

Polieren keramischer Knieimplantate mit nachgiebigen Diamantwerkzeugen

Von der Fakultät für Maschinenbau
der Gottfried Wilhelm Leibniz Universität Hannover
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor-Ingenieurin
genehmigte Dissertation

von

Dipl.-Ing. (FH) Anke Müller
geboren am 11.05.1985 in Gera

2014

Tag der Promotion: 30.04.2014
Referent: Prof. Dr.-Ing. Berend Denkena
Koreferent: Prof. Dr.-Ing. Lutz Rissing
Vorsitzender: Prof. Dr.-Ing. habil. Dr. h.c. mult. Peter Wriggers

„The smaller the particles of those substances are, the smaller will be the scratches by which they continually fret and wear away the glass until it be polished,…”

Sir Isaac Newton, 1704

[NEW04]

Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftliche Mitarbeiterin am Institut für Fertigungstechnik und Werkzeugmaschinen (IFW) der Leibniz Universität Hannover im Rahmen des Sonderforschungsbereichs 599 „Zukunftsfähige bioresorbierbare und permanente Implantate aus metallischen und keramischen Werkstoffen“. Mein Dank gilt stellvertretend für den SFB 599 dem Sprecher, Prof. Prof. h. c. Dr. med. Thomas Lenarz, für die Unterstützung und der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) für die finanzielle Förderung meiner Arbeit.

Herrn Prof. Dr.-Ing. Berend Denkena, dem Leiter des IFW, gilt mein besonderer Dank für die vertrauensvolle und fachliche Unterstützung, die ich während meiner Tätigkeit am Institut erfahren habe sowie für die Übernahme des Referats. Prof. Dr.-Ing. Lutz Rissing danke ich für die Übernahme des Koreferats und Prof. Dr.-Ing. habil. Dr. h.c. mult. Peter Wriggers für den Vorsitz in der Prüfungskommission.

Auch meine aktiven und ehemaligen Kollegen haben durch ein hervorragendes Arbeitsklima und anregende Diskussionen meine Arbeit ermöglicht. Hier seien stellvertretend für alle anderen Dr.-Ing. Dennis Hahmann, Dr.-Ing. Niklas Kramer, Dr.-Ing. Marijke van der Meer, Dr.-Ing. Jan Kästner sowie meine Forschungskollegen des Labors für Biomechanik und Biomaterialien (LBB) der Medizinischen Hochschule Hannover genannt. Herrn PhD Tomas Correa danke ich für die wertvollen Anregungen meiner Arbeit aus medizintechnischer Sicht. Herrn Dr.-Ing. Jens Köhler sowie Leif Behrens bin ich für die kritische Durchsicht meiner Arbeit dankbar.

Ferner danke ich all jenen, die diese Arbeit aus technischer Sicht unterstützt haben: den Mitarbeitern der Analytik, den Werkstattmitarbeitern und der Versuchsfeldleitung. Darüber hinaus konnte nur durch tatkräftigen Einsatz meiner studentischen Hilfskräfte und Studienarbeiter der Umfang an Messreihen und deren Auswertung realisiert werden. Stellvertretend seien hier Alina Hölter, Britta Kirchner, Daniel Hinzmann und Christian Heller genannt, deren Arbeiten wertvolle Beiträge geleistet haben.

Mein besonderer Dank gilt meinen Eltern Sylvia und Marko Turger, deren stetige Förderung meinen gegangenen Weg erst ermöglicht hat. Das Verständnis meiner Schwester Dr. phil. Katrin Bünthen sowie die Geduld und Unterstützung meines Mannes Sebastian haben mich immer wieder dazu motiviert an meiner Dissertation zu arbeiten.

Hannover, im April 2014

Anke Müller

Kurzfassung

Keramische Werkstoffe werden aufgrund ihrer hervorragenden Verschleißresistenz und Biokompatibilität zunehmend in der Implantattechnik verwendet. Bisher jedoch konnten Keramiken für vollkeramische Knieimplantate nicht erfolgreich eingesetzt werden. Grund hierfür sind zunächst fehlende Anforderungskriterien an das Design und die geometrischen sowie topografischen Gegebenheiten eines vollkeramischen Knieimplantats. Darüber hinaus stellen die in der Implantattechnik eingesetzten Implantate hohe Anforderungen an die automatische Schleif- und Polierbearbeitung, welche erforderlich ist, um ein vollkeramisches Knieimplantat wirtschaftlich zu fertigen. Im Rahmen dieser Arbeit werden nachgiebige Diamantwerkzeuge eingesetzt, um verschleißgerechte Oberflächen auf keramischen Implantaten zu erzielen. Hierfür wird zunächst das Prozessverständnis für nachgiebige Werkzeuge geschaffen, um auf Basis der aktiven Kornanzahl und der Polierkraft keramische Oberflächen gezielt zu polieren. Abschließende Verschleißmessungen keramischer Implantatprüflinge zeigen auf, dass die Anzahl der Mikrokontakte der Implantatflächen anstelle der Rauheit maßgeblich für die Verschleißrate ist.

Schlagworte: Implantattechnik, Keramik, Feinbearbeitung, Polieren

Abstract

Ceramic materials are used in a growing proportion of endoprostheses due to their wear resistance and biocompatibility properties. However, ceramics have not been applied successfully in total knee joint endoprostheses to date. One reason for this are missing requirements on the design and surface qualities of all-ceramic implants. Another reason is that with strict surface quality requirements, there are significant challenges with regard to machining processes. High-toughness bioceramics can only be machined by automated multi-axis grinding and polishing processes, which are necessary to achieve economically process chains for all-ceramic implants. In this work, flexible polishing tools are used to achieve wear sufficient surfaces on all-ceramic implants. For this, the understanding of the process of polishing with resilient tools is initially established. This gained knowledge is used to polish ceramic surfaces on the basis of active grain number and the polishing force. Final measurements of ceramic wear of implant specimens show that the number of micro-contacts of implant surfaces is decisive for the wear rate instead of the roughness of a wear surface.

Keywords: implant technology, ceramics, finishing processes, polishing

Inhaltsverzeichnis

Formelzeichen und Abkürzungen	VIII
1 Einleitung	1
2 Stand des Wissens	3
2.1 Keramische Implantate	3
2.1.1 Bedarf und Entwicklung keramischer Gelenkimplantate	3
2.1.2 Herstellung komplexer keramischer Implantate	6
2.1.3 Anforderungen an Form- und Oberflächeneigenschaften von Implantaten	8
2.1.4 Verschleiß biomedizinischer Implantate	10
2.2 Polieren als Endbearbeitungsverfahren	14
2.2.1 Einordnung bestehender Polierverfahren	15
2.2.2 Polieren mit losem Korn	19
2.2.3 Polieren mit gebundenem Korn	22
2.3 Anforderungen an die Endbearbeitung keramischer Freiformflächen	28
2.4 Charakteristische Prozess- und Systemstellgrößen beim Polieren mit nachgiebigen Werkzeugen	29
2.4.1 Übliche System- und Prozessstellgrößen	29
2.4.2 Wirkung auf Topografie und Randzonenzustand	30
2.4.3 Materialabtrag und Eindringtiefen	32
2.4.4 Prozesskräfte	33
2.5 Topografie und Oberflächenbeschaffenheit	33
2.6 Fazit	36
3 Zielsetzung und Vorgehensweise	37
4 Randbedingungen und technische Hilfsmittel	39
4.1 Versuchsmaschinen	39
4.2 Werkzeuge	40
4.3 Versuchsbauteile	43
4.4 Mess- und Analysetechnik	46
4.5 Fehlerbetrachtung	54
5 Prozesscharakteristika von Oberflächen	62
5.1 Topografien polierter Werkstoffe	62

5.2	Oberflächen industrieller Implantate	65
6	Analytische Modellierung des Polierprozesses	70
6.1	Kornanzahl im Polierprozess	71
6.2	Bestimmung der Polierwerkzeug-Kontaktfläche sowie der Polierkräfte	78
6.3	Modellierung der Polierwerkzeug-Kontaktfläche sowie der Polierkräfte.....	85
6.4	Einzelkornkraft und Polierritzmechanismus	88
7	Polieren mit nachgiebig gebundenen Diamantwerkzeugen.....	93
7.1	Versuchsplanung	93
7.2	Ausbildung der Implantattopografie bei nachgiebig gebundenen Polierwerkzeugen	96
7.2.1	Einfluss der Kornanzahl auf die Implantattopografie	96
7.2.2	Einfluss der Kornkontaktkraft auf die Implantattopografie	104
7.2.3	Einfluss der Ausgangsoberfläche und des Werkstoffs auf die Implantattopografie nach dem Polieren	107
7.2.4	Zwischenfazit aus den experimentellen Untersuchungen.....	115
8	Rauheitsbedingter Roll-Gleit-Verschleiß von Implantatkeramiken.....	117
8.1	Ablauf der Verschleißprüfung.....	117
8.2	Versuchsplanung zum topografiebedingten Verschleiß	118
8.3	Ergebnisse zum topografiebedingten Verschleiß.....	119
8.4	Fazit aus den Verschleißuntersuchungen	128
9	Folgerungen für die Praxis	131
10	Zusammenfassung und Ausblick.....	136
11	Literaturverzeichnis	138
12	Anhang	157
12.1	Elastizitätsmodul der Werkzeugbindung	157
12.2	FEM-Modell zur Bestimmung der Kontaktflächen	157

Formelzeichen und Abkürzungen

Lateinische Buchstaben:

Zeichen	Einheit	Bezeichnung
A	mm ²	Fläche
a ₁	-	Regressionskonstante
a _c	mm	Kantenlänge eines Würfels
a _e	mm	Arbeitseingriff beim Schleifen
A _K	mm ²	Kontaktfläche
A _{Kmax,th}	mm ²	maximale, theoretische Kontaktfläche
a _p	mm	Bahnabstand
b ₁ , b ₂	-	Regressionskoeffizienten
b _{AK,th}	mm	theoretische Kontaktflächenbreite
b _g	mm	geometrische Kontaktbreite
b _p	mm	Breite einer zu bearbeitenden Fläche
b _{Ritz}	mm	Ritzbreite
c ₁ , c ₂	-	Regressionskoeffizienten
c ₁ , c ₂	N	Verfahrenskonstanten nach [KUN06]
c ₃	mm	Verfahrenskonstante nach [KUN06]
C	-	standardisierte Konzentrationsangabe
C	ct/cm ³	Konzentration in Diamantmassenangabe
D	-	standardisierte Korngrößenangabe nach FEPA
d ₁	-	Regressionskoeffizient
d _G	µm	Korngröße
d _{G,WS}	µm	Korngröße des Werkstoffs
d _p	mm	Durchmesser eines Polierers
E	µm/mm ²	Poliereffizienz nach [WAN09a]
E	GPa	Elastizitätsmodul, auch E-Modul
e ₁	-	Regressionskoeffizient
F _{ax} , F _z	N	Schnittkraft
F _G	N	Einzelkornkraft

F_N	N	Normalkraft
$F_{N, \text{gem}}$	N	gemessene Normalkraft
$F_{N, \text{prog}}$	N	prognostizierte Normalkraft
F_R	N	Reibkraft
f_t	mm	Zustellung beim Polieren
G	-	Anzahl der Körner in Kontaktfläche nach [XI04]
G_K	-	Anzahl der Körner im tatsächlichen Kontakt nach [XI04]
H	HB, HV	Härte nach Brinell, nach Vickers
h	μm	Mikroschnitttiefe nach [XIE04]
h_{AK}	mm	Kontaktflächenlänge
$h_{AK, \text{th}}$	mm	theoretische Kontaktflächenlänge
h_c	μm	plastische Eindringtiefe im Nanoindenter
h_{cu}	μm	Einzelkornspannungsdicke beim Schleifen
h_{max}	μm	maximale Eindringtiefe im Nanoindenter
h_p	mm	Bindungshöhe eines Polierers
H_{shore}	-	Härte nach Shore
H_W	HV	Werkstückhärte bei [LUO01]
K	-	Proportionalitätskonstante bei [AHN02]
K_{Ic}	$\text{MPa}/\text{m}^{-1/2}$	Risszähigkeit
l	mm	Länge
l_p	mm	Länge einer Polierbahn
Mr	μm	Materialanteil
MR	mm	material removal (engl.) Materialabtrag bei CMP-Verfahren
MRR	mm^3/mm^2	material removal rate (engl.) Materialabtragsrate bei CMP-Verfahren pro Flächeneinheit
n	1/min	Drehzahl
N	-	Anzahl der Polierdurchgänge nach [XI04]
$N_{III, A}$	$1/\text{mm}^3$	Körner pro Volumeneinheit
$N_{III, AK}$	-	Kornanzahl im Volumen über der Kontaktfläche

$N_{II, A}$	$1/\text{mm}^2$	Körner pro Flächeneinheit
$N_{II, AK}$	-	Kornanzahl in der Kontaktfläche
$N_{II, AK, vc}$	-	Kornanzahl, die über die Oberfläche gleiten
N_A	-	aktive Kornanzahl
n_{Bahnen}	-	Anzahl der Polierbahnen
N_{Schicht}	-	Anzahl der Würfelementschichten
$N_{G, \text{Ebene}}$	-	Anzahl der Körner in einer Würfelementebene
$N_{G, WE}$	-	Anzahl der Körner in einem Würfelement
n_{Prozess}	-	Anzahl der Werkzeugumdrehungen
N_{Prozess}	-	Anzahl der, über die Oberfläche gleitenden, Körner im gesamten Prozess
N_{WE}	-	Anzahl der Würfelemente
$N_{WE, \text{Ebene}}$	-	Anzahl der Würfelementebenen
$N_{WE, \text{Schicht}}$	-	Anzahl der Würfelemente in einer Schicht
p	Pa	Druck
P	N	Eindringkraft im Nanoindenter
$P_{\text{Fläche}}$	N/m^2	Druck bei [LUO01]
Q'_w	$\text{mm}^3/\text{m}\cdot\text{min}$	bezogenes Zeitspanvolumen
Q_w	mm^3	Zeitspanvolumen
Q_{wth}	mm^3	theoretisch zerspanntes Volumen
r	mm	Radius des Polierers
r_{Korn}	mm	Abrasivkornradius nach [XIE04]
r_T	mm	Ringradius des Torusschleifwerkzeugs
R	mm	sagittaler Radius
ΔR	μm	Rauheitsspitzenänderung nach [LUO01]
R^2	-	Bestimmtheitsmaß
R_a	μm	Mittenrauwert (2D)
r_{gem}	mm	gemittelter Radius der Polierwerkzeuge
R_k, S_k	μm	Kernrautiefe (2D,3D)
r_{Korn}	μm	Korngröße bei [LUO01]
R_{ku}, S_{ku}	-	Schärfe (Kurtosis) einer Verteilung (2D, 3D)

R _{max}	μm	Rautiefe
r _n	mm	Radius des Polierwerkzeugs Nr. n
R _p , S _p	μm	Glättungstiefe eines Profils/Fläche, hier aus 512 Profilen ermittelt
R _P , R _C	mm	frontaler Radius der Tibiagrundplatte, des Femurgegenkörpers
R _{pk} , S _{pk}	μm	reduzierte Spitzenhöhe (2D,3D)
R _{pm}	μm	gemittelte Glättungstiefe (nach Norm)
R _q , S _q	μm	quadratischer Rauheit, Effektivwertverteilung (2D,3D)
R _{sk} , S _{sk}	-	Schiefe, Symmetrie der Höhenverteilung (2D,3D)
R _{th_{makro}}	μm	Makrorauheit beim torischen Schleifen [MEE11]
R _{th_{mikro}}	μm	Mikrorauheit beim torischen Schleifen [MEE11]
R _{vk} , S _{vk}	μm	reduzierte Riefentiefe (2D,3D)
R _{vm}	μm	mittlere Riefentiefe
R _z , S _z	μm	gemittelte Rautiefe, 10-Punkt-Höhe
S _a	μm	Flächenrauheit (3D)
S _{bi}	-	Oberflächenwälzindex
S _{ci}	-	Kern-Flüssigkeits-Vorhaltevermögen
St	μm	Min-Max-Wert einer Fläche
S _v	μm	Maximale Tiefe einer Verteilung
S _{vi}	-	Tal-Flüssigkeits-Vorhaltevermögen
T	°C	Temperatur
T	s	Polierdauer nach [WAN09a]
t _{Bahn}	s	Dauer für eine Bahn
T _p	μm	Traganteil
t _{Prozess}	s	Prozessdauer im Kontakt ohne Werkzeugabhebebewegung
t _U	s	Dauer für eine Werkzeugumdrehung
T _{WZ}	mm	Durchmesser des Toruswerkzeugs
U	μm	maximale Rundheitsabweichung
v _c	m/s	Schnittgeschwindigkeit
v _f , v _{ft}	mm/min	Vorschubgeschwindigkeit
V _G	mm ³	Kornvolumen

V_K	mm^3	Volumen über der Kontaktfläche
V_{mc}	ml/m^2	Kernvolumen
V_{mp}	ml/m^2	Spitzenmaterialvolumen
v_{rel}	m/s	Relativgeschwindigkeit
v_s	m/s	Bandgeschwindigkeit
V_{vc}	ml/m^2 ,	Luftvolumen im Kernbereich
V_{vv}	ml/m^2 ,	Luftvolumen im Riefenbereich
V_{WE}	mm^3	Volumen eines Würfelements
w_m	mm	Korndurchmesser (entspricht Siebmaschenweite = d_G)
W_P	mm/mm^3	Werkzeugverschleiß bezogen auf Q_{wth}

Griechische Buchstaben:

Zeichen	Einheit	Bezeichnung
α	rad [0..1]	Anstellwinkel
α	$^\circ$	Anstellwinkel
β_f	$^\circ$	Voreilwinkel beim torischen Schleifen [MEE11]
β_{fN}	$^\circ$	Neigungswinkel beim seitlichen Schleifen [MEE11]
γ_0	g/cm^3	Korndichte
Δ	-	Zusatz für Änderung eines Wertes
δ_f	MPa	Biegefestigkeit
ε	-	Dehnung
Θ	$^\circ$	Öffnungswinkel eines Kreissegments
ν	-	Querkontraktionszahl, Poissonzahl
ρ_G	g/cm^3	Dichte des Korns
σ	-	Standardabweichung einer Wertereihe

Verwendete Indizes:

Zusatz	Bezeichnung	Beispiel
0	Ausgangs-	Sa_0
ax	in axialer Richtung	F_{ax}
D	Diamantgitter	M_D
DK	Doppelkegel	

DP	Doppelpyramide	
DPS	Doppelpyramidenstumpf	
F	Femurgegenkörper	R_F
F	Frontal	V_{cF}
G	Grinding	V_{cG}
K	Kugel	
kfz	Kubisch-flächenzentriert	M_{kfz}
kp	kubisch-primitiv	M_{kp}
krz	Kubisch-raumzentriert	M_{krz}
max	Maximum, obere Grenze	h_{max}
min	Minimum, untere Grenze	h_{min}
N	in normaler Richtung	F_N
n, j	Anzahl und Nummer des Polierdurchgangs bei [XI04]	
n	Platzhalter für Nummer	r_1
T	Tibiagrundplatte	R_T

Abkürzungen:

Zusatz	Bezeichnung
μ CT	Mikro-Computertomograph
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
AFM	Atomic Force Microscope (engl.), Rasterkraftmikroskop
Al_2O_3	Aluminiumoxid
ATZ	alumina toughend zirconium (engl.), Aluminiumoxidverstärktes Zirkoniumdioxid
BSE	back scattered electron (engl.), BSE-Sensor
CAD/CAM	computer-aided design / manufacturing (engl.), computergestützte Konstruktion bzw. Fertigung
CCD	charge-coupled device (engl.), CCD-Sensor
CMP	chemical-mechanical polishing (engl.), chemisch-mechanisches Polieren
CNC	computer numerical controlled (engl.),

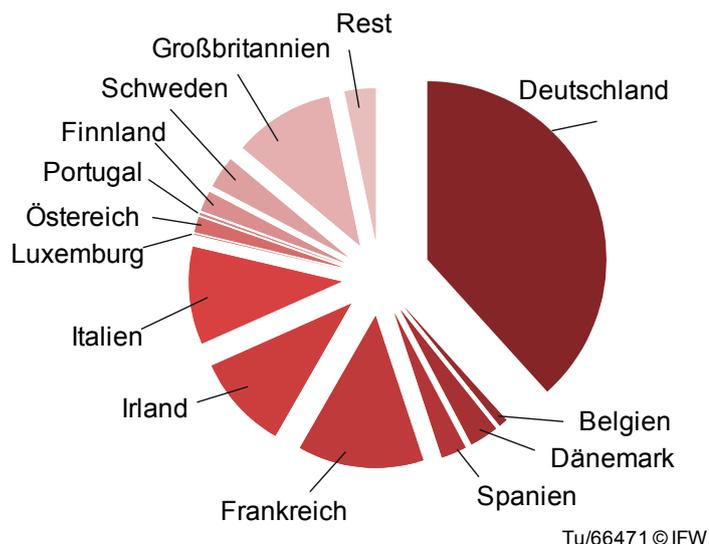
	computergestützte numerische Steuerung
CoCr	medizinische Kobalt-Chrom-Legierung
Cr ₂ O ₃	Chromoxid
DLC	diamond like coated (engl.), diamantähnliche Beschichtung
DOF	degree of freedom (engl.), Freiheitsgrad
FEM	Methode der Finiten Elemente
M	Verteilungsmodelle I bis IV
Mn	Mangan
Mo	Molybdän
NC	numerical controlled (engl.)
OP	Operation
PDMS	Polydimethylsiloxan
PE	Polyethylen
PU	Polyurethan
PVD	physical vapor deposition (engl.), physikalische Abscheidung
Si, SiC, SiN	Silizium, Siliziumkarbid, Siliziumnitrid
SPDT	Single Point Diamond Turning (engl.), Diamantdrehen
Ti(Nb)N	Titan-Niob-Nitrid-(Beschichtung)
TiC	Titancarbid
TiN	Titannitrid
TZP	tetragonales polykristallines Zirkoniumdioxid
UHMWPE	ultra high molecular weight polyethylene (engl.), ultrahochmolekulares Polyethylen
VK	Vollkeramik
WE	Würfelement
XPE	crosslinked polyethylene (engl.), vernetztes Polyethylen
ZrO ₂	Zirkoniumdioxid
ZTA	zirconium toughned alumina (engl.), Zirkoniumdioxidverstärktes Aluminiumoxid

1 Einleitung

Kaum ein Werkstoff ist so vielfältig einsetzbar und bietet gleichzeitig Wertschöpfungspotentiale von bis zu Faktor 1.000 zwischen der Rohstoffquelle und dem Endprodukt wie die Keramik. Anwendungsfelder finden sich in der Informations- und Kommunikationstechnik, der Energie- und Umwelttechnik, der Gesundheitsbranche, dem Maschinen- und Anlagenbau sowie der Fertigungs- und Umformtechnik und in Bereichen des Transportwesens. In der Medizintechnik werden komplexe Produkte aus Hochleistungskeramik für chirurgische Werkzeuge und Schneiden, für Kugellager, Bauteile der Endoskopie oder aber für Implantate der Gelenkendoprothetik und Dentaltechnik hergestellt [BAS11, BES08, JAC96]. Der Umsatz im Medizinmarkt betrug 2009 weltweit 40 Milliarden US Dollar. Die Medizintechnik als Schlüsseltechnologie deutscher Unternehmen produzierte im Jahr 2004 Implantate und Prothesen im Wert von mehr als 1,135 Milliarden Euro [SPE13, HOR05]. Insbesondere der steigende Bedarf an Implantaten führt nach wie vor zu einem hohen Umsatzplus des Marktes (Bild 1.1).

	Land	Bruttowertschöpfung
1	USA	52.206,0 Mill. €
2	EU	17.376,6 Mill. €
3	Japan	6.483,4 Mill. €

- ▶ Platz 1 innerhalb Europa
- ▶ weltweit Platz 2 der Medizintechnikproduktion
- ▶ Auch im Krisenjahr 2009 erwirtschaftete die Medizintechnik als einzige Branche ein Umsatzplus



Tu/66471 © IFW

Bild 1.1: Bruttowertschöpfung der EU im Vergleich zu den USA und Japan im Jahr 2002 [HOR05]

Mit der hohen Wertschöpfung von Keramiken geht eine komplexe und anspruchsvolle Fertigungskette für die Produkte einher. Effiziente und auf den Rohstoff Keramik spezialisierte Fertigungsschritte sind daher die Voraussetzung für den verstärkten und erfolgreichen Einsatz [LIN10, RÖD08]. Insbesondere die Werkstoffeigenschaften wie Verschleißresistenz, Isolation oder Biokompatibilität stellen die Fertigung immer wieder vor Herausforderungen. Um diese Eigenschaften für ein keramisches Produkt nutzbar zu machen, müssen häufig hohe Form- und Oberflächengüten durch schädigungsarme Schleif- und Polierprozesse erreicht werden. Hierfür erforderliche Endbearbeitungs- und Finishingschritte bei der Herstellung von Keramiken führen jedoch zu mit sinkender Rauheit steigenden Fertigungskosten

[VOL05]. So kann für ein keramisches Bauteil der Anteil der Endbearbeitung bis zu 50 % der Gesamtfertigungskosten betragen [AHN02, JAI08].

Neben dem hohen und tendenziell steigenden Bedarf an Implantaten geben begrenzte Lebensdauern durch Verschleiß, bei immer frühzeitigem Einsetzen, auch schon bei jungen Patienten, Grund zur Entwicklung neuer, langlebigerer Endoprothesen. Keramische Werkstoffe haben insbesondere die Implantattechnik in den vergangenen Jahren aufgrund ihrer hohen Biokompatibilität und ihrer Verschleißresistenz in Gelenken revolutioniert. Der Einsatz von Keramik in immer komplexeren Implantatformen wie beispielsweise dem Knie- oder Sprunggelenk bedarf jedoch effizienter und anforderungsgerechter Fertigungsmethoden, um dem hohen Kostendruck in der Gesundheitsbranche zu genügen.

Die Umsetzung der komplexen Kniekinematik in einem keramikgerechten Design für eine langlebige, vollkeramische Prothese für junge Patienten [RIC10a], die Realisierung dieses vollkeramischen Implantats durch mehrachsiges Schleifen [MEE11] sowie die Entwicklung des keramik- und verschleißgerechten Polierprozesses und die Prüfung vollkeramischer Implantate sind Themen des Forschungsprojekts „Keramikimplantate“ des Sonderforschungsbereichs 599 [LEN10]. Im Rahmen dieses Projekts ist die vorliegende Arbeit entstanden.

Der Einsatz von Keramik für ein biomechanisch-komplexes Knieimplantat stellt die zielgerichtete Fertigung neben der Bearbeitungsstrategie vor neue Fragestellungen. Da das Implantatverhalten hinsichtlich des Verschleißes bisher gänzlich unbekannt ist, müssen die Randbedingungen an Form- und Oberflächengüte für vollkeramische Knieimplantate grundsätzlich erforscht werden. Es können zwar Erfahrungen aus der Hüftgelenksprothetik genutzt werden, die Verschleiß- und Belastungskinetik eines Knieimplantates ist jedoch nicht vergleichbar mit dem Hüftgelenk. Es muss bekannt sein, welche Oberflächen- und Formbeschaffenheiten für den Verschleiß und die Festigkeit des Implantates im Kniegelenk relevant sind. Erst dann kann eine Auslegung eines Finish-Bearbeitungsprozesses erfolgen, mit dem anforderungsgerechte Implantatoberflächen erzielt und so geringste Verschleißraten im Patienten realisiert werden können.

2 Stand des Wissens

2.1 Keramische Implantate

2.1.1 Bedarf und Entwicklung keramischer Gelenkimplantate

Die mit 9 Mio. an Arthrose erkrankten Patienten in Deutschland und die daraus resultierende Anzahl durchgeführter Implantationen haben zu einem extremen Bedarf an Implantaten geführt (Bild 2.1, links). In 2009 wurden mehr als 438.000 Gelenkimplantationen/-revisionen in Deutschland durchgeführt. In demselben Jahr wurden von den Krankenkassen allein für die stationäre Behandlung der Erstimplantationen 2,95 Milliarden Euro an die Krankenhäuser gezahlt und zwischen 2005 und 2009 sind die mit Erstimplantationen verbundenen Gesundheitskosten um 502 Mio. Euro gestiegen (Bild 2.1, rechts) [BIT10]. Aus diesem gestiegenen Kostendruck infolge der Zunahme der Anzahl eingesetzter Implantate und der demografischen Entwicklungen der Gesellschaft leitet sich der Bedarf an kostenreduzierten Implantaten und Implantationsverfahren ab.

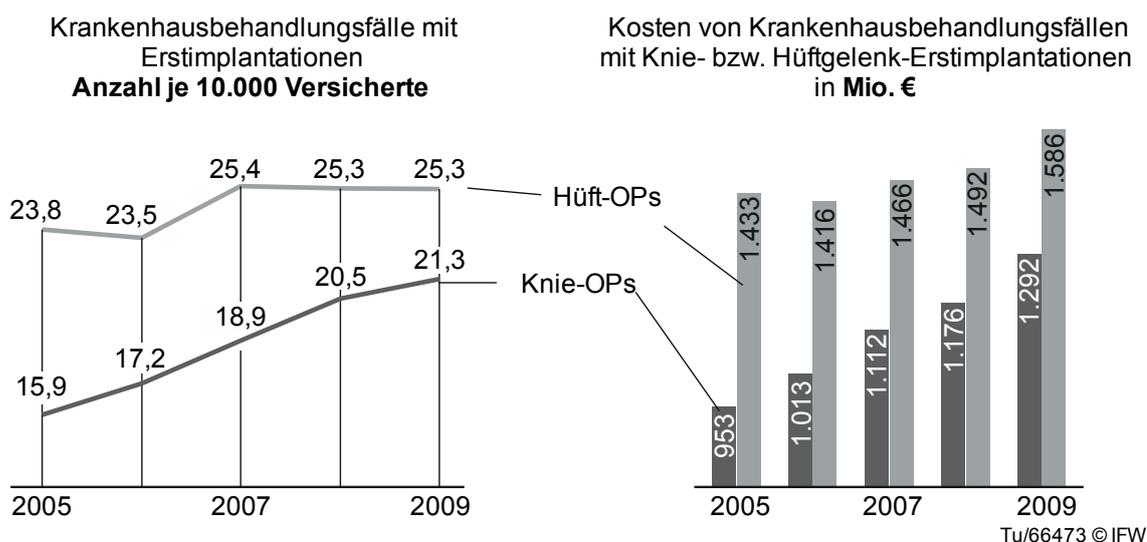


Bild 2.1: Implantationen in Deutschland nach [BIT10]

Insbesondere die mit etwa 15 Jahren begrenzte Lebensdauer orthopädischer Implantate bei gleichzeitig steigendem durchschnittlichem Lebensalter (bei Geburt 1970: 67♂ bzw. 73♀ Jahre; 2010 77♂ bzw. 83♀ Jahre; [DES13]) erfordert den Einsatz neuer Werkstoffe und Technologien in der Medizintechnik. Bei metallischen Implantaten führt der Abrieb des Implantatinlays aus dem Kunststoff Polyethylen in vielen Fällen zum Implantatverlust durch immunologische Reaktionen und folgender Lockerung. Der Ersatz der metallischen Komponenten ist daher ein lange angestrebtes Ziel im Bereich der Implantatentwicklung, auch um Patienten mit einer Metallallergie eine Alternative bieten zu können. Seit in den 1970er Jahren der Verschleiß konventioneller Hüftgelenksgleitpaarungen durch den Einsatz vollkeramischer Gleitpaarungen um mehr als 90 % signifikant reduziert werden konnte, steigt die Anzahl an Keramikimplantaten stetig [NNN13a]. Zwar waren diese Implantate zu Beginn oft noch von

Sprödbruch gekennzeichnet, jedoch wurde dieser Eigenschaft durch die Entwicklung verstärkter und stabilisierter Verbundoxidkeramiken begegnet [BEN07, RIC10a].

Beim künstlichen Ersatz des Kniegelenks durch ein Implantat existieren ähnlich dem Hüftgelenk hohe Ausfallquoten aus den oben genannten Gründen. Gemäß dem einzigen, langfristig geführten Endoprothesenregister fallen konventionelle Metall-Polyethylen-Implantate mit etwa 25 % innerhalb von 20 Jahren aus und müssen in einer Revisionsoperation ersetzt werden, was zu einer erneuten Patientenbelastung sowie Kosten für das Gesundheitssystem führt [ROB00, LID09]. Der Hauptfokus der Entwicklung verschleißfester Implantate galt daher der Lebensdauerverlängerung und der Reduktion von Immunreaktionen. Alternativen für metallische Komponenten für Knieimplantate wurden aufgrund der fehlenden geeigneten Keramiken und Implantatdesigns sowie adäquaten, wirtschaftlichen Fertigungsverfahren zunächst durch Randzonenmodifikationen der eingesetzten metallischen Werkstoffe erzielt (Bild 2.2). Dabei wird die Oberfläche der femoralen Komponente durch Sauerstoffionenimplantation, mittels Härtung durch Sauerstoffdiffusion oder Belegung mit diamant-ähnlichen Schichten (DLC) sowie PVD-Beschichtung mit Titanitriden (Ti(Nb)N) verschleißfester gestaltet. Allerdings verschleifen diese dünnen Schichten schnell [BAD08; RIC10a]. Andere Modifikationen, wie dies beim OXINIUM®-Knie (Smith & Nephew GmbH, Tuttlingen) erzielt wird, werden aus Zirkonium-Niobden-Legierungen geschmiedet, bei 500 °C wärmebehandelt und die Oberfläche erneut mit Sauerstoff angereichert. Durch die Wärmebehandlung entsteht in der Randzone eine Zirkoniumdioxidschicht von etwa 5 µm, welche den Verschleiß theoretisch reduziert. Die Verschleißreduktion hält jedoch nur kurz an, da unter Roll-Gleit-Belastung des Knies Oberflächendefekte in Form kleiner Ausbrüche und tiefer Risse bis zu 100 µm Tiefe auftreten [WRI08].

Keramische Materialien sind biokompatibel und zeigen sehr geringe Verschleißraten im Vergleich zu konventionellen Gleitpaarungen. Daher gibt es inzwischen seit mehr als 20 Jahren positive Erfahrungen aus der Hüftprothetik hinsichtlich der Verschleißreduktion durch Keramiken, die auch im Bereich der Knieendoprothetik genutzt werden sollen. Erste Versuche keramische Knieimplantate zu entwickeln, gab es schon 1972/3 [LAN02]. Hier wurde ein Teil des Tibiaplateaus einer unikondylären Prothese mit einer Aluminiumoxidkeramik ersetzt. Die ersten Generationen für Tibia- und Femurkomponenten, jeweils in Kombination mit einem Polyethyleninlay, entstanden in den 1980er Jahren ebenfalls aus Aluminiumoxid, welches jedoch keine ausreichende Risszähigkeit aufwies und brach [BEN07, OON81, OON05] (Bild 2.2).

Dem Sprödbruch der Keramiken wurde durch die Entwicklung verstärkter Zirkon- und Aluminiumoxidkeramiken, verbesserten Herstellungs- und Qualitätssicherungsverfahren sowie Hart-Hart-Gleitpaarungen in der Hüftimplantattechnik inzwischen begegnet, sodass der Einsatz von Keramik in der Orthopädie, insbesondere für jüngere Patienten inzwischen zum Standard geworden ist [BAD08, CHA07, HUR09, RIC10a]. Der Einsatz von Keramik in der Hüftimplantattechnik ist, aufgrund der sphärischen Geometrie mit kongruenten Flächen, vergleichsweise simpel. Mit dieser Geometrie

werden hohe Lasten über große Flächen übertragen und dadurch Punktlasten, die Brüche hervorrufen, vermieden. Ein Knieimplantat, das komplex geformte Freiformflächen aufweist, erzielt in einer Hart-Hart-Paarung aus Keramik ungünstige Punkt- und Linienbelastungen.

