- und Endpunkt einer Geraden bildeten. Der Winkel zwischen dieser Geraden und der x-Achse konnte nun verwendet werden, um das Gesamtprofil auszurichten. Das Minimum am distalen Ende der Profilkurve wurde zudem als neuer Nullpunkt definiert.

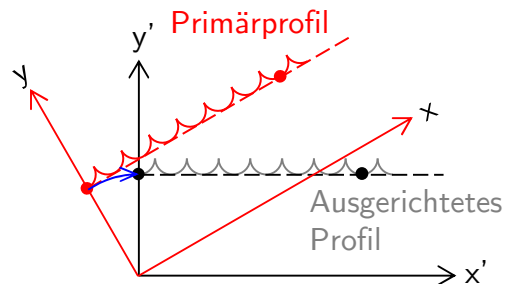


Abbildung 103: Primärprofil und ausgerichtetes Profil.

Die verarbeiteten Profilkurven konnten nun mittels programmierter Auswerterroutine (RStudio Team (2018), RStudio, Inc., Boston, USA) analysiert werden. Der erste Schritt bestand in der Bestimmung der Positionen der lokalen Minima und Maxima, also der Profilberge und -täler. Hierfür wurden die x- und y-Werte der jeweiligen Profilkurven in Vektoren geschrieben. Um die Extrema aufzufinden, wurden die Komponenten des Vektors innerhalb einer Schleife schrittweise mittels zweier gleich großer Suchfenster durchsucht. Die Ergebnisse der beiden Suchfenster wurden dann schrittweise verglichen. Wenn also, an einer bestimmten Vektorposition, alle davorliegenden y-Werte des ersten Suchfensters kleiner als der momentane Vektorwert und alle dahinterliegenden y-Werte des zweiten Suchfensters ebenfalls kleiner als der momentan betrachtete Vektorwert waren, lag ein lokales Maximum vor. Umgekehrt, wenn alle Werte des ersten Suchfensters größer als der momentan betrachtete Vektorwert und alle Werte des zweiten Suchfensters ebenfalls größer als der momentan betrachtete Vektorwert waren, lag ein lokales Minimum vor. Mit der Kenntnis der Vektorpositionen, konnten die zu den y-Werten gehörenden x-Werte bestimmt werden (Abbildung 104).

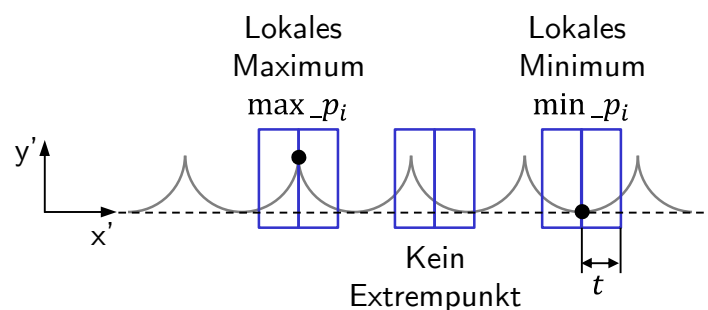


Abbildung 104: Schematische Darstellung der Bestimmung der lokalen Minima und Maxima.

Nun konnten verschiedene Parameter zur Untersuchung der Deformation der Profilspitzen berechnet werden. Es wurde die vertikale Höhenänderung der Profilspitzen und die horizontale Verbreiterung der Profilspitzen analysiert, um letztlich die Änderung der Mantelfläche

berechnen zu können. Dafür wurden zunächst Hilfspunkte Va und Ve bzw. va und ve (Großbuchstaben beziehen sich auf Parameter der Profilmessung vor Belastung, Kleinbuchstaben auf Parameter nach Belastung) links und rechts der jeweiligen Maxima der Profile, im vertikalen Abstand von $2\ \mu\text{m}$, über eine logische Filterung der y-Vektorkomponenten bestimmt. Das heißt, es wurden zunächst nur die Vektorkomponenten, die oberhalb des festgelegten vertikalen Abstands vom jeweils betrachteten Maximum lagen, betrachtet. In den somit gefilterten Vektordaten wurden wiederum mittels zweier Suchfenster um die bekannte Vektorposition eines Maximums die Positionen gesucht bei der der festgelegte y-Schwellenwert gerade überschritten wurde. Mit der Kenntnis dieser Hilfspunkte konnte nun die Höhenänderung bestimmt werden. Hierfür wurden zunächst die Mittelwerte der y-Werte der beiden Hilfspunkte der Profile vor und nach Belastung berechnet. Danach wurden jeweils die Abstände zwischen den Mittelwerten und den y-Werten der Maxima bestimmt. Die Differenz dieser Abstände definierte die Höhenänderung.

Um die horizontale Verbreiterung der Profilspitzen zu analysieren, wurde zunächst ein neues Koordinatensystem, parallel zur Konusachse, eingeführt. Dies war nötig, um für die jeweils betrachtete Profilspitze, die Mantellinie m und Mantelfläche M des entsprechenden Kegelstumpfes berechnen zu können. Diese Parameter geben Aufschluss über die Verbreiterung der Profilspitze auf Höhe des y-Schwellenwerts ($2\ \mu\text{m}$) und konnten im Sinne einer Mantelflächenänderung interpretiert werden. Da der proximale Konusdurchmesser bei der geometrischen Vermessung im Abstand von $1,4\ \text{mm}$ zum Konusende bestimmt wurde, wurde dieser Wert in Bezug auf einen Referenzpunkt K , der sich genau im Übergang zwischen Fase und beginnender Profilierung des Konus befand, korrigiert (Abbildung 105), um die weiteren Radien zur Bestimmung der Mantelfläche korrekt berechnen zu können.

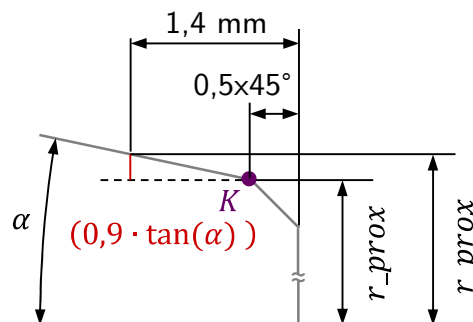
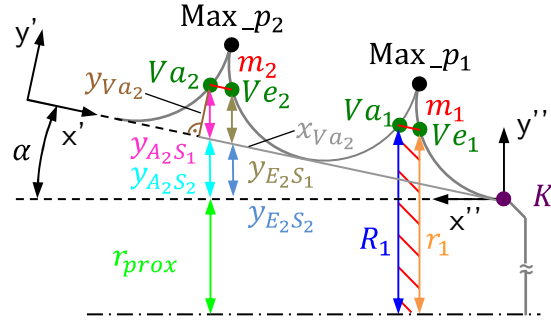


Abbildung 105: Schematische Darstellung des gemessenen Konusradius $r_{prox_}$ am proximalen Konusende mit Referenzpunkt K und entsprechend korrigiertem Konusradius r_{prox} .

Um den Referenzpunkt K in den Datensätzen zu finden, wurden zunächst innerhalb einer Schleife die Steigungen von einzelnen Geraden, gebildet von jeweils zwei Punkten im Abstand von 100 Messpunkten zueinander, mit einer Schrittweite von jeweils 10 Messpunkten, bestimmt. Für den Kurvenverlauf der Steigungen wurden nun auf gleiche Weise wie zuvor ebenfalls die Steigungen ermittelt. Über die Vektorposition, an der sich die maximale negative Steigung befand, konnte, ähnlich der Bestimmung eines Extrempunkts, folglich der x- und y-Wert des Referenzpunkts K bestimmt werden. Mit Kenntnis dieses Punkts konnte im Weiteren die Mantelfläche M berechnet werden. Die Länge der jeweiligen Mantellinie m war durch die vorherige Definition der beiden Hilfspunkte Va_k und Ve_k bzw. va und ve und Auswertung ihres Abstands zueinander bestimmt. Die zusätzlich benötigten Radien, um die Mantelfläche bestimmen zu können, konnten über trigonometrische Bestimmung der Einzelstrecken y_{AS_1} und y_{AS_2} für das Profil vor Belastung und entsprechend y_{as_1} und y_{as_2} für das Profil nach Belastung und

anschließender Summation der Einzelstrecken berechnet werden (Abbildung 106, Gleichung 71 bis 74). Dazu wurden alle x- und y-Vektorkomponenten der Hilfspunkte Va und Ve bzw. va und ve im neuen Koordinatensystem, dessen Ursprung im Referenzpunkt K lag, ausgedrückt ($x_{Va_k}, y_{Va_k}, x_{Ve_k}, y_{Ve_k}, x_{va_k}, y_{va_k}, x_{ve_k}, y_{ve_k}$). Damit konnte nun die Mantelfläche nach Gleichung 75 berechnet werden. Die Höhenänderung, sowie die Änderung der Mantelfläche (Differenz vor und nach Belastung), wurden statistisch ausgewertet.



Bestimmung der Mantelfläche
des Kegelstumpfs:
 $M = (R + r) \cdot \pi \cdot m$

Abbildung 106: Schematische Darstellung der Mantelflächenbestimmung.

$$y_{A_2S_1} = \frac{y_{Va_2}}{\cos(\alpha)} \quad 71$$

$$y_{A_2S_2} = \sin(\alpha) \cdot [x_{Va_2} - y_{Va_2} \cdot \tan(\alpha)] \quad 72$$

$$r_1 = y_{E_2S_1} + y_{E_2S_2} + r_{prox} \quad 73$$

$$R_1 = y_{A_2S_1} + y_{A_2S_2} + r_{prox} \quad 74$$

$$M = (R + r) \cdot \pi \cdot m \quad 75$$

8.4 Koeffiziententabellen

8.4.1 Experiment 1

8.4.1.1 Proximale Flächenänderung

Regressionsgleichung in kodierten Einheiten

Flächenänderung proximal	=	-123976 Konuswinkel	+ 0,0 Profilspitze_1	+ 81219 Profilspitze_2
		+ 79339 Profilspitze_3	+ 76905 Profilspitze_4	+ 86013 Profilspitze_5
		+ 93346 Profilspitze_6	+ 89362 Profilspitze_7	+ 93437 Profilspitze_8
		+ 111655 Profilspitze_9	+ 133043 Profilspitze_10	+ 183404 Profilspitze_11
		+ 210174 Profilspitze_12	+ 230592 Profilspitze_13	+ 314192 Profilspitze_14
		+ 439835 Profilspitze_15	+ 663124 Profilspitze_16	+ 733475 Profilspitze_17
		+ 674223 Profilspitze_18		

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Konuswinkel	-123976	6870	(-137458; -110494)	-18,05	0,000	1,00
Profilspitze						
1	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
2	81219	29132	(24048; 138390)	2,79	0,005	1,00
3	79339	29132	(22168; 136510)	2,72	0,007	1,00
4	76905	29132	(19734; 134076)	2,64	0,008	1,00
5	86013	29132	(28842; 143184)	2,95	0,003	1,00
6	93346	29132	(36175; 150517)	3,20	0,001	1,00
7	89362	29132	(32191; 146533)	3,07	0,002	1,00
8	93437	29132	(36266; 150607)	3,21	0,001	1,00
9	111655	29132	(54484; 168825)	3,83	0,000	1,00
10	133043	29132	(75872; 190214)	4,57	0,000	1,00
11	183404	29132	(126233; 240575)	6,30	0,000	1,00
12	210174	29132	(153003; 267345)	7,21	0,000	1,00
13	230592	29132	(173421; 287762)	7,92	0,000	1,00
14	314192	29132	(257021; 371362)	10,78	0,000	1,00
15	439835	29132	(382664; 497006)	15,10	0,000	1,00
16	663124	29132	(605953; 720295)	22,76	0,000	1,00
17	733475	29132	(676304; 790646)	25,18	0,000	1,00
18	674223	29132	(617052; 731394)	23,14	0,000	1,00

8.4.1.2 Distale Flächenänderung

Regressionsgleichung in kodierten Einheiten

Flächenänderung distal	=	13485 Profilspitzenabstand + 85591 Konuswinkel + 15864 Konusdurchmesser
		+ 17596 Konuswinkel KK + 0,0 Profilspitze_1 + 72822 Profilspitze_2
		+ 68579 Profilspitze_3 + 57071 Profilspitze_4 + 64910 Profilspitze_5
		+ 74681 Profilspitze_6 + 101163 Profilspitze_7 + 100663 Profilspitze_8
		+ 101898 Profilspitze_9 + 149474 Profilspitze_10 + 156314 Profilspitze_11
		+ 152255 Profilspitze_12 + 170562 Profilspitze_13 + 158021 Profilspitze_14
		+ 197415 Profilspitze_15 + 204208 Profilspitze_16 + 221734 Profilspitze_17
		+ 224061 Profilspitze_18