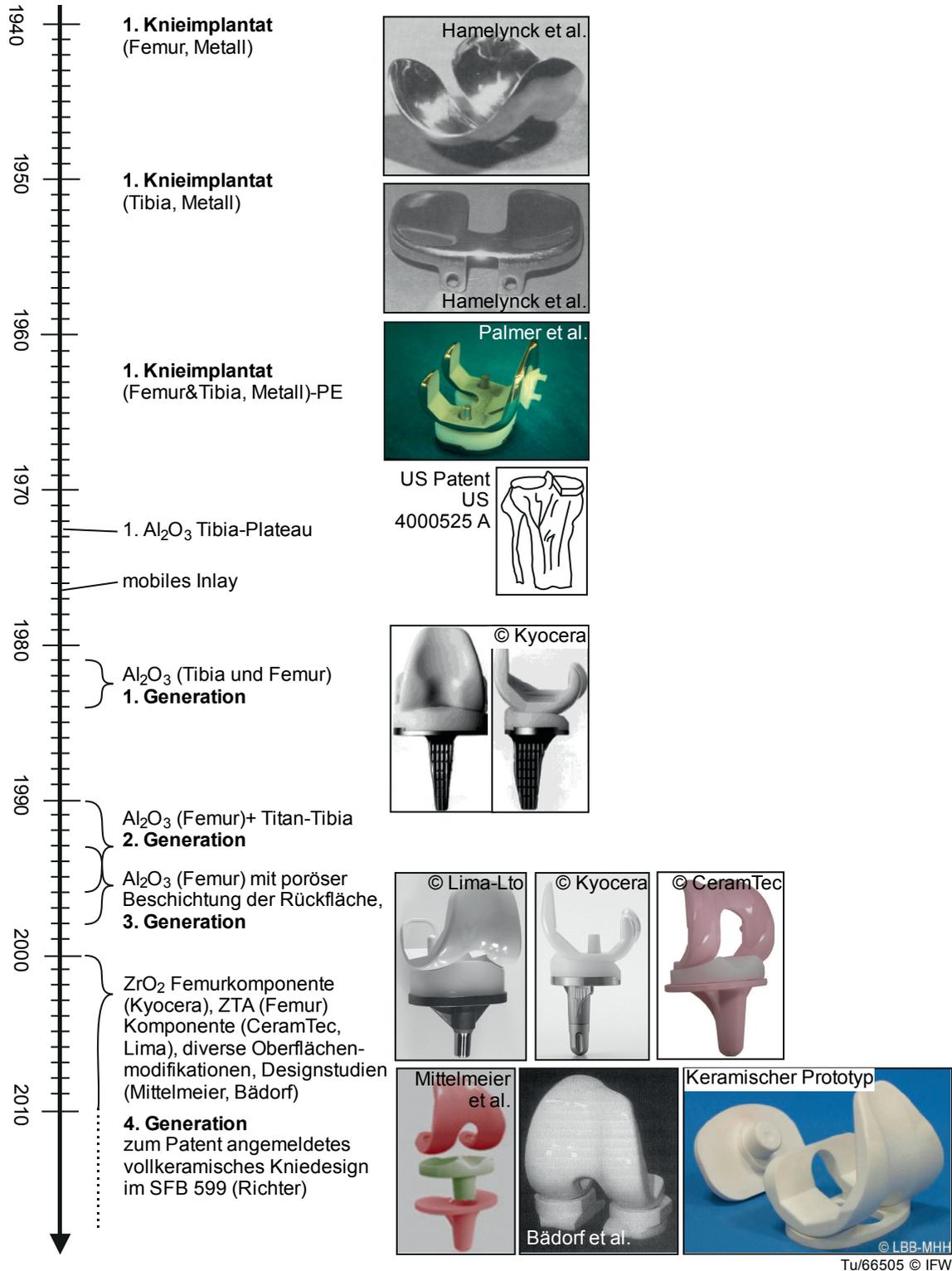


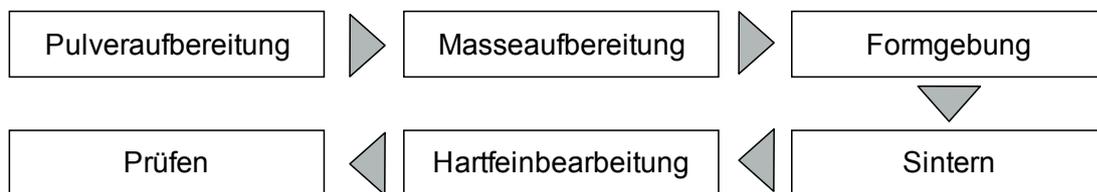
Bild 2.2: Meilensteine in der Entwicklung vollkeramischer Knieimplantate erweitert nach [BAH13, NNN13c, RIC10a, RIC10b]

Daher werden aktuelle keramische Femurkomponenten stets mit einem Polyethyleninlay implantiert. Inzwischen wurden mehr als 200 (ZTA-Keramik, Multigen-Plus-Kniesystem, Lima-Lto., CeramTec GmbH) bzw. mehr als 530 (Al_2O_3 bzw. ZrO_2 und TZP-Keramiken, Kyocera Corporation) keramische Knieendoprothesen eingesetzt und die Ergebnisse zeigen einen sehr geringen Polyethylenverschleiß in der Synovialflüssigkeit [BAH13, BAL06, BEN07, BER11, BER12, HEI02, MIN09, KUN05, OON81, OON06].

Zwar wurde der Verschleiß durch den Einsatz von Keramik auf der femoralen Komponente reduziert, das schwache Glied der Gleitpaarung – das Polyethyleninlay – liegt aber stets vor. Nur die Entwicklung von vollkeramischem Knieimplantatersatz ohne Kunststoffinlay würde dieser Problematik begegnen. Diese Aufgabe hat sich ein Forschungsprojekt im Rahmen des von der Deutschen Forschungsgesellschaft geförderten Sonderforschungsbereichs 599, Teilprojekt D4, gestellt, aus der auch die vorliegende Arbeit entstanden ist. Durch die Entwicklung eines neuen keramischen Designs für vollkeramische Implantate sowie der erforderlichen, adäquaten Fertigungsmethoden soll das vollkeramische Implantat realisiert werden.

2.1.2 Herstellung komplexer keramischer Implantate

Keramische Werkstücke, die hohen Belastungen unterliegen, werden industriell in sechs einzelnen Fertigungsprozessketten hergestellt (Bild 2.3). Eine aufwendige Pulver- und Masseaufbereitung, die maßgebend für das Erreichen der mechanischen und tribologischen Eigenschaften der Implantate ist, bildet den Start der Herstellung [KUN13].



Tu/68120 © IFW

Bild 2.3: Herstellung keramischer Bauteile

Die Ausgangsmasse wird einem formgebenden Pressen und trockenen Dreh- bzw. Fräsbearbeitungsschritt der gepressten Form unterzogen. Beim Pressen wird dem kugelförmigen Granulat ein organisches Bindemittel beigefügt, welches im weiteren Herstellungsverfahren aus der Keramik wieder gelöst werden muss. Durch heißisostatisches Pressen (HIP) bei einigen hundert Kelvin unterhalb der Sintertemperatur werden höchste Verdichtungen des Granulats erzielt.

Statt einer zerspanenden Formgebung können gemäß neueren Entwicklungen Spritzgießverfahren eingesetzt werden [CIH98, GAD12], welche aber insbesondere bei Mischkeramiken und hohen Schwindungen Herausforderungen an die Prozessauslegung und -lenkung stellen. Die Fertigmaße der keramischen Implantate werden durch Hartfeinbearbeitungsprozesse wie Schleif- und Polierverfahren erzielt. Industriell hergestellte, keramische Hüftgelenksimplantate weisen in der Regel Oberflä-

chenrauheiten $Ra < 0,03 \mu\text{m}$ auf. Diverse Reinigungsschritte und Qualitätskontrollen (Rauheiten, Kratzer, Risse sowie Formtreue) bilden den Abschluss der Fertigungskette. Allein für eine Hüftgelenksskugel resultieren hieraus insgesamt etwa 60 Fertigungsschritte [GLI13, MEE11].

Steigt die Komplexität des keramischen Implantats wie beispielsweise bei einem Knie- oder Sprunggelenk resultieren ungleich höhere Anforderungen an die Herstellung [SAN99, WEI07]. Hierbei können diverse, etablierte und für die Hüftgelenksskugel genutzte Fertigungsschritte nicht übertragen werden. Die Formgebung des Bauteils erfordert simultan-mehrachsige Schleifprozesse, die bisher nicht industriell nutzbar sind. Somit können komplexe Werkstückgeometrien nur durch mehrachsiges Fräsen im Grünlingszustand, umfangreiche Schwindungsstudien beim Sintern und langwierige Polierprozesse in Gleitschleifanlagen erfolgen. Lange Durchlaufzeiten, hohe Herstellungskosten und hohe Ausschussquoten von bis zu 10 % sind die Folgen dieser Fertigungskette [LEN05].

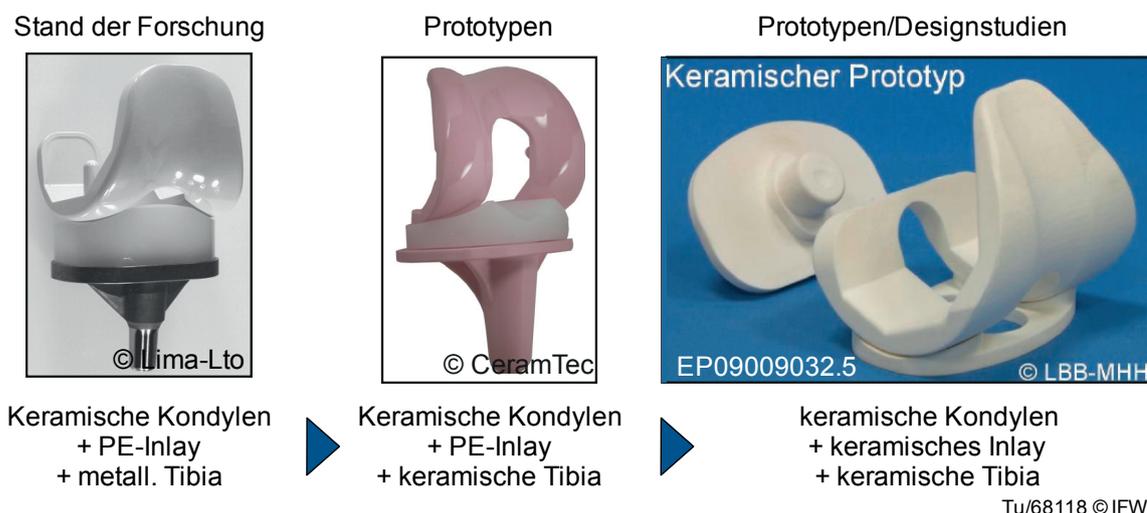
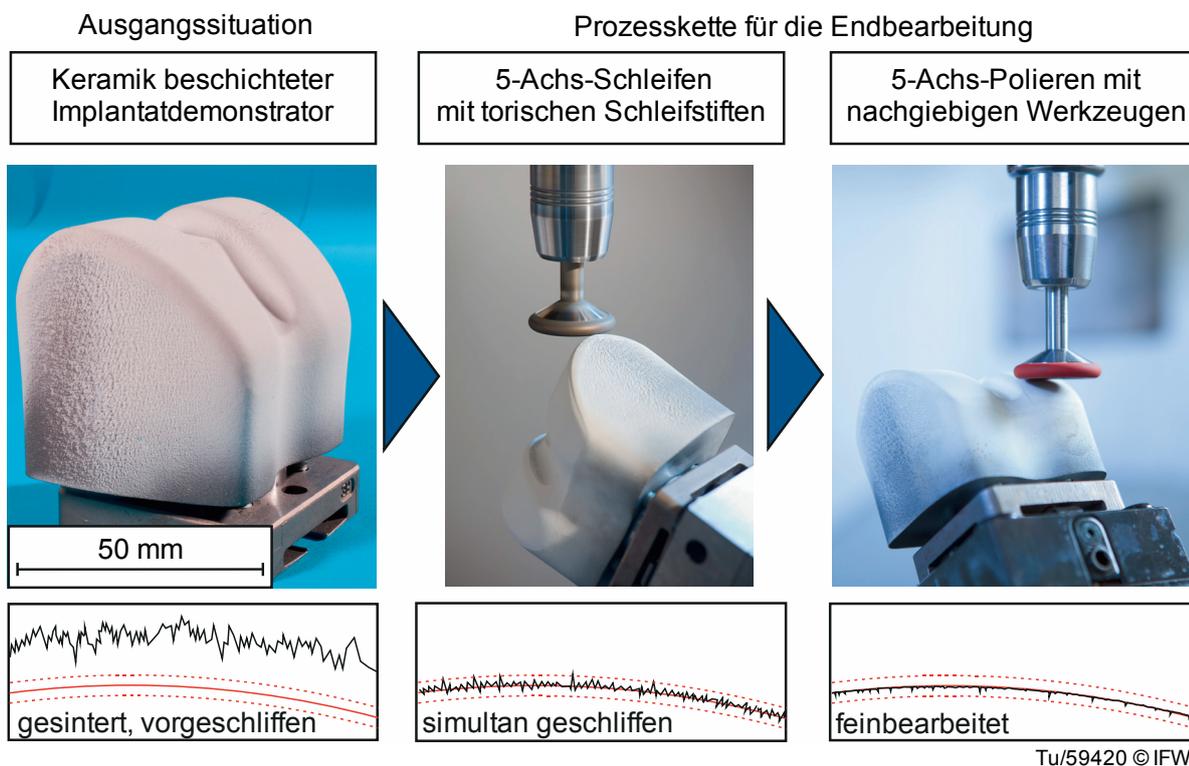


Bild 2.4: Keramische Knieimplantate der Zukunft und ihre Herausforderungen [BAL07, BÄD98, KLU10, MIT13, NAK10, RIC10a, RIC10b]

Für die Fertigung eines vollkeramischen komplexen Gelenkimplantats müssen daher neben der Herstellung des Sinterrohlings, mehrachsige Schleif- und Polierverfahren realisiert werden, um den hohen Anforderungen an die Keramik gerecht zu werden. So werden derzeit Formabweichungen im Bereich weniger μm und Beschaffenheiten von $Ra < 20 \text{ nm}$ gefordert, weil zumindest bei Metall-PE-Implantaten nachweislich davon ausgegangen wird, dass die geringen Rauheiten zum geringsten Verschleiß führen. Die Formgenauigkeiten für keramische Implantate werden aus der Hüftgelenksprothetik (Formabweichung $< 10 \mu\text{m}$ DIN EN 12010) abgeleitet, bei welcher größtmögliche Flächenkongruenzen erforderlich sind, um ein Bersten der Gelenkkugeln zu vermeiden, obwohl bekannt ist, dass die Größe der Kontaktfläche den Verschleiß fördert [NNN13d, SKL11, WEN04]. Bei Hüftgelenksskugeln sind Formtoleranzen $< 10 \mu\text{m}$ industriell erzielbar [KLO06]. Aufgrund fehlender Fertigungsverfahren

können die erforderlichen keramischen und biomechanikgerechten Designs nicht im Implantatbelastungs- und Verschleißversuch nachgewiesen werden.

Aktuell sind keramische Knieimplantate stets mit einem Formabweichung kompensierenden PE-Inlay versehen (Bild 2.4, links). In der Fertigung existieren zudem hohe Ausfallquoten und der Einsatz der Implantate ist aufgrund zu hoher Kosten nicht für jeden Patienten möglich. Für die Weiterentwicklung keramischer komplexer Implantate von Hart-Weich-Paarungen hin zu Hart-Hart-Kombinationen, deren Bedarf insbesondere für junge Patienten und Menschen mit Allergien (10 % Anteil an jungen, weiblichen Patienten) gestiegen ist, sind die Anforderungen und somit wirtschaftliche Fertigungsverfahren noch unbekannt [MIT13] (Bild 2.4).



Tu/59420 © IFW

Bild 2.5: Im SFB 599 zu entwickelnde Prozesskette

Ziel eines produktiven Fertigungsverfahrens für ein komplexes keramisches Knieimplantat sollte eine Prozesskette mit nur geringer Anzahl an Fertigungsschritten sein (Bild 2.5). Der im Rahmen des Sonderforschungsbereichs 599 angestrebte Fertigungsprozess soll hierbei aus einem vollkeramischen Sinterrohling in einer Aufspannung zunächst 5-achsig mittels torischen Schleifwerkzeugen geschliffen [MEE11] und anschließend mittels nachgiebigen Diamantpolierwerkzeugen poliert werden. Ein gezielter, verschleißgerechter Polierprozess für die Fertigung keramischer Gleitflächen von Gelenkimplantaten ist bisher nicht realisiert worden.

2.1.3 Anforderungen an Form- und Oberflächeneigenschaften von Implantaten

Implantatflächen unterscheiden sich zum einen aufgrund ihrer gewählten Materialien und dem zugehörigen Bearbeitungsverfahren, zum anderen aufgrund ihrer auszuübenden Funktion. Gelenkimplantate werden im Bereich der Gleit- und Reibflächen

mit Rauheiten im Nanometerbereich versehen, der in den Knochen einwachsende Teil soll jedoch eine definierte, offenporige Oberfläche aufweisen, in welche Knochenzellen gut und schnell einwachsen. Auch für lasttragende Implantate wie Schrauben, Platten, Marknägel und Zahnimplantate wird die Oberfläche gezielt eingestellt. Bei keramischen Restaurationen im Dentalbereich ist die Oberflächentopografie ausschlaggebend für die natürliche Ästhetik der künstlichen Zähne und für die Bakterienadhäsion (mikrobiologische Kolonisation) [DOS11, FIS06, HEI06, URB07].

Für keramische, orthopädische Implantate, wie diese in dieser Arbeit fokussiert werden, sind in internationalen Normen zwar Vorgaben für die Prüfung und Testverfahren biomedizinischer Keramiken (z. B. ISO 6474), für die Klassifizierung und Dimensionierung partieller und totaler Endoprothesen verschiedener Materialien (z. B. ISO 7206-1, ISO 7207-1) sowie Randbedingungen für Endoprothesen hinsichtlich der Rauheit (z. B. ISO 7207-2; EN ISO 21534) und Verschleißprüfung (z. B. ISO 14242; ISO 14243) genannt. Die Aussagen sind für die Auslegung eines vollkeramischen Implantats aber entweder nicht ausreichend oder nicht zutreffend. So weist die EN ISO 21543 bei artikulierenden Flächen aus Metall oder Keramik bei partiellem Gelenkersatz eine maximale Rauheit $R_a = 0,5 \mu\text{m}$ aus, bei kugelkonvexen Flächen (Hüft- oder Schultergelenke), die mit einem Kunststoff kombiniert werden, sind Grenzwerte von $R_a = 0,05 \mu\text{m}$ und Rundheitsabweichungen von $< 10 \mu\text{m}$ angegeben. In der DIN EN 12010 sind die Grenzwerte für die Rundheitsabweichung an Kugelgelenken für Hart-Hart-Paarung mit $< 10 \mu\text{m}$ und für Hart-Weich-Paarungen mit $< 100 \mu\text{m}$ angegeben. Für die Politur metallischer Oberflächen müssen eisenfreie Mittel genutzt werden, alle Mittel müssen entfernbar sein, sodass die Oberflächen des Implantats von Funktion einschränkenden Fehlern und abgelagerten Bearbeitungsmitteln oder Verschmutzungen frei sind. Letzteres gilt auch für keramische Implantatoberflächen.

In der ISO 7207-2 wird darauf hingewiesen, dass metallische oder keramische Femurkomponenten eines Knieimplantats einen taktil gemessenen Rauheitswert R_a von nicht größer als $0,1 \mu\text{m}$ aufweisen sollten. Dabei sollen die artikulierenden Flächen frei von eingebetteten Partikeln, Defekten, Kanten, Kratzern oder punktierten Marken sein. Für eine Tibia- oder Patella-Komponente eines Knieimplantats aus Kunststoff werden die Rauheitsanforderungen noch weiter reduziert. Für keramische, orthopädische Materialien wie ZrO_2 sind in der ISO 13356 Angaben zu chemischen und mechanischen Eigenschaften vorgesehen, Rauheiten werden hier aber auch nicht sinnvoll begrenzt. Für dentale Restaurationen wird ein Rauheitswert R_a kleiner als $0,2 \mu\text{m}$ abgegeben [BOR99, DEN13, HEI06].

Die in den Normen vorgesehenen Angaben sind nicht ausreichend und vor allem nicht zutreffend bei der Fertigung eines vollkeramischen Knieimplantats [BEH12]. Auch die ISO Norm 13356 spezifiziert nur die chemischen und mechanischen Eigenschaften von keramischen Orthopädiematerialien wie Zirkondioxid. Aber die Rauheit findet auch hier keine besondere Beachtung. Bei den Herstellerfirmen wird daher jeweils ein selbstentwickeltes Messprozedere durchgeführt, eine Standardisierung

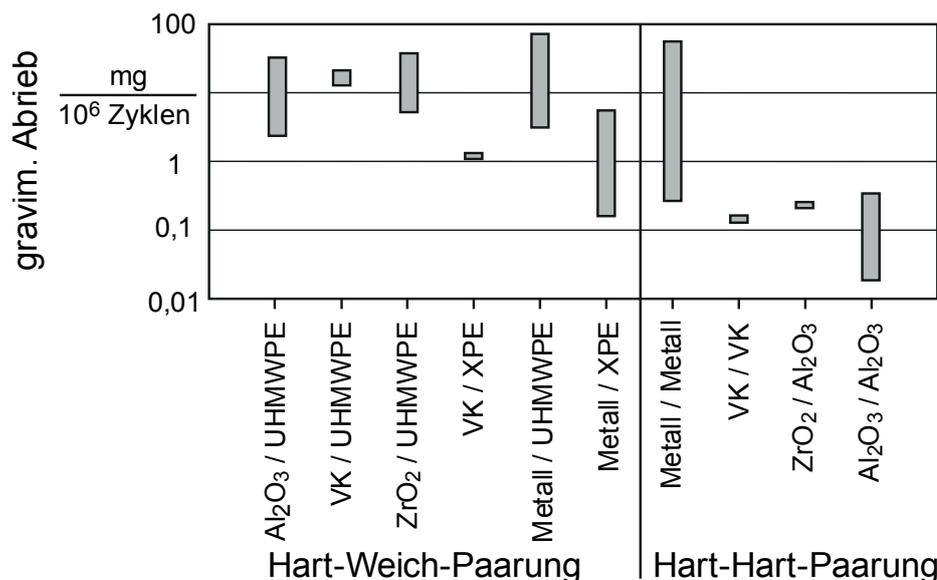
existiert nicht. In der Literatur wird die erforderliche Rauheit zumeist nur mit dem Mittenrauwert R_a angegeben, die aber zur eindeutigen Charakterisierung nicht ausreicht [NIE11]. Etabliert hat sich eine Oberflächengüte von $R_a < 20 \text{ nm}$ [BLU00, HEN93]. Darüber hinaus fehlt oft sogar die Klassifizierung der Messmethodik.

Einige ausgewählte Arbeiten versuchen neben dem etablierten Rauheitswert R_a andere Kenngrößen zur Beurteilung von Implantatoberflächen heranzuziehen. BLUNT et al. erarbeitete für metallische Implantate einen dimensionslosen Koeffizienten zur Beurteilung und Einschätzung der Verschleißwerte auf Basis der Rauheit. Er nutzte dafür den Plastizitätsindex nach GREENWOOD UND WILLIAMSON bzw. nach GREENWOOD UND TRIPP. Dabei beschreibt er die Parameter S_q (quadratischer Mittenrauwert, in Analogie zu R_q in ISO 4287), S_{ds} (Dichte der Oberflächenspitzen, nicht genormt) am besten in Kombination mit den Materialeigenschaften (Hertzches Elastizitätsmodul und Härte) als hilfreich zur Beurteilung der Verschleißfestigkeit an [BLU04, BLU09]. JOYCE et al. [JOY11] empfiehlt für metallische Hart-Hart-Paarungen den Kennwert R_{sk} (Schiefe, Symmetrie der Höhenverteilung) neben R_a . BOWSHER ET AL. nutzt auf Basis der Literaturangaben die Kennwerte R_a , R_p und R_{max} für die Beurteilungen an Hart-Weich-Paarungen mit metallischer Komponente [BOW01]. Für dentale Implantate aus Titan, die keinem Reibverschleiß unterliegen, sondern bestmöglich in den Kieferknochen einwachsen sollen, wird S_{dr} (relatives Flächenverhältnis von Istoberfläche zur Messfläche, nicht genormt), S_{dq} (mittlere quadratische Oberflächensteigung in Analogie zu R_{dq} in ISO 4287), das Porenvolumen als geeignet angeben [LÖB10].

2.1.4 Verschleiß biomedizinischer Implantate

Zwischen zwei Gelenkpartnern treten aufgrund der Reibung Verschleißvorgänge auf. Ein Hüftimplantat entspricht einem Kugelgelenk mit drei Rotations-Freiheitsgraden und zeichnet sich durch flächigen Kontakt zweier möglichst ideal sphärischer Flächen aus. Für konventionelle Kniegelenke (CoCr-PE) wird eine möglichst große, nahezu sphärische Kontaktfläche durch das PE-Inlay hergestellt. Eine Kniegelenkbewegung weist bis zu sechs Freiheitsgrade (3 Rotation, 3 Translation) auf. Die Reibung ist daher aus Phasen des Rollens und des Gleitens sowie des Roll-Gleitens (Wälzen) zusammengesetzt.

Aufgrund unterschiedlicher Reibgeschwindigkeiten und Materialkombinationen sowie teilweise auftretendem Schmierfilmabriss gestaltet sich eine eindeutige Verschleißmessung für Gelenkimplantate schwierig. Die in-vivo-Messung von Gelenkimplantatverschleiß ist bei metallischen oder Metall-Kunststoff-Implantaten nur durch die Ionenkonzentration im Blut oder Serum sowie indirekt über die Analyse der Penetration im Röntgenbild möglich. Bei Vollkeramik-Implantaten ist die Verschleißbestimmung in-vivo nicht realisierbar. Daher haben sich verschiedene, standardisierte Simulator-testmethoden etabliert. Für Hüftgelenke wird dabei unter artifiziellen Bedingungen die Verschleißmenge gravimetrisch bestimmt (ISO 14242) und für Kniegelenke ebenfalls nach ISO 14243. Keramische Werkstoffe (Al_2O_3) für die medizinischen Anwendungen werden im Pin-on-Disc-Versuch nach DIN ISO 6474 geprüft.



Tu/66508 © IFW

Bild 2.6: Mittlerer gravimetrischer Abrieb unterschiedlicher Materialgleitpaarungen aus der Hüftendoprothetik nach [MOR11]

Dabei können Ergebnisse von Simulatorstudien nur bedingt auf den Einsatz am Patienten übertragen werden [DOG99, EVA79, FIS00, GAN09, HAT02, KAT90, MOR11, SUH08, TIP02, YAM94]. Insbesondere für Hüftgelenkspaarungen wurden umfangreiche Studien durchgeführt. Die Arbeit von MORLOCK [MOR11] fasst all diese Ergebnisse zusammen. Dabei ist der gravimetrische Abrieb bei Hart-Hart-Paarungen signifikant reduziert (Bild 2.6). Neben der höheren Härte wird eine Keramik von der Synovialflüssigkeit im Gelenk besser benetzt als metallische oder PE-Komponenten [CER13].

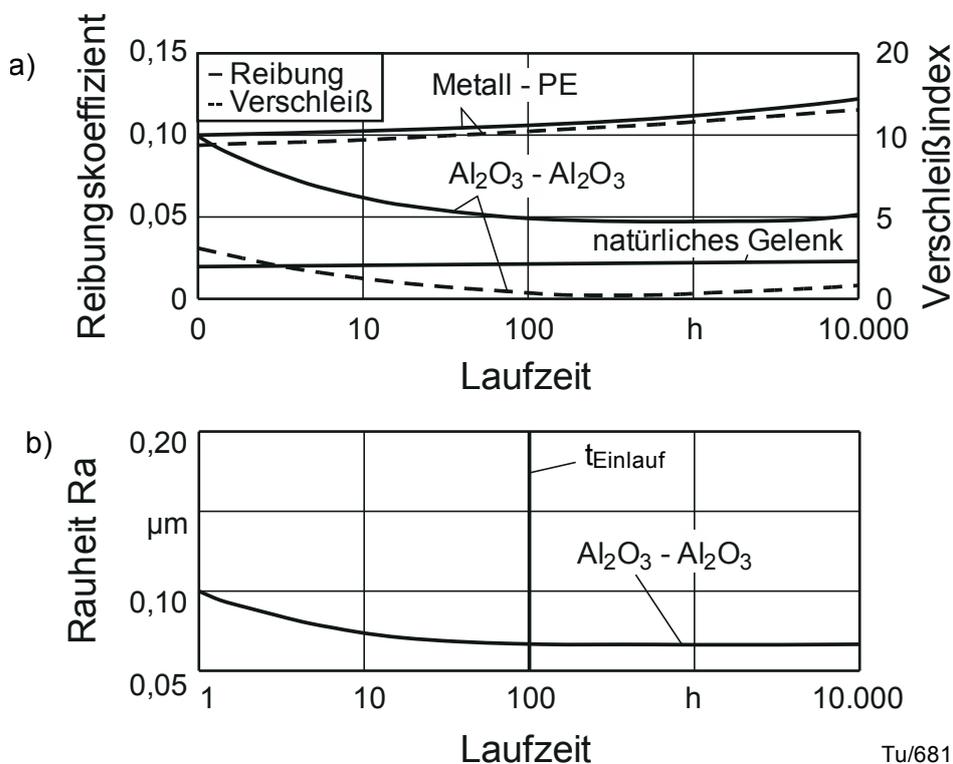
Die Messung des Implantatverschleißes von Knieendoprothesen erfolgt ebenfalls gravimetrisch nach internationalen Standards im Knie-Verschleiß-Simulator nach ISO 14243. Da die Fertigung vollständiger Prothesen mit hohen Kosten verbunden ist und darüber hinaus nur bedingt designunabhängige Faktoren untersuchen lässt, wurden vereinfachte Verschleißkinematoren entwickelt [RIC10a, RIC10b]. Die Ergebnisse von VAN DER MEER [MEE11] auf diesem Prüfstand zeigen ähnliche Ergebnisse zu den Erfahrungen an der Hüfte [MOR11] auf und unterstützen das Ziel, ein vollkeramisches Knieimplantat zu realisieren (Tabelle 2.1).

Tabelle 2.1: Verschleißreduktion bei keramischen Hart-Hart-Paarungen

Kombination	CoCr-PE	Keramik-Keramik
durchschnittliche Verschleißrate in mm ³ /10 ⁶ Zyklen	2,54	0,32
Verbesserung zu CoCr-PE in %	X	87,5

Hierbei wurden vereinfachte Komponenten unter Roll-Gleit-Belastung in Analogie zu der Bewegung eines Kniegelenks im Gangzyklus mit standardisierten Randbedingungen geprüft [MEE11, RIC10a]. Die durchschnittliche Verschleißrate bei einfach gekrümmten keramischen Probenpaaren liegt bei $0,32 \text{ mm}^3/10^6$ Zyklen, Gegenüber der Referenzmessung einer konventionellen Paarung CoCr-PE entspricht dies einer Reduktion von knapp 90 %.

In zahlreichen Studien wurden Aspekte des Designs und der Materialkombinationen für künstliche Hüft- und Kniegelenke untersucht. Für die Materialkombination Keramik-Keramik existieren ausschließlich Messungen an der Hüfte oder aber reine Design- und bruchmechanische Studien am Kniegelenk. Auf Aspekte der erforderlichen Formgüte und Rauheit wird nur selten eingegangen (vgl. Kap. 2.1.3).



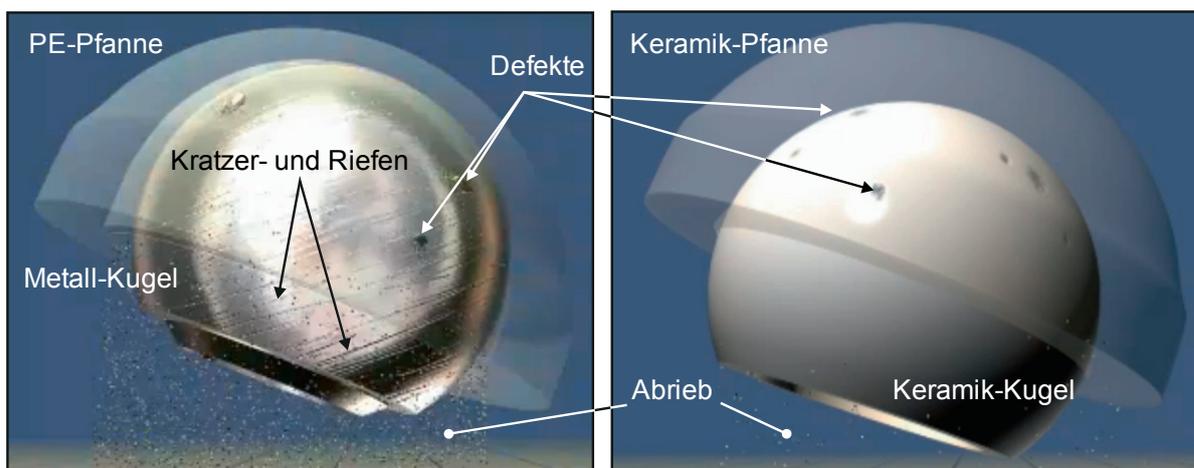
Tu/68135 © IFW

Bild 2.7: a) Einfluss des Werkstoffs auf den Reibungskoeffizient und den Verschleiß [HEN91, HEN93]; b) Rauheitsänderung während des Verschleißes [DÖR75]

Grundsätzlich wird bei Gleitbewegung zweier Gelenkkörper die Reibung geringer, wenn die Rauheit der gleitenden Oberflächen kleiner wird [BAS11]. Untersuchungen an Hüftprothesen aus verschiedenen Materialkombinationen haben jedoch gezeigt, dass der Reibungskoeffizient zum einen von keramischen Gelenken etwa 50 % kleiner als der von Metall-PE-Gelenken ist, aber darüber hinaus sich auch während der Laufzeit eines Gelenks ändert (Bild 2.7 a). Dabei steigt der Reibungskoeffizient eines Metall-PE-Gelenkes stetig an und der von Keramikgelenken verringert sich auf ein stationäres Niveau. In Analogie dazu verhält sich der Verschleiß beider Gelenkformen. Geringere Reibwerte erzielt nur das natürliche Gelenk [DÖR75, HEN91, HEN93] (Bild 2.7). Für eine Hart-Hart-Paarung werden die Oberflächenunebenheiten der Rauheit eingeebnet und führen somit zu einer stetigen

Verbesserung der Gleiteigenschaften [DÖR75]. Nach DÖRRIES ET AL. müsste der Einlaufverschleiß von keramischen Hüftprothesen vollständig ausgeschaltet werden können, wenn die Rauheit R_a unter 70 nm liegt. HENCH jedoch sieht als Grundvoraussetzung für reibungsarme Al_2O_3 -Gelenke eine Rauheit R_a von 0,01 μm und eine extreme Kongruenz der gleitenden Oberflächen durch Rundheitsabweichungen zwischen 0,1 μm und 1,0 μm [HEN93].

Der abfallende Verlauf der Rauheit während des anfänglichen Verschleißverlaufs eines Hüftgelenks kann mit dem Effekt der Gleichgewichtsrauheit erklärt werden [KRA77]. Das Einlaufen entspricht dabei der Phase der Veränderung der Reibmikrokontakte, die somit die physikalisch-mechanischen Eigenschaften der aufeinander gleitenden Oberflächen bestimmen. Im ersten Stadium der Reibung besteht nur eine sehr geringe Anzahl an Mikrokontakten, die zu hohen realen Spannungen in den Kontaktbereichen führt. Diese Reibung führt im mikroskaligen Bereich zu einer Zerklüftung der Oberflächenunebenheiten. Nahaufnahmen dieser Verschleißflächen zeigen eine Zerkleinerung der Oberflächenunebenheiten (Rauheitsspitzen), eine plastische Verformung der Rauheitsspitzen und bei metallischen Werkstoffen auch eine Verfestigung oberflächennaher Randbereiche [KRA77]. Durch das Glätten der Rauheitsspitzen wird die reale Kontaktfläche schrittweise vergrößert, bis die Oberflächenunebenheiten den optimalen Radius für die beste Schmierfilmstabilität aufweisen (in Bild 2.7 bei t_{Einlauf} nach etwa 100 Stunden). Der stabile Zustand ist nach Erreichen einer konstanten Rauheit erzielt, die als von der Ausgangsrauheit unabhängige Gleichgewichtsrauheit beschrieben wird. Einfluss auf den stationären Zustand haben die Umgebungsbedingungen: die Werkstoffe, der Druck, die Temperatur im Kontaktspace, der eingesetzte Schmierstoff und gegebenenfalls auch eine Verschmutzung des Schmierstoffs. Der Zustand der Gleichgewichtsrauheit kann dabei sowohl größer als auch kleiner als die Ausgangsrauheit sein.



Tu/68136 © IFW

Bild 2.8: Dreikörperverschleiß an Metall-PE- und Keramik-Keramik aus [CER13]

Dies erklärt auch, weshalb Abrieb- oder Oberflächendefekte in Metall-PE-Gelenken, die beispielsweise durch chirurgische Instrumente erzeugt wurden, zu einer

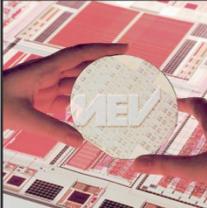
Verschleißvermehrung führen, wohingegen druckfeste Keramiken diesem scheinbar unbeschadet widerstehen können. Diese Verschleißvermehrung führt auch zu einer Vergrößerung des Pfannensitzes und so zu einer Lockerung des Implantats (Bild 2.8). Für Knieimplantate fehlen solche Untersuchungen bisher, da keramische Komponenten nur in Kombination mit Kunststoff-Inlays eingesetzt werden.

Somit bieten keramische Werkstoffe das Potential, verschleißfeste und damit langlebige Implantate für komplexe Gelenke wie das Kniegelenk zu revolutionieren. Aufgrund fehlenden Wissens zu den Anforderungen an ein solches Gelenk hinsichtlich seiner geometrischen Gegebenheiten und topografischen Eigenschaften, gestaltet sich die Auslegung einer wirtschaftlichen Prozesskette jedoch schwierig. Darüber hinaus erfordert die komplexe Geometrie des Implantats mehrachsige Schleif- und Polierprozesse, die bisher nicht industriell etabliert sind. Für das mehrachsige Polieren der Implantate fehlt jegliche gezielte Bearbeitungstechnologie. Üblicherweise werden die Implantate mittels Gleitschleifverfahren sowie manueller Politur endbearbeitet, was sich in den derzeit unwirtschaftlich hohen Fertigungskosten widerspiegelt.

2.2 Polieren als Endbearbeitungsverfahren

Polieren gehört zur Endbearbeitung in der Prozesskette zur Herstellung von Bauteilen. Dieser, auch als Finishing bezeichnete, letzte Bearbeitungsschritt ist nach DIN 8589 kein eigenständiges Fertigungsverfahren und somit nicht einheitlich technologisch definiert. In Abhängigkeit des Anwendungsfalls haben sich verschiedenste Bearbeitungsverfahren etabliert. Allen gemein ist jedoch die Erzielung hoher Oberflächengüten, vorzugsweise im Nanometerbereich. Nach DIN 4766 T2 werden durch Polieren Oberflächengüten zwischen $R_a = 0,012 \mu\text{m}$ bis $R_a = 0,4 \mu\text{m}$ realisiert, nach ISO 1302 Oberflächen durch Polieren, Läppen oder Superfinishing mit $R_a = 0,0075 \mu\text{m}$ und $R_a = 0,06 \mu\text{m}$ [SMI02].

Polierprozesse werden ebenfalls eingesetzt, um neben einer hohen Oberflächengüte Eigenschaften zu ändern. Hierzu zählen beispielsweise das Reibungs- und Verschleißverhalten, die Korrosionsneigung, die Entfernung von Grat, die Beeinflussung biologischer Zelladhäsionen und die Verbesserung optischer oder strömungsmechanischer Eigenschaften [EIS95, GES06, SCH11, UHL11]. Anwendungsfelder lassen sich daher in verschiedenen Industriebranchen wiederfinden (Bild 2.9) [DEN07 GES06, LUO03, SAR11, SCH11, SOU92, TIK09, UHL11, WAN09b]. Ein ebenfalls vielfältiger und wirtschaftlich umsatzstarker Industriezweig ist die Medizintechnikbranche. Hier werden lasttragende Implantate und Gelenkimplantate sowie dentale Komponenten wie Zahnersatz und -implantate, Brücken, Kronen, Abutments und Verblendungen mit verschiedensten Techniken und Werkzeugen poliert [CHA08, CHE09, GER10, HEI06, NNN10b, NNN11e, NNN11g].

	Optische Komponenten	Mikro-elektronik	Werkstoffe, Werkzeug- und Formenbau	Mechanik- und Strömungstechnik	Medizintechnik
Anwendungsfelder	<ul style="list-style-type: none"> • Spiegel • Linsen • Teleskope • Kunststoffoptiken • Abformwerkzeuge für Glasoptiken 	<ul style="list-style-type: none"> • Waferherstellung • Halbleiterbauteile • CHIP-Fertigung 	<ul style="list-style-type: none"> • Analytik • Gießformen • Umformgesenke • Kantenverrundung • Gratentfernung • Steinbearbeitung • Schmuckbearbeitung 	<ul style="list-style-type: none"> • Führungselemente • Passflächen • Luftlager • Gleit- und Wälzlager • Rohrrinnenflächen • Düsen 	<ul style="list-style-type: none"> • lasttragende Implantate • Gelenkimplantate • Zahnersatz • dentale Brücken und Kronen • dentale Abutments und Verblindungen
Beispiele	Teleskopspiegel © Paranal Observ. 	Siliziumwafer © mev.de 	Polierroboter © krieb.com 	Lager und Führung © laeppche.de 	Knieimplantatpolitur © schuette.de 
	Kunststoffoptik KFZ © Jenoptik.com 	Chipfertigung © DPA, Globalfound. 	Schmuckfertigung © EVE Ernst Vetter 	Düsen © Schneidforum.de 	Politur Zahnersatz © EVE Ernst Vetter 
Werkstoffe	<ul style="list-style-type: none"> • Glas, Kunststoffe • gehärtete Edelstähle • Wolframkarbid • Kristalle • vernickelte Oberflächen • Flussspat • Edelmetalle 	<ul style="list-style-type: none"> • Silizium • Gallium-Arsenid • Germanium 	<ul style="list-style-type: none"> • Hartmetalle • vergütete Werkzeug- und Warmarbeitsstähle • Glasfaser oder Kohlenstofffaser verstärkte Kunststoffe • Platten, Fliesen 	<ul style="list-style-type: none"> • Siliziumkarbid • Bronze • Messing • Weißlegierungen • Aluminium • Sintermetalle • Eisen • Rubin 	<ul style="list-style-type: none"> • Oxidkeramiken • Titan • Kobalt-Chrom-Legierungen • Edelmetalle • Magnesium • Komposite • Kunststoffe

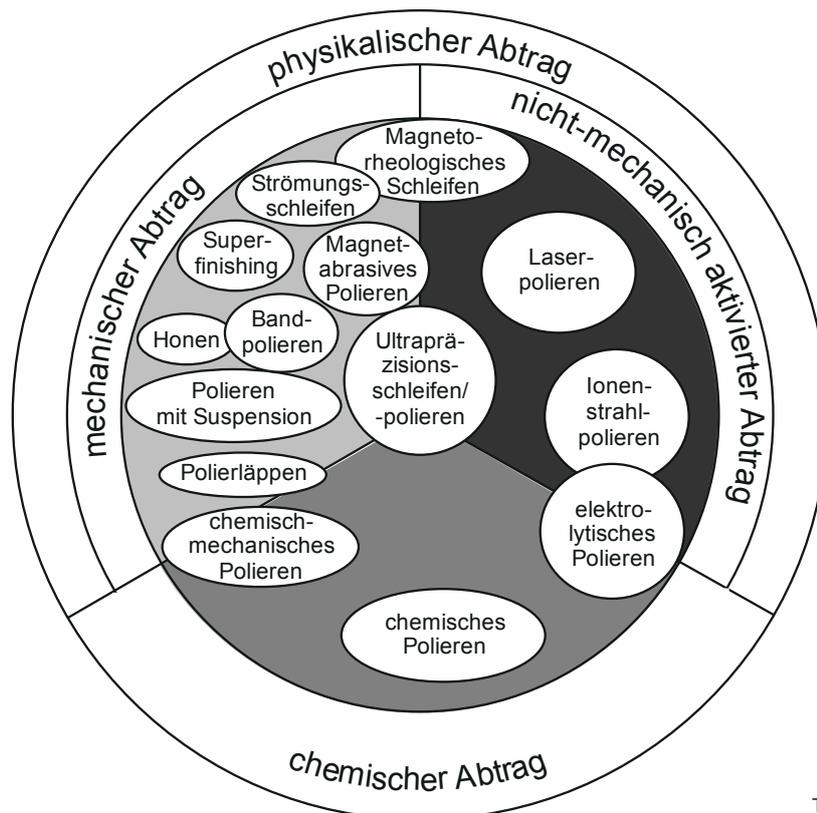
Tu/66447 © IFW

Bild 2.9: Anwendungsfelder von Polierverfahren

2.2.1 Einordnung bestehender Polierverfahren

Für eine geeignete Klassifizierung der anwendungsspezifischen Polierverfahren ist eine Unterteilung nach dem wirkenden Materialabtragsprinzip sinnvoll. Die nach GESSENHARTER [GES06] vorgenommene Trennung in physikalischen und chemischen Abtrag wurde durch Breidenstein [BRE11] erweitert. GESSENHARTER ordnete dem physikalisch-mechanischen Abtrag das Strömungspolieren, das abrasive Polieren, das Polierlappen, dem physikalisch-nicht-mechanisch aktivierten Abtrag das Laser- und Ionenstrahlpolieren [OST08, NNN11f] und als Mischformen das Magnetorheologische und das Präzisionspolieren/-schleifen zu. Unter dem chemischen Abtrag führte er die Verfahren chemo-mechanisches Polieren (CMP) sowie chemisches Polieren an. Ergänzungen seitens Breidenstein waren das Honen, das Superfinishing und das elektrolytische Polieren. Andere aktuelle Forschungen beschäftigen

sich weiterhin mit dem Polieren mit nachgiebig oder elastisch gebundenen Werkzeugen [BRI09b, HAH13, HOF11, HOF12, KOC08, NNN09, REI88, WAN09a], mit magnetisch bewegten Partikeln [DEN07, JAI08] oder auch mit Schlepp- und Gleitschleifen [RÖS11a-d, UHL11]. Die Unterteilung ist ergänzt und in Bild 2.10 dargestellt. Nach dieser Klassifizierung sind die Polierverfahren dem Fertigungsverfahren Trennen (Hauptgruppe 3) nach DIN 8580 zuzuordnen. Verfahren mit mechanischem Abtrag gliedern sich folglich nach DIN 8589 in das Spanen mit geometrisch unbestimmter Schneide und Verfahren mit nicht-mechanisch aktiviertem bzw. chemischem Abtrag in das Abtragen nach DIN 8590 ein.



Tu/59441 © IFW

Bild 2.10: Klassifizierung bekannter Polierverfahren, erweitert nach [GES06, BRE11]

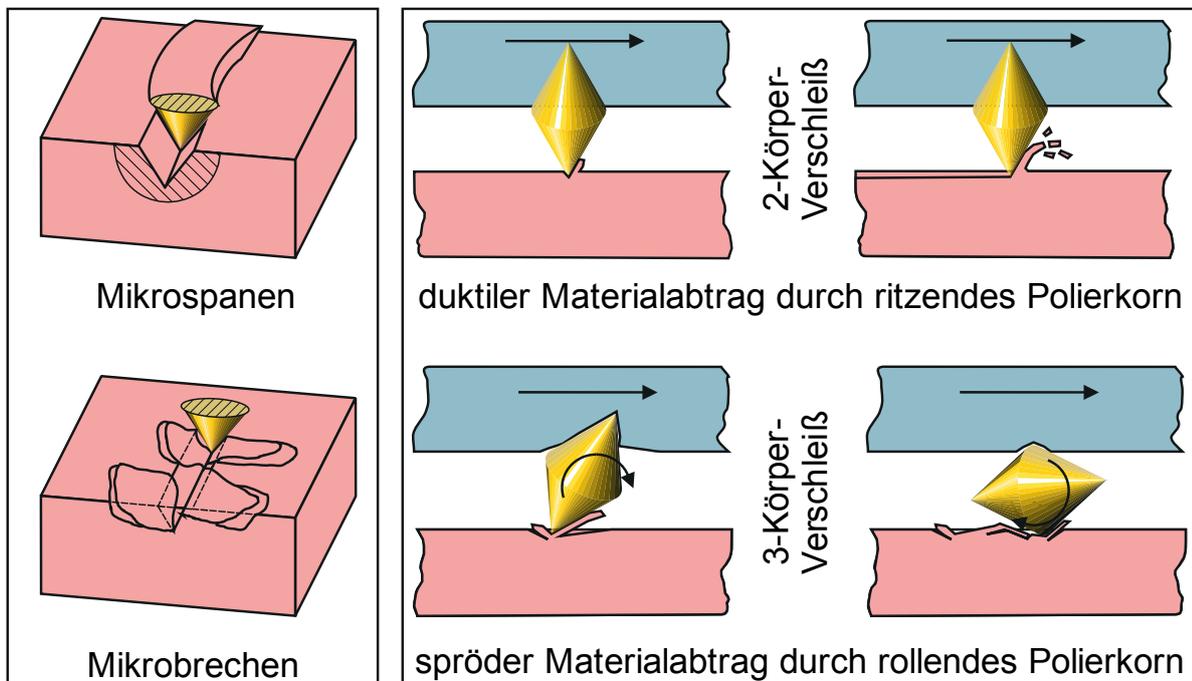
Eine stark variierende Namensgebung der Verfahren in der Literatur erschwert eine eindeutige Zuordnung. Daher kommen kombinierte Verfahren hinzu wie das Robotergestützte Polieren [BRE10, KLO10, NNN10a, TSA06, XIE96], das CNC-Polieren [AHN02, KOM97, SAV11] und das Bandpolieren [BIG09, HOF99, HOF05, KHE10], die sich sämtlich dem mechanischen Abtrag zuordnen lassen. Weiterhin gibt es Verfahren mit nur einer definierten Schneide wie das Single Point Diamond Turning (SPDT), welches insbesondere für optische Komponenten verwendet wird [CHE01].

Die meisten bekannten Polierverfahren basieren auf einem mechanischen Abtrag, zum Teil zusätzlich unterstützt durch chemisch- oder energiegebundene, abtragende Prozesse. Nach KLOCKE [KLO05] wird bei mechanisch-physikalischem Polieren unabhängig von der Betrachtung des Werkstoffs von drei Abtragshypothesen ausgegangen.

- Abtragshypothese: Der Materialabtrag wird in Form eines abrasiven Vorgangs realisiert, bei dem das in der Regel härtere Polierabrasiv in die weichere Werkstückoberfläche eindringt und ähnlich einem Zerspanvorgang Material abnimmt.
- Fließhypothese: Durch den Polierbelag und aufgrund der Relativbewegung des Werkzeugs werden an den Kontaktstellen zwischen Polierkorn und den Rauheitsspitzen des zu polierenden Materials Druck eingebracht und lokal hohe Temperaturen erzeugt. Diese Temperaturspitzen (engl. hot spots) können mehrere hundert Grad Celsius erreichen und führen zu einer lokalen Plastifizierung bis hin zu einem Aufschmelzen der Rauheitsspitzen. Das aufgeschmolzene Material fließt anschließend in die Rauheitstäler ab, wo es erstarrt.
- Chemische Hypothese: Zwischen der Werkstückoberflächen und der Polierflüssigkeit kommt es zu Korrosionsvorgängen. Hierdurch wird die Oberfläche angegriffen. Der Abtransport der Reaktionsprodukte erfolgt über die Abtragshypothese.

Auf Basis dieser Thesen entstanden Versuche, das Polieren technologisch zu definieren. Ältere Untersuchungen betrachten das Polieren als reine plastische Veränderung der Oberfläche, bei der keine Materialabnahme stattfindet [BUR64]. SAMUELS [SAM71] definiert eine polierte Oberfläche, wenn sie das Licht hell reflektiert (reguläre oder spiegelnde Reflexion) im Gegensatz zu einer diffusen Reflexion einer verschlissenen Oberfläche. Später fügt er an, dass Polieren ein feiner Zerspanprozess ist [SAM72]. Andere setzen das Polieren mit Läppen gleich, welches sich durch loses Abrasiv in einer Paste, Suspension oder Flüssigkeit und einem formübertragenden Gegenstück auszeichnet [BUL98, GOS73]. EVANS sieht zwischen Läppen und Polieren ebenfalls mechanische Übereinstimmungen, technologisch sind sie jedoch zu unterscheiden. Das Polieren erzeugt ausgehend von Oberflächengüten von < 100 nm auf Basis einer Interaktion zwischen Suspension mit Abrasiv und Werkstückoberfläche Rauheiten $R_a \approx 1$ nm bis 2 nm. Diese Definition findet heute insbesondere für CMP-Verfahren Anwendung [GUO12, GUT78, JIS12, LIY12, ZHA10, ZHA11]. Verfahren mit definierter Schneide oder energiegebundenen Abtrag, die kein Abrasiv zum Materialabtrag nutzen, werden hiervon abgegrenzt [BRI09a, EVA03]. WANG definiert ein elastisches Polieren mit gebundenem Korn als Verfahren mit einem elastisch-abrasiven Werkzeug mit Gummi oder Kunstharz, das aktiv und/oder passiv nachgiebig geführt werden [WAN09a]. KLOCKE [KLO10] erörtert das Polieren als Schleifen mit losem, zeitweise gebundenem Korn und bezieht sich dabei eindeutig auf das mechanisch abtragende Polieren bzw. das Läppen. Nach ZUNKE lässt sich das Polieren vom Läppen anhand der Abrasivkorngröße (Polieren < 16 μm $<$ Läppen), der Werkzeughärte (Läppen – harte Werkzeuge, Polieren – weiche Werkzeuge) sowie den Materialtrennmechanismen (Läppen – 3-Körper-Verschleiß, Polieren – 2-Körper-Verschleiß) trennen [ZUN11]. Zum Teil widersprechen sich diese Definitionen. Keine der Polierdefinitionen zeigt eine allgemeine Gültigkeit. Die Verfahren werden in dieser Arbeit daher anhand ihrer Materialtrennung unterschieden und technologisch definiert.

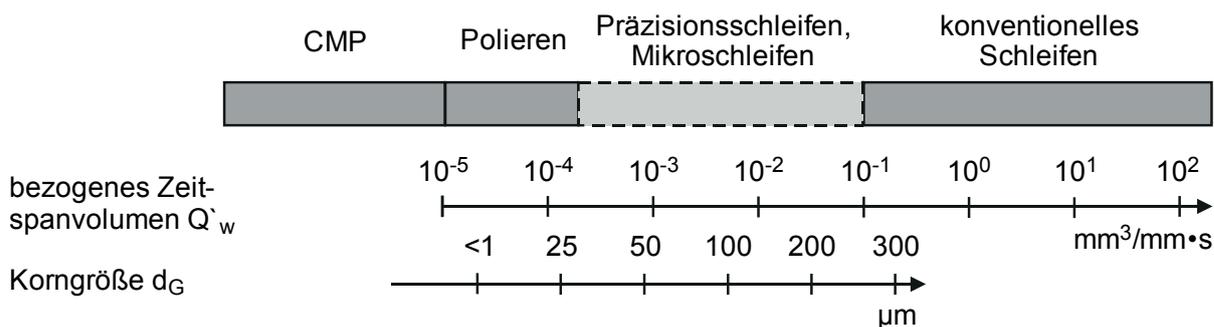
Werden die mechanischen und chemisch-mechanischen Verfahren analysiert, erweist sich eine Einteilung in Polieren mit losem und gebundenem Abrasiv als günstig. Beim Polieren mit losem Abrasiv liegen die Körner zum Abtragen des Werkstoffs zwischen der Oberfläche und dem Polierwerkzeug vor und rollen zwischen beiden Oberflächen. Dadurch wird ein 3-Korn-Verschleiß erzeugt, die Oberfläche keramischer Materialien wird dabei zumeist spröde abgetragen. Dieser Mechanismus wird als Mikrobrechen bezeichnet. Die von ZUM GAHR weiterhin definierten Abtragsmechanismen Mikropflügen und Mikroermüden treten vorrangig bei metallischen Werkstoffen auf. Liegt ein gebundenes Abrasiv analog zu Schleifwerkzeugen vor, so wird ein duktiler Materialabtrag durch ein ritzendes Polierkorn gefördert. Dies entspricht einem 2-Korn-Verschleiß-Mechanismus. Der Zerspanmechanismus ist hier das Mikrospanen [ZUM98]. Beide Mechanismen sind in Bild 2.11 einander gegenübergestellt.



Tu/66452 © IFW

Bild 2.11: Materialabtragsmechanismen nach ZUM GAHR [ZUM98]

BRINKSMEIER hat die verschiedenen Feinstbearbeitungsverfahren unter dem Begriff des Präzisionsschleifens eingeordnet. Bild 2.12 stellt die erzielbaren bezogenen Zeitspanvolumina als Vergleichsgröße zur Abtragsleistung und den eingesetzten Korngrößen dar [BRI10]. Hier wird deutlich, dass bisherige Betrachtungen nicht die erzielbaren Oberflächengüten vergleichen, sondern den Materialabtrag. Daraus resultiert die Auffassung, dass das Polieren stets eines Materialaufmaßes bedarf, welches im Prozess abgetragen werden kann. Ein Einebnen von Rauheiten und Oberflächendefekten ist nicht der beabsichtigte Mechanismus.

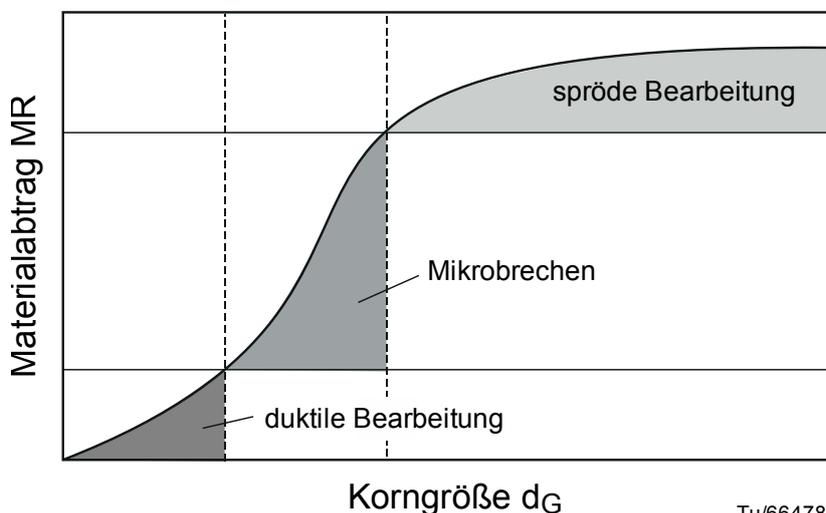


Tu/66459 © IFW

Bild 2.12: Zeitspanvolumina und Korngrößen beim Ultrapräzisionsschleifen, erweitert nach BRINKSMEIER [BRI10]

2.2.2 Polieren mit losem Korn

Mechanisch abtragende Polierverfahren mit losem Korn erzeugen einen Materialabtrag der Oberfläche durch rollende Abrasivkörner. Werkzeug, Korn und Werkstück liegen getrennt voneinander vor. Diese Tatsache begründet den vorherrschend wirkenden Unterschied zwischen losem und gebundenem Korn. Die Bearbeitung mit losem Korn beeinflusst signifikant den Materialabtrag, hat aber selbst nur einen geringen Effekt auf das Oberflächenfinish und auch dieser ist vorrangig abhängig vom Werkstoff und der Abrasivkorngröße [WHI10]. Somit kann nur mit sehr kleinen Korngrößen ein duktiler Abtrag und der übliche hohe Glanz erzielt werden (Bild 2.13). Diese Poliervorgänge erfolgen daher immer in mehreren Korngrößenabstufungen, um die Rauheit zu verringern und das Rauheitsprofil gänzlich abzutragen.

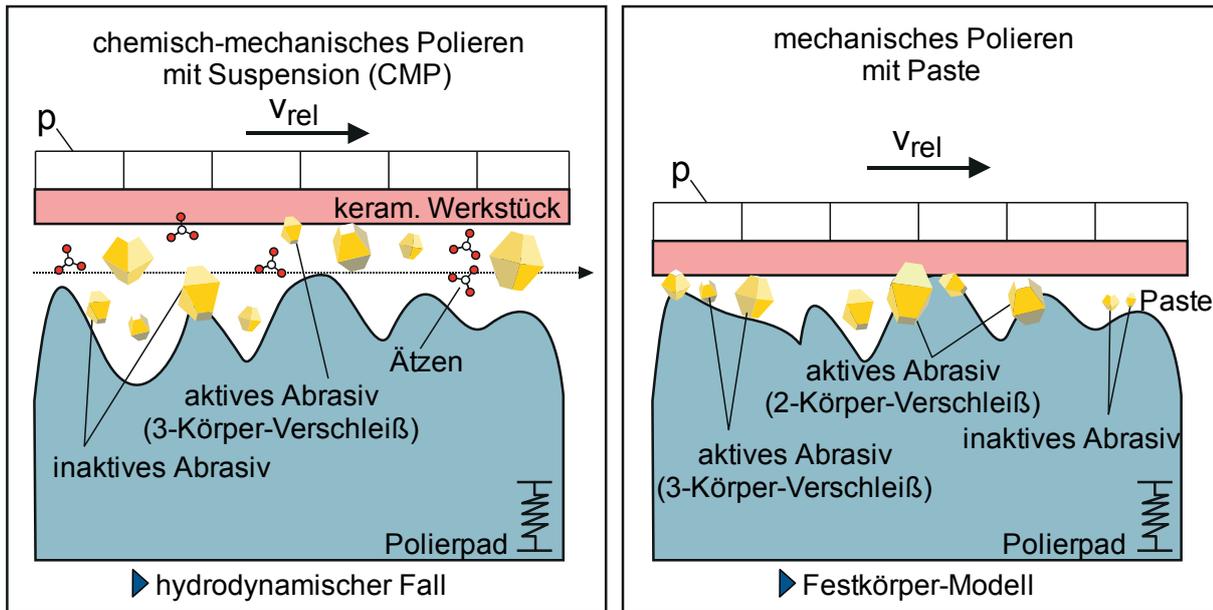


Tu/66478 © IFW

Bild 2.13: Mechanismen der Mikroschleifbearbeitung nach MIYASHITA [WHI10]

Mechanisches Polieren mit Suspension / Chemisch-mechanisches Polieren (CMP)

Bei diesen Verfahren wird das Werkzeug in der Regel als Polierpad bezeichnet. Die mechanischen Eigenschaften des Pads und das Korn werden dem zu polierenden Werkstoff angepasst [LUO03]. Üblicherweise ist das Abrasiv härter und das Pad weicher als das Werkstückmaterial, damit sich die Abrasivkörner in diesem einbetten können [KLO05]. Vereinzelt werden auch härtere Pads in Kombination mit weicherem, bzw. schneller brechendem Korn eingesetzt [SAK10].

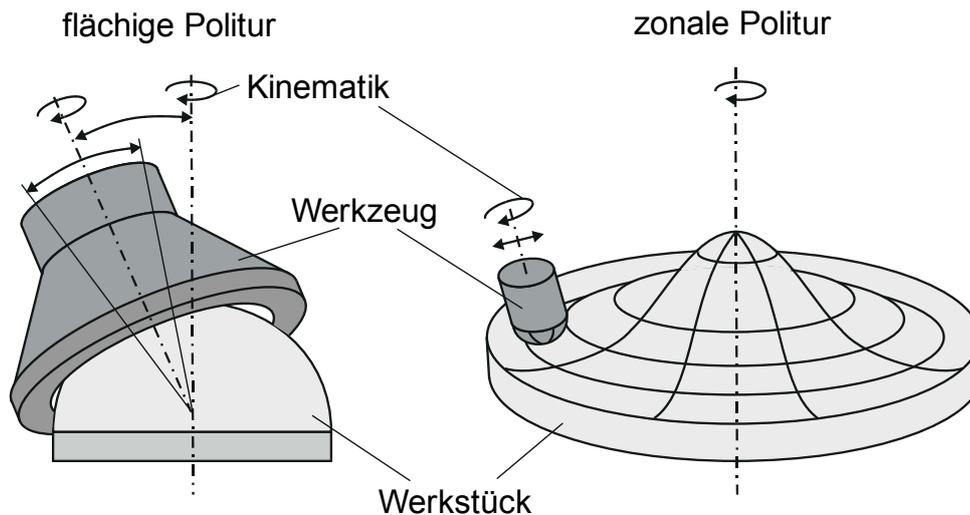


Tu/59443 © IFW

Bild 2.14: Physikalisches Abtragsprinzip beim Polieren mit losem Korn, erweitert nach DAMBON [DAM05]

Beim mechanischen Polieren mit Suspension liegt das Korn lose in einer Suspension oder pastenförmig vor. Dabei wird eine Suspension häufig mit einer zusätzlichen, chemischen Komponente kombiniert, die die Oberfläche chemisch angreift und so den Abtrag des Materials erleichtert. Dieses Verfahren wird dann als chemisch-mechanisches Polieren bezeichnet [KLO05, LUO03, ZUN11]. Suspensionen werden in die Kontaktzone eingebracht. Das Werkstück wird gegen die Partikel und auf das Pad gedrückt. Durch die in der Regel rotierende Relativbewegung des Werkstücks wird das Korn ähnlich dem 3-Körper-Verschleiß zwischen Pad und Werkstück bewegt und so der Abtrag erzeugt (Bild 2.14).

Bei den mechanischen Polierverfahren mit losem Korn wird zwischen einer flächigen und einer zonalen Politur unterschieden (Bild 2.15). Werkzeuge flächiger Verfahren zeichnen sich durch eine analog dem Werkstück geformte Werkzeuggeometrie, meist in Form einer Schale, aus. So werden beispielsweise sphärische Komponenten und bei ebenen Gegenständen auch Planflächen mit diesem Verfahren bearbeitet [KLO05, SCH11]. Das Verfahren wird auch als Schalenverfahren bezeichnet und vorrangig für die Präzisionsoptik und Brillenoptik eingesetzt. Der Materialabtrag ist vergleichsweise hoch, wobei die Genauigkeit des Verfahrens von der Qualität und dem Abrichten des Werkzeugs bestimmt wird. Für die Politur gekrümmter Flächen und Freiformflächen bietet sich das zonale Verfahren an, da hier das Werkzeug deutlich kleiner als das Werkstück ist und ähnlich einem Stift über das Werkstück geführt werden kann. Aufgrund geringerer Eingriffsflächen sind hier jedoch nur geringe Abtragsraten möglich. Bei ungenügender Kenntnis der Verfahrenskinetik und deren Auswirkungen bestehen jedoch die Gefahren einer Texturenbildung oder von Welligkeiten auf der Werkstückoberfläche.



Tu/66458 © IFW

Bild 2.15: Flächige und zonale Politur nach KLOCKE [KLO05, SCH11]

Als Verfahrensbeispiele können hier das Roboterpolieren und das Jetpolieren genannt werden, welche insbesondere bei der Politur von Asphärenoptiken, Hochleistungs- und Objektivoptiken eingesetzt werden. Durch definierte Verweilzeiten ist auch eine lokale Formkorrektur erforderlich. Die Genauigkeit des Verfahrens ist aber durch die CNC-Bahnbewegung und dem Algorithmus zur Formkorrektur bestimmt. In der Regel werden die Werkzeuge zusätzlich zur rotierenden Bewegung auch oszillierend angeregt. Beide Verfahrensvarianten sind inzwischen auch CNC- oder roboter-gesteuert ausführbar, um auch Freiformflächen sowie komplex geformte Werkstücke bearbeiten zu können [BRE08, BRE10, OPP07]. Neuere Verfahrensentwicklungen ändern die Kinematik so ab, dass das Werkstück stets normal zu seiner Oberfläche an eine sich drehende Scheibe bewegt und eine Suspension zugeführt wird. Die Bewegung führt ebenfalls ein Roboter aus. Hochglanzbauteile für die Automobilindustrie aus Keramik und konventionelle, metallische Kniegelenke wurden mit diesem Verfahren bereits bearbeitet [NNN13b].

Da ein großes Spektrum an weiteren Polierverfahren mit losem Korn existiert, soll eine Übersicht die wichtigsten Verfahren, Merkmale und Quellen sowie ihre Eignung für die Feinstbearbeitung keramischer Freiformflächen (FFF) darstellen. Grundsätzlich sind das Läppen, das Gleitschleif(-polieren), das Strömungsschleifen (auch Druckfließläppen) sowie magnetreologische Verfahren zu nennen (Tabelle 2.2).

Tabelle 2.2: Polierverfahren mit losem Korn

	Methodik	Kornformat	Vorteile	FFF*	Quellen
Läppen	raumgebundenes, DIN 8589-Verfahren, ungerichtete Kornbewegung; rollendes Korn bei temporärer Verankerung zwischen Arbeitsscheibe und Werkstück; formübertragendes Läppwerkzeug	loses Korn in Flüssigkeit, Suspension oder Läppgemisch	viele Verfahrensvarianten; Werkzeug muss die Form des Bauteils stets abbilden; intermittierende Zufuhr des Läppgemischs in den Arbeitsspalt erforderlich	nein	KLO05 ZUN11
Gleitschleifen	kraftgebundenes Verfahren, erfolgt durch Vibration bei stehendem Bauteil; Variante Schleppschleifen für feinere Oberflächen und komplexere Werkstücke mit drehendem Werkstück und ruhendem Korn	in teilweise agglomerierter Form als Granulat oder Chips, aber nicht starr gebunden	kein formübertragendes Werkzeug, große Bindungsvielfalt der Chips für Anpassung von Materialabtrag/Oberflächengüte; chemischer Compound erforderlich; keine gezielte Bearbeitung; vergleichsweise hoher Abtrag	ja	KLO05 RÖS11 a-d WAL11
Strömungsschleifen	kraftgebundenes, strömungsrichtungsabhängiges Verfahren	hochviskos in einem Polymer gebundenes Korn	kein formübertragendes Werkzeug; nur für innenliegende Flächen	ja, zum Teil	MIC11 UHL09 WAL11
Magnetabrasive Verfahren	kraft- und weggebundenes Verfahren, Abrasivpulver wird zwischen zwei Magnetköpfen bewegt; Werkstück steht oder rotiert zwischen den Köpfen	magnetisches Abrasiv	stets scharfe Schneiden durch Magnetfeldausrichtung; nur mit magnetisch gebundenem Korn; für rotationssymmetrische Bauteile	nein	CHE08 JAI08 KUM08 KOB07 SIN05 WAN05 YAN08

*FFF = geeignet für die Bearbeitung von Freiformflächen

2.2.3 Polieren mit gebundenem Korn

Mechanisch abtragende Polierverfahren mit gebundenem Korn erzeugen einen Materialabtrag der Oberfläche durch ritzende, mikrospanende Abrasivkörner. Das Korn ist im Werkzeug eingebettet. Da das Polieren keiner eindeutigen Definition unterliegt, werden hier Verfahren betrachtet, die dem Ziel dienen, eine hohe Oberflächengüte zu erzeugen und die mit gebundenem Korn arbeiten. Es sind zwei Gruppen zu unterscheiden. Es werden Verfahren zugeordnet, deren Abrasiv fest bzw. starr in der Bindung des Werkzeugs eingelagert ist. Hierzu gehören das Honen und das Präzisionsschleifen. Diese werden nachfolgend mittels starr gebundenem Korn bezeichnet.

Liegt das Korn in einer weichen Bindung vor, die das Korn nachgiebig an die Werkstückoberfläche drückt, wird dies nachfolgend als Polieren mit nachgiebig gebundenem Korn bezeichnet. Hierzu lassen sich alle Bandverfahren zuordnen, die mit einer Andruckrolle arbeiten, aber auch das Feinstschleifen mit hart-elastischen Werkzeugen aus Kunstharzen oder Polyurethanschäumen. Unter Kunstharzen werden duoplastische Makromoleküle aus vernetzten Phenol-, Epoxid-, Polyester- oder Polyurethanharzen verstanden [WOE88]. Weiterhin werden hierzu Werkzeuge gezählt, die aus dem Anwendungsbereich der Dentalbearbeitung kommen. Das Abrasiv liegt hier in weich-elastisch gebundener Form vor.

Verfahren mit starr gebundenem Korn

Bei diesen Verfahren wirkt das Werkzeug formübertragend auf das Werkstück ein. Das Korn liegt dabei im Werkzeug, in einer starren Bindungsmatrix, beispielsweise aus Keramik oder Metall, vor. Die DIN 8589 fasst die Verfahren Schleifen und Honen unter Bearbeitungsverfahren mit geometrisch unbestimmten Schneiden zusammen. Ausreichend ist diese Definition jedoch nicht, da hierzu auch die Verfahren Läppen, Gleitschleifen und Strahlspanen gezählt werden, die jedoch dem Kap. 2.2.2 zuzuordnen sind.

Das Honen [DEN11a, KLO05] arbeitet mit kraft- und weggebundenem Wirkprinzip. Das Korn kann nicht mehr zwischen Werkzeug (Honstein) und Werkstück abwälzen, sondern nur noch ritzen. Der Schneideneingriff ist durch den an die Oberfläche drückenden Honstein kraftgebunden. Es existieren verschiedene Verfahrensvarianten für das Außen- und Innenrundhonen, für Verzahnungen sowie für ebene Bauteile. Die Bearbeitung freigeformter Oberflächen ist jedoch nicht möglich.

Als weiteres Feinstbearbeitungsverfahren mit geometrisch unbestimmter Schneide wird u. a. auch das Ultrapräzisionsschleifen (Feinstschleifen) eingesetzt, wobei die starr gebundenen, an einer Schleifscheibe rotierenden Schneiden tangential in die Oberfläche eingreifen [TAN83]. Inzwischen sind auch Nanoschleifprozesse für hohe Oberflächengüten feinstkörniger Werkstoffe mit Diamantkorngrößen $< 1 \mu\text{m}$ bekannt [DEN12a, MÄT97, SUM11, ZHO11]. Zum konventionellen Schleifen unterscheidet sich dies durch sehr feinkörnige Abrasivstoffe, Spannungsdicken $h_c < 0,5 \mu\text{m}$ und geringe Arbeitseingriffe [BRI10, FAW91, GEY87].