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profilspitzenabstand	13485	3388	(6836; 20134)	3,98	0,000	1,12
Konuswinkel	85591	3455	(78812; 92371)	24,78	0,000	1,16
Konusdurchmesser	15864	3535	(8928; 22801)	4,49	0,000	1,22

Konuswinkel KK	17596	3330	(11062; 24131)	5,28	0,000	1,08
Profilspitze						
1	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
2	72822	13582	(46168; 99477)	5,36	0,000	1,00
3	68579	13582	(41925; 95234)	5,05	0,000	1,00
4	57071	13582	(30417; 83726)	4,20	0,000	1,00
5	64910	13582	(38255; 91564)	4,78	0,000	1,00
6	74681	13582	(48027; 101335)	5,50	0,000	1,00
7	101163	13582	(74509; 127818)	7,45	0,000	1,00
8	100663	13582	(74009; 127318)	7,41	0,000	1,00
9	101898	13582	(75244; 128553)	7,50	0,000	1,00
10	149474	13582	(122819; 176128)	11,01	0,000	1,00
11	156314	13582	(129659; 182968)	11,51	0,000	1,00
12	152255	13582	(125601; 178910)	11,21	0,000	1,00
13	170562	13582	(143908; 197216)	12,56	0,000	1,00
14	158021	13582	(131367; 184676)	11,63	0,000	1,00
15	197415	13582	(170761; 224070)	14,53	0,000	1,00
16	204208	13582	(177553; 230862)	15,04	0,000	1,00
17	221734	13582	(195080; 248389)	16,33	0,000	1,00
18	224061	13582	(197407; 250715)	16,50	0,000	1,00

8.4.1.3 Proximale Höhenänderung

Regressionsgleichung in kodierten Einheiten

$$\begin{aligned}
 \text{Höhenänderung proximal} = & -0,3628 \text{ Konuswinkel} + 0,0 \text{ Profilspitze}_1 + 0,3720 \text{ Profilspitze}_2 \\
 & + 0,4086 \text{ Profilspitze}_3 + 0,3580 \text{ Profilspitze}_4 + 0,4003 \text{ Profilspitze}_5 \\
 & + 0,3934 \text{ Profilspitze}_6 + 0,4363 \text{ Profilspitze}_7 + 0,3872 \text{ Profilspitze}_8 \\
 & + 0,5642 \text{ Profilspitze}_9 + 0,6102 \text{ Profilspitze}_{10} + 0,7654 \text{ Profilspitze}_{11} \\
 & + 0,8979 \text{ Profilspitze}_{12} + 0,9605 \text{ Profilspitze}_{13} + 1,1865 \text{ Profilspitze}_{14} \\
 & + 1,4733 \text{ Profilspitze}_{15} + 1,9466 \text{ Profilspitze}_{16} + 2,3795 \text{ Profilspitze}_{17} \\
 & + 2,4543 \text{ Profilspitze}_{18}
 \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Konuswinkel	-0,3628	0,0215	(-0,4050; -0,3205)	-16,86	0,000	1,00
Profilspitze						
1	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
2	0,3720	0,0912	(0,1930; 0,5510)	4,08	0,000	1,00
3	0,4086	0,0912	(0,2295; 0,5876)	4,48	0,000	1,00
4	0,3580	0,0912	(0,1789; 0,5370)	3,92	0,000	1,00
5	0,4003	0,0912	(0,2213; 0,5793)	4,39	0,000	1,00
6	0,3934	0,0912	(0,2144; 0,5724)	4,31	0,000	1,00
7	0,4363	0,0912	(0,2572; 0,6153)	4,78	0,000	1,00
8	0,3872	0,0912	(0,2082; 0,5663)	4,24	0,000	1,00
9	0,5642	0,0912	(0,3852; 0,7433)	6,19	0,000	1,00
10	0,6102	0,0912	(0,4312; 0,7893)	6,69	0,000	1,00
11	0,7654	0,0912	(0,5864; 0,9444)	8,39	0,000	1,00
12	0,8979	0,0912	(0,7189; 1,0769)	9,84	0,000	1,00
13	0,9605	0,0912	(0,7815; 1,1395)	10,53	0,000	1,00
14	1,1865	0,0912	(1,0075; 1,3655)	13,01	0,000	1,00
15	1,4733	0,0912	(1,2943; 1,6523)	16,15	0,000	1,00
16	1,9466	0,0912	(1,7676; 2,1256)	21,34	0,000	1,00
17	2,3795	0,0912	(2,2004; 2,5585)	26,08	0,000	1,00
18	2,4543	0,0912	(2,2753; 2,6334)	26,90	0,000	1,00

8.4.1.4 Höhenänderung distal

Regressionsgleichung in kodierten Einheiten

$$\begin{aligned} \text{Höhenänderung distal} = & 0,0608 \text{ Profilhöhe} + 0,3611 \text{ Konuswinkel} + 0,0380 \text{ Konusdurchmesser} \\ & + 0,0510 \text{ Konuswinkel KK} + 0,0 \text{ Profilspitze}_1 + 0,3310 \text{ Profilspitze}_2 \\ & + 0,3219 \text{ Profilspitze}_3 + 0,2407 \text{ Profilspitze}_4 + 0,3140 \text{ Profilspitze}_5 \\ & + 0,3515 \text{ Profilspitze}_6 + 0,4250 \text{ Profilspitze}_7 + 0,4601 \text{ Profilspitze}_8 \\ & + 0,4354 \text{ Profilspitze}_9 + 0,6204 \text{ Profilspitze}_{10} + 0,6666 \text{ Profilspitze}_{11} \\ & + 0,6780 \text{ Profilspitze}_{12} + 0,7168 \text{ Profilspitze}_{13} + 0,6378 \text{ Profilspitze}_{14} \\ & + 0,7875 \text{ Profilspitze}_{15} + 0,8147 \text{ Profilspitze}_{16} + 0,8008 \text{ Profilspitze}_{17} \\ & + 0,8529 \text{ Profilspitze}_{18} \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profilhöhe	0,0608	0,0133	(0,0346; 0,0870)	4,56	0,000	1,22
Konuswinkel	0,3611	0,0137	(0,3342; 0,3879)	26,39	0,000	1,29
Konusdurchmesser	0,0380	0,0131	(0,0123; 0,0637)	2,90	0,004	1,18
Konuswinkel KK	0,0510	0,0126	(0,0262; 0,0758)	4,04	0,000	1,10
Profilspitze						
1	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
2	0,3310	0,0512	(0,2306; 0,4314)	6,47	0,000	1,00
3	0,3219	0,0512	(0,2215; 0,4223)	6,29	0,000	1,00
4	0,2407	0,0512	(0,1404; 0,3411)	4,71	0,000	1,00
5	0,3140	0,0512	(0,2136; 0,4144)	6,14	0,000	1,00
6	0,3515	0,0512	(0,2511; 0,4519)	6,87	0,000	1,00
7	0,4250	0,0512	(0,3246; 0,5254)	8,31	0,000	1,00
8	0,4601	0,0512	(0,3597; 0,5605)	8,99	0,000	1,00
9	0,4354	0,0512	(0,3350; 0,5358)	8,51	0,000	1,00
10	0,6204	0,0512	(0,5200; 0,7208)	12,13	0,000	1,00
11	0,6666	0,0512	(0,5662; 0,7670)	13,03	0,000	1,00
12	0,6780	0,0512	(0,5776; 0,7784)	13,25	0,000	1,00
13	0,7168	0,0512	(0,6164; 0,8172)	14,01	0,000	1,00
14	0,6378	0,0512	(0,5374; 0,7382)	12,47	0,000	1,00
15	0,7875	0,0512	(0,6871; 0,8879)	15,39	0,000	1,00
16	0,8147	0,0512	(0,7143; 0,9150)	15,92	0,000	1,00
17	0,8008	0,0512	(0,7004; 0,9011)	15,65	0,000	1,00
18	0,8529	0,0512	(0,7525; 0,9533)	16,67	0,000	1,00

8.4.2 Experiment 2

8.4.2.1 Flächenänderung

Regressionsgleichung in kodierten Einheiten

$$\begin{aligned} \text{Flächenänderung} = & -29939 \text{ Profilspitzenabstand} + 21869 \text{ Konuswinkel KK} + 0,0 \text{ Profilspitze}_1 \\ & - 2044 \text{ Profilspitze}_2 + 20176 \text{ Profilspitze}_3 + 38447 \text{ Profilspitze}_4 \\ & + 29576 \text{ Profilspitze}_5 + 45200 \text{ Profilspitze}_6 + 57114 \text{ Profilspitze}_7 \\ & + 78239 \text{ Profilspitze}_8 + 107030 \text{ Profilspitze}_9 + 168052 \text{ Profilspitze}_{10} \\ & + 205976 \text{ Profilspitze}_{11} + 254481 \text{ Profilspitze}_{12} + 295465 \text{ Profilspitze}_{13} \\ & + 346756 \text{ Profilspitze}_{14} + 376989 \text{ Profilspitze}_{15} + 0,0 \text{ Werkstoff_CoCr} \\ & + 46308 \text{ Werkstoff_SS} + 110209 \text{ Werkstoff_Ti} \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profilspitzenabstand	-29939	6238	(-42179; -17699)	-4,80	0,000	1,46
Konuswinkel KK	21869	6341	(9428; 34311)	3,45	0,001	1,51

Profilspitze						
1	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
2	-2044	21743	(-44710; 40621)	-0,09	0,925	1,18
3	20176	21743	(-22489; 62842)	0,93	0,354	1,18
4	38447	21743	(-4219; 81113)	1,77	0,077	1,18
5	29576	21743	(-13090; 72241)	1,36	0,174	1,18
6	45200	21743	(2535; 87866)	2,08	0,038	1,18
7	57114	21743	(14448; 99780)	2,63	0,009	1,18
8	78239	21743	(35573; 120904)	3,60	0,000	1,18
9	107030	21743	(64365; 149696)	4,92	0,000	1,18
10	168052	21743	(125386; 210718)	7,73	0,000	1,18
11	205976	21743	(163310; 248642)	9,47	0,000	1,18
12	254481	21743	(211816; 297147)	11,70	0,000	1,18
13	295465	21743	(252799; 338131)	13,59	0,000	1,18
14	346756	21743	(304090; 389421)	15,95	0,000	1,18
15	376989	21743	(334323; 419654)	17,34	0,000	1,18
Werkstoff						
CoCr	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
SS	46308	15475	(15942; 76674)	2,99	0,003	2,91
Ti	110209	13555	(83611; 136808)	8,13	0,000	2,33

8.4.2.2 Höhenänderung

Regressionsgleichung in kodierten Einheiten

$$\begin{aligned}
 \text{Höhenänderung} = & -0,1132 \text{ Profilspitzenabstand} - 0,0695 \text{ Konuswinkel} + 0,0955 \text{ Konuswinkel KK} \\
 & + 0,0 \text{ Profilspitze}_1 + 0,0741 \text{ Profilspitze}_2 + 0,0912 \text{ Profilspitze}_3 \\
 & + 0,1699 \text{ Profilspitze}_4 + 0,1673 \text{ Profilspitze}_5 + 0,2019 \text{ Profilspitze}_6 \\
 & + 0,2087 \text{ Profilspitze}_7 + 0,2723 \text{ Profilspitze}_8 + 0,3316 \text{ Profilspitze}_9 \\
 & + 0,5299 \text{ Profilspitze}_{10} + 0,6297 \text{ Profilspitze}_{11} + 0,6856 \text{ Profilspitze}_{12} \\
 & + 0,7771 \text{ Profilspitze}_{13} + 0,8550 \text{ Profilspitze}_{14} + 0,9455 \text{ Profilspitze}_{15} \\
 & + 0,0 \text{ Werkstoff_CoCr} + 0,0022 \text{ Werkstoff_SS} + 0,3115 \text{ Werkstoff_Ti}
 \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profilspitzenabstand	-0,1132	0,0202	(-0,1528; -0,0735)	-5,60	0,000	1,77
Konuswinkel	-0,0695	0,0326	(-0,1335; -0,0055)	-2,13	0,033	4,61
Konuswinkel KK	0,0955	0,0322	(0,0323; 0,1588)	2,96	0,003	4,51
Profilspitze						
1	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
2	0,0741	0,0641	(-0,0517; 0,1999)	1,16	0,248	1,19
3	0,0912	0,0641	(-0,0345; 0,2170)	1,42	0,155	1,19
4	0,1699	0,0641	(0,0441; 0,2956)	2,65	0,008	1,19
5	0,1673	0,0641	(0,0415; 0,2930)	2,61	0,009	1,19
6	0,2019	0,0641	(0,0762; 0,3277)	3,15	0,002	1,19
7	0,2087	0,0641	(0,0829; 0,3345)	3,26	0,001	1,19
8	0,2723	0,0641	(0,1465; 0,3981)	4,25	0,000	1,19
9	0,3316	0,0641	(0,2058; 0,4574)	5,17	0,000	1,19
10	0,5299	0,0641	(0,4042; 0,6557)	8,27	0,000	1,19
11	0,6297	0,0641	(0,5040; 0,7555)	9,82	0,000	1,19
12	0,6856	0,0641	(0,5598; 0,8114)	10,70	0,000	1,19
13	0,7771	0,0641	(0,6513; 0,9029)	12,12	0,000	1,19
14	0,8550	0,0641	(0,7293; 0,9808)	13,34	0,000	1,19
15	0,9455	0,0641	(0,8197; 1,0713)	14,75	0,000	1,19
Werkstoff						
CoCr	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*