Verfahren mit nachgiebig gebundenem Korn

In der DIN 8589 [DIN8589] wird unter dem Begriff Bandschleifen ein Verfahren geführt, welches sich dadurch auszeichnet, dass das Schleifmittel auf eine nachgiebige Unterlage gebunden wird. Die Verfahrensvarianten werden analog zu denen des Schleifens unterschieden, da auch die Kornkinematik grundsätzlich der von Umfangsschleifscheiben entspricht. Der Kontaktschuh bzw. die Kontaktscheibe wird beim Bandschleifen entweder mit konstanter Zustellung oder aber mit konstanter Anpresskraft gegen die Werkstückoberfläche zugeführt (Bild 2.16, links) [JUR05]. Ersteres führt zu hohen Formgenauigkeiten des Bauteils, letzteres wird häufig eingesetzt, um eine Oberflächenverfeinerung oder sehr hohe Zerspanvolumina zu erzeugen.

gen [KLO05]. Der Vorteil dieser kraftgebundenen Variante liegt zudem darin, dass auch unebene oder komplex geformte Bauteile bearbeitet werden können. NC-Maschinen oder roboter gestützte Bandschleifverfahren ermöglichen die Bearbeitung großer Werkzeugformen [BÖß07], komplexe Werkstücke aus hochfesten Metallen [KLO05] und harten Keramiken wie Kniegelenkimplantate, Komponenten der Luft- und Raumfahrtindustrie, Armaturen, Bauteile der Elektronik- oder Uhrenindustrie [AXI09, HIL04, KEN09, NNN10a] sowie von Komponenten des Automobilbaus [BIG09].

Der Aufbau des Schleifmittels unterscheidet sich erheblich zur Schleifscheibe. Die Körner sind auf einer nachgiebigen Unterlage meistens vollständig eingebettet (Bild 2.16, rechts). Daher brechen Körner in der Regel nicht aus, sondern splintern oder stumpfen ab. Die Bandunterlagen bestehen aus Papier, Gewebe, Vulkanfiber, Kunststofffolien oder Kombinationen daraus und werden nach der thermischen und mechanischen Belastung des Schleifprozesses ausgewählt. Das Gewebe bestimmt zusammen mit der Bindungsmasse maßgeblich die Nachgiebigkeit des Bandes.

Als Sonderform ist das Superfinish-Verfahren [BIG08, BIG09] zu betrachten. In der Literatur wird auch die Bezeichnung Feinschleifen mit Läppkinematik und kontinuierlichem Folienwerkzeughub [HOF97, HOF00, HIG94], Bandfinishen [HOF99, KHE10] oder Filmfinishen [HOF05] genutzt.

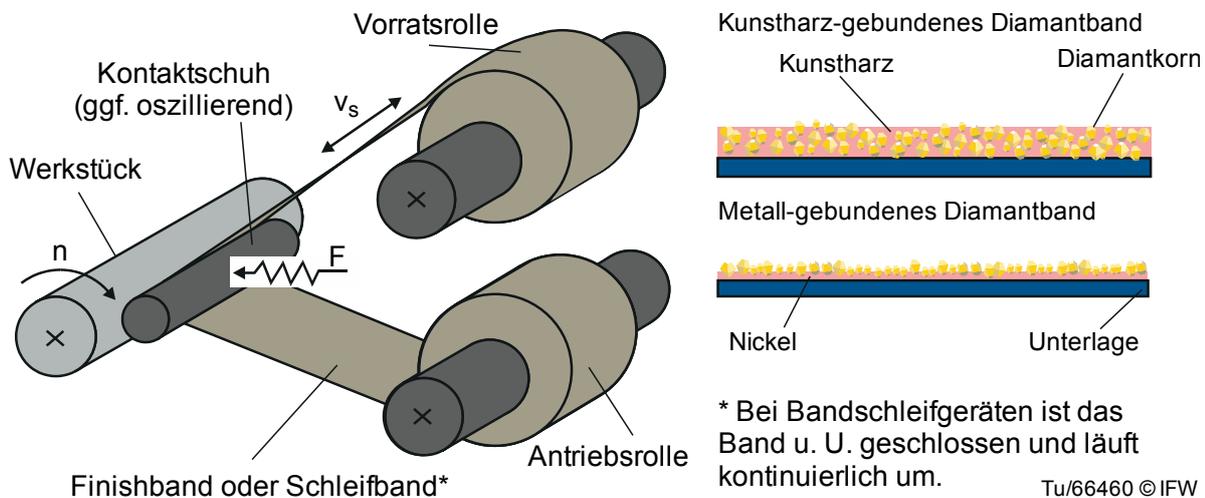
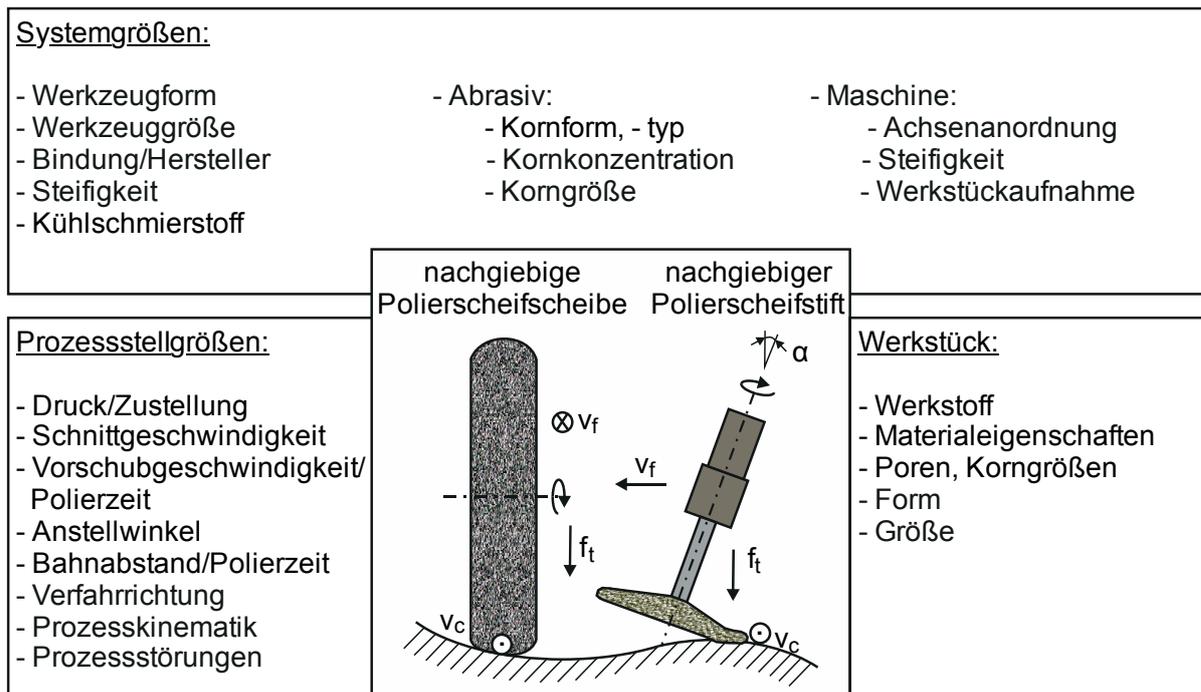


Bild 2.16: Prinzip des Bandfinishens und Bandaufbau, erweitert nach HOFFMEISTER [HOF99]

Das Polieren mit nachgiebig gebundenem Korn (Bild 2.18) kann auch in konventionellen Schleifprozessen wieder gefunden werden, wenn nachgiebige Bindungen eingesetzt werden. Das bekannteste Bindungsmaterial ist Kunstharz. Dieses wird in der Industrie zu hart-elastischen Scheiben verarbeitet. Durch die hierbei nur sehr geringen Kornüberstände werden niedrige Rauheitswerte schon durch den Schleifprozess erzielt. In seiner harten Ausprägung ist Kunstharz zu den starren Bindungsformen, mit schwingungsdämpfender Charakteristik zu zählen. Bild 2.17 zeigt die System- und Stellgrößen für das Polieren mit nachgiebigen Schleifwerkzeugen auf.



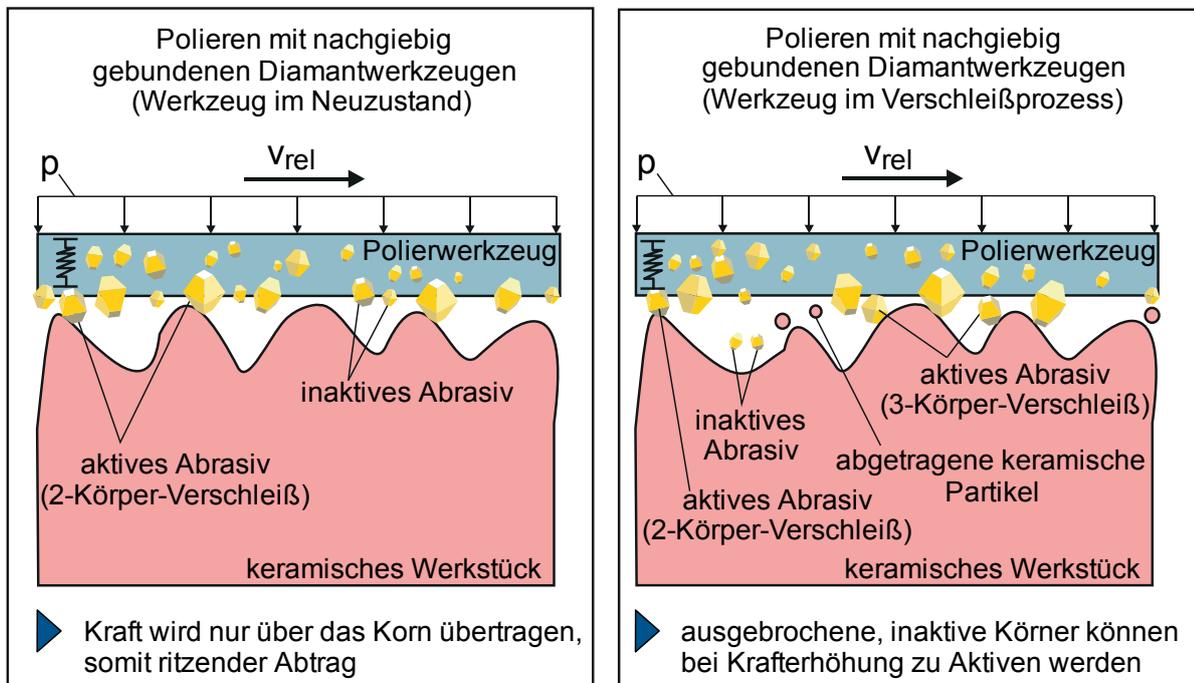
Tu/66461 © IFW

Bild 2.17: Einflussgrößen beim Polieren mit nachgiebigen Werkzeugen

Bekannt sind nachgiebige Bindungssysteme schon länger. Lehrbücher aus den sechziger Jahren lehren die Nutzung von Gummigewebescheiben anstelle verleimter Filz- und Lederscheiben zur Erhöhung des Fingerspitzengefühls beim manuellen Polieren, dem Konturen- und Schönheitsschliff [BUR64]. Weiche Gummischeiben liegen bei einer Härte von etwa 50 shore, harte Scheiben beginnen bei 70 shore. Auch REINHOLD UND CLAUSNITZER [REI88] stellen Schleifwerkzeuge aus Gummi vor. Vorteile des Polierens mit nachgiebig gebundenen Korn finden sich in hohen erzielbaren Oberflächengüten bei vergleichsweise geringem Abtrag. Darüber hinaus sind diese Werkzeuge CAD/CAM-programmierbar, es muss keine Suspension zugeführt werden, ein verschlissenes Korn bricht schnell aus und gibt neues Korn frei. Die Bearbeitungskräfte sind gering, sodass die Formgüte nur minimal beeinflusst wird. Nachteilig jedoch sind die fehlenden Kenntnisse bezüglich geeigneter Bearbeitungsparameter bei hoher Bindungs-, Varianten- und Formenvielfalt. Der Anteil an verkauften Werkzeugen nimmt bisher weniger als 5 % ein. Der Verschleiß dieser Werkzeuge ist hoch, sodass eine Kompensation der makrogeometrischen Form erforderlich ist.

In neueren, industriellen Anwendungen werden nachgiebige Polierwerkzeuge auf Basis von Polyurethanschäumen eingesetzt [KOC11, NNN09, NNN11a, NNN11b, PAT81]. Die Firma Artifex hat ein Werkzeug für die Politur von Sägeblättern und zur Entfernung von Zunderschichten entwickelt. Die offenporige PU-Schaumstruktur mit Normalkorund als Abrasiv soll sich an die Oberfläche anpassen und bei der Bearbeitung nicht zusetzen [NNN09, KOC13]. Solche additiven Polyurethanschaum-Schleifscheiben werden auch von BRINKSMEIER eingesetzt, um Druckeigenspannungen in Maschinenwellen einzubringen [BRI09b, KOC08, KOC11]. Bei Tyrolit werden so genannte Elastic-Scheiben auf gleicher Basis angeboten, um unter küh-

Um den Schlichtest feinste Oberflächen zu erzielen. Siliziumkarbid und Normalkorund werden als Abrasiv verwendet. Anwendungsgebiete sind Stähle, Bunt-, Edel- und Sintermetalle sowie Kunststoffe, die entgratet, Effekt geschliffen werden sollen sowie das Abziehen von Messern [NNN11a, NNN11b, PAT81]. Die Firma Effgen hat die Kunstharzbindung weiterentwickelt, sodass auch in verschiedenen Härtestufen elastische Systeme zur Verfügung stehen, welche die Nutzung von Diamant als Abrasiv ermöglichen. Die Einsatzgebiete sind das Polieren von Spannuten sowie die Schneidkantenverrundung, die Prozessauslegung erfolgt hier aber auf Basis des Erfahrungswissens. Üblich sind Werkstoffabträge zwischen $1\ \mu\text{m}$ und $2\ \mu\text{m}$ und Zustellungen des Werkzeugs in den Werkstoff von $5\ \mu\text{m}$ bis $15\ \mu\text{m}$ [NNN11c]. BIERMANN ET AL. zeigte mit diesen elastischen Schleifscheiben auch den Einfluss der Bindungshärte auf die Formänderung beim Schleifen von Schneidkanten an Wendeschneidplatten auf. Je härter die Bindung ist, desto eher bildet sich eine Fase ab einer Zustellung von $a_e = 30\ \mu\text{m}$ anstelle einer Verrundung an der Wendeschneidplatte aus [BIE13].



Tu/59444 © IFW

Bild 2.18: Poliermechanismus bei nachgiebig gebundenen Werkzeugen

Zu dem Wirkprinzip mit nachgiebigen Polierstiften existieren nur wenige Veröffentlichungen (Bild 2.18). WANG [WAN09a] publizierte ein elastisch gebundenes Korundkorn, welches in einem Kugelwerkzeug vorliegt. Die Bindung des NC-gesteuert eingesetzten Werkzeugs besteht aus Gummi. Die in einer Parallelkinematik aufgehängte Maschinenspindel ist pneumatisch geregelt, um konstante Polierdrücke einstellen zu können. WANG bestimmte den Haupteinfluss des Materialabtrags neben dem Druck durch die Parameter Schnittgeschwindigkeit und Vorschubgeschwindigkeit. In seinen Berechnungen stellte er ein Modell zur Bestimmung der Poliereffizienz auf. Neben dem Einsatz des Werkzeugs zur Politur von AISi1045 [WAN09a], analysierte er den Einfluss der Korngröße auf den Materialabtrag bei der Politur von Stein

[WAN09b]. BRINKSMEIER setzte nachgiebige Korund-Scheiben zum Randzonenhärten, auch als Schleifhärten bekanntes Verfahren, für die Bearbeitung von Lagerstählen ein [BRI09b]. Durch HOFFMEISTER wurden Polyurethanschleifscheiben erstmals auch zur gezielten Beeinflussung des tribologischen Verhaltens von Lagerringen genutzt [HOF11].

Tabelle 2.3: In der Dental- und Schmuckindustrie eingesetzte Polierwerkzeuge

Typ	beschichtete Gewebe	Bürsten	Faservliesprodukte	Kunststoffräder	Kunstharz-, Silikon-, PU-Werkzeuge
Aufbau	sehr dünne Scheibe	bürstenartiger Scheibe	filzgebundene Scheiben	strahlenförmige Scheiben	geschlossene Scheibe
Schema					
Bindung	Mylar®-Polyester-Folie	Polyamidfasern	imprägniertes Filz	Thermoplast, Silikon	Polyurethan, Silikon
Korn	Al ₂ O ₃	SiC, Diamant	Diamant	Al ₂ O ₃ , Cubitron®	variabel

Weitaus weniger im industriellen Bereich verbreitet, in der Dentaltechnik aber seit langem Stand der Technik, sind Bindungssysteme auf Basis von Polyurethan, Polyester, Epoxidharz, Nylon und Silikon, welche zum Teil sehr hohe Elastizitäten erreichen [COL88, EVE11b]. Durch die hohe Nachgiebigkeit der Bindung werden die Abrasivstoffe an die Oberfläche mit sanftem Druck angelegt, wodurch bei geringem Materialabtrag hohe Oberflächengüten erzielt werden können. Durch die Formflexibilität könnten solche Polierstifte und -werkzeuge auch automatisiert in NC-Maschinen eingesetzt werden. Üblich ist aber ein manueller Gebrauch, da ein definierter Abtrag bisher nicht realisiert worden ist. Diese nachgiebigen Werkzeuge werden in Form von Polierstiften genutzt, mit denen sich Dentalkronen, Füllungen, Zahnersatz und Brücken bearbeiten lassen [EVE11b, HEI06]. Diese zeichnen sich durch hochkomplexe geometrische Formen, schwere Zugänglichkeit und hohen Oberflächengüten aus. Eine definierte, automatisierte Bearbeitung ist hiermit bisher nicht bekannt.

Tabelle 2.3 stellt typische, dentale, nachgiebige Werkzeugkategorien für die Politur vor. Weitere Einsatzgebiete finden sich auch in der Schmuckindustrie [EVE11d]. In der Dentaltechnik gelten die Andruckkraft, die Polierdauer sowie der Zusammenhang zwischen Rauheit und Glanz als ausschlaggebend für das Polierergebnis auf allen dentalen Materialien. Systematische Untersuchungen, insbesondere zum Polieren mit konstanter Andruckkraft, fehlen jedoch [HEI06].

2.3 Anforderungen an die Endbearbeitung keramischer Freiformflächen

Anwendungen von Keramik in komplexen Hart-Hart-Paarungen ohne elastisches PE-Inlay weisen eine veränderte Belastungssituation gegenüber konventionellen Knieimplantaten auf. So reduziert sich der Kontakt zu kleineren, kreis- oder ellipsenförmigen Kontakten mit hohen realen Spannungen. Keramiken zeichnen sich durch höchste Druckfestigkeiten aus und sind daher in der Lage diesen Belastungen zu widerstehen. Sie brechen jedoch spröde bei Zugbelastungen. Die mechanischen Eigenschaften eines Implantats werden nicht nur vom Design, sondern maßgeblich vom Fehlerzustand der Gefügeeinheit bestimmt. Gemäß HENCH haben chemische Eigenschaften, Phasen und Phasenstruktur, Kornmikrostruktur und das Oberflächenverhalten Einfluss auf die verkaufsfähigen Eigenschaften des Implantats, die wiederum durch den Herstellprozess ausgehend vom Rohmaterial, dem Sinterprozess, dem Endbearbeitungsprozess und der Implantationsfähigkeit beeinflusst werden [HEN93]. Ausgehend vom Stand des Wissens (Kap. 2) muss das Polierverfahren zur Fertigung vollkeramischer Knieimplantate daher folgende Anforderungen erfüllen:

1. Reduzieren der Rauheitswerte von $R_a = 0,1 \mu\text{m}$ [MEE11] auf $R_a < 20 \text{ nm}$ sowie der Rauheitsprofilspitzen,
2. Vermeiden von Polierpasten oder Suspensionen, die zu hohen Ver- und Entorgungsaufwänden sowie Maschinenbelastungen führen,
3. gezieltes und flächenkonstantes Polieren von Freiformflächen und daher
4. CNC-fähiges Polieren (CNC-programmierbar),
5. Abtragen von $< 2 \mu\text{m}$ Material innerhalb des Polierens, um die durch Schleifen hergestellte hohe Formgenauigkeit [MEE11] nur minimal zu beeinflussen,
6. Verkürzen der Prozesskette auf einen Polierbearbeitungsschritt.

Dabei sind diese Anforderungen an den Polierprozess deutlich von den Anforderungen an das vollkeramische Implantat selbst zu unterscheiden (vgl. Kap. 2.1.3).

Tabelle 2.4: Gegenüberstellung der Verfahrenseigenschaften

Kriterium	1	2	3/4	5	6
CMP	++	-	0	-	-
Polieren mit Suspension/Polierlappen	+	-	+	0	-
Präzisionsschleifen/polieren					
- mit starr gebundenem Korn	-	++	++	0	+
- mit nachgiebig gebundenem Korn	+	++	++	++	+
Gleichschleifen/Strömungsschleifen	++	-	-	-	-

++ sehr gut + gut 0 mäßig - schlecht

In Tabelle 2.4 werden die in Kap. 2.2 beschriebenen Endbearbeitungsverfahren hinsichtlich dieser Eigenschaften gegenübergestellt. Hierbei zeigt sich, dass Verfahren mit nachgiebig gebundenem Korn diese definierten Anforderungen am besten erfüllen. Im Rahmen dieser Arbeit wird daher das Polieren mit nachgiebig gebundenem Korn verfolgt.

2.4 Charakteristische Prozess- und Systemstellgrößen beim Polieren mit nachgiebigen Werkzeugen

Aufgrund der vergleichsweise jungen Technologie des gezielten Polierens mit nachgiebigen Bindungssystemen existieren nur wenige Erkenntnisse zu charakteristischen Stellgrößen für diesen Prozess. Zunächst soll an dieser Stelle auf übliche Prozesseinstell- und Systemgrößen für Polierprozesse mit nachgiebig gebundenen Werkzeugen eingegangen werden. Nachfolgend sind die bekannten Prozessauswirkungen auf die Rauheit und Randzone des Werkstücks, den Materialabtrag, die Eindringtiefen des Abrasivs sowie die Prozesskräfte dargestellt.

2.4.1 Übliche System- und Prozessstellgrößen

In den wenigen vorhandenen Untersuchungen wurden gummi- oder synthetische kautschuk-, kunstharz- oder polyurethanegebundene Werkzeuge, zum Teil auf Silikongrundkörpern, eingesetzt. Die Formen der Werkzeuge variieren von großen ebenen Pads mit Durchmessern größer als 200 mm, die nur für die plane Bearbeitung geeignet sind, über sphärische oder zylindrische Polierstifte für komplex geformte Oberflächen (Durchmesser einige Millimeter) bis zu Umfangs- oder Ringscheiben (Durchmesser bis zu 4.000 mm). Über die Festigkeit, Steifigkeit oder Härte werden kaum quantifizierte Aussagen getroffen. Nur KOCH gibt die Härten für Polyurethanschaumscheiben von 30 shore A bis 95 shore A an und weist darauf hin, dass durch die Schleifscheibenspezifikation (Härte, Kornart) bei nachgiebigen Scheiben mehr Einfluss auf die erzielbare Oberflächengüte, als durch die Wahl der Prozessparameter genommen werden kann [HAH13, KOC11]. Die Härte hat bei Korundkörnung und SiC-Körnung in nachgiebigen Scheiben jedoch kaum Wirkung auf die Rauheit, eine Verringerung der Korngröße schon [HAH13]. Für die Polierbearbeitung an Stählen wurden als Abrasivstoffe Siliziumcarbid [HAH13, SAI93, ZHA02], Diamant [AHN01, AHN02, BRI09b, KOC08, ZHA02] und Korund (Al_2O_3) [HOF11, WAN09a, ZHA02] ausgewählt. Für die Steinbearbeitung setzen XI und WANG Korund als Schneidstoff ein [XI04, WAN09b]. Für Glaswerkstoffe, keramische oder glaskeramische Materialien wird Diamant genutzt [HEI06, SEM96, VOG11, YOS07]. Über die Konzentration und Form des Abrasivs in der Bindung wird mit Ausnahme von [SEM96] keine Aussage getroffen. Aufgrund der hohen Porosität dieser Melamin-Schaumbindung von 75 % liegt hier jedoch nur eine Konzentration von ca. C20 vor. In Dentalwerkzeugen werden jedoch deutlich höhere Konzentrationen von bis zu 50 vol.% verwendet. Die industriell, kommerziell erhältlichen Scheiben werden von etwa C50 bis C400 (24 vol.% bis 96 vol.%) je nach Einsatzfall angeboten [NNN09, NNN11b-e]. Für synthetische Kautschuke, Kunstharz- und Polyurethanbindungen wird die Verwendung von Kühlschmiermittel (Öl, Emulsion) bzw. im dentalmedizinischen Bereich von Wasser empfohlen [AHN02, HOF11, HEI06, SEM96].

Aufgrund der verschiedenen Werkzeugausführungen unterscheiden sich zum Teil die eingesetzten Prozessparameter erheblich. In flächigen Polierprozessen werden Vorschubgeschwindigkeiten v_f von 200 mm/min bis 1.000 mm/min [AHN02, HIG11, WAN09a, YOS07] und Schnittgeschwindigkeiten von 1 m/s bis 36 m/s genutzt. Beim

Außenrundpolieren von Kohlenstoffstahl S355J2G3 (1.0570) gibt BRINKSMEIER Arbeitsgeschwindigkeiten von $v_{ft} = 0,25$ m/s bei einer Schnittgeschwindigkeit von $v_c = 20$ m/s bis 30 m/s [BRI09b] bei einem radialen Vorschub von 2 $\mu\text{m/s}$ bis 14 $\mu\text{m/s}$ an. HOFFMEISTER arbeitet auf 100Cr6 mit Arbeitsgeschwindigkeiten von $v_{ft} = 0,7$ m/s bei einer Schnittgeschwindigkeit von 30 m/s bis 45 m/s und einer radialen Vorschubgeschwindigkeit von 0,02 mm/min bis 0,1 mm/min [HOF11]. Übliche Schnittgeschwindigkeiten variieren im fertigungstechnischen Bereich von 20 m/s bis 45 m/s [BIE13, BRI09b, HOF11, YOS07]. KOCH ET AL. zeigen auf, dass der Geschwindigkeitsquotient beim Polieren nur eine untergeordnete Rolle spielt, die Zustellung aber maßgeblichen Einfluss hat [HAH13, KOC08, KOC11]. BIERMANN gibt die Zustellung für die Schneidkantenverrundung mit 10 μm bis 30 μm an, wenn die Form nicht zu stark beeinflusst werden soll [BIE13]. Dentalhersteller hingegen geben für gebundene Scheiben in synthetischer Bindung eine Schnittgeschwindigkeit v_c zwischen 2 m/s und 13 m/s an, für kunstharzgebundene Werkzeuge bei Einsatz auf Werkstoffen mit geringer Wärmetoleranz 1,5 m/s bis 2,6 m/s, für silikongebundene Werkzeuge 1,1 m/s bis 6,9 m/s [NNN11d, NNN11e, AHN02]. Angaben zum Arbeitseingriff sind abhängig von der Steifigkeit der Bindung, sodass hier Werte zwischen $a_e = 1$ μm bei 80 Hüben bis 0,2 mm angegeben werden [YOS07, BRI09b, VOG11]. KOCH gibt einen signifikanten Einfluss der Zustellung, der Körnung und der Härte nur qualitativ an [KOC08, KOC11]. Für Stiftwerkzeuge werden Anstellwinkel zwischen 30° und 60° zur Spindelachse [WAN09b], für Umfangsscheiben ein Gleichlaufpolieren [YOS07] und eine kreuzweise Auslegung der Werkzeugwege (Peano-Strategie) für einen gleichmäßigen Materialabtrag empfohlen [TAM10].

2.4.2 Wirkung auf Topografie und Randzonenzustand

Im nachfolgenden Abschnitt werden die Auswirkungen bekannter Einflussgrößen (vgl. Kap. 2.4.1) auf die Topografie von Bauteilen und deren Randzoneneigenschaften dargestellt. SAITO ET AL. wies mit seinen Kunstharzwerkzeugen an Stahl eine degressiv fallende Rauheit mit der Häufigkeit der Polierdurchgänge nach. Darüber hinaus bestätigte er eine feiner ausgebildete Oberfläche mit einer größeren Mesh-Zahl (kleinere Korngröße) [SAI93]. AHN untersuchte ebenfalls den Einsatz elastischer Werkzeuge für die 5-Achs-Politur an Kaltarbeitsstahl. Dabei verwendete er einen auf einem pneumatischen Spindelkopf aufgebrachten Silikongrundkörper, auf welchem Diamantabrasiv in Kunstharzbindung als Pads aufgeklebt sind. In seinen Untersuchungen bestätigte er LUOS Theorie [LUO01], dass die Rauheitsänderung, und somit der Abtrag der Rauheitsspitzen, vorrangig proportional mit dem Druck und dem Abrasivkornradius sowie indirekt proportional zu Werkstückhärte verläuft (Gl. 2.1).

$$\Delta R = \frac{2r_{\text{Korn}} \cdot P_{\text{Fläche}}}{H_W \cdot \rho_G} \quad (2.1)$$

mit: ΔR = Rauheitsspitzenänderung
 $P_{\text{Fläche}}$ = Druck auf Polierfläche
 r_{Korn} = Abrasivkornradius (Korngröße)
 H_W = Werkstückhärte
 ρ_G = Korndichte

Dabei ist die erreichbare Rauheit durch die Korngröße limitiert, da diese hauptsächlich die mögliche Eindringtiefe eines Korns bestimmt. Daher sollte statt einer längeren Polierdauer die Korngröße angepasst werden. Für ein effizientes Polieren ist die Korngrößenwahl anhand der Ausgangsoberfläche, der Zielrauheit sowie der Werkstückhärte H_W zu definieren, sodass die Eindringtiefe immer kleiner als die mittlere Höhe der Rauheitsspitzen ist. Kleinere Rautiefen mit reduzierter Korngröße und größerer Werkstückhärte bestätigte später auch HOFFMEISTER ET AL. [HOF11].

Auch XI untermauerte diese These mit einem gummigebundenen Werkzeug auf Stein, da das Polieren nur die Werkstückfläche einebnet, das Profil aber nicht verändern soll. Basierend auf der vorhergehenden gefrästen Fläche berechnete er die Anzahl der Polierdurchgänge N , die erforderlich sind, um die Zielrauheit zu erreichen mit Gl. 2.2 [XI04].

$$N = \left(\frac{G}{2 \cdot G_K} \right) \cdot \left(\frac{Ra^j}{h^{j+1}} \right) \quad (2.2)$$

mit: N = Anzahl der Polierdurchgänge
 G = Kornanzahl in der Kontaktfläche
 G_K = Anzahl der Körner im tatsächlichen Kontakt
 Ra = Ausgangsrauheit
 h = Mikroschnitttiefe (vergleichbar mit der Spannungsdicke h_c)
 j = Polierdurchgang

In weiteren Forschungsarbeiten wurde ein zunehmender Glanz über der Polierzeit an keramischen und glaskeramischen Arbeiten beobachtet. Dabei fällt ebenfalls die Rauheit logarithmisch degressiv über die Zeit [HEI06]. Bei BRINKSMEIER ET AL. [BRI09b] konnten mit zunehmender Schnittgeschwindigkeit fallende Rauheiten und Rautiefen an Stahlwellen festgestellt werden. Dabei steigen auch die Druckeigenstressungen in der Randzone mit zunehmender Korngröße an. Hierbei fällt die Abbott-Kurve deutlich flacher aus, sodass der Traganteil der polierten Fläche gegenüber keramisch gebundenen Werkzeugen deutlich größer ist. Auch WANG [WAN09a] wies die fallende Rauheit mit der steigenden Schnittgeschwindigkeit und der Häufigkeit der Polierdurchgänge nach. Dabei stellte er aber auch eine verschlechterte Oberfläche mit erhöhter Vorschubgeschwindigkeit und zu hohen Anstellwinkeln fest. Er formulierte die Kenngröße Poliereffizienz E als Quotient der Rauheitsänderung auf einer Fläche (ΔR multipliziert mit A) und der Polierdauer t . HOFFMEISTER ET AL. hinge-

gen erzielten kleinere Rauheiten mit $v_c = 30$ m/s gegenüber $v_c = 45$ m/s. Dabei wurde jedoch nur die mittlere Rauheit R_a beeinflusst, nicht das tribologische Verhalten [HOF11].

2.4.3 Materialabtrag und Eindringtiefen

Aus dem Bereich des Polierens mit losem Abrasiv ist die Angabe des Materialabtrags MR bzw. der Materialabtragsrate pro Flächeneinheit MRR üblich. Dies impliziert, dass zur Erzielung einer bestimmten Rauheit ein gewisser Materialabtrag stattfinden muss. Dies steht im Widerspruch zu der von LUO UND AHN [AHN02, LUO01, LUO03] formulierten These der Einebnung von Rauheitsspitzen.

So verläuft der Materialabtrag zunächst linear über der Anzahl an Polierdurchgängen, bis alle Rauheitsspitzen abgetragen sind und dann mit flacherer Steigung linear weiter. Ein höherer Abtrag kann durch eine größere Korngröße erreicht werden [SAI93]. Auch AHN bestätigt diesen Zusammenhang und stellt hierfür folgende Berechnungsgleichung in Verbindung mit Gl. 2.1 auf:

$$MRR = K \cdot \Delta R \cdot \left(\rho_G \cdot \frac{v_c}{v_f} \right) = K \cdot \frac{2 \cdot r_{\text{Korn}} \cdot P_{\text{Fläche}}}{H_W} \cdot \frac{v_c}{v_f} \quad (2.3)$$

mit: MRR = Materialabtragsrate pro Flächeneinheit
 K = Proportionalitätskonstante
 v_c = Schnittgeschwindigkeit
 v_f = Vorschubgeschwindigkeit

Die Materialabtragsrate pro Flächeneinheit MRR ist somit proportional abhängig von der Abrasivkorngröße, dem Flächendruck, der Schnittgeschwindigkeit und indirekt proportional von der Werkstückhärte und der Vorschubgeschwindigkeit. Bei einer höheren Schnittgeschwindigkeit und einer kleineren Vorschubgeschwindigkeit steigt die Häufigkeit der Abrasivkörner, die über die gleiche Oberfläche ritzen und somit der Materialabtrag. Ein Schruppolieren sollte daher mit langsamen Vorschüben und ein Finishpolieren mit höheren Vorschüben erfolgen, um die erzielte Formgenauigkeit nicht zu verletzen [AHN02]. Ähnliches bestätigten ZHANG ET AL. auch für die Politur an Stahl [ZHA02] und WANG ET AL. an Steinwerkstoffen [WAN09b]. Darüber hinaus zeigt VOGT an Glas ebenfalls eine fallende Abtragsrate mit zunehmender Vorschubgeschwindigkeit [VOG11]. HOFFMEISTER ET AL. weisen weiterhin einen Einfluss der Bindungshärte auf den Materialabtrag nach [HOF11].

In direktem Zusammenhang zum Materialabtrag steht die Schnitttiefe eines einzelnen Abrasivkorns. Da die Schnitttiefe direkt proportional zur Korngröße verläuft, ist dies auch im Materialabtrag wiederzufinden (vgl. Gl. 2.3). Daher sollte gemäß der Arbeiten von AHN der Kornradius größer als zehnmals die Spannungsdicke / Mikroschnitttiefe sein, um nur die Rauheitsspitzen einzuebnen und nicht zu viel Material abzutragen. XI formuliert das Eindringen eines einzelnen Korns als Indenter. Die Eindringtiefe ist somit direkt abhängig von der Einzelkornkraft sowie invers von Kornradius, Kraft und Fläche des Werkzeugs. Für eine Korngröße von $15,5 \mu\text{m}$ ergeben sich bei

einer Werkstückhärte von 300 HB Eindringtiefen von ca. 0,01 μm bis 0,02 μm , für eine Korngröße von im Mittel 21,1 μm folglich 0,03 μm . WHITEHOUSE gibt die Eindringtiefen für lose Polierkörner mit etwa 5 % bis 15 % ihrer Korngröße an [WHI10].

2.4.4 Prozesskräfte

Die Eindringtiefe und der Materialabtrag sind abhängig von der aufgetragenen Bearbeitungskraft. Diese wiederum wird durch die Bindungshärte und -steifigkeit signifikant beeinflusst. Da hierzu in den Publikationen keine Aussagen getroffen werden, können an dieser Stelle nur Drücke und Kräfte angegeben werden, die nicht in den Bezug zur Werkzeugzustellung in das Werkstück gesetzt werden können. AHN gibt für die Bearbeitung an Stein Bearbeitungsdrücke von 0,3 MPa und 0,7 MPa an, Xi Kräfte zwischen 2 N und 10 N ohne Aussagen zum Werkzeug zu treffen und WANG 10 N bis 40 N [AHN02, WAN09b, XI04]. HAHMANN zeigt eine Abhängigkeit der Polierkräfte von der Bindungshärte und der Kornwahl auf [HAH13].