SS	0,0022	0,0471	(-0,0902; 0,0946)	0,05	0,962	3,12
Ti	0,3115	0,0399	(0,2332; 0,3898)	7,81	0,000	2,34

8.4.3 Experiment 3

8.4.3.1 Flächenänderung

Regressionsgleichung in kodierten Einheiten

Flächenänderung	=	-11465 Konuswinkel	+ 0,0 Profilspitze_1	- 135036 Profilspitze_2
		- 112824 Profilspitze_3	- 105748 Profilspitze_4	- 96124 Profilspitze_5
		- 86533 Profilspitze_6	- 87955 Profilspitze_7	- 86093 Profilspitze_8
		- 69665 Profilspitze_9	- 79535 Profilspitze_10	- 47450 Profilspitze_11
		- 61615 Profilspitze_12	- 48998 Profilspitze_13	- 40757 Profilspitze_14
		- 18053 Profilspitze_15	- 1438 Profilspitze_16	+ 2835 Profilspitze_17
		+ 6269 Profilspitze_18	+ 60614 Profilspitze_19	+ 74290 Profilspitze_20
		+ 94185 Profilspitze_21	+ 126798 Profilspitze_22	+ 157859 Profilspitze_23
		+ 229321 Profilspitze_24	+ 261315 Profilspitze_25	+ 0,0 Werkstoff_CoCr
		+ 60272 Werkstoff_SS	+ 154007 Werkstoff_Ti	+ 0,0 Lastniveau_2 kN
		+ 80220 Lastniveau_4 kN	+ 145001 Lastniveau_6 kN	

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Konuswinkel	-11465	4519	(-20327; -2603)	-2,54	0,011	1,73
Profilspitze						
1	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
2	-135036	18943	(-172181; -97890)	-7,13	0,000	1,22
3	-112824	18943	(-149969; -75678)	-5,96	0,000	1,22
4	-105748	18943	(-142894; -68603)	-5,58	0,000	1,22
5	-96124	18943	(-133269; -58979)	-5,07	0,000	1,22
6	-86533	18943	(-123679; -49388)	-4,57	0,000	1,22
7	-87955	18943	(-125100; -50809)	-4,64	0,000	1,22
8	-86093	18943	(-123239; -48948)	-4,54	0,000	1,22
9	-69665	18943	(-106810; -32519)	-3,68	0,000	1,22
10	-79535	18943	(-116680; -42390)	-4,20	0,000	1,22
11	-47450	18943	(-84595; -10304)	-2,50	0,012	1,22
12	-61615	18943	(-98761; -24470)	-3,25	0,001	1,22
13	-48998	18943	(-86143; -11853)	-2,59	0,010	1,22
14	-40757	18943	(-77903; -3612)	-2,15	0,032	1,22
15	-18053	18943	(-55198; 19092)	-0,95	0,341	1,22
16	-1438	18943	(-38584; 35707)	-0,08	0,939	1,22
17	2835	18943	(-34310; 39981)	0,15	0,881	1,22
18	6269	18943	(-30877; 43414)	0,33	0,741	1,22
19	60614	18943	(23468; 97759)	3,20	0,001	1,22
20	74290	18943	(37145; 111436)	3,92	0,000	1,22
21	94185	18943	(57040; 131331)	4,97	0,000	1,22
22	126798	18943	(89652; 163943)	6,69	0,000	1,22
23	157859	18943	(120713; 195004)	8,33	0,000	1,22
24	229321	18943	(192176; 266467)	12,11	0,000	1,22
25	261315	18943	(224169; 298460)	13,79	0,000	1,22
Werkstoff						
CoCr	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
SS	60272	9350	(41939; 78605)	6,45	0,000	2,47
Ti	154007	8641	(137063; 170951)	17,82	0,000	2,11
Lastniveau						
2 kN	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*

4 kN	80220	8488	(63576; 96863)	9,45	0,000	2,04
6 kN	145001	9615	(126149; 163854)	15,08	0,000	2,61

8.4.3.2 Höhenänderung

Regressionsgleichung in kodierten Einheiten

$$\begin{aligned}
 \text{Höhenänderung} = & 0,04467 \text{ Profilhöhe} - 0,0499 \text{ Konuswinkel} - 0,0426 \text{ Konusdurchmesser} \\
 & + 0,0 \text{ Profilspitze}_1 - 0,1953 \text{ Profilspitze}_2 - 0,1479 \text{ Profilspitze}_3 \\
 & - 0,1640 \text{ Profilspitze}_4 - 0,1714 \text{ Profilspitze}_5 - 0,1167 \text{ Profilspitze}_6 \\
 & - 0,1192 \text{ Profilspitze}_7 - 0,1215 \text{ Profilspitze}_8 - 0,0615 \text{ Profilspitze}_9 \\
 & - 0,0755 \text{ Profilspitze}_{10} - 0,0601 \text{ Profilspitze}_{11} - 0,0717 \text{ Profilspitze}_{12} \\
 & + 0,0459 \text{ Profilspitze}_{13} + 0,0139 \text{ Profilspitze}_{14} + 0,0843 \text{ Profilspitze}_{15} \\
 & + 0,0986 \text{ Profilspitze}_{16} + 0,1304 \text{ Profilspitze}_{17} + 0,1726 \text{ Profilspitze}_{18} \\
 & + 0,2658 \text{ Profilspitze}_{19} + 0,2766 \text{ Profilspitze}_{20} + 0,3784 \text{ Profilspitze}_{21} \\
 & + 0,4374 \text{ Profilspitze}_{22} + 0,5991 \text{ Profilspitze}_{23} + 0,6580 \text{ Profilspitze}_{24} \\
 & + 0,8309 \text{ Profilspitze}_{25} + 0,0 \text{ Werkstoff_CoCr} + 0,0007 \text{ Werkstoff_SS} \\
 & + 0,3002 \text{ Werkstoff_Ti} + 0,0 \text{ Lastniveau}_2 \text{ kN} + 0,2263 \text{ Lastniveau}_4 \text{ kN} \\
 & + 0,3983 \text{ Lastniveau}_6 \text{ kN}
 \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profilhöhe	0,04467	0,00906	(0,02691; 0,06243)	4,93	0,000	1,24
Konuswinkel	-0,0499	0,0120	(-0,0734; -0,0265)	-4,18	0,000	2,16
Konusdurchmesser	-0,0426	0,0111	(-0,0645; -0,0208)	-3,83	0,000	1,87
Profilspitze						
1	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
2	-0,1953	0,0449	(-0,2834; -0,1072)	-4,35	0,000	1,22
3	-0,1479	0,0449	(-0,2359; -0,0598)	-3,29	0,001	1,22
4	-0,1640	0,0449	(-0,2521; -0,0760)	-3,65	0,000	1,22
5	-0,1714	0,0449	(-0,2595; -0,0833)	-3,82	0,000	1,22
6	-0,1167	0,0449	(-0,2048; -0,0287)	-2,60	0,009	1,22
7	-0,1192	0,0449	(-0,2072; -0,0311)	-2,65	0,008	1,22
8	-0,1215	0,0449	(-0,2095; -0,0334)	-2,71	0,007	1,22
9	-0,0615	0,0449	(-0,1496; 0,0266)	-1,37	0,171	1,22
10	-0,0755	0,0449	(-0,1635; 0,0126)	-1,68	0,093	1,22
11	-0,0601	0,0449	(-0,1481; 0,0280)	-1,34	0,181	1,22
12	-0,0717	0,0449	(-0,1598; 0,0164)	-1,60	0,110	1,22
13	0,0459	0,0449	(-0,0422; 0,1340)	1,02	0,307	1,22
14	0,0139	0,0449	(-0,0742; 0,1019)	0,31	0,758	1,22
15	0,0843	0,0449	(-0,0037; 0,1724)	1,88	0,061	1,22
16	0,0986	0,0449	(0,0105; 0,1866)	2,20	0,028	1,22
17	0,1304	0,0449	(0,0424; 0,2185)	2,90	0,004	1,22
18	0,1726	0,0449	(0,0845; 0,2607)	3,84	0,000	1,22
19	0,2658	0,0449	(0,1777; 0,3538)	5,92	0,000	1,22
20	0,2766	0,0449	(0,1885; 0,3646)	6,16	0,000	1,22
21	0,3784	0,0449	(0,2904; 0,4665)	8,43	0,000	1,22
22	0,4374	0,0449	(0,3494; 0,5255)	9,74	0,000	1,22
23	0,5991	0,0449	(0,5111; 0,6872)	13,34	0,000	1,22
24	0,6580	0,0449	(0,5699; 0,7460)	14,65	0,000	1,22
25	0,8309	0,0449	(0,7428; 0,9189)	18,50	0,000	1,22
Werkstoff						
CoCr	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
SS	0,0007	0,0229	(-0,0441; 0,0456)	0,03	0,974	2,64
Ti	0,3002	0,0218	(0,2575; 0,3429)	13,78	0,000	2,39
Lastniveau						
2 kN	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*

4 kN	0,2263	0,0204	(0,1863; 0,2663)	11,10	0,000	2,10
6 kN	0,3983	0,0229	(0,3534; 0,4432)	17,39	0,000	2,64

8.4.4 Negativer Winkelunterschied

8.4.4.1 Abzugskraft

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\begin{aligned} \text{Abzugskraft/N} = & 567,99 - 0,1634 \text{ Profilhöhe} - 0,619 \text{ Plateaubreite} - 5,814 \text{ Winkelunterschied} \\ & - 68,41 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} + 9,89 \text{ Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_TI} \\ & - 0,1270 \text{ Plateaubreite*Winkelunterschied} \\ & + 3,691 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_CoCr} \\ & + 0,373 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_SS} \\ & + 0,0 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_TI} \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profilhöhe	-2,1	0,7	(-3,4; -0,7)	-3,06	0,003	1,02
Plateaubreite	-2,0	0,7	(-3,3; -0,7)	-2,96	0,004	1,02
Winkelunterschied	-18,4	1,2	(-20,8; -16,1)	-15,84	0,000	3,03
Konuswerkstoff						
CoCr	-79,0	1,6	(-82,2; -75,7)	-48,46	0,000	1,33
SS	8,8	1,6	(5,6; 12,1)	5,42	0,000	1,33
TI	0,0	0,0	(0,0; 0,0)	*	*	*
Plateaubreite*Winkelunterschied	-2,7	0,7	(-4,0; -1,4)	-4,12	0,000	1,03
Winkelunterschied*Konuswerkstoff						
CoCr	10,1	1,6	(6,8; 13,4)	6,17	0,000	2,00
SS	1,0	1,6	(-2,2; 4,3)	0,62	0,534	2,00
TI	0,0	0,0	(0,0; 0,0)	*	*	*

8.4.4.2 Von Mises Spannung

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\begin{aligned} \text{Maximale Von Mises Spannung/MPa} = & 986,7 + 13,03 \text{ Profilhöhe} - 10,48 \text{ Plateaubreite} \\ & - 24,08 \text{ Winkelunterschied} + 146,8 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} \\ & - 151,4 \text{ Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_TI} \\ & - 0,859 \text{ Profilhöhe*Plateaubreite} \\ & - 1,482 \text{ Profilhöhe*Winkelunterschied} \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profilhöhe	139,4	11,4	(116,7; 162,1)	12,22	0,000	1,06
Plateaubreite	-202,3	11,2	(-224,6; -180,1)	-18,07	0,000	1,02
Winkelunterschied	-139,0	11,2	(-161,2; -116,8)	-12,46	0,000	1,01
Konuswerkstoff						
CoCr	146,8	27,0	(93,1; 200,5)	5,43	0,000	1,33
SS	-151,4	27,0	(-205,1; -97,7)	-5,60	0,000	1,33
TI	0,0	0,0	(0,0; 0,0)	*	*	*
Profilhöhe*Plateaubreite	-84,6	11,0	(-106,5; -62,8)	-7,70	0,000	1,04
Profilhöhe*Winkelunterschied	-51,3	10,4	(-71,9; -30,6)	-4,94	0,000	1,01

8.4.4.3 Gleitweg

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\begin{aligned} \text{Gleitweg}/\mu\text{m} = & 28,24 + 0,1035 \text{ Profilhöhe} - 0,2651 \text{ Plateaubreite} - 9,165 \text{ Winkelunterschied} \\ & + 1,07 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} - 8,26 \text{ Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_TI} \\ & - 0,01017 \text{ Profilhöhe*Plateaubreite} - 0,0273 \text{ Profilhöhe*Winkelunterschied} \\ & - 0,203 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_CoCr} \\ & + 1,953 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_SS} \\ & + 0,0 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_TI} \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profilhöhe	1,4	0,4	(0,6; 2,1)	3,53	0,001	1,06
Plateaubreite	-3,5	0,4	(-4,2; -2,7)	-9,25	0,000	1,02
Winkelunterschied	-26,4	0,6	(-27,7; -25,1)	-40,69	0,000	3,01
Konuswerkstoff						
CoCr	1,7	0,9	(-0,2; 3,5)	1,81	0,074	1,33
SS	-13,8	0,9	(-15,7; -12,0)	-15,18	0,000	1,33
TI	0,0	0,0	(0,0; 0,0)	*	*	*
Profilhöhe*Plateaubreite	-1,0	0,4	(-1,7; -0,3)	-2,70	0,008	1,04
Profilhöhe*Winkelunterschied	-0,9	0,4	(-1,6; -0,2)	-2,69	0,009	1,01
Winkelunterschied*Konuswerkstoff						
CoCr	-0,6	0,9	(-2,4; 1,3)	-0,61	0,546	2,00
SS	5,3	0,9	(3,5; 7,2)	5,83	0,000	2,00
TI	0,0	0,0	(0,0; 0,0)	*	*	*

8.4.4.4 Kontaktfläche

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\begin{aligned} \text{Kontaktfläche}/\text{mm}^2 = & 1,1446 - 0,01244 \text{ Profilhöhe} + 0,75265 \text{ Plateaubreite} \\ & - 0,0964 \text{ Winkelunterschied} + 0,109 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} \\ & + 0,411 \text{ Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_TI} \\ & + 0,000748 \text{ Profilhöhe*Plateaubreite} \\ & + 0,10130 \text{ Plateaubreite*Winkelunterschied} \\ & - 0,00679 \text{ Plateaubreite*Konuswerkstoff_CoCr} \\ & - 0,04448 \text{ Plateaubreite*Konuswerkstoff_SS} \\ & + 0,0 \text{ Plateaubreite*Konuswerkstoff_TI} \\ & - 0,0070 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_CoCr} \\ & + 0,0953 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_SS} \\ & + 0,0 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_TI} \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profilhöhe	-0,09	0,03	(-0,14; -0,04)	-3,49	0,001	1,06
Plateaubreite	3,72	0,04	(3,63; 3,80)	86,56	0,000	3,02
Winkelunterschied	1,75	0,04	(1,66; 1,83)	40,62	0,000	3,04
Konuswerkstoff						
CoCr	0,08	0,06	(-0,04; 0,20)	1,33	0,186	1,33
SS	-0,18	0,06	(-0,30; -0,06)	-3,06	0,003	1,33
TI	0,00	0,00	(0,00; 0,00)	*	*	*
Profilhöhe*Plateaubreite	0,07	0,02	(0,03; 0,12)	3,01	0,003	1,04
Plateaubreite*Winkelunterschied	2,16	0,02	(2,11; 2,21)	89,01	0,000	1,03
Plateaubreite*Konuswerkstoff						
CoCr	-0,05	0,06	(-0,17; 0,07)	-0,88	0,384	2,00
SS	-0,35	0,06	(-0,47; -0,23)	-5,73	0,000	2,00
TI	0,00	0,00	(0,00; 0,00)	*	*	*

Winkelunterschied*Konuswerkstoff

CoCr	-0,02	0,06	(-0,14; 0,10)	-0,32	0,751	2,00
SS	0,26	0,06	(0,14; 0,38)	4,31	0,000	2,00
TI	0,00	0,00	(0,00; 0,00)	*	*	*

8.4.4.5 Kontaktdruck

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\text{Kontakt-} \\ \text{druck/MPa} = 1976 + 12,30 \text{ Profilhöhe} - 30,02 \text{ Plateaubreite} - 84,3 \text{ Winkelunterschied} \\ + 532,6 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} - 503,3 \text{ Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_TI} \\ - 1,132 \text{ Profilhöhe*Plateaubreite}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profilhöhe	51,7	37,4	(-22,6; 126,0)	1,38	0,171	1,06
Plateaubreite	-393,0	36,7	(-466,0; -320,0)	-10,70	0,000	1,02
Winkelunterschied	-230,9	36,4	(-303,3; -158,5)	-6,34	0,000	1,00
Konuswerkstoff						
CoCr	532,6	88,7	(356,5; 708,8)	6,01	0,000	1,33
SS	-503,3	88,7	(-679,4; -327,1)	-5,68	0,000	1,33
TI	0,0	0,0	(0,0; 0,0)	*	*	*
Profilhöhe*Plateaubreite	-111,5	36,0	(-183,1; -39,9)	-3,09	0,003	1,04

8.4.4.6 Reibspannung

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\text{Reibspan-} \\ \text{nung/MPa} = 383,8 - 13,160 \text{ Plateaubreite} - 22,60 \text{ Winkelunterschied} \\ - 45,0 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} - 28,0 \text{ Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_TI}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Plateaubreite	-102,6	7,5	(-117,6; -87,7)	-13,61	0,000	1,00
Winkelunterschied	-61,9	7,5	(-76,9; -46,9)	-8,20	0,000	1,00
Konuswerkstoff						
CoCr	-45,0	18,4	(-81,5; -8,6)	-2,45	0,016	1,33
SS	-28,0	18,4	(-64,4; 8,5)	-1,52	0,131	1,33
TI	0,0	0,0	(0,0; 0,0)	*	*	*

8.4.4.7 Traglänge

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\text{Trag-} \\ \text{länge/mm} = 4,1709 - 0,00135 \text{ Profilhöhe} - 0,00435 \text{ Plateaubreite} + 0,4348 \text{ Winkelunterschied} \\ + 0,0013 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} - 0,1525 \text{ Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_TI} \\ - 0,002051 \text{ Profilhöhe*Winkelunterschied} \\ + 0,003859 \text{ Plateaubreite*Winkelunterschied} \\ + 0,0027 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_CoCr} \\ + 0,0433 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_SS} \\ + 0,0 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_TI}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profilhöhe	0,06	0,02	(0,01; 0,10)	2,63	0,010	1,02
Plateaubreite	-0,12	0,02	(-0,16; -0,08)	-5,54	0,000	1,02
Winkelunterschied	1,17	0,04	(1,09; 1,24)	31,16	0,000	3,04
Konuswerkstoff						
CoCr	-0,01	0,05	(-0,11; 0,10)	-0,12	0,905	1,33

SS	-0,28	0,05	(-0,38; -0,17)	-5,28	0,000	1,33
TI	0,00	0,00	(0,00; 0,00)	*	*	*
Profilhöhe*Winkelunterschied	-0,07	0,02	(-0,11; -0,03)	-3,53	0,001	1,01
Plateaubreite*Winkelunterschied	0,08	0,02	(0,04; 0,12)	3,89	0,000	1,03
Winkelunterschied*Konuswerkstoff						
CoCr	0,01	0,05	(-0,10; 0,11)	0,14	0,890	2,00
SS	0,12	0,05	(0,01; 0,22)	2,26	0,027	2,00
TI	0,00	0,00	(0,00; 0,00)	*	*	*

8.4.4.8 Höhenänderung

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\begin{aligned} & 0,6450 + 0,01374 \text{ Profilhöhe} + 0,00884 \text{ Plateaubreite} \\ & - 0,2875 \text{ Winkelunterschied} - 0,1327 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} \\ & - 0,3296 \text{ Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_TI} \\ & - 0,000992 \text{ Profilhöhe*Plateaubreite} \\ & - 0,001724 \text{ Profilhöhe*Winkelunterschied} \\ & + 0,004819 \text{ Plateaubreite*Winkelunterschied} \\ & + 0,0494 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_CoCr} \\ & + 0,0607 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_SS} \\ & + 0,0 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_TI} \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profilhöhe	0,15	0,02	(0,11; 0,18)	9,42	0,000	1,06
Plateaubreite	-0,18	0,02	(-0,21; -0,15)	-11,77	0,000	1,02
Winkelunterschied	-0,78	0,03	(-0,83; -0,72)	-29,79	0,000	3,04
Konuswerkstoff						
CoCr	-0,27	0,04	(-0,35; -0,20)	-7,52	0,000	1,33
SS	-0,50	0,04	(-0,58; -0,43)	-13,81	0,000	1,33
TI	0,00	0,00	(0,00; 0,00)	*	*	*
Profilhöhe*Plateaubreite	-0,10	0,01	(-0,13; -0,07)	-6,59	0,000	1,04
Profilhöhe*Winkelunterschied	-0,06	0,01	(-0,09; -0,03)	-4,26	0,000	1,01
Plateaubreite*Winkelunterschied	0,10	0,01	(0,07; 0,13)	6,98	0,000	1,03
Winkelunterschied*Konuswerkstoff						
CoCr	0,14	0,04	(0,06; 0,21)	3,69	0,000	2,00
SS	0,17	0,04	(0,09; 0,24)	4,54	0,000	2,00
TI	0,00	0,00	(0,00; 0,00)	*	*	*

8.4.4.9 Plastische Vergleichsdehnung

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\begin{aligned} & 0,0392 + 0,006957 \text{ Profilhöhe} - 0,00227 \text{ Plateaubreite} \\ & - 0,00619 \text{ Winkelunterschied} - 0,0040 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} \\ & + 0,0357 \text{ Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_TI} \\ & - 0,000470 \text{ Profilhöhe*Plateaubreite} \\ & - 0,000811 \text{ Profilhöhe*Winkelunterschied} \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profilhöhe	0,074	0,006	(0,062; 0,087)	11,83	0,000	1,06
Plateaubreite	-0,084	0,006	(-0,096; -0,071)	-13,62	0,000	1,02
Winkelunterschied	-0,057	0,006	(-0,069; -0,045)	-9,30	0,000	1,01
Konuswerkstoff						
CoCr	-0,004	0,015	(-0,033; 0,025)	-0,27	0,787	1,33
SS	0,036	0,015	(0,006; 0,065)	2,41	0,018	1,33

TI	0,000	0,000	(0,000; 0,000)	*	*	*
Profilhöhe*Plateaubreite	-0,046	0,006	(-0,058; -0,034)	-7,68	0,000	1,04
Profilhöhe*Winkelunterschied	-0,028	0,006	(-0,039; -0,017)	-4,92	0,000	1,01

8.4.4.10 Spaltbreite

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\begin{aligned} \text{Spaltbreite} &= -0,497 + 0,00565 \text{ Profilhöhe} + 0,02692 \text{ Plateaubreite} - 0,5112 \text{ Winkelunterschied} \\ &+ 0,004 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} - 0,018 \text{ Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_TI} \\ &+ 0,002000 \text{ Profilhöhe*Winkelunterschied} \\ &+ 0,0179 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_CoCr} \\ &- 0,1505 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_SS} \\ &+ 0,0 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_TI} \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profilhöhe	-0,00	0,03	(-0,07; 0,06)	-0,03	0,979	1,02
Plateaubreite	0,21	0,03	(0,15; 0,27)	6,50	0,000	1,02
Winkelunterschied	-1,30	0,06	(-1,41; -1,19)	-23,44	0,000	3,01
Konuswerkstoff						
CoCr	-0,05	0,08	(-0,20; 0,11)	-0,61	0,545	1,33
SS	0,41	0,08	(0,26; 0,57)	5,29	0,000	1,33
TI	0,00	0,00	(0,00; 0,00)	*	*	*
Profilhöhe*Winkelunterschied	0,07	0,03	(0,01; 0,13)	2,31	0,023	1,01
Winkelunterschied*Konuswerkstoff						
CoCr	0,05	0,08	(-0,11; 0,20)	0,63	0,533	2,00
SS	-0,41	0,08	(-0,57; -0,26)	-5,26	0,000	2,00
TI	0,00	0,00	(0,00; 0,00)	*	*	*