2.5 Topografie und Oberflächenbeschaffenheit

Die Bewertung der Rauheit einer Oberfläche zielt auf die Gestaltabweichung einer realen Oberflächenbeschaffenheit von einer idealen geometrischen Fläche ab. Die Gestaltabweichungen sind in sechs Ordnungen unterteilt, wobei die zuvor genannten Polierverfahren auf die Veränderung der 3. Ordnung (Rauheit in Form von Rillen) bis 6. Ordnung (Gitteraufbau des Werkstoffs) Einfluss nehmen (DIN 4760). In Abhängigkeit der Art des Bearbeitungsverfahrens und des gewählten Werkstoffs werden die entsprechenden Ordnungen fokussiert. Ein mechanisches Polieren mit losem Korn trägt Rillen, Schuppen sowie Kuppen ab und kann unter Umständen eine Veränderung der Randzone des Materials, insbesondere bei metallischen Werkstoffen hervorrufen. Ein Polieren mit gebundenem Korn zielt auf die Einebnung von Rauheitsspitzen ab, nicht auf den Materialabtrag. Im Fokus liegen daher die Rauheit 3. (Rillen) und 4. Ordnung (Riefen). Gefügestruktur und Gitteraufbau (5. und 6. Ordnung) werden in der Regel nur durch chemische Verfahren (CMP), Verfahren mit hohen Prozesskräften beeinflusst und treten vor allem bei metallischen Werkstoffen auf. Eine ideale, geometrische Oberfläche weist keine Oberflächenunvollkommenheiten auf. Diese Unvollkommenheiten können beispielsweise Riefen, Kratzer, Poren, Spalte, Risse, Grate, Schuppen oder Einschlüsse sein (ISO 8785). Reale Oberflächen sind jedoch nicht ideal. Die Oberflächenbewertung soll daher die Einschätzung solcher Fehler und deren Auswirkungen auf die Funktionalität eines Bauteils, hier des Implantats, ermöglichen. Hierfür werden Oberflächenkennwerte herangezogen, die nach ISO 4287 und ASME B46.1 (zweidimensional, Angabe mit Buchstabe R) bzw. nach ISO 25178 (dreidimensional, Angabe mit Buchstabe S, zum Teil genormt oder Normenentwurf) definiert sind. Auf Abweichungen von den Normen wird expliziert an entsprechender Stelle hingewiesen.

Industriell üblich ist der Gebrauch des arithmetischen Mittenrauwerts R_a . Dieser robuste Kennwert reagiert nicht sensitiv auf Ausreißer, lässt aber eine Beurteilung von Änderungen im Fertigungsprozess zu, wenn die Profilform der Oberfläche be-

kannt ist [BRE11]. Da aber somit verschieden ausgeprägte Oberflächen aufgrund der Mittelwertbildung einen gleichen Ra-Wert aufweisen können, ist dieser Kennwert keinesfalls ausreichend [SMI02]. Trotzdem ist er der bei Implantaten in der Regel alleinig angegebene Rauheitswert. Weiterhin werden die gemittelte Rautiefe Rz (Mittelwert der max. Rautiefe aus fünf Einzelmessstrecken) sowie die Rautiefe Rmax (Gesamthöhe eines Profils), welche einen Rückschluss auf Ausreißer zulassen, angegeben. Für polierte, optische Oberflächen wird auch der Mittenrauwert Rq gewählt, da dieser den Phasen-Effekt der Profilfilterung vernachlässigt [SMI02]. Andere Werte werden häufig nicht dokumentiert oder veröffentlicht, obwohl diese eine Aussage zur Ausbildung der Profilform haben. So weist eine negative Schiefe Rsk und eine hohe Kurtosis Rku (> 3) auf eine verschleißfeste Oberfläche mit abgeflachten Profilspitzen hin; < 3 auf verrundete Profilspitzen (Bild 2.19).

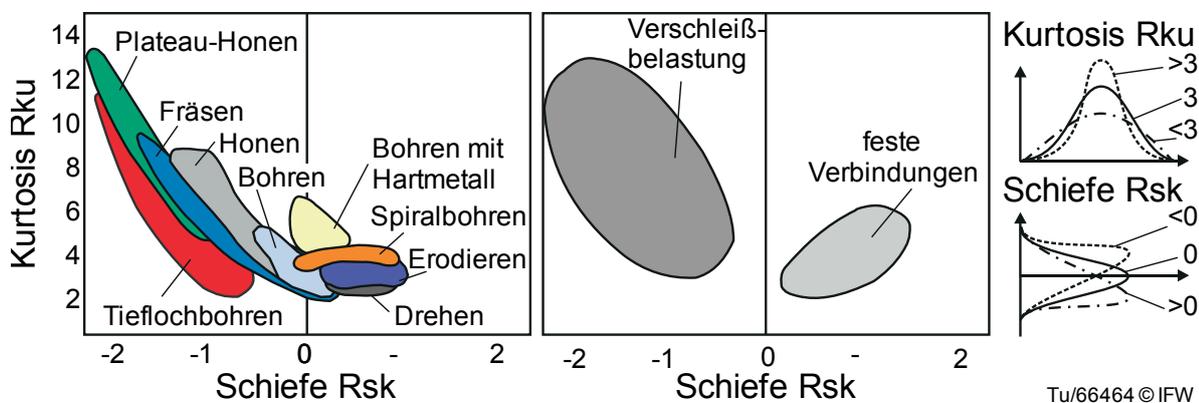


Bild 2.19: Zusammenhang zwischen Schiefe und Kurtosis in Abhängigkeit der Bearbeitungsverfahren und Funktion der Oberfläche nach [SMI02]

Zur Beurteilung polierter Verschleißflächen aus der nichtmedizinischen Anwendung ist das Ergebnis der Materialtraganteilkurve (Abbot-Kurve) und ihrer Parameter relevant. Sie lassen einen Rückschluss auf den Traganteil einer Oberfläche (M_r , t_p), der Kernrautiefe R_k , der reduzierten Spitzenhöhe (R_{pk}) sowie der reduzierten Riefentiefe (R_{vk}) zu. Eine nahezu waagerechte Kurve weist somit einen hohen tragenden Kernbereich des Profils aus. Je kleiner zudem die Spitzenhöhe, desto eingebener und verschleißfester ist die Oberfläche. Ein einfacherer Kennwert zur Beurteilung der Spitzen und Riefen eines Profils ist die mittlere Glättungstiefe R_{p_m} bzw. die mittlere Riefentiefe R_{v_m} (oder aber der gemittelte Wert R_p bzw. R_v aus mehreren Profilschnitten). So kann ein Profil mit gleichen Rz- und Ra-Werten durch das Verhältnis von R_p zu Rz in ein rundkämmiges ($< 0,5$) oder spitzkämmiges ($> 0,5$) unterschieden werden. Die Angabe von R_p wird daher häufig bei Lagerflächen oder Pressverbänden genutzt [VOL05].

Mit der Entwicklung berührungsloser optischer Messgeräte entstand die Möglichkeit Topografien nicht nur zweidimensional anhand eines Profils zu bewerten, sondern dreidimensional über eine Fläche [SEE11]. Die als Birmingham-14-Parameter bezeichneten dreidimensionalen Rauheitswerte lassen sich in Amplituden-Parameter (S_q , S_z , S_{sk} , S_{ku}), Abstandsparameter (S_{ds} , S_{al} , S_{tr} , S_{td}), Hybrid-Parameter (S_{sc} ,

Sdq, Sdr) und andere Parameter (Sbu, Sci, Svi) einteilen. Sie sind nur zum Teil von den zweidimensionalen Werten übertragbar. Die Oberflächenkennwerte von 2D-Profilen können bis zu 50 % von denen einer Fläche (3D) und ebenso zwischen verschiedenen Messprinzipien und -geräten variieren [LON96, VOR87]. Extremwerte lassen sich durch Sz ermitteln, die im Gegensatz zu Rz hier eine 10-Punkt-Höhe darstellt. Eine gleichmäßig ebene Oberfläche wird durch eine Schärfe, auch Kurtosis, $Sku < 3$ erreicht und in Kombination mit der Schiefe $Ssk < 0$ wird hierdurch eine Topografie mit flachen Spitzen und tiefen Tälern repräsentiert (vgl. auch Bild 2.19) [BLU03]. Die funktionellen Parameter Sbi (Oberflächen-Wälz-Index), Sci und Svi (Kern- und Tal-Flüssigkeits-Vorhalte-Index) lassen eine Aussage zum Verschleißverhalten zu [WHI10]. Ist der Wert Sbi $> 0,6$ bis ca. 2 beschreibt dieser eine gute Wälz-/Gleitflächencharakteristik. Die Fluid-Indizes Sci und Svi hingegen beschreiben ein Flüssigkeitsspeichervermögen. Die durch TAYLOR HOBSON beschriebenen Werte Sa (Mittenrauwert), St (Min-Max-Wert einer Fläche), Sp (maximale Spitze) und Sv (maximale Tiefe) als Amplitudenparameter sind in Analogie zum zweidimensionalen Pendant zu sehen und sind im Normenentwurf vorgesehen. Es ist jedoch zu berücksichtigen, dass die dreidimensionalen Amplitudenwerte ungefiltert ermittelt werden. Sa und Sz sind somit immer größer als in zweidimensionaler Betrachtung. Die Flächentraganteil-Parameter Sk (Kernrautiefe), Spk (reduzierte Spitzenhöhe), Svk (reduzierte Riefentiefe) sind jedoch dreidimensional nicht genormt, können aber in den meisten Auswertesoftwareprogrammen verschiedener Rauheitsmessgeräte, z. B. MountainsMap®, berechnet werden.

Weiterhin wird durch die 3D-Oberflächenmessung die Berechnung von Volumina unter einer Fläche ermöglicht. Diese können zur Bewertung der Effizienz abrasiver Prozesse, Verschleiß und Korrosion oder zur Vorhersage der Schmierfilmverhältnisse mechanischer Komponenten genutzt werden [SMI02, BLU03] und werden anhand der Traganteilsfläche berechnet. Die Spitzenwerte werden bei 0 % bis 10 %, die Kernwerte bei 10 % bis 80 % und die Talwerte bei über 80 % der Traganteilsfläche berechnet. Die Materialvolumenwerte Vmp, Vmc und Vvc reflektieren ein anzunehmendes Verschleißverhalten. Kleine Werte beschreiben beispielsweise eine plateauartige Fläche mit guter Belastbarkeit und Schmierfilmbildung. Das Holraumvolumen Vvv lässt einen direkten Rückschluss auf das Flüssigkeitsvorhaltevermögen zu.

2.6 Fazit

Der Einsatz von Keramik in der Implantattechnik verspricht sinkende Verschleißraten und bessere Bioverträglichkeit, was in erhöhten Implantatlebensdauern resultiert. Der Vorteil der Verschleißfestigkeit geht jedoch mit dem Nachteil der erschwerten Fertigung der Produkte und hohen Prozesskosten einher. Infolgedessen wurden bisher keine vollkeramischen Knieimplantate erfolgreich für den Einsatz am Patienten realisiert.

Ursache hierfür sind zum einen die Unkenntnis der verschleißgünstigen und Festigkeit beeinflussenden Randbedingungen, welche sich aus den Oberflächengüten, Formgenauigkeit und der Flächenkongruenz eines vollkeramischen Implantats ableiten und zum anderen fehlende, anforderungsgerechte Polierverfahren. Konventionelle Verfahren führen zu hohen Materialabträgen, die in Formabweichungen resultieren, zu einem großen Anteil manueller Arbeit und hohen Ausschussquoten. Darüber hinaus resultieren Polierkosten von bis zu 80 % der Gesamtfertigungskosten aus langen Prozessketten durch viele einzelne Bearbeitungsschritte.

Die automatisierte Fertigung von Implantaten, insbesondere vor dem Hintergrund zunehmender Implantationszahlen bei steigender Individualität der Prothesen, erfordert einen Endbearbeitungsprozess, der ohne manuelle Bearbeitung auskommt und gleichzeitig wirtschaftlich ist. Die genaue Fertigung der Endkontur vollkeramischer Knieendoprothesen ist durch simultanes Mehrachsschleifen von [MEE11] realisiert worden. Präzisionspolierverfahren, die mit einem nachgiebig gelagerten Korn arbeiten, ermöglichen abschließend die automatisierte Polierbearbeitung in CNC-Werkzeugmaschinen bei geringstem Materialabtrag zur Einebnung der Rauheitsspitzen. Ein Materialaufmaß für den Politurschritt ist nicht mehr erforderlich. Damit kann sowohl die Formgenauigkeit der Implantate erhöht werden, als auch der Ausschussanteil reduziert werden. Es fehlen jedoch vollständig Erkenntnisse für eine gezielte industrielle Anwendung.

Voraussetzung für die erfolgreiche Nutzung ist die Kenntnis der Rauheitsausbildung auf Biokeramiken beim Polieren mit nachgiebigen Werkzeugen in Abhängigkeit der Prozess- und Systemstellgrößen. Zusätzlich müssen anforderungsgerechte Verschleißrandbedingungen hinsichtlich Form- und Oberflächengüte für vollkeramische Knieimplantate definiert werden, um vollkeramische Knieimplantate wirtschaftlich realisieren zu können.

3 Zielsetzung und Vorgehensweise

Um der wachsenden Zahl an Patienten zu begegnen, die aufgrund von Arthroseerkrankungen auf künstliche Gelenke angewiesen sind, sind Implantate mit verbesserter Lebensdauer erforderlich. Die Implantatlebensdauer kann von durchschnittlich 15 Jahren auf 20 bis 25 Jahre erhöht werden, wenn es gelingt, Keramiken in komplexen Gelenken wie dem menschlichen Kniegelenk einzusetzen.

Hauptziel dieser Arbeit ist daher die Kenntnis eines anforderungsgerechten Endbearbeitungsprozesses zur Reduktion des Verschleißes vollkeramischer Kniegelenke.

Hierfür ist das Erreichen folgender Teilziele erforderlich:

- Kenntnis der Form- und Oberflächenbeschaffenheit eines keramischen Implantats mit günstigen Verschleißigenschaften

Eine gezielte Endbearbeitung durch Polieren ist nur möglich, wenn bekannt ist, anhand welcher charakteristischen Kennwerte Implantate unterschieden werden können und welche Kennwerte für den Verschleiß eines keramischen Implantats bestimmend sind.

- Erreichen eines gezielten Finishingverfahrens zur Endbearbeitung freigeformter keramischer Oberflächen

Dabei gilt es zum einen den Polierprozess zu identifizieren, der in der Lage ist, die Randbedingungen an Form- und Oberflächenbeschaffenheit zu erreichen. Zum anderen muss das Prozessverständnis für die wirkende Kornkraft und Kornanzahl geschaffen werden, um die Oberflächenbeschaffenheit beim Polieren keramischer Oberflächen abzuschätzen.

- Reduktion des Verschleißes vollkeramischer Knieimplantatprüfkörper durch eine anforderungsgerechte Endbearbeitung

Hierfür müssen Implantatprüfkörper gezielt durch das Polierfahren endbearbeitet werden, um den Verschleiß unter kniekinematischen Bedingungen zu erfassen. Daraus lassen sich anschließend Randbedingungen hinsichtlich Oberflächen- und Formgüte sowie Flächenkongruenz ableiten, die Fertigungsprozesse für vollkeramische Kniegelenke erreichen müssen, um den Verschleiß zu reduzieren.

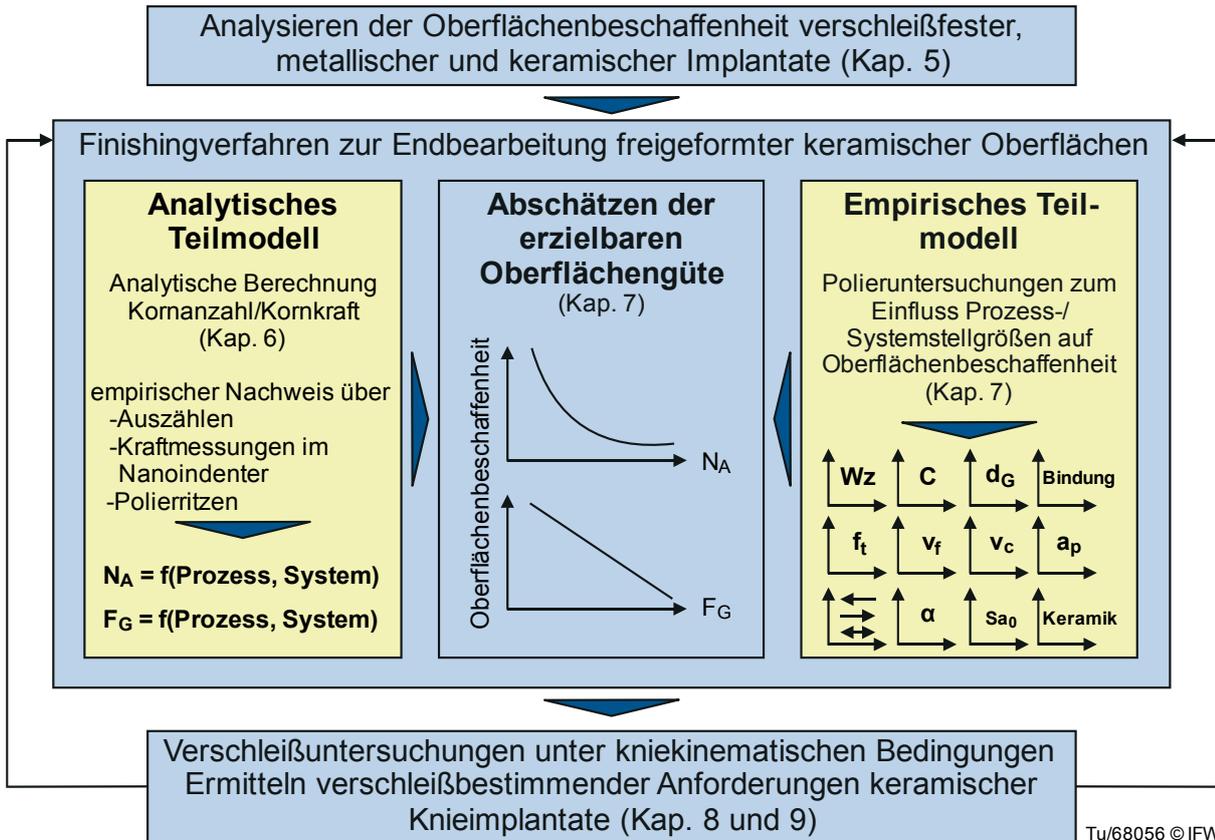
Zur Lösung der Zielsetzung wird folgende **Vorgehensweise** (Bild 3.1) gewählt:

Zunächst werden industriell gefertigte Implantate hinsichtlich ihrer Oberflächenbeschaffenheit analysiert. Dieselbe Analyse wird analog ebenfalls mit verschiedenen Polierverfahren auf einer Biokeramik durchgeführt. Daraus werden geeignete Kenngrößen zur Beschreibung der Topografie abgeleitet (Kap. 5).

Nach Identifikation eines geeigneten Polierverfahrens gilt es, das Prozessverständnis hinsichtlich der Topografieausbildung und der Formbeeinflussung aufzubauen. Anhand bekannter, physikalischer Abtragsprinzipien aus der Schleiftechnologie sowie dem Polieren mit losem Korn (vgl. Kap. 2.2) wird davon ausgegangen, dass die Oberflächenbeschaffenheit eines mit nachgiebigen Diamantwerkzeugen bearbeitete-

ten, keramischen Werkstücks abhängig ist von der aktiven Kornanzahl und von der Kraft, die auf diese Körner wirkt (**Arbeitshypothese**). Um die wirkende Kraft im Polierverfahren zu erfassen, werden die Mechanismen beim Polierritzen beschrieben und beim Polieren mit nachgiebig gebundenen Diamantkörnungen bestimmt. Über den Aufbau eines analytischen Modells wird die aktive Kornanzahl beim Polieren berechnet (Kap. 6). Mithilfe der Methode der Finiten Elemente (FEM) sowie experimenteller Untersuchungen wird ein Modell zur wirkenden Polierkraft aufgestellt. Anhand von Polieruntersuchungen unter Variation der Einstell- und Systemgrößen wird anschließend ein Prozessverständnis in Zusammenhang mit der aktiven Kornanzahl- und Einzelkornkraft hergestellt, um die dabei zu erzielenden Oberflächengüten abzuschätzen (Kap. 7).

Steht ein Polierverfahren zur Endbearbeitung mehrfachgekrümmter keramischer Oberflächen zur Verfügung, ist das Prozessverständnis zur gezielten Politur mehrfach gekrümmter, keramischer Oberflächen zu nutzen, um Verschleißprüfkörper zu fertigen. Anhand von Verschleißuntersuchungen unter knieähnlichen Bedingungen mit Prüfkörpern variabler Oberflächen- und Formgüte werden die verschleißrelevanten Eigenschaften keramischer Knieimplantate abgeleitet und der Prozess zur anforderungsgerechten Politur definiert (Kap. 8 und 9).



Tu/68056 © IFW

Bild 3.1: Vorgehensweise und zugehörige Kapitelabschnitte

4 Randbedingungen und technische Hilfsmittel

Die im Rahmen dieser Dissertation genutzten Maschinen, Messgeräte, Werkstoffe und Werkzeuge sowie der zur Verifikation des Modells eingesetzte Verschleißprüfstand sind hier im Detail beschrieben.

4.1 Versuchsmaschinen

Für die fertigungstechnische Vorbereitung der Versuchsproben, die mittels nachgiebigen Werkzeugs poliert werden sollen, wird eine Umfangsschleifmaschine des Typs Profimat 307 der Fa. Blohm eingesetzt. Unter Längsumfangsplanschleifkinematik werden die keramischen Werkstoffe, sofern nicht anders angegeben, unter den in Bild 4.1 genannten Bedingungen vorbearbeitet.



Werkzeugsystem:

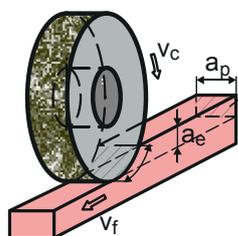
Nennleistung	: 25 kW
Spindeldrehzahl	: 0 - 10.000 1/min
Max. Schnittgeschw.	: 210 m/s
Schleifscheibe	: 180 - 400 mm
Abrichteinheit	: 100 - 4.500 1/min
	P = 0,37 kW

Werkstücksystem:

Vorschubgeschwindigkeit	: 0 - 25 m/min
-------------------------	----------------

Kühlsystem:

Kühlschubstanz	: Öl
Max. Volumenstrom/Druck	: 200 l/min, 4 bar



Schleifscheibe:

Saint Gobain,
D151, C50 B
Kunstharzbindung K+888NY
D = 400 mm,
B = 8 mm/10 mm

Schleifprozess:

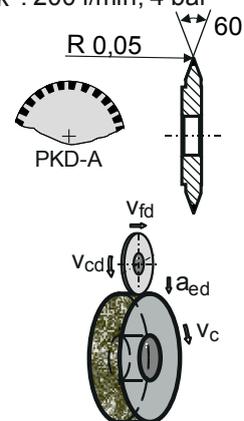
$v_c = 30$ m/s
 $v_f = 2.000$ mm/min
 $a_e = 50$ μ m (Schuppen)
 $a_e = 30$ μ m (Schichten)
 $a_p = 7,5$ mm / 9 mm

Abrichter:

Dr. Kaiser
Diamantformrolle
D = 100 mm, PKD,
45 % diamantiert,
CVD beschichtet

Abrichtprozess:

$v_{cd} = 24$ m/s
 $q_d = -0,8$
 $v_{fd} = 600$ mm/min
 $a_{ed} = 2$ μ m
 $a_{ed \text{ ges.}} = 40$ μ m



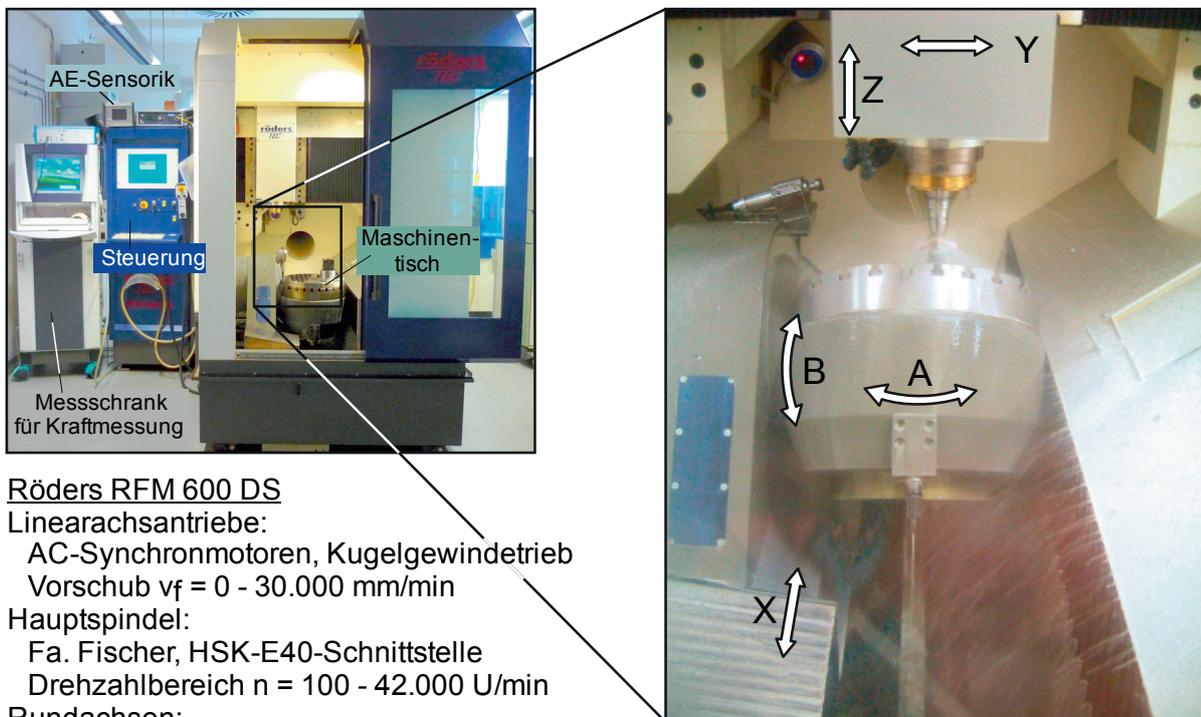
Tu/68063 © IFW

Bild 4.1: Werkzeugmaschine Blohm Profimat 307 und Parameter zur Vorbereitung

Um frei oder komplex geformte Oberflächen mehrachsig simultan mittels Stiftwerkzeugen bearbeiten zu können, wird ein 5-Achs-Fräsbearbeitungszentrum der Fa. Rödgers des Typs RFM 600 DS (Bild 4.2) eingesetzt. Durch Umbauten ist hier auch die Schleifbearbeitung von abrasiven Werkstoffen und das Abrichten der eingesetzten Schleifwerkzeuge möglich (vgl. [MEE11]).

In der Maschine wird unter Einsatz von Kühlschmierstoff geschliffen und je nach Werkzeugtyp auch poliert. Der Kühlschmierstoff ist eine Emulsion auf Wasserbasis, mit 5%-igem Öl (Metallina B200) und Konservierungszusatz Additiv Grotan ok. Die Maschine verfügt über zwei rotatorische Achsen (A, B) und drei translatorische Achsen (X, Y, Z). Der Drehschwenktisch ist in die X-Achse mit Direktantrieben integriert

und verfügt gemäß den Angaben des Herstellers über eine hohe statische und dynamische Steifigkeit. Eine Simultan-Fünffachsbearbeitung ist für Werkstücke bis etwa $100 \times 100 \times 100 \text{ mm}^3$ möglich. Durch einen hohen Drehzahlbereich der Hauptspindel bis 42.000 U/min können auch Polierwerkzeuge mit kleinen Durchmessern in hohen, für das Schleifen üblichen, Schnittgeschwindigkeitsbereichen betrieben werden. Die Werkzeugmaschine besitzt ein Lasermesssystem, mit welchem Durchmesser, Schneidkantenradien und Werkzeuglängen gemessen und bestimmt werden können. Damit dies vorrangig für Fräswerkzeuge nutzbar ist, wurden zwei Acoustic-Emission-Sensoren in den Maschinenraum integriert, mit welchen eine Schleifwerkzeugdurchmesser- und Längenmessung sowie das Ankratzen beim Abrichten von Schleifwerkzeugen möglich sind. Für Polierwerkzeuge kann dieses System in der derzeitigen Ausführung nicht verwendet werden, sodass im Rahmen dieser Arbeit zusätzliche Messverfahren zum Einsatz kommen.



Rödgers RFM 600 DS

Linearachsantriebe:

AC-Synchronmotoren, Kugelgewindetrieb
Vorschub $v_f = 0 - 30.000 \text{ mm/min}$

Hauptspindel:

Fa. Fischer, HSK-E40-Schnittstelle
Drehzahlbereich $n = 100 - 42.000 \text{ U/min}$

Rundachsen:

Lineardirektantrieb, wassergekühlt
Drehbereich der Rundachse A: $5 \times 360^\circ$
Schwenkbereich B-Achse: -2° bis 92°

Maschinenraum:

Bearbeitungsbereich: $2350 \text{ mm} \times 4575 \text{ mm}$
Maschinentisch 405 mm

3R-Systems-Plattform/T-Nuten-Tisch:

Maximallast 100 kg
Werkzeug-Lasermesssystem
AE-Sensorik
Schnittkraftmesssystem

Tu/68064 © IFW

Bild 4.2: Mehrachsbearbeitungszentrum Rödgers RFM 600 DS

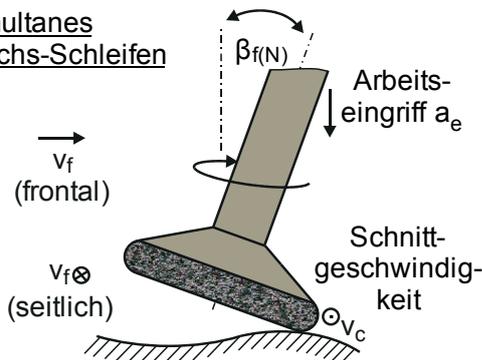
4.2 Werkzeuge

Neben den Werkzeugen zur Vorbereitung der Proben kommen verschiedene Werkzeugstifte am Mehrachsbearbeitungszentrum zum Einsatz (Bild 4.3). Der torische Schleifstift findet Verwendung bei der Bauteilvorbereitung, insbesondere in Kap. 8

und 9. Weiterhin werden kleine Polierstifte, bekannt aus der Dentaltechnik, als Sonderanfertigungen von Dentaltechnikfirmen verwendet.



Simultanes 5-Achs-Schleifen

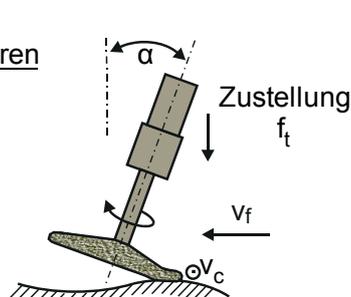


Torischer Schleifstift:

Bindung: galvanisch
Korntyp: Diamant
Korngröße: D46
Hartmetallschaft
Torusdurchmesser:
T = 30 mm
Torusing:
r = 2,5 mm



Simultanes 5-Achs-Polieren



Nachgiebiger Polierstift:

Bindung: Silikon, PU
Korntyp: Diamant
mittlere Korngrößen:
 $d_G = 15 - 35 \mu\text{m}$
Werkzeugdurchmesser:
 $d_p = 12,2 \text{ mm}$
Belagdicke:
 $h_p = 2,3 \text{ mm}$

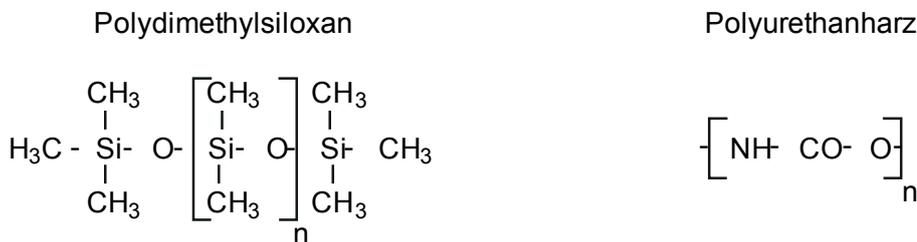
Tu/68066 © IFW

Bild 4.3: Eingesetzte Werkzeugtypen

Die Bindung stellt den Halt der Abrasivkörnung im Werkzeug dar. Bei Schleifwerkzeugen soll die Bindung das Korn möglichst so lange in der Bindung halten, bis es abgestumpft ist, danach das Korn freigeben. So entsteht ein sich selbstschärfender Zustand. Im Falle einer nachgiebigen Bindung soll sie sich an die komplexe Werkstückform unter Zustellung anlegen und die Diamantkörner in die Oberfläche drücken. Wenn die Nachgiebigkeit der Bindung und die Zustellung aufeinander abgestimmt sind, wird eine sowohl weg- als auch kraftgebundene Bearbeitung ermöglicht. Wird die Zustellung und somit die Kraft zu groß, so verschleißt die Bindung stärker aufgrund von Reibungswärme und gibt somit das Korn frei. Die Bearbeitungskräfte sind daher beim Polieren stets erheblich kleiner als beim Schleifen, wo das Korn nicht ausweichen kann.

Als Bindungssubstanz werden zum einen Silikone und zum anderen auch Polyurethane eingesetzt (Bild 4.4). Aufgrund seiner Kettenlänge und seines chemischen Aufbaus ist Polydimethylsiloxan (PDMS) ein Elastomer und findet seine ursprüngliche Verwendung in der Dentaltechnik. Polysiloxan wird oftmals auch als Gummibindung (Synthesekautschuk) angegeben. Grundsubstanz ist die SiO-Bindung. Die Kohlenwasserstoffreste (-CH₃) in direkter Bindung an den Siliziumatomen führen zu den charakteristischen Eigenschaften der Silikone: hohe Temperaturstabilität, schlechte Entflammbarkeit, hohe Festigkeit, Hydrophobie und elektrische Isolation. Durch Änderung des Aufbaus der Molekülketten entsteht die klassische Bindungsform Kunstharz als Phenolharz [POP06]. Mittels der Variation von Hexamethylentra-

minanteilen kann die Härte und Sprödigkeit der Bindung beeinflusst werden [KLO05]. Unter dem Oberbegriff Kunstharz werden oft Polyurethan-, Polyester und Epoxidharze verwendet. Polyurethanharze zeichnen sich durch eine hohe Elastizität aus [COL88, KLO05].



Tu/68067 © IFW

Bild 4.4: Molekülstruktur der Bindungen

Die Bindungen werden mittels Shore-Härtemessung und Aufnahmen im Rasterelektronenmikroskop charakterisiert.

In den Polierstiften der Dentalfirmen Kenda und EVE werden Körnungen der Diamanthersteller Diamond Innovations und Element Six verwendet. Das Korn RVM-N ist ein qualitativ hochwertiges und blockiges Korn. Es zeichnet sich durch bruchfreudiges Korn aus, welches stets neue scharfe Kristallkanten erzeugt. Es hat eine enge Verteilungskurve und ist mit Nickel (N56) ummantelt. Da die Dentalhersteller beim Abwiegen der Massen die Beschichtung nicht berücksichtigen, ergibt sich rechnerisch eine entsprechend reduzierte Diamantkonzentration in den Bindungen, welche in farbiger Schrift in Bild 4.5 dargestellt sind. Das Korn RVM-N wird in den Silikonwerkzeugen beider Hersteller eingesetzt.

theoretische Konzentration		
C50	C100	C200
D15	Silikon Kenda ● ● ●	
D20 ● C50 ● C68	● C100 Silikon EVE ● C113 ● C115	● C200 ● C178
D35	● C100 Polyurethan (PU) EVE ● C115	reale Konzentration

Tu/68058 © IFW

Bild 4.5: Verwendete Polierstifte in den Untersuchungen

Im Polyurethanwerkzeug des Herstellers EVE wird die Körnung DIAGLOSS als fraktionierte Mischung der Körnung PremaDia PDA 433 von Element Six verwendet. Diese Körnungsmischung ist nicht so eng verteilt wie die von Diamond Innovations, gleicht aber ansonsten in Kornform und -typ. Das Korn ist nicht beschichtet, bruch-

freudig, blockig und scharfkantig. Unter Berücksichtigung der Zuschlags- und Hilfsstoffe ergeben sich die drei Stufen C68 (theoretisch C50), C113 bzw. 115 (theoretisch C100) und C178 (theoretisch C200). Die Werkzeugkombinationen und Kornarten sind in den Bildern Bild 4.3 und Bild 4.6 gegenübergestellt.

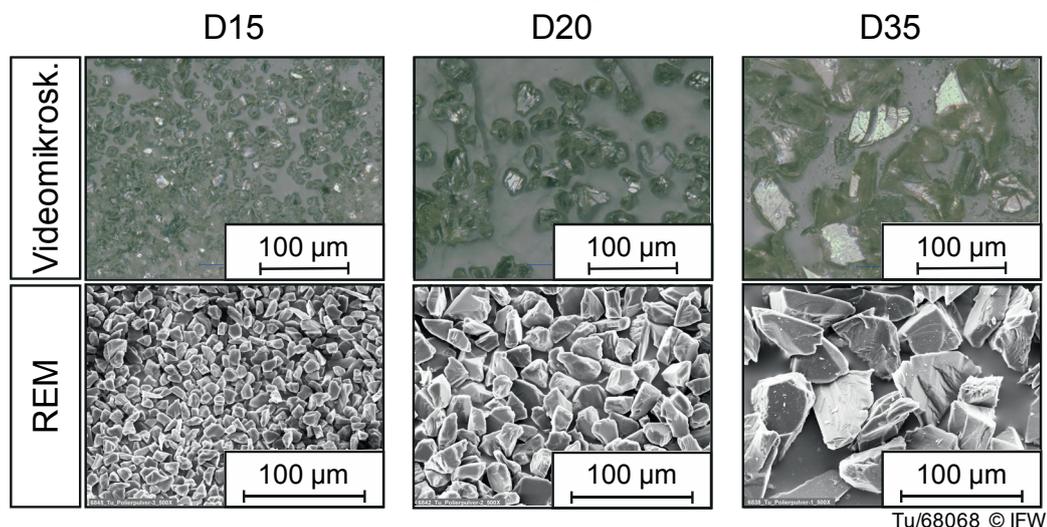


Bild 4.6: Verwendete Korngrößen (DIAGLOSS) in den Polierwerkzeugen

4.3 Versuchsbauteile

Für sämtliche Grundlagenuntersuchungen werden zunächst ebene keramische Prüflinge aus den in Bild 4.10 beschriebenen Werkstoffen eingesetzt. Für die Verifikation kommt die aus dem Knie abgeleitete Prüflingsgeometrie des SFB 599 zum Einsatz [MEE11, RIC10a, RIC 10b] (Bild 4.7). Hierbei wurde die Knieendoprothesengeometrie auf den Kontakt zwischen den Kondylen am Femur mit dem Inlay auf Tibia reduziert.

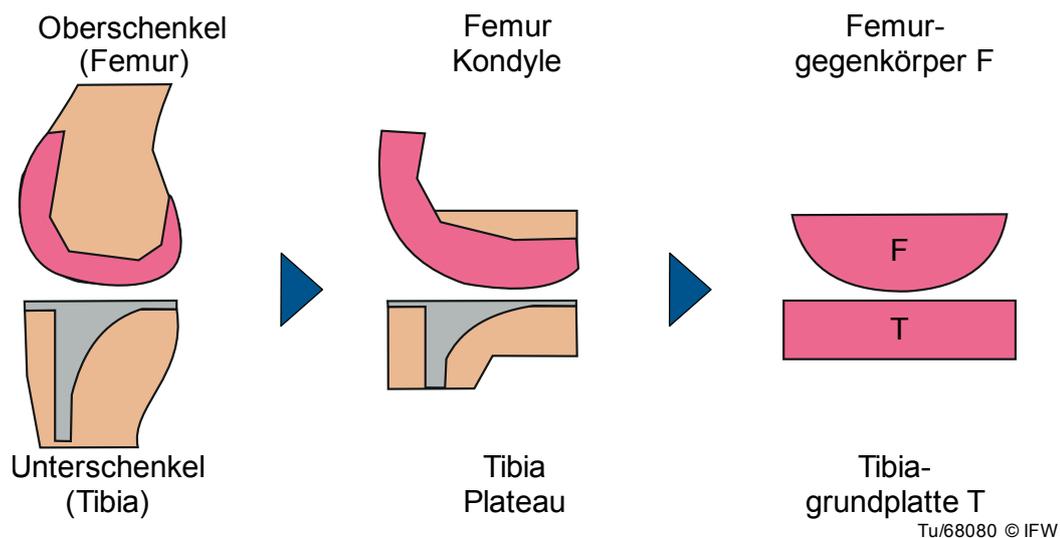
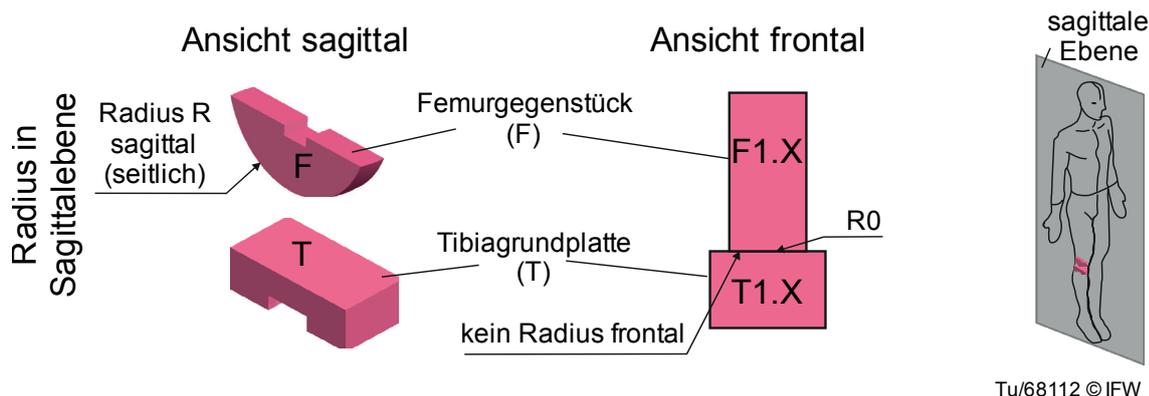


Bild 4.7: Abgeleitete Prüflingsgeometrien nach RICHTER [RIC10a]

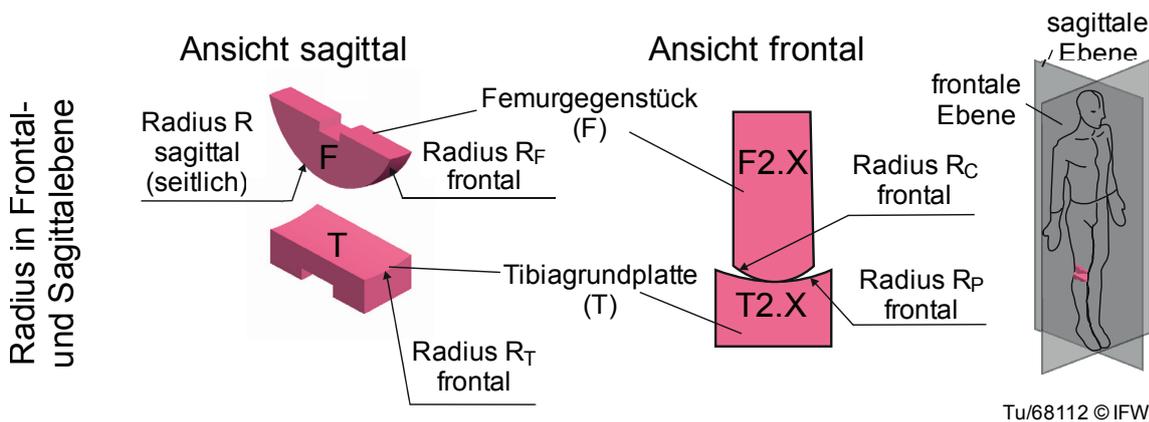
Die sich daraus ergebenden und für Verschleißuntersuchungen eingesetzten Werkstückgeometrien sind in Bild 4.8 und Bild 4.9 dargestellt.



Tu/68112 © IFW

Bild 4.8: Verwendete Prüflingsgeometrien (einfach gekrümmte Prüflinge)

Der Radius des Prüflings aus sagittaler Sicht (den Menschen seitlich betrachtend, von vorn nach hinten verlaufend) wird dabei aus der realen Kniegeometrie des Menschen abgeleitet und wird für alle Untersuchungen mit $R = 32 \text{ mm}$ gewählt. Das Gegenstück, die Tibiagrundplatte, ist eben. Im Verschleiß ergibt sich hier ein Linienkontakt.



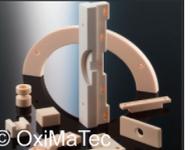
Tu/68112 © IFW

Bild 4.9: Verwendete Prüflingsgeometrien (zweifach gekrümmte Prüflinge)

Wird eine zusätzliche Krümmung in frontaler Ebene (den Menschen von vorn, in das Gesicht betrachtend) vorgesehen, so wird der humane Kniekontakt realistischer und durch eine Freiformgeometrie abgebildet. Hierbei erhält sowohl das Femurgegenstück (F) eine Krümmung als auch die Tibiagrundplatte (T). Die Radiendifferenz ($R_T - R_F$) beider Prüfkörper in frontaler Ebene ist ein Wert für die Kongruenz beider Kontaktflächen. Unter Bewegung der Körper zueinander wird theoretisch ein Punktkontakt abgebildet, der sich während der Verschleißuntersuchungen in Abhängigkeit der Kongruenz und der Verschleißhöhe zu einer elliptischen Verschleißfläche ausformt, da hier Hertzsche Pressung vorliegt.

Medizinkeramische Werkstoffe müssen höchsten Ansprüchen hinsichtlich mechanischer Zuverlässigkeit, Biokompatibilität, Verfügbarkeit, Wirtschaftlichkeit, Verschleißfestigkeit und weiteren ungeordneten Randbedingungen genügen. In der Endoprothetik finden vorrangig Aluminium- und Zirkoniumdioxid-Verbundkeramiken Verwendung. In dieser Arbeit wird der Werkstoff BioloX® forte (Al_2O_3), eine Aluminiumoxid-Biokeramik für Gelenkimplantate, in den Polieruntersuchungen eingesetzt. In Analo-

gie dazu wird der neuere Typ dieser Keramik BioloX® delta ($\text{Al}_2\text{O}_3+\text{ZrO}_2$) verwendet (Bild 4.10). Vergleichend wird in Abschnitt 7.2.3 noch ein weiterer Gelenkwerkstoff ($\text{ZrO}_2+\text{Al}_2\text{O}_3$), eine Dentalkeramik (ZrO_2), eine Industriekeramik (Al_2O_3 Industrie) (Bild 4.10) sowie medizin-chirurgischer Stahl CoCrMo (62 At% Co, 31,2 At% Cr, 4,1 At% Mo, 1,5 At% Si, 0,7 At% Mn) hinzugezogen.

	BioloX® forte	BioloX® delta	Metoxit Biohip	Vita Block YZ	konventionelles Al_2O_3
	Implantatkeramik	Implantatkeramik	Implantatkeramik	Dentalkeramik	Industriekeramik
					
	© CeramTec	© CeramTec	© Metoxit	© Vita Zahnfarbik	© OxivaTec
Bestandteile* in At%	O: 56,3 Al: 43,1	O: 64,0 Al: 28,6 Zr: 7,1	O: 53,4 Y: 1,8 Zr: 27,1 Hf: 0,2 Al: 17,4 Fe: 0,1	O: 48,3 Al: 0,6 Zr: 47,0 Hf: 0,5 Y: 3,5 Fe: 0,2	Al: 68,4 O: 31,4
Werkstoffkombination	>99,8 % Al_2O_3	81,6 % Al_2O_3 17,0 % ZrO_2	76,0 % ZrO_2 20,0 % Al_2O_3 4,0 % Y_2O_3	<95,0 % ZrO_2 5,0 % Y_2O_3	99,9 % Al_2O_3
mittlere Korngröße $d_{G,WS}$ in μm	1,75	0,56	0,40	0,50	15
Dichte δ in g/cm^3	3,97	4,37	5,50	6,05	3,99
Härte H in HV1	2.040	1.940	1.400	1.200	1.500
Elastizitätsmodul E in GPa	407	358	220	210	270-340
Risszähigkeit K_{Ic} in $\text{MPa}/\sqrt{\text{m}}$	3,2	6,5	8	5,9	4
Biegefestigkeit δ_f in MPa	631	1.384	2.000	>900	450

*durch Edx analysiert
Tu/68069 © IFW

Bild 4.10: Werkstoffkennwerte [CER12, MET12, OXI12, VIT12]

Zum Vergleich der Verschleißraten der Implantatpaarungen wird ein durch β -Bestrahlung (25-40 kGy) gering vernetztes Polyethylen des Typs GUR 1020 eingesetzt. GUR 1020 wird von der Fa. Ticona in Platten hergestellt, welches die Implantatfirma Aesculap zu Tibiaeinsätzen verarbeitet. GUR 1020 hat eine Dichte von $0,94 \text{ g/cm}^3$, weist ein E-Modul von 0,75 GPa und eine Streckgrenze von 20 GPa auf [MEE11, KUR09].

Oxidkeramiken als reibungsresistente Gelenkpartner zeichnen sich durch absolute Biokompatibilität und Temperaturstabilität, auch in feuchten Medien, aus. Der am häufigsten implantierte Gelenkwerkstoff BioloX® forte ist ein reiner Aluminiumoxidwerkstoff Al_2O_3 mit sehr feinen Korngrößen, der seine guten Eigenschaften während des heißisostatischen Pressens in der Herstellung erhält. Seine Weiterentwicklung BioloX® delta ist mit Fremdoxiden aus ZrO_2 dotiert. Reines Zirkondioxid ist gekennzeichnet durch hohe Bruchzähigkeit, hoher Verschleiß- und Korrosionsbeständigkeit sowie hohen Biegebruch- und Zugfestigkeiten. Als alleiniger Werkstoff eignet er sich jedoch wegen seiner Gitterumwandlung und damit verbundener Eigenschaftsände-

rung in feuchtwarmem Medium nicht. Diese Eigenschaft kann jedoch zur Festigkeitssteigerung in Aluminiumoxid-Verbundkeramiken verwendet werden. Durch Beimischung von Yttriumoxid wird die tetragonale Phase von Zirkonoxid stabilisiert, die eine Umwandlung in eine monokline Phase bei Abkühlen verhindert. Da dies an der Stelle der eingebrachten Fremdatome zu einer Volumenänderung führt, kann dieser Aufbau eines Druckfelds zwischen den Aluminiumoxidkristallen einen Teil eingebrachter Rissenergie verzehren und dadurch als Rissstoppfunktion agieren. Der Werkstoffkennwert Risszähigkeit K_{Ic} wird dadurch gesteigert.

Die Zirkondioxidkeramiken lassen sich zwar leichter als reine Aluminiumoxidkeramiken polieren, die Erhöhung der Duktilität des Werkstoffs bei gleichzeitiger Härte führt allerdings auch zu erhöhter Werkzeugbelastung und Verschleiß, was insbesondere beim Schleifen deutlich wird und die Wirtschaftlichkeit des Prozesses reduziert. Darüber hinaus beeinflusst die Keramik Korngröße und der Porenanteil erheblich die Polierbarkeit.

4.4 Mess- und Analysetechnik

Gestaltmessung der Prüflinge

Die Form von in Roll-Gleit-Verschleißuntersuchungen eingesetzten Prüflingen wird mittels Präzisionskoordinatenmessmaschine PMM866 der Fa. Leitz erfasst. Ein Induktivmesstaster mit einer Messkugel (Radius 2,5 mm) bestimmt die räumlichen Koordinaten im Scan-Modus. Die Messgeschwindigkeit wurde zu 1 mm/s und 4 Messpunkten/mm gewählt. Mittels der Software QUINDOS V6, Verdict werden aus der Messpunkt Wolke die Radien der Prüflinge nach der Best-Fit-Methode bestimmt.

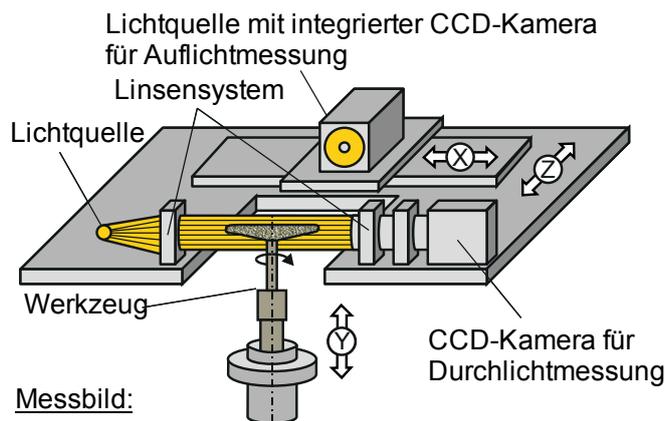
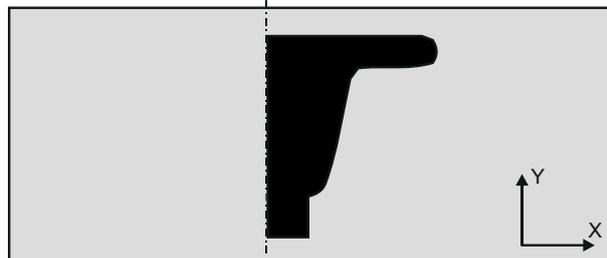
Gestaltmessung der Werkzeuge

Da das in der Werkzeugmaschine integrierte Lasermesssystem die Beschreibung der Kontur des nachgiebigen Werkzeugs bisher nicht zulässt, ist zusätzliche Messtechnik erforderlich, um die Werkzeugkenngrößen zu bestimmen, die für eine Programmierung einer NC-Bahn erforderlich sind.

Hierfür wird das Werkzeugmesssystem Helicheck® NC4 der Fa. Walter genutzt. Die Universalmessmaschine verfügt über NC-gesteuerte Linearachsen und eine Rotationsachse für die berührungslose Messung von rotationssymmetrischen Werkzeugen. In einer Kombination von Auflicht- und Durchlichtverfahren erfolgt die Abbildung der Werkzeugkontur mittels zwei CDD-Kamerasystemen und einer Autofokussiereinrichtung. Werkzeugtaumelfehler aufgrund der Werkzeugspannung werden mathematisch kompensiert. Der mithilfe der Software Quick-Check erzeugte Datensatz, welcher Punkte in x- und y-Koordinaten enthält, kann mittels Matlab® oder Software verdict® hinsichtlich seiner geometrischen Kennwerte ausgewertet werden.

CNC-Messmaschine Helicheck:Technische Daten:

max. Werkzeugdurchmesser	200 mm
max. Werkzeuglängen	300 mm
max. Werkzeuggewicht	25 kg
Auflösung der Messachsen	
- Drehachse	0,001°
- Linearachsen	0,25 µm
Wiederholgenauigkeit	
- Drehachse	0,005°
- Linearachsen	1 µm

Messprinzip:Messbild:

Tu/68070 © IFW

Bild 4.11: CNC-Messmaschine Walter Helicheck, erweitert nach [HES03]

Oberflächenanalyse durch Weißlichtmikroskopie

Zur optischen Bewertung der Oberflächenbeschaffenheit der bearbeiteten Werkstücke wird ein konfokales Weißlichtmikroskop des Typs μ Surf® der Fa. Nanofocus eingesetzt. Das Weißlichtmikroskop ist mit CCD-Kamera und Piezoantrieb ausgestattet und verfügt über eine hohe Auflösung. Für diese Arbeit wird, wenn nicht anders vermerkt, ein Objektiv mit 100-facher Vergrößerung eingesetzt. Hierdurch wird ein Messfeld von $160\ \mu\text{m} \times 160\ \mu\text{m}$ ermöglicht. Sollte die Belichtung nicht ausreichen, wird ein 50-fach Objektiv verwendet und der Messfleck von $320\ \mu\text{m} \times 320\ \mu\text{m}$ nachträglich auf $160\ \mu\text{m} \times 160\ \mu\text{m}$ begrenzt. Ersteres führt zu einem vertikalen Messbereich von 0,08 mm und einer vertikalen Auflösung von 1,5 nm. Der dabei erzeugte Datensatz wird mittels der Software MountainsMap hinsichtlich normierter Rauheitsmessgrößen ausgewertet (vgl. Kap. 2.5). Hierfür werden für die Messung von ebenen Bauteilen zunächst die Form (Polynom 2. Ordnung) gefiltert und die Artefakte ausgebessert. Die Grenzwellenlänge wird gewählt und die Rauheitsparameter bestimmt. Die Ermittlung von S_a , S_z , S_{pk} , S_{vk} , S_k erfolgt nach EUR 15178N, S_p nach DIN ISO 25178. Die zweidimensionalen Rauheitskenngrößen werden aus den 512 Profilschnitten aus dem dreidimensionalen Rauheitsprofil gemittelt und nach DIN EN ISO 4287 unter einem Gaußfilter (0,08 mm) bestimmt.



Technische Eigenschaften:

Sensortyp: Konfokales Weißlichtmikroskop mit CCD-Kamera und Piezoantrieb

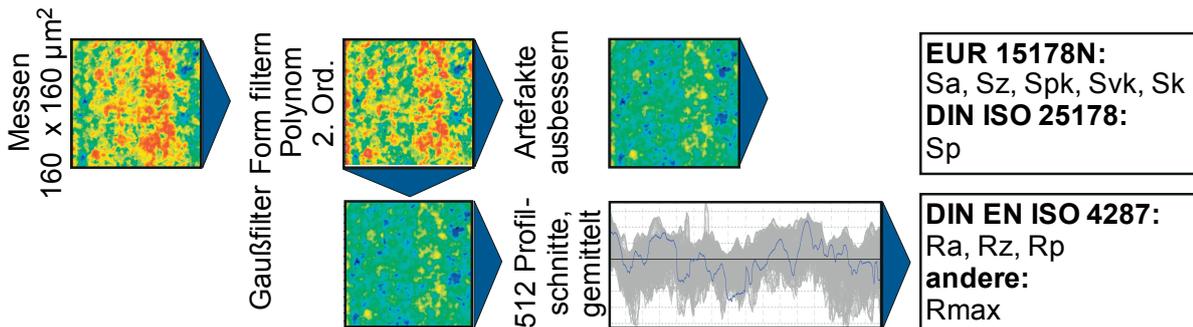
Messbereich:
lateral 0,16 x 0,16 - 1,6 x 1,6 mm²
vertikal 0,08 - 5 mm

Arbeitsabstand: 0,3 - 10 mm

Auflösung*:
lateral 0,3 - 3 µm
vertikal 0,0015 - 0,02 µm

*in Abhängigkeit des verwendeten Objektivs

Ablauf der Auswertung:



Tu/68072 © IFW

Bild 4.12: Konfokales Weißlichtmikroskop µSurf®

Rasterelektronenmikroskopie (REM)

Mittels der zuvor beschriebenen Weißlichtmikroskopie können zwar Oberflächenbeschaffenheiten untersucht und bewertet werden; der Beurteilung von Oberflächen, ihrer Zusammensetzung, ihrer Materialtrennung und ihres Verhaltens unter verschiedenen Rahmenbedingungen wird die Rasterkraftmikroskopie aufgrund ihres Hochauflösungsvermögens jedoch gerechter. Im Rahmen dieser Arbeit wird das REM vorzugsweise für die Bestimmung der Kornanzahl und -verteilung im nachgiebigen Werkzeug genutzt. Bei neuen Werkzeugen jedoch gestaltet sich die Trennung zwischen Bindung, ausgebrochenem Korn, Pore an der Oberfläche oder in der Tiefe liegendem Korn schwierig. Mittels eines Rückstreuelektronen-Detektors (back-scattered electron, BSE) lässt sich der Materialkontrast verstärken, sodass Diamantkörner in der Bindung graphisch hervorgehoben werden können. Bei verschlissenen Werkzeugen ist das BSE-Verfahren nicht erforderlich, da die Körner optisch stark aus der Bindung hervortreten. Um die Anzahl an Diamantkörnern in der Bindung zu bestimmen, wird die Zählmethodik für Zellen aus der Mikrobiologie verwendet, bei der das Mikroskopbild in mehrere Quadranten eingeteilt wird. Pro Werkzeug werden mindestens acht Quadranten ausgezählt, um sie anschließend auf eine Fläche von 0,1 x 0,1 mm² skalieren zu können.

In dieser Arbeit kommt ein REM des Typs EVO 60 der Fa. Zeiss zur Erstellung von Grauwertbildern zum Einsatz, welches sich durchs eine Bildauflösung von bis zu 4 nm auszeichnet (Bild 4.13). Die Probenkammer ermöglicht Untersuchungen an Proben von bis zu 150 x 200 x 150 mm². Mittels des REM können durch die Software MeX (Fa. Alicona) 3D-Rekonstruktionen erstellt und mithilfe eines energiedispersiven

Röntgendetektors Zusammensetzungen von oberflächennahen Bereichen, beispielsweise von Ablagerungen, untersucht werden.



Technische Eigenschaften:

Auflösung:	4,5 nm bei 30 kV Beschleunigungsspannung
Beschleunigungsspannung:	0,2 bis 30 kV
Probenkammer:	Ø 420 mm x 310 mm
Detektor:	SE (secondary electron detector) BSE (back scattered electron detector)
Probentisch:	5-achsig, computzentrisch gesteuert

Ablauf der Auswertung:

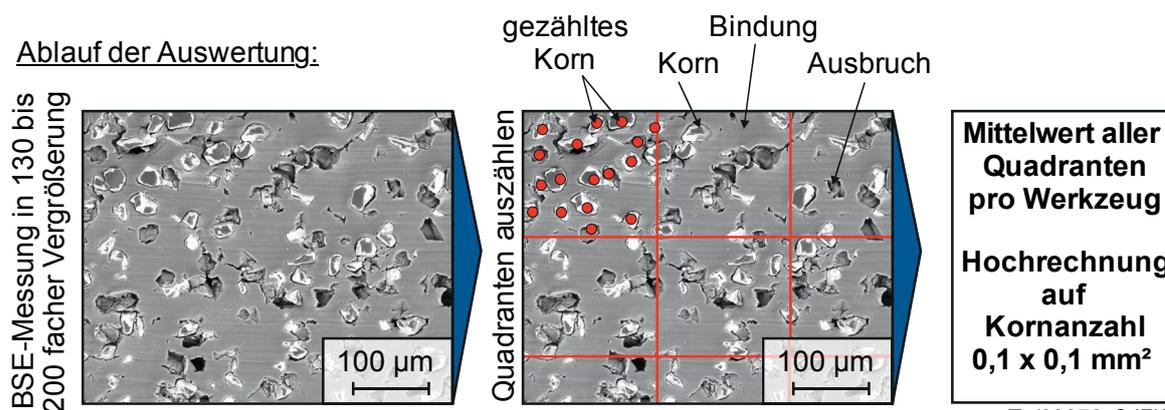


Bild 4.13: REM zur Kornauszählung

Computertomografie

Die Computertomografie verwendet röntgenographische Methoden, um Durchstrahlungsbilder von Werkstücken oder Werkzeugen aufzunehmen. Üblicherweise werden diese Verfahren zur Koordinatenmessung oder aber zur Bestimmung von Lunkern und Materialfehlern wie Einschlüssen eingesetzt. In der Medizintechnik ist dies ein lange bekanntes Verfahren zur Detektion von Knochenbrüchen, Geräte der Industrie unterscheiden sich jedoch hinsichtlich der Kinematik (Bauteil oder Röntgenröhrenbewegung, Strahlungsintensität und Auflösung).

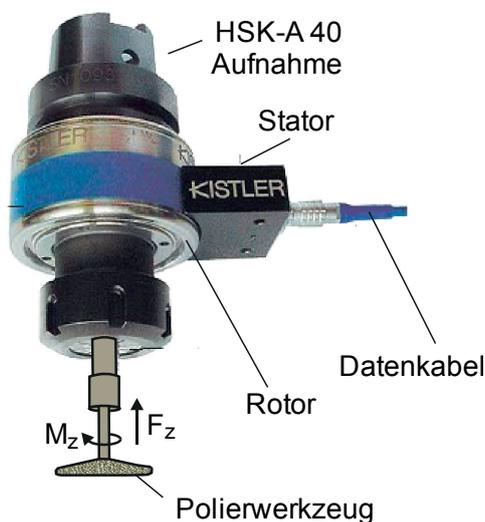
Mittels Röntgenquelle wird eine punktförmige Strahlung auf das zu untersuchende Objekt abgegeben. Dabei durchdringt die Röntgenstrahlung den Werkstoff. Die Reststrahlung wird dahinter von einem Röntgensensor ermittelt. Je länger der Weg und je höher die Absorption der Strahlung in Abhängigkeit des verwendeten Materials, desto weniger Strahlung erreicht den Sensor. Die hell dargestellten Bereiche entsprechen der Transparenz des durchstrahlten Werkstoffs und resultieren aus dessen optischer Dichte. Durch Übereinanderlegen der zweidimensionalen Röntgenbilder und unter Berücksichtigung der Abstandsinformation können mittels mathematischer Software dreidimensionale Objekte gemessen werden [CHR11].

Für die Untersuchungen der Werkzeuggeometrie sowie der Kornverteilungen (vgl. Bild 6.10) kommt ein μCT 80 der Firma Scanco Medical AG am Institut für Werkstoffkunde zum Einsatz. Je nach Röntgenspannung und Material ist die Durchstrah-

lungslänge verschieden. Knochen, Kunststoffe und Leichtmetalle lassen sich mit diesem Gerät durchleuchten. Jedoch reicht die Auflösung des Geräts nicht aus, um die Anzahl von Körnern in der Bindung mit ausreichender Genauigkeit zu detektieren [BEL11, KRU11]. Das Verfahren wird in der Arbeit genutzt, um den Einfluss der Schaftgeometrie während der Kraftmessungen aufzuzeigen.

Messung der Prozesskräfte

Zur Erfassung der Polierkräfte wird im Rahmen dieser Arbeit ein rotierendes Schnittkraftdynamometer der Fa. Kistler eingesetzt (Bild 4.14). Dieses Dynamometer erfasst die Normalkraft in z-Achsenrichtung sowie das Moment um z. Die Messeinrichtung basiert auf dem piezoelektrischen Effekt. Bei elastischer Verformung der Kristalle wird eine elektrische Ladung an der Oberfläche erzeugt. Diese Ladung verhält sich proportional zur aufgebrauchten mechanischen Kraft.



Technische Eigenschaften:

Typ:	Kistler Rotierendes Schnittkraft-Dynamometer HS-RCD 9125A
Komponenten:	2, F_{ax} , M_{ax}
Drehzahl:	max. 25.000 1/min
Datentransfer:	kontaktlos
Kühlung:	ja, intern und extern möglich
Messbereich:	3 Stufen (300 N, 1kN, 3kN) max. F_z = -3 kN bis 3 kN max. M_z = -50 Nm bis 50 Nm

Datenauswertung:

Steuerung:	Signal Conditioner 5237 A1
Erfassung:	Labview, messen.exe
Auswertung:	Labview, analyse.exe
Filterung:	Tiefpass, 30 kHz

Tu/68074 © IFW

Bild 4.14: Rotierendes Schnittkraftdynamometer

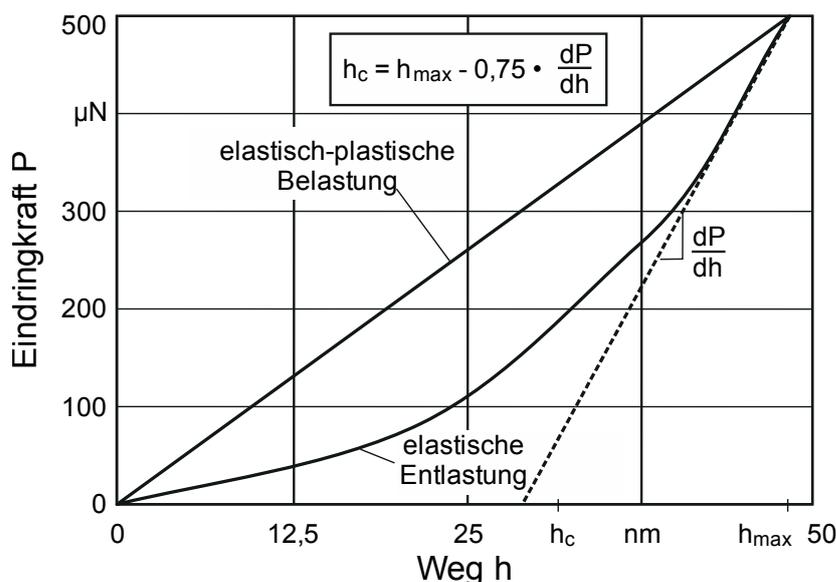
Aufgrund der geringen Polierkräfte ist der kleinste Messbereich von -300 N bis +300 N bzw. -50 Nm bis +50 Nm erforderlich. Werden Werkzeuge unter einem 90° Winkel im Umfangsschleifprozess eingesetzt (vgl. Bild 4.3), muss das Moment mit dem Werkzeugradius multipliziert werden, um die Polierkraft zu erhalten. Die Auswertung der Kraftmessung erfolgt durch ein Labview-Tool. Das Signal wird hierbei mit einem Tiefpass bei 30 Hz gefiltert, um ein Rauschen aufgrund der Drehzahl des Werkzeugs zu reduzieren. Die Prozesskräfte beim Polieren mit den Polierstiften entstehen unter Anstellung des Bauteils. Das verwendete rotierende Schnittkraftdynamometer kann dabei lediglich Kraft und Moment um die Axialrichtung des Werkzeugs erfassen. Daher bestimmt sich die auf die Kontaktfläche wirkende Normalkraft F_N nach Gl. 4.1.

$$F_N = F_{ax} \cdot \cos \alpha \quad (4.1)$$

mit: F_N = Normalkraft
 F_{ax} = axial wirkende Kraft
 α = Anstellwinkel

Nanoindentation

Mittels der Nanoindentationstechnik können mechanische Eigenschaften von Werkstoffen in Oberflächennähe quantifiziert werden. Zur Bestimmung von Eindringtiefen in einen Werkstoff unter geringen Kräften wird das am Institut für Mikroproduktionstechnik zur Verfügung stehende Triboindenter Hysitron TI 900 eingesetzt. Die zu prüfenden Oberflächen werden zunächst chemisch-mechanisch poliert. Ein Diamant-Berkovich-Indenter an der Cantilever-Spitze wird anschließend in den Stufen 0,5 mN; 1 mN; 5 mN; 7 mN in die Oberfläche gedrückt und wieder entlastet. Die bei einer bestimmten Kraft zurückbleibende Vertiefung wird Indent genannt und in Form einer Hysteresekurve aufgenommen. Hierdurch wird eine stetige Steifigkeitsmessung in Abhängigkeit der Eindringtiefe realisiert. Dabei werden zusätzlich die Mikrohärtete des Werkstoffs in GPa, der Mikro-Elastizitätsmodul in GPa, die maximale Eindringtiefe h_{\max} und die maximale Eindringkraft P ermittelt. Die bleibende plastische Verformung h_c (Kontakttiefe) wird aus der Maximaltiefe h_{\max} und der Steifigkeit des Kontakts bei maximaler Last berechnet, was dem Anstieg der Geraden dP/dh entspricht [PHA02]. Die Nanoindentmessung wird in dieser Arbeit genutzt, um eine Abschätzung von Polierkräften am einzelnen Korn sowie die daraus resultierenden Materialabtragstiefen zu ermitteln.



Technische Eigenschaften:

- Auflösung der Kraft eines Indents 1 nN
- Maximalkraft 8.000 µN, maximale Eindringtiefe 5 µm
- AFM-Modus, softwaregestützte Auswertung

Hysitron TI900



Cantilever-Spitze nach Berkovich



Tu/68071 © IFW

Bild 4.15: Nanoindentation

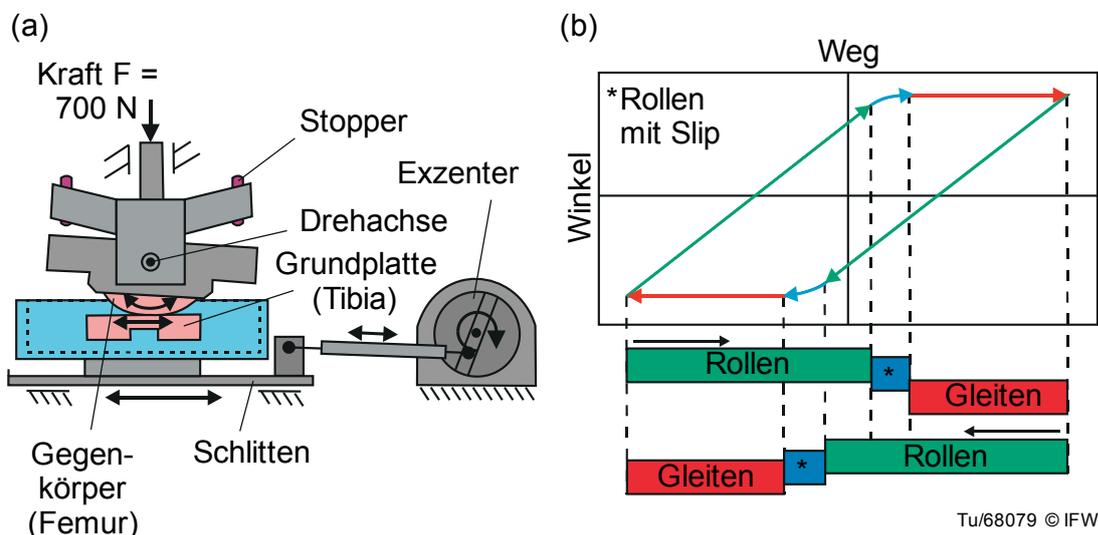
Härtemessung der Werkzeugbindung nach Shore

Die Prüfung der Härte nach Shore wird als Ermittlung des Werkstoffkennwertes für Elastomere und Kunststoffe gemäß DIN 53505 und DIN EN ISO 868 eingesetzt. Dabei dringt ein gehärteter Stahlstift (abgestumpfte Spitze, 35° Öffnungswinkel, 15 Sekunden Haltezeit) in die Elastomeroberfläche unter einer Kraft von 12,5 N (Shore-A) ein. Die Messung wird bei Raumtemperatur am Institut für Werkstoffkunde

der Leibniz Universität Hannover durchgeführt. Abweichend von der Normvorgabe wird eine Elastomerdicke von 2,2 mm bei Stiftwerkzeugen und bei torischen Werkzeugen von 3 mm verwendet. Jede Messung wird dreimal durchgeführt und der Mittelwert verwendet.