8.4.5 Positiver Winkelunterschied

8.4.5.1 Abzugskraft

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\begin{aligned} \text{Abzugskraft/N} &= 555,79 - 0,153 \text{ Profiltiefe} - 0,545 \text{ Plateaubreite} + 4,372 \text{ Winkelunterschied} \\ &- 62,44 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} + 24,06 \text{ Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_TI} \\ &+ 0,02160 \text{ Profiltiefe*Plateaubreite} - 0,0523 \text{ Profiltiefe*Winkelunterschied} \\ &+ 0,1928 \text{ Plateaubreite*Winkelunterschied} \\ &- 0,102 \text{ Profiltiefe*Konuswerkstoff_CoCr} - 0,466 \text{ Profiltiefe*Konuswerkstoff_SS} \\ &+ 0,0 \text{ Profiltiefe*Konuswerkstoff_TI} + 0,090 \text{ Plateaubreite*Konuswerkstoff_CoCr} \\ &+ 0,726 \text{ Plateaubreite*Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Plateaubreite*Konuswerkstoff_TI} \\ &- 0,548 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_CoCr} \\ &+ 5,123 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_SS} \\ &+ 0,0 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_TI} \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profiltiefe	-2,1	1,2	(-4,5; 0,3)	-1,73	0,086	3,08
Plateaubreite	3,3	1,2	(0,9; 5,7)	2,75	0,007	3,07
Winkelunterschied	11,1	1,2	(8,7; 13,5)	9,18	0,000	3,08
Konuswerkstoff						
CoCr	-65,4	1,7	(-68,7; -62,0)	-38,80	0,000	1,34
SS	36,8	1,7	(33,5; 40,2)	21,86	0,000	1,34
TI	0,0	0,0	(0,0; 0,0)	*	*	*
Profiltiefe*Plateaubreite	1,9	0,7	(0,6; 3,2)	2,96	0,004	1,05
Profiltiefe*Winkelunterschied	-1,5	0,7	(-2,8; -0,1)	-2,13	0,035	1,03

Plateaubreite*Winkelunterschied	3,4	0,7	(2,0; 4,7)	4,93	0,000	1,03
Profiltiefe*Konuswerkstoff						
CoCr	-1,2	1,7	(-4,6; 2,1)	-0,72	0,470	2,03
SS	-5,6	1,7	(-9,0; -2,3)	-3,32	0,001	2,03
TI	0,0	0,0	(0,0; 0,0)	*	*	*
Plateaubreite*Konuswerkstoff						
CoCr	0,7	1,7	(-2,7; 4,0)	0,39	0,694	2,04
SS	5,4	1,7	(2,1; 8,8)	3,18	0,002	2,04
TI	0,0	0,0	(0,0; 0,0)	*	*	*
Winkelunterschied*Konuswerkstoff						
CoCr	-1,3	1,7	(-4,6; 2,1)	-0,76	0,450	2,04
SS	12,0	1,7	(8,6; 15,3)	7,08	0,000	2,04
TI	0,0	0,0	(0,0; 0,0)	*	*	*

8.4.5.2 Von Mises Spannung

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\begin{aligned} \text{Maximale Von Mises Spannung/MPa} = & 1289,3 + 13,91 \text{ Profiltiefe} - 1,149 \text{ Profilspitzenabstand} \\ & - 12,99 \text{ Plateaubreite} + 6,33 \text{ Winkelunterschied} \\ & + 141,3 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} - 149,7 \text{ Konuswerkstoff_SS} \\ & + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_TI} - 0,9367 \text{ Profiltiefe*Plateaubreite} \\ & + 1,836 \text{ Profiltiefe*Winkelunterschied} \\ & + 1,595 \text{ Plateaubreite*Winkelunterschied} \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profiltiefe	162,1	8,3	(145,7; 178,5)	19,56	0,000	1,05
Profilspitzenabstand	-24,0	8,1	(-40,0; -8,0)	-2,97	0,003	1,00
Plateaubreite	-182,9	8,2	(-199,0; -166,8)	-22,44	0,000	1,02
Winkelunterschied	115,9	8,1	(100,0; 131,9)	14,32	0,000	1,00
Konuswerkstoff						
CoCr	141,3	19,8	(102,3; 180,3)	7,15	0,000	1,34
SS	-149,7	19,8	(-188,8; -110,7)	-7,58	0,000	1,34
TI	0,0	0,0	(0,0; 0,0)	*	*	*
Profiltiefe*Plateaubreite	-84,4	7,7	(-99,6; -69,1)	-10,95	0,000	1,04
Profiltiefe*Winkelunterschied	51,9	8,1	(35,9; 68,0)	6,38	0,000	1,03
Plateaubreite*Winkelunterschied	27,8	8,0	(12,0; 43,6)	3,48	0,001	1,03

8.4.5.3 Gleitweg

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\begin{aligned} \text{Gleitweg}/\mu\text{m} = & 31,08 + 0,1377 \text{ Profiltiefe} - 0,2024 \text{ Plateaubreite} + 4,650 \text{ Winkelunterschied} \\ & + 0,64 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} - 8,97 \text{ Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_TI} \\ & - 0,01606 \text{ Profiltiefe*Plateaubreite} + 0,0519 \text{ Profiltiefe*Winkelunterschied} \\ & - 0,060 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_CoCr} \\ & - 0,723 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_SS} \\ & + 0,0 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_TI} \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profiltiefe	2,34	0,32	(1,72; 2,97)	7,40	0,000	1,05
Plateaubreite	-3,63	0,31	(-4,24; -3,01)	-11,65	0,000	1,02
Winkelunterschied	13,04	0,54	(11,97; 14,11)	24,11	0,000	3,07
Konuswerkstoff						
CoCr	0,45	0,75	(-1,04; 1,94)	0,60	0,549	1,34
SS	-11,25	0,75	(-12,74; -9,75)	-14,90	0,000	1,34

TI	0,00	0,00	(0,00; 0,00)	*	*	*
Profiltiefe*Plateaubreite	-1,45	0,29	(-2,03; -0,87)	-4,92	0,000	1,04
Profiltiefe*Winkelunterschied	1,47	0,31	(0,86; 2,08)	4,78	0,000	1,00
Winkelunterschied*Konuswerkstoff						
CoCr	-0,14	0,76	(-1,64; 1,36)	-0,19	0,853	2,03
SS	-1,69	0,76	(-3,19; -0,20)	-2,23	0,027	2,03
TI	0,00	0,00	(0,00; 0,00)	*	*	*

8.4.5.4 Kontaktfläche

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\begin{aligned} &0,934 + 0,7090 \text{ Plateaubreite} + 0,0895 \text{ Winkelunterschied} \\ &+ 0,142 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} + 0,126 \text{ Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_TI} \\ \text{Kontaktfläche/mm}^2 = &- 0,10758 \text{ Plateaubreite*Winkelunterschied} \\ &- 0,0212 \text{ Plateaubreite*Konuswerkstoff_CoCr} \\ &- 0,0630 \text{ Plateaubreite*Konuswerkstoff_SS} \\ &+ 0,0 \text{ Plateaubreite*Konuswerkstoff_TI} \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Plateaubreite	2,76	0,13	(2,49; 3,02)	20,80	0,000	3,03
Winkelunterschied	-1,48	0,08	(-1,63; -1,33)	-19,39	0,000	1,00
Konuswerkstoff						
CoCr	0,00	0,19	(-0,37; 0,37)	0,00	0,999	1,34
SS	-0,30	0,19	(-0,66; 0,07)	-1,59	0,114	1,34
TI	0,00	0,00	(0,00; 0,00)	*	*	*
Plateaubreite*Winkelunterschied	-1,88	0,07	(-2,02; -1,73)	-25,19	0,000	1,00
Plateaubreite*Konuswerkstoff						
CoCr	-0,16	0,19	(-0,53; 0,21)	-0,84	0,400	2,01
SS	-0,47	0,19	(-0,84; -0,10)	-2,51	0,013	2,01
TI	0,00	0,00	(0,00; 0,00)	*	*	*

8.4.5.5 Kontaktdruck

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\begin{aligned} &2621 + 7,74 \text{ Profiltiefe} - 1,640 \text{ Profilsitzenabstand} - 37,41 \text{ Plateaubreite} \\ &- 13,4 \text{ Winkelunterschied} + 563,9 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} - 649,8 \text{ Konuswerkstoff_SS} \\ \text{Kontaktdruck/MPa} = &+ 0,0 \text{ Konuswerkstoff_TI} - 1,532 \text{ Profiltiefe*Plateaubreite} \\ &+ 3,021 \text{ Profiltiefe*Winkelunterschied} + 6,081 \text{ Plateaubreite*Winkelunterschied} \\ &+ 3,28 \text{ Profiltiefe*Konuswerkstoff_CoCr} + 11,54 \text{ Profiltiefe*Konuswerkstoff_SS} \\ &+ 0,0 \text{ Profiltiefe*Konuswerkstoff_TI} \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profiltiefe	84,5	29,4	(26,4; 142,6)	2,87	0,005	3,06
Profilsitzenabstand	-34,2	16,8	(-67,5; -1,0)	-2,03	0,044	1,00
Plateaubreite	-338,1	17,0	(-371,6; -304,5)	-19,91	0,000	1,02
Winkelunterschied	189,4	16,9	(156,1; 222,7)	11,23	0,000	1,00
Konuswerkstoff						
CoCr	622,0	41,2	(540,7; 703,3)	15,11	0,000	1,34
SS	-445,5	41,2	(-526,8; -364,2)	-10,82	0,000	1,34
TI	0,0	0,0	(0,0; 0,0)	*	*	*
Profiltiefe*Plateaubreite	-138,0	16,0	(-169,7; -106,3)	-8,60	0,000	1,04
Profiltiefe*Winkelunterschied	85,5	17,0	(52,0; 118,9)	5,04	0,000	1,03
Plateaubreite*Winkelunterschied	106,1	16,7	(73,2; 139,0)	6,37	0,000	1,03
Profiltiefe*Konuswerkstoff						

CoCr	39,6	41,2	(-41,8; 121,1)	0,96	0,338	2,00
SS	139,5	41,2	(58,0; 220,9)	3,38	0,001	2,00
TI	0,0	0,0	(0,0; 0,0)	*	*	*

8.4.5.6 Reibspannung

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\text{Reibspannung/MPa} = 443,7 - 15,55 \text{ Plateaubreite} + 23,28 \text{ Winkelunterschied} - 59,2 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} - 33,1 \text{ Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_TI} + 0,564 \text{ Plateaubreite*Winkelunterschied}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Plateaubreite	-102,7	5,0	(-112,6; -92,7)	-20,41	0,000	1,00
Winkelunterschied	63,3	5,0	(53,4; 73,3)	12,60	0,000	1,00
Konuswerkstoff						
CoCr	-59,2	12,3	(-83,4; -34,9)	-4,82	0,000	1,34
SS	-33,1	12,3	(-57,3; -8,8)	-2,69	0,008	1,34
TI	0,0	0,0	(0,0; 0,0)	*	*	*
Plateaubreite*Winkelunterschied	9,8	4,9	(0,1; 19,5)	2,00	0,047	1,00

8.4.5.7 Traglänge

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\text{Traglänge/mm} = 3,446 + 0,00952 \text{ Profiltiefe} + 0,00913 \text{ Plateaubreite} - 0,3158 \text{ Winkelunterschied} + 0,0078 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} - 0,2695 \text{ Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_TI} - 0,01071 \text{ Plateaubreite*Winkelunterschied}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profiltiefe	0,12	0,03	(0,05; 0,18)	3,43	0,001	1,01
Plateaubreite	-0,18	0,03	(-0,25; -0,12)	-5,46	0,000	1,01
Winkelunterschied	-0,91	0,03	(-0,97; -0,84)	-27,14	0,000	1,00
Konuswerkstoff						
CoCr	0,01	0,08	(-0,15; 0,17)	0,10	0,924	1,34
SS	-0,27	0,08	(-0,43; -0,11)	-3,30	0,001	1,34
TI	0,00	0,00	(0,00; 0,00)	*	*	*
Plateaubreite*Winkelunterschied	-0,19	0,03	(-0,25; -0,12)	-5,72	0,000	1,00

8.4.5.8 Höhenänderung

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\text{Höhenänderung/}\mu\text{m} = 1,0101 + 0,01166 \text{ Profiltiefe} - 0,00083 \text{ Plateaubreite} + 0,1876 \text{ Winkelunterschied} - 0,2239 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} - 0,4730 \text{ Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_TI} - 0,001075 \text{ Profiltiefe*Plateaubreite} + 0,003084 \text{ Profiltiefe*Winkelunterschied} - 0,002946 \text{ Plateaubreite*Winkelunterschied}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profiltiefe	0,17	0,01	(0,14; 0,20)	11,76	0,000	1,05
Plateaubreite	-0,22	0,01	(-0,25; -0,19)	-15,17	0,000	1,02
Winkelunterschied	0,52	0,01	(0,49; 0,55)	36,62	0,000	1,00
Konuswerkstoff						
CoCr	-0,22	0,03	(-0,29; -0,16)	-6,45	0,000	1,34

SS	-0,47	0,03	(-0,54; -0,40)	-13,62	0,000	1,34
TI	0,00	0,00	(0,00; 0,00)	*	*	*
Profiltiefe*Plateaubreite	-0,10	0,01	(-0,12; -0,07)	-7,15	0,000	1,04
Profiltiefe*Winkelunterschied	0,09	0,01	(0,06; 0,12)	6,10	0,000	1,03
Plateaubreite*Winkelunterschied	-0,05	0,01	(-0,08; -0,02)	-3,66	0,000	1,03

8.4.5.9 Plastische Vergleichsdehnung

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\text{Plast. Vgl.-Dehnung/()} = 0,2225 + 0,007692 \text{ Profiltiefe} - 0,000846 \text{ Profilsitzenabstand} - 0,00157 \text{ Plateaubreite} + 0,00011 \text{ Winkelunterschied} - 0,0063 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} + 0,0424 \text{ Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_TI} - 0,000530 \text{ Profiltiefe*Plateaubreite} + 0,001117 \text{ Profiltiefe*Winkelunterschied}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profiltiefe	0,093	0,005	(0,084; 0,102)	20,42	0,000	1,05
Profilsitzenabstand	-0,018	0,004	(-0,026; -0,009)	-4,00	0,000	1,00
Plateaubreite	-0,082	0,004	(-0,090; -0,073)	-18,30	0,000	1,02
Winkelunterschied	0,047	0,004	(0,038; 0,055)	10,51	0,000	1,00
Konuswerkstoff						
CoCr	-0,006	0,011	(-0,028; 0,015)	-0,58	0,562	1,34
SS	0,042	0,011	(0,021; 0,064)	3,92	0,000	1,34
TI	0,000	0,000	(0,000; 0,000)	*	*	*
Profiltiefe*Plateaubreite	-0,048	0,004	(-0,056; -0,039)	-11,32	0,000	1,04
Profiltiefe*Winkelunterschied	0,032	0,004	(0,023; 0,040)	7,18	0,000	1,00

8.4.5.10 Spaltbreite

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\text{Spaltbreite/}\mu\text{m} = -0,905 + 0,00816 \text{ Profiltiefe} + 0,02575 \text{ Plateaubreite} + 0,7731 \text{ Winkelunterschied} + 0,043 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} + 0,111 \text{ Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_TI} - 0,00435 \text{ Profiltiefe*Winkelunterschied} - 0,0057 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_CoCr} + 0,0773 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_TI}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Profiltiefe	-0,07	0,03	(-0,13; -0,01)	-2,25	0,026	1,01
Plateaubreite	0,19	0,03	(0,13; 0,25)	6,43	0,000	1,01
Winkelunterschied	1,63	0,05	(1,53; 1,73)	31,36	0,000	3,07
Konuswerkstoff						
CoCr	0,03	0,07	(-0,12; 0,17)	0,35	0,729	1,34
SS	0,35	0,07	(0,21; 0,50)	4,89	0,000	1,34
TI	0,00	0,00	(0,00; 0,00)	*	*	*
Profiltiefe*Winkelunterschied	-0,12	0,03	(-0,18; -0,06)	-4,17	0,000	1,00
Winkelunterschied*Konuswerkstoff						
CoCr	-0,01	0,07	(-0,16; 0,13)	-0,18	0,856	2,03
SS	0,18	0,07	(0,04; 0,32)	2,48	0,014	2,03
TI	0,00	0,00	(0,00; 0,00)	*	*	*

8.4.6 Numerische Verschleißbetrachtung

8.4.6.1 Verschleißvolumen

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\begin{aligned}
 & 1494 + 170591 \text{ Winkelunterschied} + 211,6 \text{ Profilhöhe} - 11,7 \text{ Plateubreite} \\
 & + 0,0 \text{ Kraft}_{500} + 22827 \text{ Kraft}_{1000} + 57522 \text{ Kraft}_{1500} \\
 & + 1121 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{CoCr}} - 110 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{SS}} \\
 & + 0,0 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{Ti}} - 8,50 \text{ Profilhöhe} * \text{Plateubreite} \\
 \text{Verschleißvolumen}/\mu\text{m}^3 = & + 0,0 \text{ Winkelunterschied} * \text{Kraft}_{500} + 73099 \text{ Winkelunterschied} * \text{Kraft}_{1000} \\
 & + 137145 \text{ Winkelunterschied} * \text{Kraft}_{1500} \\
 & - 227769 \text{ Winkelunterschied} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{CoCr}} \\
 & - 138171 \text{ Winkelunterschied} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{SS}} \\
 & + 0,0 \text{ Winkelunterschied} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{Ti}} + 0,0 \text{ Profilhöhe} * \text{Kraft}_{500} \\
 & + 62,2 \text{ Profilhöhe} * \text{Kraft}_{1000} + 171,3 \text{ Profilhöhe} * \text{Kraft}_{1500} \\
 & - 196,7 \text{ Profilhöhe} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{CoCr}} \\
 & - 101,7 \text{ Profilhöhe} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{SS}} + 0,0 \text{ Profilhöhe} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{Ti}} \\
 & + 0,0 \text{ Plateubreite} * \text{Kraft}_{500} - 88,0 \text{ Plateubreite} * \text{Kraft}_{1000} \\
 & - 241,7 \text{ Plateubreite} * \text{Kraft}_{1500} \\
 & + 260,0 \text{ Plateubreite} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{CoCr}} \\
 & + 103,6 \text{ Plateubreite} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{SS}} \\
 & + 0,0 \text{ Plateubreite} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{Ti}} + 0,0 \text{ Kraft} * \text{Konuswerkstoff}_{500 \text{ CoCr}} \\
 & + 0,0 \text{ Kraft} * \text{Konuswerkstoff}_{500 \text{ SS}} + 0,0 \text{ Kraft} * \text{Konuswerkstoff}_{500 \text{ Ti}} \\
 & - 25390 \text{ Kraft} * \text{Konuswerkstoff}_{1000 \text{ CoCr}} - 17067 \text{ Kraft} * \text{Konuswerkstoff}_{1000 \text{ SS}} \\
 & + 0,0 \text{ Kraft} * \text{Konuswerkstoff}_{1000 \text{ Ti}} - 61822 \text{ Kraft} * \text{Konuswerkstoff}_{1500 \text{ CoCr}} \\
 & - 41641 \text{ Kraft} * \text{Konuswerkstoff}_{1500 \text{ SS}} + 0,0 \text{ Kraft} * \text{Konuswerkstoff}_{1500 \text{ Ti}}
 \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Winkelunterschied	5857	427	(5013; 6700)	13,70	0,000	5,00
Profilhöhe	2175	432	(1322; 3027)	5,04	0,000	5,10
Plateubreite	-1384	430	(-2233; -535)	-3,22	0,002	5,06
Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	26890	809	(25294; 28487)	33,24	0,000	4,00
1500	65508	809	(63911; 67105)	80,97	0,000	4,00
Konuswerkstoff						
CoCr	-11698	809	(-13294; -10101)	-14,46	0,000	4,00
SS	-7993	809	(-9590; -6396)	-9,88	0,000	4,00
Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
Profilhöhe*Plateubreite	-1095	178	(-1446; -744)	-6,16	0,000	1,05
Winkelunterschied*Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	2510	468	(1585; 3434)	5,36	0,000	2,00
1500	4708	468	(3784; 5633)	10,05	0,000	2,00
Winkelunterschied*Konuswerkstoff						
CoCr	-7820	468	(-8744; -6895)	-16,70	0,000	2,00
SS	-4744	468	(-5668; -3819)	-10,13	0,000	2,00
Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
Profilhöhe*Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	922	471	(-8; 1851)	1,96	0,052	2,02
1500	2538	471	(1609; 3468)	5,39	0,000	2,02
Profilhöhe*Konuswerkstoff						
CoCr	-2915	471	(-3844; -1985)	-6,19	0,000	2,02

Anhang

SS	-1507	471	(-2437; -577)	-3,20	0,002	2,02
Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
Plateaubreite*Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	-765	471	(-1694; 165)	-1,62	0,106	2,02
1500	-2102	471	(-3032; -1172)	-4,46	0,000	2,02
Plateaubreite*Konuswerkstoff						
CoCr	2260	471	(1331; 3190)	4,80	0,000	2,02
SS	901	471	(-29; 1830)	1,91	0,057	2,02
Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
Kraft*Konuswerkstoff						
500 CoCr	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
500 SS	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
500 Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000 CoCr	-25390	1144	(-27648; -23132)	-22,19	0,000	3,56
1000 SS	-17067	1144	(-19325; -14809)	-14,92	0,000	3,56
1000 Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1500 CoCr	-61822	1144	(-64080; -59563)	-54,03	0,000	3,56
1500 SS	-41641	1144	(-43899; -39383)	-36,39	0,000	3,56
1500 Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*

8.4.6.2 Von Mises Spannung

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\begin{aligned}
 \text{Maximale Von Mises Spannung/MPa} = & 811,6 + 2919 \text{ Winkelunterschied} + 14,05 \text{ Profilhöhe} - 10,62 \text{ Plateaubreite} \\
 & + 0,0 \text{ Kraft}_{500} + 184,6 \text{ Kraft}_{1000} + 233,2 \text{ Kraft}_{1500} \\
 & + 157,5 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{CoCr}} - 141,4 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{SS}} \\
 & + 0,0 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{Ti}} + 89,8 \text{ Winkelunterschied*Profilhöhe} \\
 & + 74,9 \text{ Winkelunterschied*Plateaubreite} - 0,9652 \text{ Profilhöhe*Plateaubreite} \\
 & + 0,0 \text{ Winkelunterschied*Kraft}_{500} - 2419 \text{ Winkelunterschied*Kraft}_{1000} \\
 & - 2967 \text{ Winkelunterschied*Kraft}_{1500} + 0,0 \text{ Profilhöhe*Kraft}_{500} \\
 & + 3,81 \text{ Profilhöhe*Kraft}_{1000} + 6,60 \text{ Profilhöhe*Kraft}_{1500}
 \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Winkelunterschied	173,4	11,3	(151,1; 195,7)	15,34	0,000	3,02
Profilhöhe	165,5	11,4	(143,1; 187,9)	14,55	0,000	3,06
Plateaubreite	-205,50	6,56	(-218,44; -192,56)	-31,33	0,000	1,02
Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	129,7	15,9	(98,4; 161,1)	8,16	0,000	1,33
1500	199,4	15,9	(168,1; 230,8)	12,55	0,000	1,33
Konuswerkstoff						
CoCr	157,5	15,9	(126,2; 188,9)	9,91	0,000	1,33
SS	-141,4	15,9	(-172,8; -110,1)	-8,90	0,000	1,33
Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
Winkelunterschied*Profilhöhe	45,69	5,78	(34,29; 57,10)	7,91	0,000	1,02
Winkelunterschied*Plateaubreite	22,35	6,14	(10,23; 34,47)	3,64	0,000	1,02
Profilhöhe*Plateaubreite	-124,38	6,05	(-136,32; -112,45)	-20,56	0,000	1,05
Winkelunterschied*Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	-83,1	15,9	(-114,5; -51,6)	-5,21	0,000	2,00
1500	-101,9	15,9	(-133,3; -70,4)	-6,39	0,000	2,00
Profilhöhe*Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*

1000	56,4	15,9	(25,0; 87,9)	3,54	0,001	2,00
1500	97,8	15,9	(66,3; 129,2)	6,14	0,000	2,00