Verschleißprüfung von Implantatprüfkörpern

Internationale Standards und Normen beschreiben die Verifikation und Prüfung von biomedizinischen Keramiken (z. B. ISO 6475), die Klassifizierung und Dimensionierung monokondylarer und totaler Endoprothesen verschiedener Werkstoffe (z. B. ISO 7207-1). Ein Prüfstand für vollkeramische Knieendoprothesen ist jedoch nicht genormt. Um einen Implantattest unter finanziell vertretbarem Aufwand bei ausreichender Komplexität unter knieähnlichen Bedingungen durchführen zu können, wurde durch RICHTER [RIC10a, RIC10b, RIC13] ein Prüfstand zur Roll-Gleit-Prüfung vereinfachter Kniekomponenten entwickelt (Bild 4.16, Bild 4.17).

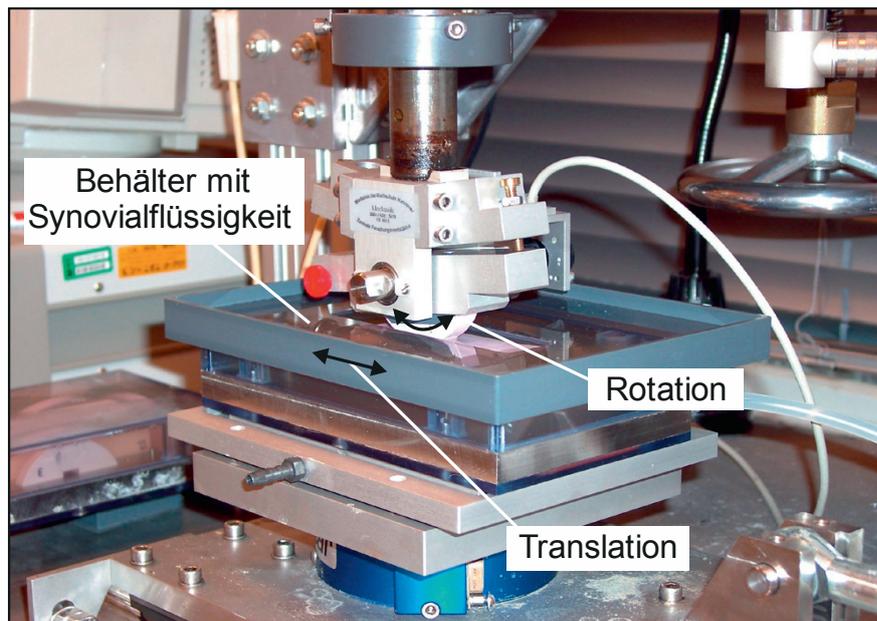


TU/68079 © IFW

Bild 4.16: (a) Prinzip des Roll-Gleit-Prüfstands; (b) Bewegungsprofil während des Roll-Gleit-Versuchs

Hierbei wird ein drehbar gelagerter zylindrischer Gegenkörper als Repräsentant der Femurkomponente unter axialer Last von 700 N gegen eine Grundplatte im Roll-Gleit-Modus bewegt (Bild 4.16). Das Verhältnis vom Rollen zum Gleiten beträgt 2:1. Um die Synovialflüssigkeit des humanen Knie abzubilden, kommt ein Medium aus 25 % Kälberserum und 75 % destilliertem Wasser bei $37 \pm 3\text{ }^{\circ}\text{C}$ (Körpertemperatur) zum Einsatz (Bild 4.17).

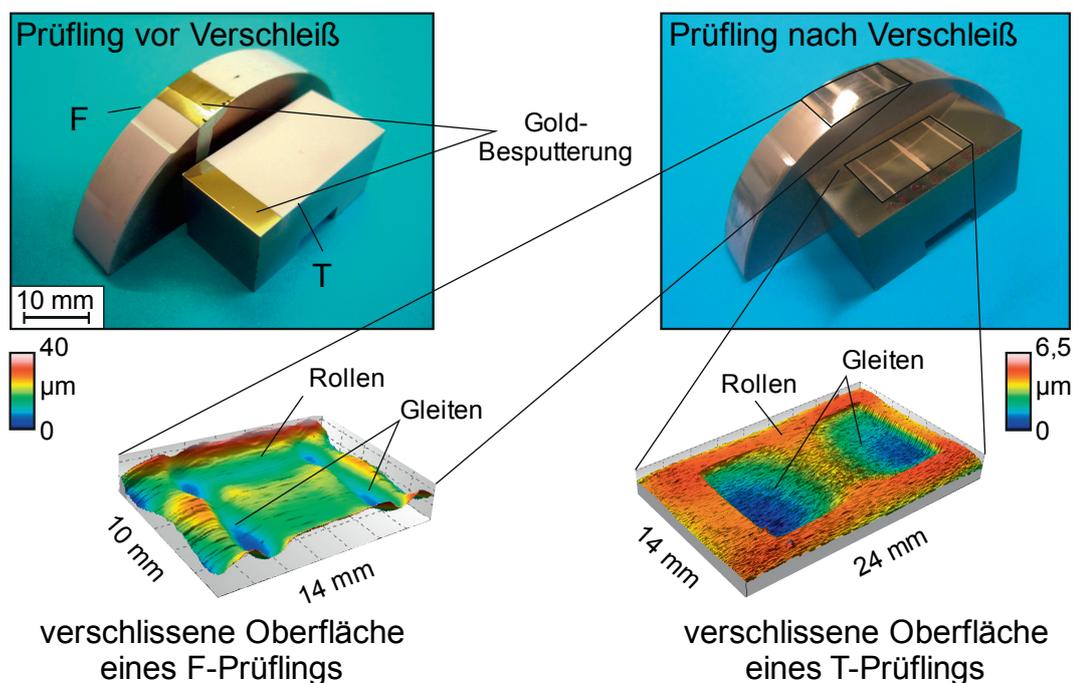
Dieser Prüfstand orientiert sich an herkömmlichen Prüfverfahren für Knieendoprothesen nach ASTM F1715-00, ASTM F2026-06 und ISO 14243-2. Durch eine Gewichtsverlustmessung (gravimetrische Methode) erfolgt die Bestimmung des volumetrischen Verschleißes nach bis zu drei Millionen Bewegungszyklen. Dieser Zyklus wird bei 0,96 Hz gefahren, woraus eine Versuchsdauer von sechs bis acht Wochen resultiert. Drei Millionen Bewegungszyklen entsprechen bei einem jungen Patienten etwa einem Jahr, bei älteren Patienten zwischen eineinhalb und drei Jahren Implantatlebensdauer.



Tu/68079 © IFW

Bild 4.17: Roll-Gleit-Prüfstand zur Ermittlung des gravimetrischen Verschleißes am Labor für Biomechanik und Biomaterialien (LBB-MHH)

Nach Ablauf der drei Millionen Test-Zyklen wird vergleichend ein Laserprofilometer des Typs μ Scan der Fa. Nanofocus AG eingesetzt. Dieser nutzt einen konfokalen Punktsensor und scannt die Oberfläche zeilenweise ab. Mittels dieser Methode können die Verschleißtiefen resultierend aus der Initialoberfläche und der Fläche nach dem Verschleiß der Keramikprüflinge bestimmt werden (Bild 4.18).



Tu/68114 © IFW

Bild 4.18: Verschleißtiefenerfassung mittels Laserprofilometer

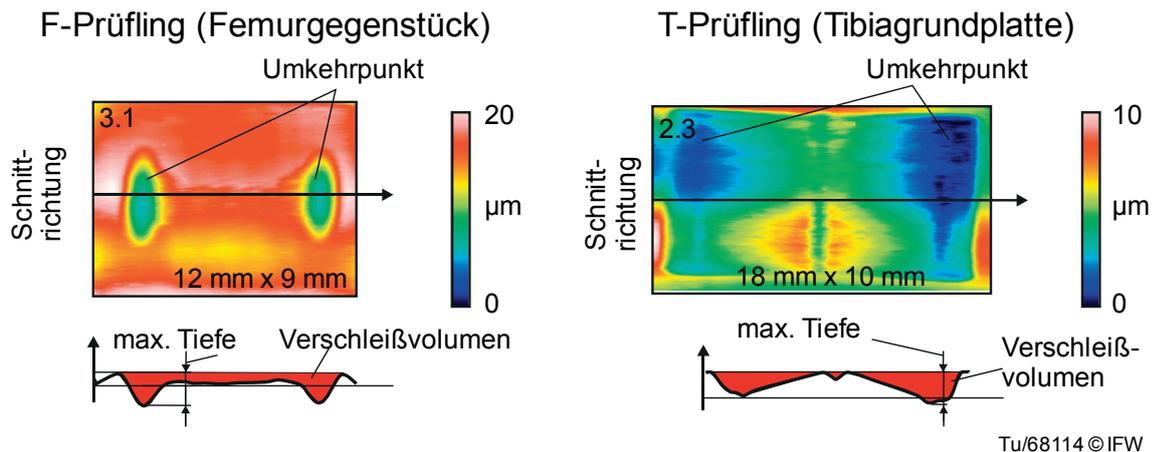


Bild 4.19: Bestimmung der maximalen Verschleißtiefe und des Verschleißvolumens

Dafür wird aus der Ausgangsoberfläche mittels polynomischer Formfilterung die Ebene bzw. Form der Ausgangsfläche bestimmt und über die abgetragene Oberfläche gelegt. Die Differenz beider Flächen und die Verschleißtiefen können mittels der Software MountainsMap® von DigitalSurf berechnet werden (Bild 4.19). Das Laserprofilometer hat eine maximale vertikale Auflösung von $0,02 \mu\text{m}$ und eine laterale Auflösung von $1 \mu\text{m}$. Der Messbereich beträgt $200 \times 200 \text{ mm}^2$.

4.5 Fehlerbetrachtung

Ziel dieses Kapitels ist die Abschätzung des Fehlers beim Bearbeiten, Messen und Auswerten der Daten. Daher wird hier insbesondere auf, aus Werkzeugungenauigkeiten resultierende, Abweichungen sowie Messfehler eingegangen.

Fehler aus Maschinenungenauigkeiten

Das Maschinengestell bestimmt wesentlich das statische Verhalten der Werkzeugmaschine und somit die erreichbare Maßgenauigkeit bei der Fertigung von Werkstücken. Hinzu kommen neben thermischen Verschiebungen dynamische Kräfte aufgrund von Schwingungen und Bearbeitungskräften. Eine Beeinflussung der Maschinendynamik aufgrund des Werkstückgewichts kann in dieser Arbeit vernachlässigt werden. Da der Tisch bis 100 kg geeignet ist, das Werkstück inklusive Aufspannvorrichtung stets unter 5 kg liegt, wird dies hier nicht weiter berücksichtigt. Bearbeitungskräfte liegen stets unter 40 N , sodass keine Verformungen der Aufspannung oder von Maschinenkomponenten zu erwarten sind. Im Rahmen der Maschinenbeschaffung und der Aufstellung wurde die Fertigungsgenauigkeit mit Formabweichungen von $2 \mu\text{m}$ und Maßabweichungen unter $4 \mu\text{m}$ bestimmt [MEE11]. Thermische Einflüsse wurden kompensiert, indem ein Spindel- und Achsenwarmlauf von 6 min gemäß der Angabe im Maschinenhandbuch des Herstellers Rödgers GmbH berücksichtigt wurde. Dies ist insbesondere beim Schleifen mit unnachgiebigen Schleifstiften zu berücksichtigen. Bei nachgiebigen Werkzeugen, deren Bindung sich an die Bauteiloberfläche anlegt, ist der Fehler vernachlässigbar.

Weiterhin wurde zur Charakterisierung der Maschine die Positionsgenauigkeit mittels Kreisformtest nach DIN 230-4:2005 ermittelt. Dabei wird das kinematische Verhalten

durch Abfahren einer NC-programmierten Kreisbahn und Messen der absoluten Abweichungen zur vorgegebenen Bahn bestimmt (Bild 4.20).

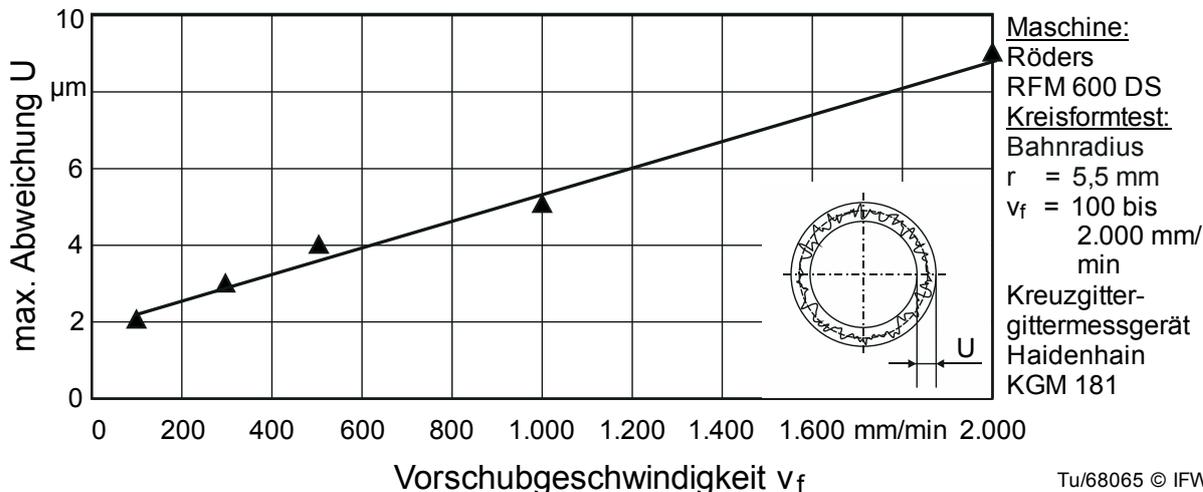


Bild 4.20: Schematische Abweichungen im Kreisformtest bei kleinen Radien

Durch Einsatz kleiner Radien wird der Einfluss der Vorschubantriebsdynamik berücksichtigt. Hierfür wurde der Kreisformtest bei fünf verschiedenen Vorschüben ausgewertet. Bei kleinen Poliervorschubgeschwindigkeiten von $v_f = 100 \text{ mm/min}$ zeigen sich maximale Positionsfehler, insbesondere an den Umkehrpunkten der Achsen von $< 2 \mu\text{m}$. Für die Schleifbearbeitung ist mit Fehlern zwischen $4 \mu\text{m}$ und $6 \mu\text{m}$ zu rechnen, da hier größere Vorschubgeschwindigkeiten von bis zu 2.000 mm/min verwendet werden (Bild 4.20).

Die zu geometrischen Abweichungen führenden Antast-, Achspositionierungs- und Achsorientierungsfehler wurden in [MEE11] eingehend betrachtet und sind hier lediglich aus Gründen der Vollständigkeit dargestellt. Da während der Polieruntersuchungen nicht formübertragend oder formändernd gearbeitet wird, ist dieser Fehler den folgend beschriebenen unterzuordnen. Dieser Fehler wirkt sich bei 3+1-achsiger Bewegung unter Einsatz nachgiebiger Werkzeuge nicht aus. Geringfügige Abweichungen in den Ausgangsrauheiten der mit torischen Werkzeugen geschliffenen Proben liegen unter $2,2 \%$. Da die Ausgangsrauheiten immer ermittelt werden, ist dieser Fehler vernachlässigbar. Achsfehler wirken sich zudem beim Bearbeiten der Verschleißprüflinge aus. Hierbei ist ein maximaler Formfehler von $\pm 1 \mu\text{m}$ zu erwarten [MEE11].

Die lineare statische Spindelnachgiebigkeit wurde erfasst, indem zwischen Tisch und Spindeldynamometer eine feste Verbindung hergestellt wird. Messungen ergaben, dass aufgrund sehr geringer Polier- und Schleifkräfte nur Schaftablenkungen von max. $6 \mu\text{m}$ bei ca. 40 N bei Neigungswinkeln $> 45^\circ$ und Ausspannlängen $< 35 \text{ mm}$ zu erwarten sind. Unter Berücksichtigung der Arbeiten von VAN DER MEER [MEE11] ergeben sich aus daraus Abweichungen der theoretischen Makrorauheit nach dem Schleifen von $R_{th_{\text{makro}}} < 0,2 \mu\text{m}$ (bei $f_f = 1,1 \text{ mm}$) für das seitliche Schleifen mit torischen Schleifstiften, beim Frontalschleifen von $R_{th_{\text{makro}}} < 0,3 \mu\text{m}$ (bei $f_f = 0,75 \text{ mm}$).

Tabelle 4.1: Achsbezogene Gesamtfehler nach [MEE11]

Achse	X in μm	Y in μm	Z in μm	A in $^\circ$	B in $^\circ$
Gesamtfehler ε_G	± 6	± 3	± 3	$\pm 0,002$	$\pm 0,007$

Fehler aus werkzeuggeometrischen Abweichungen

Schleifwerkzeuge verschleifen makro- und mikrogeometrisch. Bei Umfangsschleifscheiben wird zur Beurteilung des makrogeometrischen Verschleißes das G-Verhältnis herangezogen. Radiusförmige Schleifstifte ändern jedoch ihre Form, sodass diese bei der CAM-Programmierung mittels der Software Tebis® Berücksichtigung finden müssen. Mikrogeometrischer Verschleiß äußert sich durch Kornschädigung oder Zusetzung.

Im Falle nachgiebiger Polierwerkzeuge wird der Kornverschleiß in der Regel nie erreicht, Körner brechen zuvor aus der Bindung aus, da diese unter der Reibung und den Kontaktzonentemperaturen verschleißt. Als Folge dieser mikrogeometrischen Verschleißvorgänge wird ein ausgeprägter makrogeometrischer Verschleiß erzeugt. Um Radiusänderungen oder Schwankungen zu berücksichtigen, wird daher ein Polierwerkzeug vor jedem Polierversuch gemessen und seine geometrischen Änderungen in der Programmierung der Polierbahnen herangezogen. Alle Berechnungen in Kap. 6 erfolgen mit der bestellten Ursprungssollgeometrie von 12,2 mm.

Dies ist auch erforderlich, um Durchmesserchwankungen aus der Herstellung der Werkzeuge zu relativieren. Die Polierstifte (Bild 4.3, mittig) variieren aufgrund ihrer Herstellungsart für die Dentalbranche stark. Hierbei werden mehrere Stifte in einer Werkzeugform hergestellt, in welche die Bindungsmasse eingestrichen wird. Nach dem Aushärten der Bindung unter Druck und Temperatur weisen die Werkzeuge Schwankungen auf. Tabelle 4.2 zeigt für zehn beliebig ausgewählte Polierwerkzeuge (Index 1-10) aus drei verschiedenen Chargen die Durchmesserchwankungen.

Tabelle 4.2: Radiusschwankungen der eingesetzten Werkzeuge

Hersteller/ Bindung	Radius r_n des Werkzeugs Nr. n in mm									
	r_1	r_2	r_3	r_4	r_5	r_6	r_7	r_8	r_9	r_{10}
Silikon A	12,17	11,92	12,00	12,08	12,14	11,96	11,93	11,95	11,97	12,02
r_{gem} / σ									12,01	0,08
Silikon B 2. Charge	11,70	11,30	11,24	10,90	11,50	11,55	11,40	11,60	11,58	11,62
r_{gem} / σ									11,44	0,24
Silikon B 2. Charge	11,10	11,21	10,93	11,03	11,02	11,36	11,36	11,36	11,37	11,44
r_{gem} / σ									11,29	0,15
PU B	11,13	11,05	11,51	11,37	11,35	11,32	11,21	11,15	11,40	11,41

Fehler in der Bestimmung der Kornanzahl (Kap. 6.1) werden minimiert, indem für die Auszählung der Körner pro Werkzeugtyp mindestens acht Quadranten und von jedem Werkzeugtyp mindestens drei Werkzeuge ausgezählt werden. Die Standardabweichung bei den Auszählungen liegt je nach Werkzeugkonzentration zwischen 0,9 und 4,8 Körnern. Es resultieren weiterhin aus den Pulvern der Diamantlieferanten weitere Schwankungen der Kornanzahlen. Hierdurch ergeben sich Überlappungen in den Kornanzahlberechnungen in Abhängigkeit der Korngröße, -form, Konzentration und Verteilungsmodelle (vgl. Kap. 6.1). Darüber hinaus ist davon auszugehen, dass bei der Herstellung der Werkzeuge Setzungseffekte in der Kunststoffmasse entstehen. Somit resultieren geringfügig variable Konzentrationen über der Höhe der Werkzeugbindungen. Daher ist zu erwarten, dass die durch Auszählen erfassten Kornanzahlen und die analytisch berechneten Kornanzahlen voneinander um mindestens 16,6 % (mittlere Kornanzahl: 15,1; mittlere Standardabweichung: 2,5) voneinander abweichen.

Fehler aus der Kraftmessung

In der Messkette zur Erfassung der Polierkräfte mit dem rotierenden Dynamometer sind gemäß der Herstellerangaben der Fa. Kistler Abweichungen möglich. Für die Ermittlung der Axialkraft ist mit einem Linearitätsfehler $< 0,1\%$ bei einer Empfindlichkeit von 32,35 mV/N im Messbereich 3 von 0 bis 280 N zu rechnen. Der Hysteresefehler wird mit $< 1\%$ angegeben. Der Linearitätsfehler der Ladungsverstärker ist $< 0,05\%$. Hinzu kommt der Messfehler der 12-Bit-A/D-Wandlernkarten im Messrechner von 0,5 %. Aus der Messkette resultiert ein Messfehler von $< 0,5\%$, da es sich um unabhängige Fehler handelt.

Das Dynamometer ist hinsichtlich seines Rundlaufs von 0,005 mm kalibriert. Da nur sehr geringe Werkzeuggewichte und Auskraglängen < 25 mm angewendet werden, ist hier keine Erzeugung einer beeinflussenden Unwucht zu erwarten. Umgebungseinflüsse wie die Dynamometerdrehzahl oder Spindelerwärmungen werden eliminiert, indem Warmlaufzeiten eingehalten werden und das Dynamometer erst nach dem Hochlaufen und Erreichen der Spindeldrehzahl sowie nach dem Vorschubdruck genullt wird.

Der größte Fehler bei der Kraftmessung ist aus dem Rundlauf- und den Längenfehlern der Werkzeuge zu erwarten. Durch die Werkzeuglängenkorrektur wird der tiefste Punkt des Werkzeugs gemessen. Bei einer Schiefstellung des Werkzeugs, wenn bspw. das Mandrell nicht rechtwinklig in der Bindung fixiert ist, würde eine falsche bzw. zu große Länge des Werkzeugs gemessen. Hierdurch würde eine Werkzeuglänge im Maschinensystem hinterlegt, die somit ist als die tatsächliche Länge.

Der Kontakt wird in diesem Fall erst später bei höheren Zustellungen, beispielsweise bei 0,2 mm aufgezeichnet. Für eine Schiefstellung von 1° , was einem Höhenfehler von 0,1 mm bei einem Werkzeugradius von 6,1 mm entspricht, resultiert ein Fehler einer Längenmessung im Vergleich zum Idealwerkzeug von 18,3 %. Dieser Fehler ist nicht vermeidbar und kann nur durch eine ausreichende Versuchsanzahl relativiert

werden. Daher werden die Versuche zur Bestimmung der Kräfte vollfaktoriell und ohne Werkzeugwechsel zwischen den Winkel-Zustellungsvariationen durchgeführt.

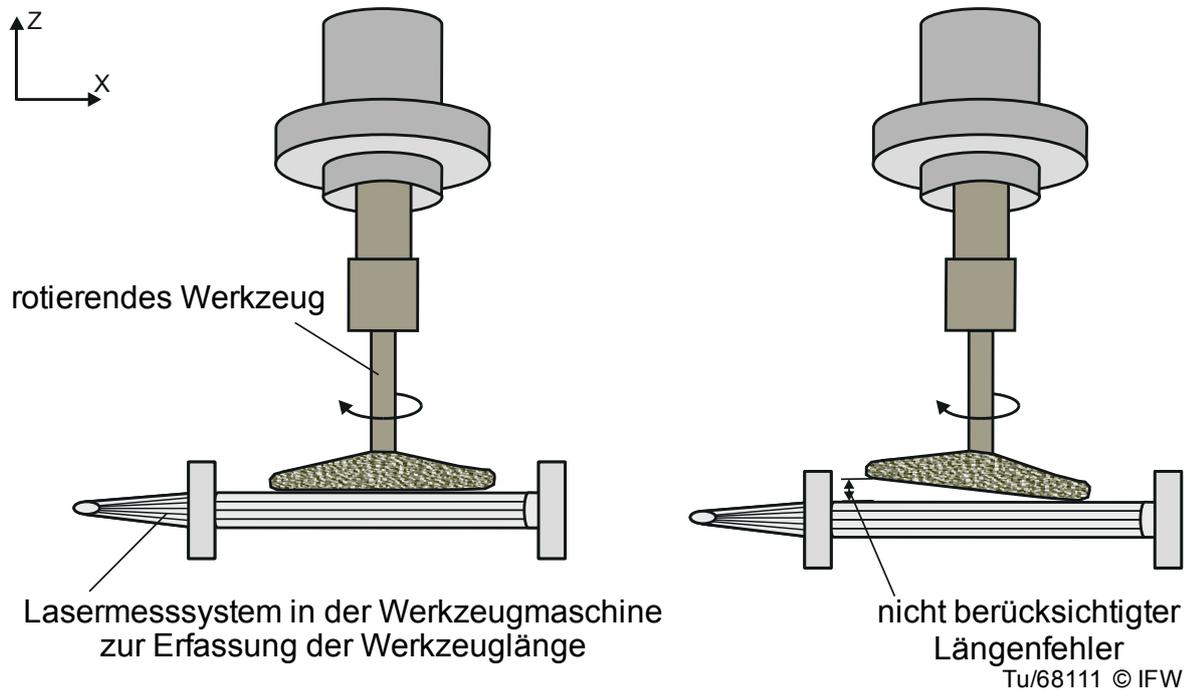


Bild 4.21: Längenmessfehler durch Schiefstellung

Eine Vergleichsmessung aller Werkzeugtypen bei maximaler Zustellung von $f_t = 0,8$ mm unter einer Winkelanstellung von 45° hat Fehler von 1 % bis maximal 36 % ergeben, wenn das Werkzeug zwischen den Versuchen nicht einer erneuten Nullpunktbestimmung unterzogen wird. Dabei wurde je Werkzeugtyp dreimal die Kraft bei gleicher Zustellung bestimmt und der Mittelwert gebildet. Die Höhe der Standardabweichung im Verhältnis zum Kraftmesswert in Prozent stellt hier den Fehler dar. Wird das Werkzeug jedoch mittels Laser neu eingemessen und der Nullpunkt erneut bestimmt, steigt der Fehler auf 42 %. Weiterhin betreffen Abweichungen in den Versuchen zur Messung der Normalkräfte insbesondere Werkzeuganstellungen $< 15^\circ$ sowie geringe Zustellung von bis zu $f_t = 0,2$ mm. Der Fehler steigt hier signifikant an, da die Messgenauigkeit des Dynamometerverfahrens hier nicht mehr ausreicht, um aussagekräftige Differenzen zwischen den Werkzeugen zu bilden. Die Kraftmessung sollte daher nur zur Abschätzung der tatsächlichen Polierkräfte dienen. Bei Verwendung größerer Werkzeuge, welche in größeren Kräften resultieren, sollte dieser Fehler bezogen zum Gesamtwert verringert werden können.

Fehler aus der Bestimmung der Oberflächenkennwerte

Zur Erfassung der Istoberflächen im Vergleich zur geometrischen Oberfläche (Solloberfläche) wird ein konfokales Weißlichtmikroskop genutzt. Für diese Arbeit kommt ein Objektiv mit 100-facher Vergrößerung zum Einsatz. Hierdurch wird ein Messfeld von $160 \mu\text{m} \times 160 \mu\text{m}$ ermöglicht. Dies führt zu einem vertikalen Messbereich von $0,08$ mm und einer vertikalen Auflösung von $1,5$ nm. Die Genauigkeit der Abbildung einer Oberfläche ist gegenüber taktilen Messsystemen (Messwertrauschen durch

Tastnadelspitze 20 bis 30 nm) erhöht. Gleichzeitig ist der Aufwand für die Messung im Vergleich zur Rasterelektronenmikroskopie oder dem Rasterkraftmikroskop (AFM) erheblich reduziert. Diese beiden Verfahren würden eine noch bessere vertikale Auflösung erzielen. Die Messflächen sind jedoch auch deutlich kleiner, sodass gegebenenfalls Kratzer, Risse und Unebenheiten, etc. nicht erkannt werden können.

Messstudien, die taktile und optische Messprinzipien auf unterschiedlich bearbeiteten Oberflächen vergleichen, haben gezeigt, dass taktile Messverfahren sowie konfokal-optische Verfahren bis zu einer Vergrößerung von Faktor 5 die topografischen Eigenschaften unterhalb von $Rz = 2 \mu\text{m}$ nicht mehr korrekt abbilden. Der Fehler kann bei $Rz = 0,25 \mu\text{m}$ 25 % betragen und sinkt mit dem Anstieg der Vergrößerung. So weist ein 10fach-Objektiv nur noch Fehler bis 14 % auf [BEC09, GOL13a, GOL13b].

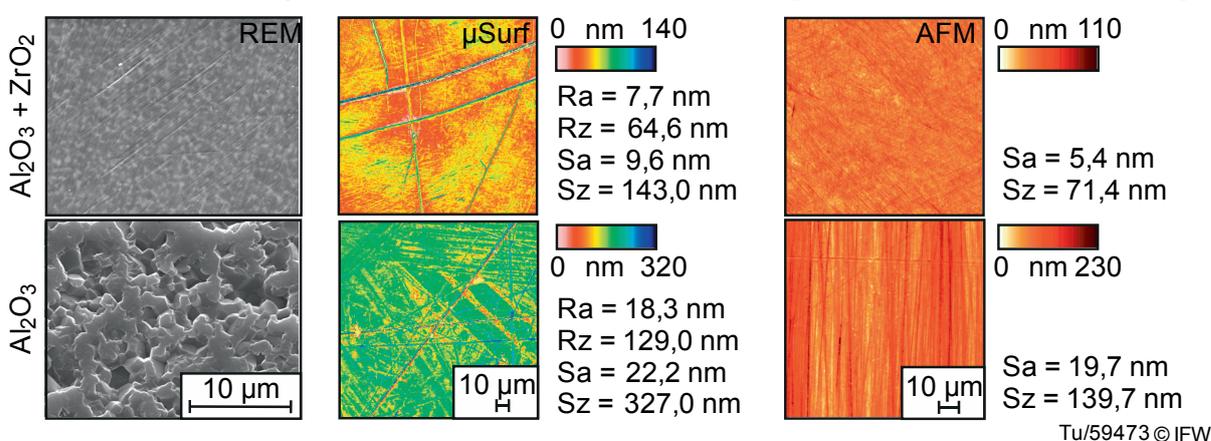


Bild 4.22: Gegenüberstellung der Topografie-Messverfahren

Um eine Abschätzung des Messfehlers vorzunehmen, wurden zwei konventionelle Keramikimplantate aus zwei verschiedenen Keramiken mittels REM, Konfokalmikroskopie (μSurf) und mittels Rasterkraftmikroskopie (AFM) verglichen. Bild 4.22 stellt die Verfahren und ihre Messwerte exemplarisch für zwei industrielle Medizinkeramiken gegenüber. Zur Vermeidung von Fehlstellen bei der Messung wurden die Aluminiumoxidkeramiken mit Gold besputtert, um so das Reflexionsverhalten zu verbessern. Es fällt auf, dass im REM die Topografie sehr gut bis in Keramik Korngrößen dimension aufgelöst wird. Deutlich sichtbar wird die poröse Oberfläche der Al_2O_3 -Keramik mit einer mittleren Korngröße von $1,75 \mu\text{m}$ im Vergleich zur Korngröße der verstärkten $\text{Al}_2\text{O}_3 + \text{ZrO}_2$ -Keramik mit einer mittleren Korngröße von $0,56 \mu\text{m}$. Das Konfokalmikroskop hat eine Fläche von $160 \times 160 \mu\text{m}^2$ und das Rasterkraftmikroskop eine Fläche von $100 \times 100 \mu\text{m}^2$ gescannt. Bei einer größeren Messfläche wurde auch ein tieferer Kratzer detektiert, der sich in etwa dem doppelten Sz-Wert der beiden Messungen widerspiegelt. Die kleinere Messfläche des AFMs weist demzufolge auch kleinere Rauheitswerte auf.

Der Effekt der Messfeldgröße wird deutlich, wenn vergleichsweise ein 50fach-Objektiv eingesetzt wird. Dabei vergrößert sich der Messfleck auf $600 \times 600 \mu\text{m}^2$ (2×2 Messfelder à $300 \times 300 \mu\text{m}^2$), bei jedoch reduzierter Auflösung (Tabelle 4.3). Kratzer sind der optischen Abbildung nicht mehr zu entnehmen, die 2D-Kennwerte sind je-

doch nahezu gleich, 3D-Kennwerte verschlechtern sich zwangsweise. Es muss darüber hinaus beachtet werden, dass niemals genau die gleiche Fläche gemessen werden kann. Daher ist ein größerer Messfleck stets aussagekräftiger. Aufgrund des exponentiell steigenden zeitlichen Messaufwands sowie ggf. zu kleiner Bauteile/Probengrößen ist es hier nicht angebracht, die in zweidimensionaler Rauheitsmessung genormte Messlänge von 4 mm (Taststrecke 4,8 mm) für erwartete Rauheiten bis $R_a = 2 \mu\text{m}$ abzubilden. Für alle optischen Messungen wird daher das 100fach-Objektiv, in einfacher Messfeldgröße ($160 \times 160 \mu\text{m}^2$) genutzt. Reicht trotz Besputterung mit Gold die Reflexion der Keramik nicht aus (u. a. bei $R_a > 1,5 \mu\text{m}$, Al_2O_3 -Flächen oder aber starken Bauteilkrümmungen), wird ein 50fach-Objektiv eingesetzt, die Messwerte aber dennoch auf einen Messfleck von $160 \times 160 \mu\text{m}^2$ berechnet.

Tabelle 4.3: Vergleich der Rauheitskenngrößen bei unterschiedlichen Objektiven des Konfokalmikroskops an $\text{Al}_2\text{O}_3+\text{ZrO}_2$ -Keramik

Objektiv/Messfeld	100fach/ $160 \times 160 \mu\text{m}^2$	50fach/ $600 \times 600 \mu\text{m}^2$
Sa	9,6 nm	8,0 nm
Sz	143,0 nm	187,0 nm
Ra	7,7 nm	7,0 nm
Rz	64,6 nm	49,0 nm

Um weitere, zwischen den einzelnen Versuchen existierende, relative Messfehler zu unterbinden, wird eine Messprotokollvorlage für alle Oberflächenmessungen eingesetzt. Hierbei werden die Formfilterung, die Bestimmung der Flächenkennwerte, die Gaußfilterung und die Bestimmung der zweidimensionalen Kennwerte automatisiert für jede Messung durchgeführt. Eine Vergleichsmessung an einer geschliffenen und leicht polierten keramischen Al_2O_3 Oberfläche soll dazu dienen, die Messgenauigkeit zwischen einzelnen Versuchen abzuschätzen (Tabelle 4.4).