8.4.6.3 Gleitweg

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\begin{aligned}
 &13,34 + 258,1 \text{ Winkelunterschied} + 0,1755 \text{ Profilhöhe} + 0,2720 \text{ Plateaubreite} \\
 &+ 0,0 \text{ Kraft}_{500} + 13,06 \text{ Kraft}_{1000} + 26,04 \text{ Kraft}_{1500} + 0,07 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{CoCr}} \\
 &\quad - 4,68 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{SS}} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{Ti}} \\
 &+ 2,544 \text{ Winkelunterschied} * \text{Profilhöhe} - 4,967 \text{ Winkelunterschied} * \text{Plateaubreite} \\
 &\quad - 0,01989 \text{ Profilhöhe} * \text{Plateaubreite} + 0,0 \text{ Winkelunterschied} * \text{Kraft}_{500} \\
 &+ 102,0 \text{ Winkelunterschied} * \text{Kraft}_{1000} + 157,4 \text{ Winkelunterschied} * \text{Kraft}_{1500} \\
 &\quad - 9,0 \text{ Winkelunterschied} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{CoCr}} \\
 &\quad - 53,3 \text{ Winkelunterschied} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{SS}} \\
 \text{Gleitweg}/\mu\text{m} = &+ 0,0 \text{ Winkelunterschied} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{Ti}} + 0,0 \text{ Profilhöhe} * \text{Kraft}_{500} \\
 &+ 0,1006 \text{ Profilhöhe} * \text{Kraft}_{1000} + 0,1835 \text{ Profilhöhe} * \text{Kraft}_{1500} \\
 &+ 0,0 \text{ Plateaubreite} * \text{Kraft}_{500} - 0,1514 \text{ Plateaubreite} * \text{Kraft}_{1000} \\
 &- 0,2755 \text{ Plateaubreite} * \text{Kraft}_{1500} + 0,0 \text{ Kraft} * \text{Konuswerkstoff}_{500 \text{ CoCr}} \\
 &+ 0,0 \text{ Kraft} * \text{Konuswerkstoff}_{500 \text{ SS}} + 0,0 \text{ Kraft} * \text{Konuswerkstoff}_{500 \text{ Ti}} \\
 &+ 0,54 \text{ Kraft} * \text{Konuswerkstoff}_{1000 \text{ CoCr}} - 4,38 \text{ Kraft} * \text{Konuswerkstoff}_{1000 \text{ SS}} \\
 &+ 0,0 \text{ Kraft} * \text{Konuswerkstoff}_{1000 \text{ Ti}} + 0,87 \text{ Kraft} * \text{Konuswerkstoff}_{1500 \text{ CoCr}} \\
 &- 8,33 \text{ Kraft} * \text{Konuswerkstoff}_{1500 \text{ SS}} + 0,0 \text{ Kraft} * \text{Konuswerkstoff}_{1500 \text{ Ti}}
 \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Winkelunterschied	9,075	0,525	(8,039; 10,111)	17,29	0,000	5,02
Profilhöhe	2,236	0,411	(1,424; 3,047)	5,44	0,000	3,08
Plateaubreite	-2,796	0,409	(-3,603; -1,990)	-6,84	0,000	3,04
Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	18,745	0,992	(16,787; 20,702)	18,90	0,000	4,00
1500	34,997	0,992	(33,040; 36,954)	35,29	0,000	4,00
Konuswerkstoff						
CoCr	-0,382	0,992	(-2,339; 1,576)	-0,38	0,701	4,00
SS	-7,349	0,992	(-9,306; -5,392)	-7,41	0,000	4,00
Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
Winkelunterschied*Profilhöhe	1,294	0,208	(0,883; 1,705)	6,21	0,000	1,02
Winkelunterschied*Plateaubreite	-1,483	0,221	(-1,919; -1,046)	-6,70	0,000	1,02
Profilhöhe*Plateaubreite	-2,562	0,218	(-2,993; -2,132)	-11,76	0,000	1,05
Winkelunterschied*Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	3,500	0,574	(2,367; 4,633)	6,10	0,000	2,00
1500	5,405	0,574	(4,272; 6,538)	9,42	0,000	2,00
Winkelunterschied*Konuswerkstoff						
CoCr	-0,309	0,574	(-1,442; 0,824)	-0,54	0,591	2,00
SS	-1,831	0,574	(-2,964; -0,698)	-3,19	0,002	2,00
Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
Profilhöhe*Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	1,490	0,577	(0,351; 2,630)	2,58	0,011	2,02
1500	2,719	0,577	(1,580; 3,859)	4,71	0,000	2,02
Plateaubreite*Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	-1,317	0,577	(-2,456; -0,177)	-2,28	0,024	2,02
1500	-2,396	0,577	(-3,535; -1,256)	-4,15	0,000	2,02
Kraft*Konuswerkstoff						

500 CoCr	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
500 SS	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
500 Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000 CoCr	0,54	1,40	(-2,23; 3,30)	0,38	0,703	3,56
1000 SS	-4,38	1,40	(-7,14; -1,61)	-3,12	0,002	3,56
1000 Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1500 CoCr	0,87	1,40	(-1,90; 3,64)	0,62	0,536	3,56
1500 SS	-8,33	1,40	(-11,10; -5,56)	-5,94	0,000	3,56
1500 Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*

8.4.6.4 Kontaktfläche

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\begin{aligned} &0,530 + 2,07 \text{ Winkelunterschied} + 0,6337 \text{ Plateaubreite} + 0,0 \text{ Kraft_500} \\ &+ 0,754 \text{ Kraft_1000} + 1,628 \text{ Kraft_1500} + 0,102 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} \\ &+ 0,099 \text{ Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_Ti} \\ \text{Kontaktfläche/mm}^2 = &- 6,250 \text{ Winkelunterschied*Plateaubreite} + 0,0 \text{ Plateaubreite*Kraft_500} \\ &+ 0,0471 \text{ Plateaubreite*Kraft_1000} + 0,0724 \text{ Plateaubreite*Kraft_1500} \\ &- 0,0167 \text{ Plateaubreite*Konuswerkstoff_CoCr} \\ &- 0,0735 \text{ Plateaubreite*Konuswerkstoff_SS} \\ &+ 0,0 \text{ Plateaubreite*Konuswerkstoff_Ti} \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Winkelunterschied	-1,5676	0,0954	(-1,7557; -1,3794)	-16,44	0,000	1,01
Plateaubreite	2,793	0,213	(2,374; 3,213)	13,14	0,000	5,00
Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	1,114	0,232	(0,655; 1,572)	4,79	0,000	1,33
1500	2,181	0,232	(1,722; 2,639)	9,39	0,000	1,33
Konuswerkstoff						
CoCr	-0,026	0,232	(-0,484; 0,432)	-0,11	0,911	1,33
SS	-0,463	0,232	(-0,921; -0,005)	-1,99	0,048	1,33
Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
Winkelunterschied*Plateaubreite	-1,8659	0,0893	(-2,0421; -1,6896)	-20,89	0,000	1,01
Plateaubreite*Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	0,409	0,233	(-0,050; 0,869)	1,76	0,080	2,00
1500	0,630	0,233	(0,170; 1,089)	2,70	0,008	2,00
Plateaubreite*Konuswerkstoff						
CoCr	-0,145	0,233	(-0,605; 0,314)	-0,62	0,534	2,00
SS	-0,639	0,233	(-1,099; -0,180)	-2,74	0,007	2,00
Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*

8.4.6.5 Kontaktdruck

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\begin{aligned} &1964,8 + 4888 \text{ Winkelunterschied} + 1,47 \text{ Profilhöhe} - 38,97 \text{ Plateaubreite} \\ &+ 0,0 \text{ Kraft_500} + 308,4 \text{ Kraft_1000} + 438,8 \text{ Kraft_1500} \\ \text{Kontakt-} &+ 488,2 \text{ Konuswerkstoff_CoCr} - 602,1 \text{ Konuswerkstoff_SS} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff_Ti} \\ \text{druck/MPa} = &+ 126,1 \text{ Winkelunterschied*Profilhöhe} + 338,2 \text{ Winkelunterschied*Plateaubreite} \\ &- 0,938 \text{ Profilhöhe*Plateaubreite} + 0,0 \text{ Winkelunterschied*Kraft_500} \\ &- 4275 \text{ Winkelunterschied*Kraft_1000} - 6172 \text{ Winkelunterschied*Kraft_1500} \\ &+ 1794 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_CoCr} \\ &- 1471 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_SS} \\ &+ 0,0 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff_Ti} + 0,0 \text{ Profilhöhe*Kraft_500} \end{aligned}$$

$$+ 6,25 \text{ Profilhöhe} * \text{Kraft}_{1000} + 9,66 \text{ Profilhöhe} * \text{Kraft}_{1500} \\ + 0,35 \text{ Profilhöhe} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{CoCr}} + 8,00 \text{ Profilhöhe} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{SS}} \\ + 0,0 \text{ Profilhöhe} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{Ti}}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Winkelunterschied	331,6	34,1	(264,4; 398,8)	9,74	0,000	5,02
Profilhöhe	9,1	34,2	(-58,4; 76,5)	0,26	0,791	5,06
Plateaubreite	-333,5	15,3	(-363,7; -303,2)	-21,75	0,000	1,02
Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	203,2	37,1	(129,9; 276,5)	5,47	0,000	1,33
1500	297,9	37,1	(224,6; 371,2)	8,02	0,000	1,33
Konuswerkstoff						
CoCr	584,1	37,1	(510,8; 657,4)	15,72	0,000	1,33
SS	-536,7	37,1	(-610,0; -463,4)	-14,45	0,000	1,33
Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
Winkelunterschied*Profilhöhe	64,2	13,5	(37,5; 90,8)	4,75	0,000	1,02
Winkelunterschied*Plateaubreite	101,0	14,4	(72,6; 129,3)	7,03	0,000	1,02
Profilhöhe*Plateaubreite	-120,9	14,1	(-148,8; -93,0)	-8,55	0,000	1,05
Winkelunterschied*Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	-146,8	37,2	(-220,3; -73,3)	-3,94	0,000	2,00
1500	-211,9	37,2	(-285,4; -138,4)	-5,69	0,000	2,00
Winkelunterschied*Konuswerkstoff						
CoCr	61,6	37,2	(-11,9; 135,1)	1,65	0,100	2,00
SS	-50,5	37,2	(-124,0; 23,0)	-1,36	0,177	2,00
Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
Profilhöhe*Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	92,7	37,2	(19,2; 166,2)	2,49	0,014	2,00
1500	143,2	37,2	(69,7; 216,7)	3,84	0,000	2,00
Profilhöhe*Konuswerkstoff						
CoCr	5,3	37,2	(-68,2; 78,7)	0,14	0,888	2,00
SS	118,5	37,2	(45,0; 192,0)	3,18	0,002	2,00
Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*

8.4.6.6 Reibspannung**Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten**

$$\text{Reibspannung/MPa} = 520,5 + 1217 \text{ Winkelunterschied} + 0,421 \text{ Profilhöhe} - 10,21 \text{ Plateaubreite} \\ + 0,0 \text{ Kraft}_{500} + 72,9 \text{ Kraft}_{1000} + 104,3 \text{ Kraft}_{1500} \\ - 88,5 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{CoCr}} - 84,4 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{SS}} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{Ti}} \\ + 31,92 \text{ Winkelunterschied} * \text{Profilhöhe} + 78,6 \text{ Winkelunterschied} * \text{Plateaubreite} \\ - 0,2353 \text{ Profilhöhe} * \text{Plateaubreite} + 0,0 \text{ Winkelunterschied} * \text{Kraft}_{500} \\ - 1043 \text{ Winkelunterschied} * \text{Kraft}_{1000} - 1507 \text{ Winkelunterschied} * \text{Kraft}_{1500} \\ + 0,0 \text{ Profilhöhe} * \text{Kraft}_{500} + 1,577 \text{ Profilhöhe} * \text{Kraft}_{1000} \\ + 2,399 \text{ Profilhöhe} * \text{Kraft}_{1500} - 0,236 \text{ Profilhöhe} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{CoCr}} \\ + 2,662 \text{ Profilhöhe} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{SS}} + 0,0 \text{ Profilhöhe} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{Ti}} \\ + 2,790 \text{ Plateaubreite} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{CoCr}} \\ - 0,160 \text{ Plateaubreite} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{SS}} + 0,0 \text{ Plateaubreite} * \text{Konuswerkstoff}_{\text{Ti}}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Winkelunterschied	81,41	6,12	(69,34; 93,47)	13,31	0,000	3,02
Profilhöhe	3,26	7,93	(-12,40; 18,92)	0,41	0,682	5,08

Anhang

Plateaubreite	-90,18	6,14	(-102,29; -78,07)	-14,69	0,000	3,04
Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	48,07	8,60	(31,09; 65,04)	5,59	0,000	1,33
1500	70,62	8,60	(53,64; 87,59)	8,21	0,000	1,33
Konuswerkstoff						
CoCr	-71,31	8,60	(-88,29; -54,34)	-8,29	0,000	1,33
SS	-39,38	8,60	(-56,36; -22,41)	-4,58	0,000	1,33
Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
Winkelunterschied*Profilhöhe	16,24	3,13	(10,07; 22,41)	5,19	0,000	1,02
Winkelunterschied*Plateaubreite	23,46	3,32	(16,91; 30,02)	7,06	0,000	1,02
Profilhöhe*Plateaubreite	-30,32	3,27	(-36,78; -23,86)	-9,26	0,000	1,05
Winkelunterschied*Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	-35,82	8,62	(-52,83; -18,80)	-4,15	0,000	2,00
1500	-51,75	8,62	(-68,76; -34,73)	-6,00	0,000	2,00
Profilhöhe*Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	23,37	8,62	(6,35; 40,38)	2,71	0,007	2,00
1500	35,55	8,62	(18,54; 52,57)	4,12	0,000	2,00
Profilhöhe*Konuswerkstoff						
CoCr	-3,50	8,67	(-20,61; 13,61)	-0,40	0,687	2,02
SS	39,44	8,67	(22,33; 56,56)	4,55	0,000	2,02
Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
Plateaubreite*Konuswerkstoff						
CoCr	24,26	8,67	(7,15; 41,37)	2,80	0,006	2,02
SS	-1,39	8,67	(-18,50; 15,72)	-0,16	0,873	2,02
Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*

8.4.6.7 Traglänge

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\begin{aligned} \text{Trag-} &= 3,233 - 31,31 \text{ Winkelunterschied} + 0,01410 \text{ Profilhöhe} + 0,00827 \text{ Plateaubreite} \\ \text{länge/mm} &+ 0,0 \text{ Kraft}_{500} + 0,314 \text{ Kraft}_{1000} + 0,551 \text{ Kraft}_{1500} \\ &- 0,0291 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{CoCr}} - 0,2870 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{SS}} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{Ti}} \\ &+ 0,1369 \text{ Winkelunterschied*Profilhöhe} - 0,314 \text{ Winkelunterschied*Plateaubreite} \\ &- 0,000838 \text{ Profilhöhe*Plateaubreite} + 0,0 \text{ Winkelunterschied*Kraft}_{500} \\ &+ 3,58 \text{ Winkelunterschied*Kraft}_{1000} + 7,48 \text{ Winkelunterschied*Kraft}_{1500} \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Winkelunterschied	-1,0756	0,0594	(-1,1927; -0,9584)	-18,12	0,000	3,02
Profilhöhe	0,2156	0,0351	(0,1462; 0,2849)	6,13	0,000	1,06
Plateaubreite	-0,1910	0,0345	(-0,2590; -0,1230)	-5,54	0,000	1,02
Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	0,4928	0,0835	(0,3281; 0,6575)	5,90	0,000	1,33
1500	0,9256	0,0835	(0,7609; 1,0903)	11,09	0,000	1,33
Konuswerkstoff						
CoCr	-0,0291	0,0835	(-0,1938; 0,1356)	-0,35	0,728	1,33
SS	-0,2870	0,0835	(-0,4517; -0,1223)	-3,44	0,001	1,33
Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
Winkelunterschied*Profilhöhe	0,0697	0,0304	(0,0098; 0,1296)	2,29	0,023	1,02
Winkelunterschied*Plateaubreite	-0,0937	0,0323	(-0,1573; -0,0300)	-2,90	0,004	1,02
Profilhöhe*Plateaubreite	-0,1079	0,0318	(-0,1706; -0,0452)	-3,40	0,001	1,05

Winkelunterschied*Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	0,1228	0,0837	(-0,0423; 0,2880)	1,47	0,144	2,00
1500	0,2570	0,0837	(0,0918; 0,4221)	3,07	0,002	2,00

8.4.6.8 Höhenänderung

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\begin{aligned}
 &0,3306 + 11,250 \text{ Winkelunterschied} + 0,01060 \text{ Profilhöhe} + 0,01684 \text{ Plateaubreite} \\
 &+ 0,0 \text{ Kraft}_{500} + 0,4077 \text{ Kraft}_{1000} + 0,7963 \text{ Kraft}_{1500} \\
 &- 0,0755 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{CoCr}} - 0,1791 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{SS}} \\
 &+ 0,0 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{Ti}} + 0,1703 \text{ Winkelunterschied*Profilhöhe} \\
 &- 0,3138 \text{ Winkelunterschied*Plateaubreite} - 0,001174 \text{ Profilhöhe*Plateaubreite} \\
 &+ 0,0 \text{ Winkelunterschied*Kraft}_{500} + 4,393 \text{ Winkelunterschied*Kraft}_{1000} \\
 &+ 7,017 \text{ Winkelunterschied*Kraft}_{1500} \\
 &- 1,477 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff}_{\text{CoCr}} \\
 \text{Höhenänderung}/\mu\text{m} = &- 2,540 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff}_{\text{SS}} \\
 &+ 0,0 \text{ Winkelunterschied*Konuswerkstoff}_{\text{Ti}} + 0,0 \text{ Profilhöhe*Kraft}_{500} \\
 &+ 0,00618 \text{ Profilhöhe*Kraft}_{1000} + 0,01149 \text{ Profilhöhe*Kraft}_{1500} \\
 &+ 0,0 \text{ Plateaubreite*Kraft}_{500} - 0,00948 \text{ Plateaubreite*Kraft}_{1000} \\
 &- 0,01676 \text{ Plateaubreite*Kraft}_{1500} + 0,0 \text{ Kraft*Konuswerkstoff}_{500 \text{ CoCr}} \\
 &+ 0,0 \text{ Kraft*Konuswerkstoff}_{500 \text{ SS}} + 0,0 \text{ Kraft*Konuswerkstoff}_{500 \text{ Ti}} \\
 &- 0,0832 \text{ Kraft*Konuswerkstoff}_{1000 \text{ CoCr}} - 0,1777 \text{ Kraft*Konuswerkstoff}_{1000 \text{ SS}} \\
 &+ 0,0 \text{ Kraft*Konuswerkstoff}_{1000 \text{ Ti}} - 0,1606 \text{ Kraft*Konuswerkstoff}_{1500 \text{ CoCr}} \\
 &- 0,3342 \text{ Kraft*Konuswerkstoff}_{1500 \text{ SS}} + 0,0 \text{ Kraft*Konuswerkstoff}_{1500 \text{ Ti}}
 \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Winkelunterschied	0,4055	0,0232	(0,3598; 0,4512)	17,51	0,000	5,02
Profilhöhe	0,1505	0,0181	(0,1147; 0,1863)	8,29	0,000	3,08
Plateaubreite	-0,1672	0,0180	(-0,2028; -0,1317)	-9,28	0,000	3,04
Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	0,6624	0,0438	(0,5760; 0,7487)	15,14	0,000	4,00
1500	1,2186	0,0438	(1,1322; 1,3050)	27,85	0,000	4,00
Konuswerkstoff						
CoCr	-0,1493	0,0438	(-0,2356; -0,0629)	-3,41	0,001	4,00
SS	-0,3061	0,0438	(-0,3924; -0,2197)	-7,00	0,000	4,00
Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
Winkelunterschied*Profilhöhe	0,08666	0,00919	(0,06853; 0,10479)	9,43	0,000	1,02
Winkelunterschied*Plateaubreite	-0,09369	0,00976	(-0,11296; -0,07443)	-9,60	0,000	1,02
Profilhöhe*Plateaubreite	-0,15126	0,00962	(-0,17024; -0,13228)	-15,73	0,000	1,05
Winkelunterschied*Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	0,1508	0,0253	(0,1009; 0,2008)	5,96	0,000	2,00
1500	0,2409	0,0253	(0,1909; 0,2909)	9,51	0,000	2,00
Winkelunterschied*Konuswerkstoff						
CoCr	-0,0507	0,0253	(-0,1007; -0,0007)	-2,00	0,047	2,00
SS	-0,0872	0,0253	(-0,1372; -0,0372)	-3,44	0,001	2,00
Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
Profilhöhe*Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	0,0916	0,0255	(0,0413; 0,1419)	3,60	0,000	2,02
1500	0,1702	0,0255	(0,1200; 0,2205)	6,68	0,000	2,02
Plateaubreite*Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*

Anhang

1000	-0,0824	0,0255	(-0,1327; -0,0321)	-3,24	0,001	2,02
1500	-0,1457	0,0255	(-0,1960; -0,0955)	-5,72	0,000	2,02
Kraft*Konuswerkstoff						
500 CoCr	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
500 SS	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
500 Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000 CoCr	-0,0832	0,0619	(-0,2053; 0,0389)	-1,34	0,181	3,56
1000 SS	-0,1777	0,0619	(-0,2999; -0,0556)	-2,87	0,005	3,56
1000 Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1500 CoCr	-0,1606	0,0619	(-0,2827; -0,0384)	-2,59	0,010	3,56
1500 SS	-0,3342	0,0619	(-0,4563; -0,2121)	-5,40	0,000	3,56
1500 Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*

8.4.6.9 Plastische Vergleichsdehnung

Regressionsgleichung in nicht kodierten Einheiten

$$\begin{aligned}
 & -0,0299 + 0,782 \text{ Winkelunterschied} + 0,007867 \text{ Profilhöhe} \\
 & + 0,001036 \text{ Plateubreite} + 0,0 \text{ Kraft}_{500} + 0,0292 \text{ Kraft}_{1000} \\
 & + 0,0323 \text{ Kraft}_{1500} + 0,00323 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{CoCr}} \\
 & + 0,04808 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{SS}} + 0,0 \text{ Konuswerkstoff}_{\text{Ti}} \\
 \text{Pl. Vgl. Dehnung}/() = & + 0,05383 \text{ Winkelunterschied*Profilhöhe} \\
 & - 0,02671 \text{ Winkelunterschied*Plateubreite} \\
 & - 0,000538 \text{ Profilhöhe*Plateubreite} + 0,0 \text{ Winkelunterschied*Kraft}_{500} \\
 & - 0,467 \text{ Winkelunterschied*Kraft}_{1000} - 0,525 \text{ Winkelunterschied*Kraft}_{1500} \\
 & + 0,0 \text{ Profilhöhe*Kraft}_{500} + 0,002203 \text{ Profilhöhe*Kraft}_{1000} \\
 & + 0,003385 \text{ Profilhöhe*Kraft}_{1500}
 \end{aligned}$$

Kodierte Koeffizienten

Term	Koef	SE Koef	95%-KI	t-Wert	p-Wert	VIF
Winkelunterschied	0,05195	0,00537	(0,04136; 0,06254)	9,68	0,000	3,02
Profilhöhe	0,09560	0,00540	(0,08495; 0,10626)	17,70	0,000	3,06
Plateubreite	-0,08381	0,00312	(-0,08996; -0,07766)	-26,90	0,000	1,02
Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	0,04416	0,00755	(0,02926; 0,05905)	5,85	0,000	1,33
1500	0,06483	0,00755	(0,04994; 0,07972)	8,59	0,000	1,33
Konuswerkstoff						
CoCr	0,00323	0,00755	(-0,01166; 0,01813)	0,43	0,669	1,33
SS	0,04808	0,00755	(0,03319; 0,06297)	6,37	0,000	1,33
Ti	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
Winkelunterschied*Profilhöhe	0,02739	0,00275	(0,02197; 0,03280)	9,98	0,000	1,02
Winkelunterschied*Plateubreite	-0,00797	0,00292	(-0,01373; -0,00222)	-2,73	0,007	1,02
Profilhöhe*Plateubreite	-0,06931	0,00287	(-0,07498; -0,06364)	-24,12	0,000	1,05
Winkelunterschied*Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	-0,01603	0,00757	(-0,03096; -0,00110)	-2,12	0,036	2,00
1500	-0,01801	0,00757	(-0,03294; -0,00308)	-2,38	0,018	2,00
Profilhöhe*Kraft						
500	0,000000	0,000000	(0,000000; 0,000000)	*	*	*
1000	0,03265	0,00757	(0,01772; 0,04758)	4,31	0,000	2,00
1500	0,05016	0,00757	(0,03523; 0,06510)	6,63	0,000	2,00