Tabelle 4.4: Streuung der Rauheitsmessung bei Neupositionierung der Probe

Kenngröße	Messung 1	Messung 2	Messung 3	Mittelwert	Standardabweichung σ	σ in % vom Messwert
Sa	0,243 μm	0,251 μm	0,360 μm	0,282 μm	0,060 μm	21,3
Sz	2,590 μm	2,900 μm	3,300 μm	2,930 μm	0,356 μm	12,1
Sp	0,877 μm	0,625 μm	0,756 μm	0,753 μm	0,126 μm	16,7
Sq	0,332 μm	0,336 μm	0,466 μm	0,378 μm	0,076 μm	20,1
Ra	0,132 μm	0,171 μm	0,225 μm	0,176 μm	0,047 μm	26,7
Rz	0,982 μm	1,170 μm	1,410 μm	1,187 μm	0,215 μm	18,1
Rp	0,257 μm	0,308 μm	0,391 μm	0,319 μm	0,068 μm	21,3
Rq	0,235 μm	0,221 μm	0,310 μm	0,255 μm	0,048 μm	18,8
Mittlere Abweichung						19,4

Ein Einzelkennwert aus einer Fläche wie Sz einer Messstrecke variiert stark, jedoch absolut auf den Messwert bezogen ähnlich oder geringer als andere Rauheitsmessgrößen. Eine mittlere Streuung von 19,4 % ist zu berücksichtigen. Eine Prognose der zu erwartenden Topografie nach dem Polieren in Kap. 7 kann aufgrund dieser Messstreuung nur eine Abschätzung sein. Eine Erhöhung der Prognosegenauigkeit könnte nur über größere Messflächen, eine statistische Wiederholung der Polieruntersuchungen und größere Werkzeuge erfolgen. Ersteres führt zu erheblicher Steigerung der Messzeiten, das Zweite wird in Kap. 7 stets für die Zentralpunkte des Versuchsplans durchgeführt und Letzteres kann nur über die industrielle Entwicklung nachgiebiger Werkzeuge mit größeren Werkzeugdurchmessern und -kontaktflächen geschehen.

Fehler aus der Messung der geometrischen Form der Prüflinge

Zur Erfassung der Form eingesetzter Prüflinge in den Roll-Gleit-Versuchen wird das Koordinatenmessgerät genutzt, für welches eine Messunsicherheit von 1,2 µm angegeben wird. Für die Bestimmung von Radien einer Krümmung, wie sie an diesen Prüflingen vorliegen, wird für eine Genauigkeit innerhalb dieser Messunsicherheit ein Messlänge von $> 180^\circ$ eines Kreisabschnittes benötigt, was aufgrund der Probengröße nicht umsetzbar ist. Je enger die Punkte beieinander stehen und je weniger Punkte es gibt, desto ungenauer ist die Radiusbestimmung [CHA96, WEC98]. Industriell üblich ist die Messung von $> 90^\circ$ (Viertelkreis) [KNA01]. Beides jedoch kann hier aufgrund der kurzen Messlänge der Prüflinge (ca. 4,5 %, entspricht $16,2^\circ$ eines Kreises) nicht durchgeführt werden. Daher werden die Radien dreifach gemessen und der Mittelwert dieser Messungen verwendet. Aus der verkürzten Messstrecke ist bei dreimaliger Messung eine Standardabweichung als Fehler aus der Radienbestimmung und der Bearbeitung (da an anderer Stelle gemessen) zwischen 0,024 mm und 0,39 mm für Tibiaprüflinge und zwischen 0,06 mm und 1,59 mm für Femurgegenkörper zu erwarten. Bezogen auf den Radius ergeben sich Abweichungen von bis zu 1,1 % für Tibiagrundplatten und bis zu 4,8 % für Femurgegenkörper.

5 Prozesscharakteristika von Oberflächen

Eine gezielte Endbearbeitung von Implantatoberflächen ist nur möglich, wenn bekannt ist, anhand welcher charakteristischen Kennwerte Implantate unterschieden werden können. Da weder die Polierverfahren noch die Implantatoberflächen ausreichend genormt sind, wird im Folgenden anhand von Bearbeitungs- und Implantatvergleichen die Topografie der Oberflächen analysiert und eine Methode zur Bewertung von Oberflächen abgeleitet. Diese Bewertungsmethode wird auch in den Kap. 7 und 8 eingesetzt, um das Finishingverfahren zu charakterisieren und den Einfluss der Oberflächentopografie auf den Implantatverschleiß zu untersuchen.

5.1 Topografien polierter Werkstoffe

Der Vergleich verschieden feinbearbeiteter Oberflächen einer orthopädischen Biokeramik $\text{Al}_2\text{O}_3+\text{ZrO}_2$ soll charakteristische topografische Merkmale aufzeigen. Bild 5.1 zeigt im Vergleich eine geschliffene, eine mit nachgiebigem Diamantwerkzeug bearbeitete, eine mit Filzwerkzeug und Diamantpaste sowie einer chemisch-mechanisch polierten Oberfläche mit den zugehörigen Abbott-Kurven sowie den Höhenprofilen gegenüber. Das Höhenprofil ist hierbei relativ auf die Spitzen-, Kern- und Talwerte der Abbott-Kurve ausgerichtet, um die zugehörigen Volumina zu visualisieren.

Alle Polierverfahren verringern die Steigung der Abbott-Kurven. Die grafische Darstellung der Höhenprofile zeigt jedoch nur geringe Unterschiede in den Höhen-Kern-Tal-Verhältnissen zwischen geschliffenen und mit Diamantpaste polierten Oberflächen. Die Oberfläche, die mit nachgiebig gebundenem Diamantwerkzeug poliert wurde, zeigt dagegen ein reduziertes Spitzenvolumen. Die chemisch-mechanisch polierte Oberfläche weist keine Schleifriefen mehr auf. Das gesamte Rauheitsprofil wurde abgetragen, eine gänzlich neue Texturierung erzeugt und somit eine nahezu waagerechte Abbott-Kurve erzielt. Das Höhenprofil zeigt jedoch einen erhöhten Spitzenanteil. Aus dem Höhenprofil wird ebenfalls die vorherrschende Kornkinematik ersichtlich. Die beiden ersten dargestellten Verfahren sind stark linear ausgeprägt, das filzpolierte Werkstück vorrangig linear mit vereinzelt Querriefen, das chemisch-mechanisch polierte Werkstück weist keine Richtungszuordnung auf, hier wird scheinbar im Korngrößenbereich und atomaren Bereich getrennt.

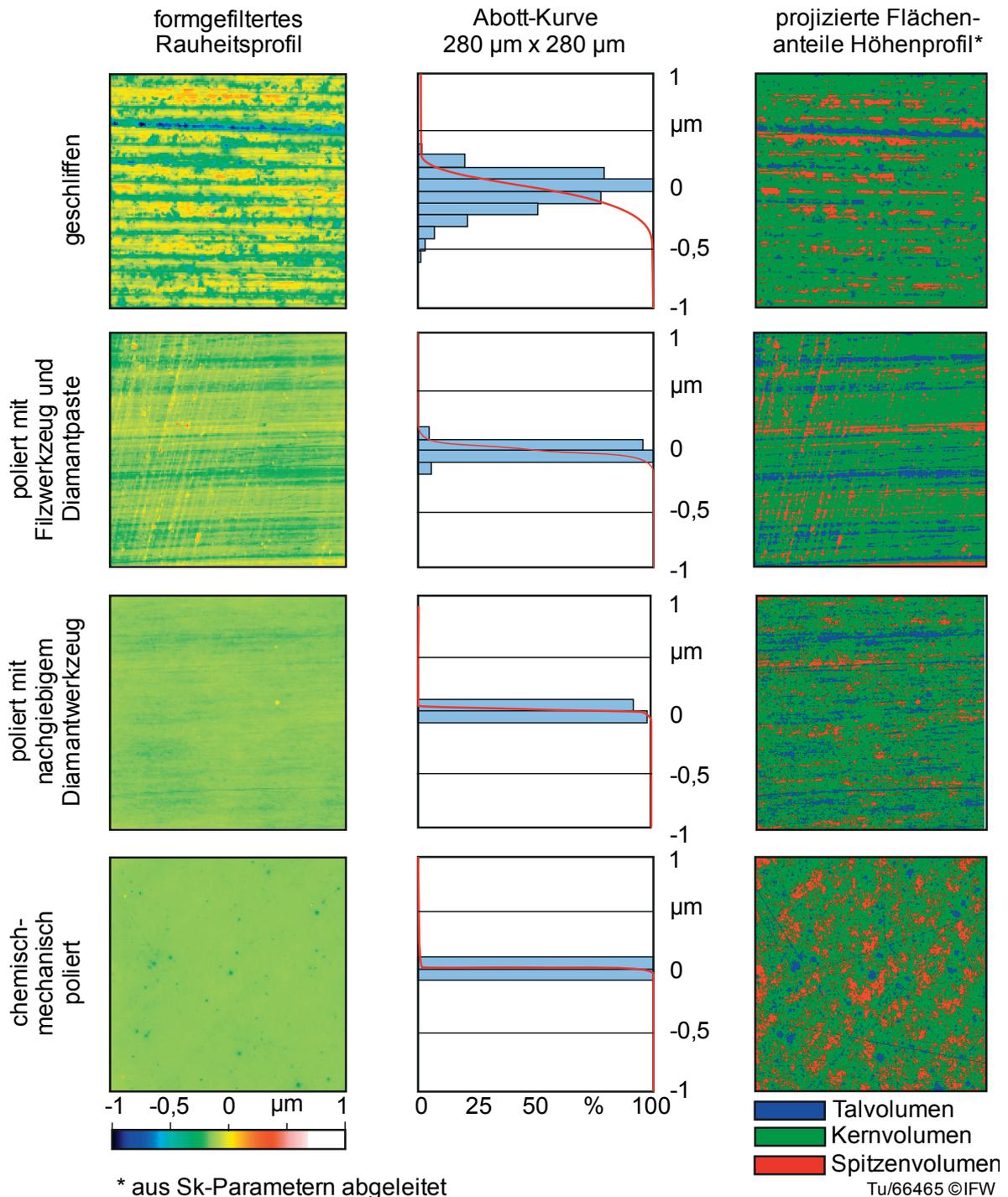


Bild 5.1: Vergleich verschieden feinbearbeiteter Biokeramik-Oberflächen

Zum quantitativen Vergleich sind die gebräuchlichen dreidimensionalen Oberflächenkennwerte nach EUR 15178N sowie DIN ISO 25178 in Tabelle 5.1 aufgeführt. Dabei sind auffällige Werte der Oberflächenkenngrößen grau gekennzeichnet. Die grafischen Ergebnisse aus den Topografieaufnahmen (Bild 5.1) können auch in den DIN-Oberflächenkennwerten wiedergefunden werden (Tabelle 5.1).

Tabelle 5.1: Oberflächenkennwerte

Art	Norm	Kennwert	Einheit	Bedeutung	geschliffen	poliert mit nachgiebigem Diamantwerkzeug	poliert mit Filzwerkzeug und Diamantpaste	chemisch-mechanisch poliert
Amplitude	EUR 15178N	Sa	µm	Arithmetischer Mittelwert der Beträge aller Profile einer Fläche.	0,129	0,015	0,045	0,007
		Sz	µm	Mittlere Höhe aus den zehn höchsten Spitzen und tiefsten Tälern.	2,554	0,418	0,886	0,714
Funktion		Spk	µm	Spitzenhöhe, gemittelte Höhe der aus dem Kernbereich herausragenden Höhen.	0,075	0,014	0,071	0,007
		Svk	µm	Riefentiefe, gemittelte Tiefe aus den aus dem Kernbereich herausragenden Riefen.	0,266	0,021	0,057	0,017
Funktionsindizes		Sk	µm	Kernbereich der Abbott-Kurve einer gemessenen Fläche.	0,361	0,038	0,129	0,016
		Sbi	-	Wälzindex, je größer der Wert, desto günstigere Wälzlagerbedingungen herrschen vor (vgl. Gauss 0,6).	0,064	0,063	0,091	0,009
		Svi	-	Flüssigkeitsvorhaltevermögen, ein großer Wert indiziert ein gutes Vorhaltevermögen (vgl. Gauss 0,1).	0,773	0,586	0,553	0,655
Höhe	DIN ISO 25178	Sq	µm	Effektivwertverteilung einer Oberfläche (Root Mean Square) oder quadratische Rauheit (unabhängig von der Filterung).	0,169	0,020	0,060	0,012
		Sp	µm	Glättungstiefe, Abstand des höchsten Profelpunktes zur Bezugsebene.	2,881	0,348	0,750	1,317
		Ssk	-	Symmetrie der Höhenverteilung zur Referenz. Kleinere Werte wirken verschleißreduzierend (Gauss 0).	-1,140	0,234	0,501	12,200
		Sku	-	Kurtosis einer Verteilung, Häufigkeit von Spitzen einer Höhe. Werte >>3 sind verschleißmindernd (Gauss 3).	6,270	6,660	5,980	1.248,000
Funktion		Vmp	ml/m ²	Spitzenmaterialvolumen, Materialvolumen in den ersten 10 % des Materialanteils Mr.	0,005	0,001	0,004	0,300
	Vmc	ml/m ²	Kernvolumen, Materialvolumen zwischen 10 % und 80 % des Materialanteils Mr.	0,143	0,017	0,050	0,007	
	Vvc	ml/m ²	Luftvolumen im Kernbereich des Materialanteils Mr zwischen 10 % und 80 %.	0,166	0,023	0,069x10 ⁻¹²	0,010x10 ⁻¹²	
	Vvv	ml/m ²	Luftvolumen im Riefenbereich zwischen 80 % und 100 % des Materialanteils Mr.	0,027	0,002	0,007x10 ⁻¹²	0,002x10 ⁻¹²	
	Vvv/Vvc	-	Verhältnis Vvv/Vvc. Gutes Vorhaltevermögen bei großen Werten relativ zu Vvc.	0,166	0,087	0,101	0,200	

Die geschliffene Oberfläche weist erwartungsgemäß die größten Flüssigkeitsvorhaltevermögen auf. Bei den polierten Oberflächen zeigt die chemisch-mechanisch polierte Fläche das beste Verhältnis von Vvv/Vvc, wobei sich kein Raum zum Flüssigkeitsvorhalten ergibt (Vvc ≈ 0). Dies ist somit ein rechnerischer Vorteil, der aus den sehr geringen Volumina resultiert. Der Kennwert selbst ist aber nicht geeignet, wenn sich die anderen Rauheitsparameter stark voneinander unterscheiden. Die CMP-Oberfläche weist zunächst auch die geringsten Rauheiten Sa und Sq (unabhängig von der Filterung) auf, dicht gefolgt von der Bearbeitung mit einem nachgiebig gebundenen Werkzeug. Die Maximalhöhe Sz ist bei nachgiebigen Werkzeugen am

geringsten. Bei Kennwerten, die auf günstige Wälz- oder Gleitbedingungen schließen lassen, kann die chemisch-mechanisch polierte Oberfläche stets nur ungünstigere Bedingungen vorweisen. So ist die Zehn-Punkt-Höhe S_z erhöht, der Funktionsindex S_{bi} ist mit 0,009 sehr klein und die Glättungstiefe S_p stark erhöht. Letzteres lässt auf eine ungleichmäßige Bearbeitung mit nur lokal sehr geringen Rauheiten hinweisen. Die geringsten Spitzenvolumina und Glättungstiefen werden durch das nachgiebige Verfahren erzielt. Den dichtesten und somit theoretisch am meisten tragenden Kernbereich (nahezu waagerechte Linie in Bild 5.1) stellt die chemisch-mechanisch bearbeitete Oberfläche zur Verfügung.

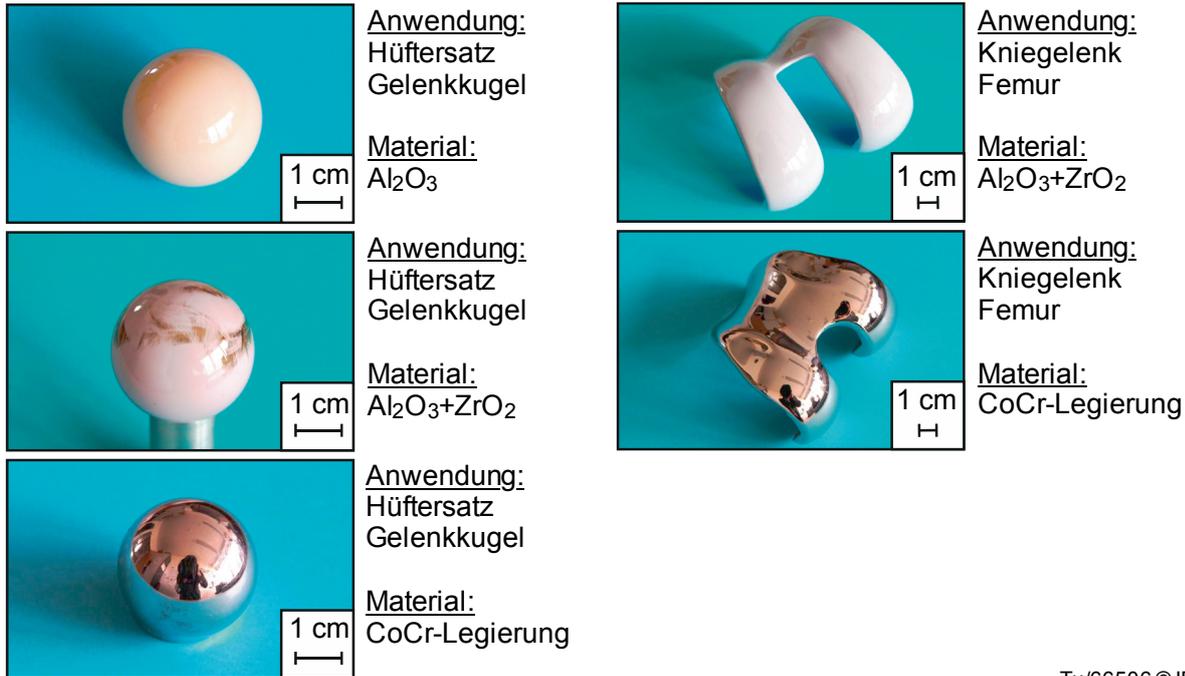
Es zeigt sich, dass das Polierverfahren in Abhängigkeit der zu erzielenden Topografie gewählt werden sollte und nicht anhand einzelner Kennwerte, üblicherweise der mittleren Rauheit R_a/S_a . Trotz ähnlicher mittlerer Rauheitswerte unterscheiden sich die Topografien erheblich. Für eine ungeschmierte Festkörpergleitreibung (Coulombsche Reibung oder auch trockene Reibung) bietet das chemisch-mechanische Polieren gute Ergebnisse. Eine Schmierfilmbildung wird jedoch, aufgrund größerer Vorhaltevolumina (ähnlich der geschliffenen Oberfläche), durch eine Rauheitsausbildung bei der Bearbeitung mit nachgiebig gebundenem Werkzeug eher begünstigt.

Aus diesem Vergleich leiten sich S_a oder S_q zur Charakterisierung der Topografie polierter keramischer Implantat-Gleit-Oberflächen als geeignete Kenngrößen ab. Die Kennwerte sollten jedoch nicht als einzelne Kennwerte betrachtet werden, sondern stets in Kombination mit S_p . Die Volumenparameter sind zwar zum Vergleich verschiedener Verfahren geeignet. Aufgrund der zu geringen Auflösung und der Streuung der Messwerte (vgl. Kap. 4.5) sind jedoch Unterschiede bei mit gleichem Verfahren bearbeiteten Oberflächen nicht ausreichend zu differenzieren.

5.2 Oberflächen industrieller Implantate

Internationale Standards bei der Gestaltung und Fertigung von Implantaten beschreiben und spezifizieren die Verifizierung und das Testen der Implantate und Keramiken für die verschiedenen Anwendungen. Weiterhin genormt sind die Klassifikation und Dimensionierung von monokondylärem und totalem Knieendoprothesenersatz aus den verschiedensten Materialien sowie die Randbedingungen für Knieendoprothesen bezüglich ihrer Rauheit. Die in den Normen vorgesehenen Angaben sind jedoch weder ausreichend noch zutreffend bei der Fertigung eines vollkeramischen Knieimplantats (vgl. Kap. 2.1.3).

Zur Definition charakteristischer Zieloberflächenkennwerte marktüblicher Implantate erfolgt daher ein Vergleich. Für den Vergleich wird eine Messung der verfügbaren Rauheitskenngrößen nach DIN ISO 25178 und EUR 15178N von drei Hüftimplantaten (Aluminiumoxid, ZTA-Keramik, CoCr) sowie zwei Knieimplantaten (CoCr, ZTA-Keramik) durchgeführt (Bild 5.2).



Tu/66506 © IFW

Bild 5.2: Implantate aus keramischen und metallischen Werkstoffen

In Analogie zu Kap. 5.1 sind die Topografien der Implantatoberflächen in Bild 5.3 gegenübergestellt. Die gefilterten Rauheitsprofile lassen aufgrund der einheitlichen Größenskala zunächst keine Rückschlüsse zu. Bei Betrachtung der Höhenprofile fällt jedoch eine charakteristische Ausbildung der Oberfläche auf. So ähneln sich die Aluminiumoxidhüfte und die Gelenkkugel aus CoCr stark, wobei die Kratzer im CoCr tiefer ausfallen. Die ZTA-Hüftkugel und das ZTA-Kniegelenk weisen jedoch deutlich feinere Oberflächenstrukturen auf. Diese Keramik ist feinkörniger in ihrer Struktur und lässt daher eine verbesserte, duktile Finishbearbeitung zu. Das CoCr-Knie unterscheidet sich erheblich. Ein stark ausgeprägtes Spitzenvolumen auf dem CoCr-Knie rührt aus der Finishbearbeitung mit Tuchscheiben und Suspension. Die Prozesskinematik der Tuchscheibe ist dabei noch nachzuvollziehen. Die oft herangezogene Abbott-Kurve reicht jedoch nicht zur Bewertung der Implantatoberflächen aus: Die Graphen bei gleichen Werkstoffen (ZTA oder CoCr) ähneln sich, lassen aber keine Unterscheidung zu. Die Abbott-Kurve der Al₂O₃-Hüfte gleicht der von CoCr, der Höhenvergleich zeichnet sich aber deutlich von den anderen Topografien ab.

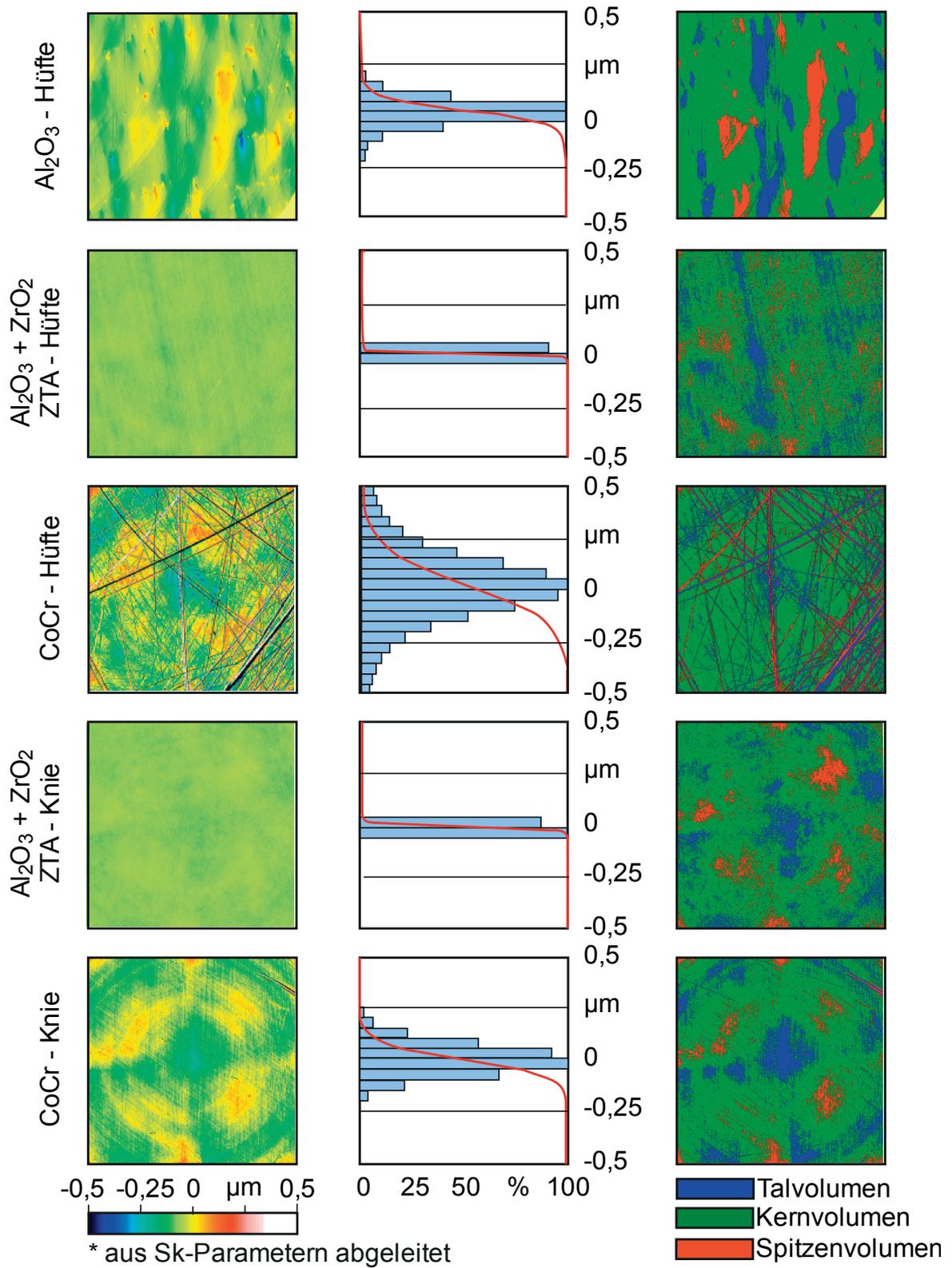


Bild 5.3: Topografievergleich der gemessenen Implantate

Tabelle 5.2 stellt die zu den Topografien zugehörigen, gemessenen Kenngrößen gegenüber. Dabei sind die charakteristischen Merkmale einzelner Implantate farblich gekennzeichnet.

Tabelle 5.2: Vergleich von Oberflächen industrieller Implantate

Art	Norm	Kennwert	Einheit	Al ₂ O ₃ -Hüfte	ZTA-Hüfte	CoCr-Hüfte	ZTA-Knie	CoCr-Knie
Amplitude	EUR 15178N	Sa	µm	0,009	0,009	0,017	0,009	0,049
		Sz	µm	0,513	0,159	0,533	0,165	1,365
Funktion		Spk	µm	0,016	0,010	0,035	0,011	0,059
		Svk	µm	0,024	0,014	0,043	0,012	0,094
Funktionsindizes		Sk	µm	0,020	0,024	0,033	0,025	0,114
		Sbi	-	0,050	0,060	0,095	0,081	0,064
		Svi	-	0,573	0,499	0,606	0,567	0,404
Höhe	DIN ISO 25178	Sq	µm	0,019	0,016	0,038	0,017	0,178
		Sp	µm	0,418	0,353	0,456	0,272	8,570
		Ssk	-	-1,080	0,629	0,031	0,212	20,279
		Sku	-	39,400	9,560	8,730	5,760	1.236,140
Funktion		Vmp	ml/m ²	0,001	0,001	0,003	0,001	0,009
	Vmc	ml/m ²	0,012	0,013	0,025	0,014	0,085	
	Vvc	ml/m ²	0,018	0,019	0,039	0,020	0,127	
	Vvv	ml/m ²	0,002	0,002	0,005	0,002	0,013	
	Vvv/ Vvc	-	0,110	0,105	0,128	0,100	0,102	

Allen Implantaten gemein sind geringe Rauheitswerte Sa, Sz, Sq, Spk und Svk, wobei die gefinishten Keramikimplantate aber stets niedrigere Werte als metallische Implantate aufweisen. Die Funktionsindizes Sk, Sbi, Svi sind ungeeignet zur alleinigen Bewertung von Implantaten, denn nach diesen Kennwerten müsste die CoCr-Hüfte die besten Wälzverschleißigenschaften aufweisen. Erhebliche Unterschiede zeigt die Glättungstiefe Sp, welche auch den optischen Eindruck des Höhenprofils widerspiegelt. Hier weicht das CoCr-Knie deutlich von allen anderen Implantaten ab. Die Schiefe Ssk weist auf verschleißreduzierende Eigenschaften der Al₂O₃-Hüfte hin. Bei den ZTA-Keramiken müsste der Verschleiß höher ausfallen, was aber in medizi-

nischen Studien bisher nicht nachgewiesen wurde [CER12, CER13, CER13b, MOR11]. Die Kurtosis liegt jedoch bei keinem der Implantate unter 3, was eher ungünstigen Verschleißeigenschaften entspricht. Die Funktionsparameter V_{mp} sowie das Verhältnis aus V_{vv} und V_{vc} zeigen ein deutlich geringeres Spitzenvolumen für die Keramikimplantate (vgl. auch Höhenprofil in Bild 5.3) und ein großes Luftvolumen im Riefenbereich. Als charakteristische Kennwerte keramischer Implantate leiten sich somit die Kennwerte S_a , S_z , S_{pk} , S_{vk} , S_q , S_p , V_{mp} ab. Auffällig charakteristisch sind dabei S_a , S_p . Aus anderen Technologien bekannte charakteristische Kennwerte wie z. B. S_{sk} , S_{vk} , V_{vv}/V_{vc} sind somit nicht ohne Weiteres auf medizinische Implantate übertragbar.

Aus diesen beiden Vergleichsmessungen zum Einfluss des Polierprozesses auf die topografischen Charakteristika einerseits sowie auf typische Kennzeichen von Implantatoberflächen andererseits lassen sich die Kennwerte S_a bzw. die quadratische Variante S_q sowie die Glättungstiefe S_p als geeignete Kennwerte zur Beurteilung der Flächen heranziehen. S_q jedoch ist erst bei qualitativ hochwertigen, optischen Oberflächen ($R_a < 20$ nm) zur Bewertung geeignet, da es unabhängig vom Phaseneffekt der Filterung ist. Um dem Wert S_p eine größere Aussagefähigkeit zu geben, wird im Folgenden statt dem Flächenkennwert der zweidimensionale Kennwert R_p verwendet, der aus 512 Profilen der gemessenen Fläche gemittelt wird. Somit wird nicht der Abstand des höchsten Profilkpunktes der Fläche zur Bezugsebene angegeben, sondern der gemittelte Abstand des höchsten Profilkpunktes zur Mittellinie aus allen 512 Profilstrecken (vgl. Kap.4.4). Die Auswertung reduziert somit ihre Empfindlichkeit im Hinblick auf Ausreißer aufgrund von Artefakten auf der Oberflächenmessung. Die charakteristischen Kennwerte S_a und R_p werden als Bewertungsgrößen für die nachfolgenden Polier- und Verschleißuntersuchungen in den Kap. 7 und 8 genutzt.

6 Analytische Modellierung des Polierprozesses

Um das Polieren mit nachgiebigen Werkzeugen als gezielten Endbearbeitungsprozess für das Finishen freigeformter keramischer Oberflächen zu etablieren, muss ein Prozessverständnis geschaffen werden, welches die Oberflächenbeschaffenheit nach dem Polieren prognostizieren lässt. Dieses Verfahren wird in Kap. 8 eingesetzt, um Implantatprüfkörper gezielt zu polieren.

Gemäß der Arbeitshypothese (Kap. 3) ist davon auszugehen, dass die Oberflächenbeschaffenheit eines mit nachgiebigen Diamantwerkzeugen bearbeiteten keramischen Werkstücks von der aktiven Kornanzahl N_A und von auf diese Körner wirkende Kraft F_G abhängig ist. Nachgiebige Werkzeuge sind in Schleifscheibenform oder Stiftform erhältlich. Neben Form und Größe des Werkzeugs ist die Bindungssteifigkeit bzw. der E-Modul essentiell. Darüber hinaus beeinflusst der Werkzeug-Werkstückkontakt im Prozess maßgeblich die wirkende Polierkraft und die Kornanzahl (Bild 6.1). Der Druck auf die zu polierende Oberfläche wird über die Polierkraft F_N von der Zustellung f_t und dem Anstellwinkel α beeinflusst. Die Schnittgeschwindigkeit v_c , der Werkzeugbahnabstand a_p und die Vorschubgeschwindigkeit v_f beeinflussen die Polierdauer und somit die Häufigkeit der Wiederholungen von Kornkontakten mit der Werkstückoberfläche. Dies resultiert in der Höhe des Material- bzw. Rauheitsspitzenabtrags.

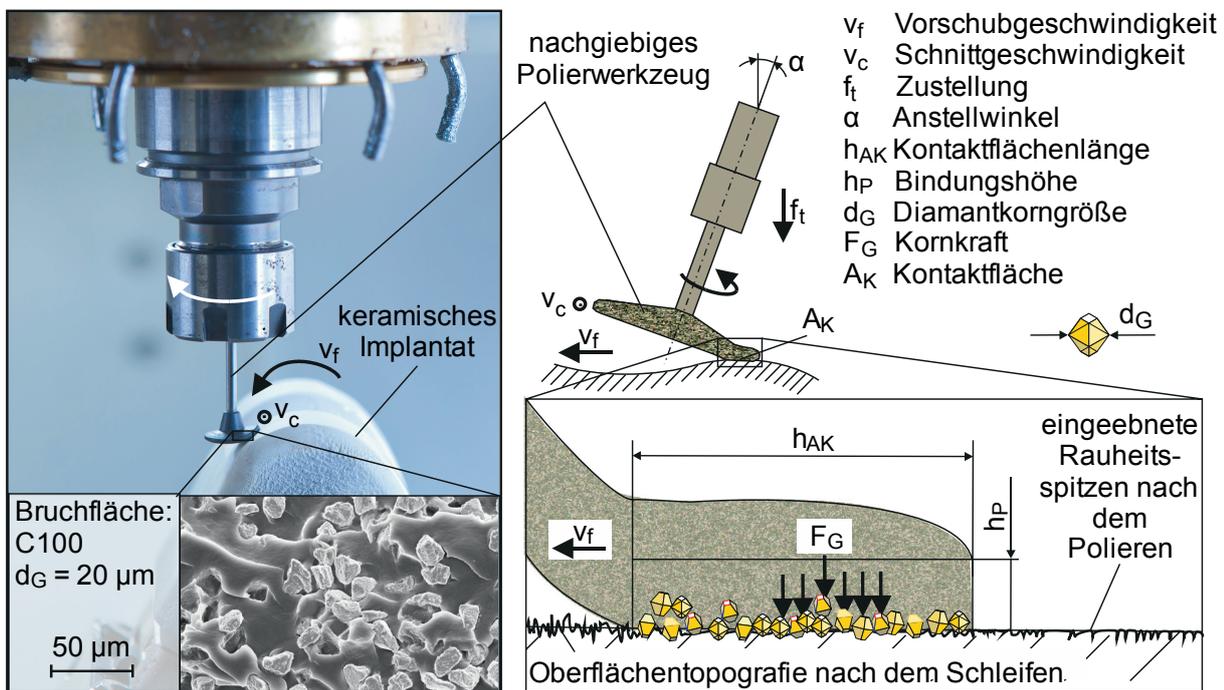


Bild 6.1: Kenngrößen zur Modellierung des Polierprozesses

Im ersten Schritt ist es das allgemeine Ziel, die aktive Kornanzahl in Abhängigkeit der Werkzeugspezifikationen zu beschreiben (Kornanzahl pro Flächeneinheit). Im zweiten Schritt werden die Stellgrößen des Prozesses einbezogen.

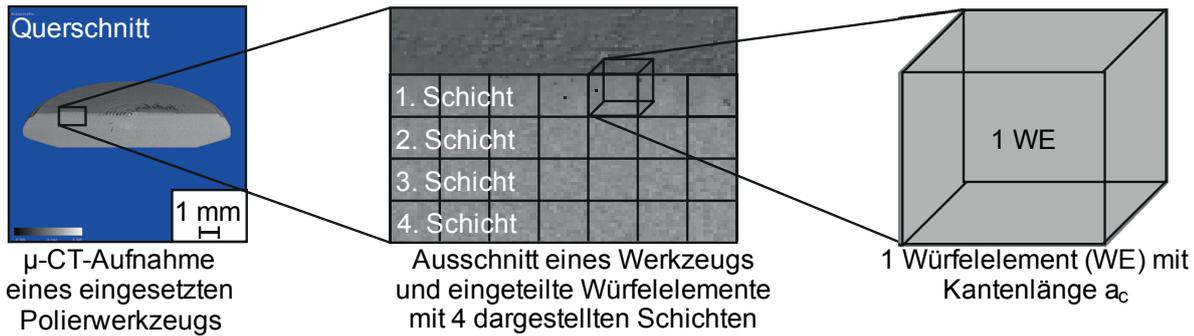
Tabelle 6.1 gibt einen Überblick über die Zusammenhänge und die Schritte der Modellierung zur aktiven Kornanzahl. Der erste Schritt zur Modellierung der Systemparameter wird vom Werkzeuginneren nach außen erfolgen und daher ausgehend von einem Kornverteilungsmodell bei konstanter Kornanzahl in der Bindung aufgebaut (Schritte 1 bis 3). Eine Auszählung der Körner in REM-Aufnahmen der Bindungen soll diese Anzahl anschließend bestätigen (vgl. Kap. 4.4). Die Prozessparameter werden nachfolgend integriert (Schritte 4 und 5). Über die Erfassung der Prozesskräfte mittels FEM und Polierexperimenten (Schritt 6) sowie Eindringtiefenbestimmungen im Nanoindenter werden die Einzelkornkraft abgeschätzt werden (Schritt 7).

Tabelle 6.1: Vorgehensweise bei der Modellentwicklung

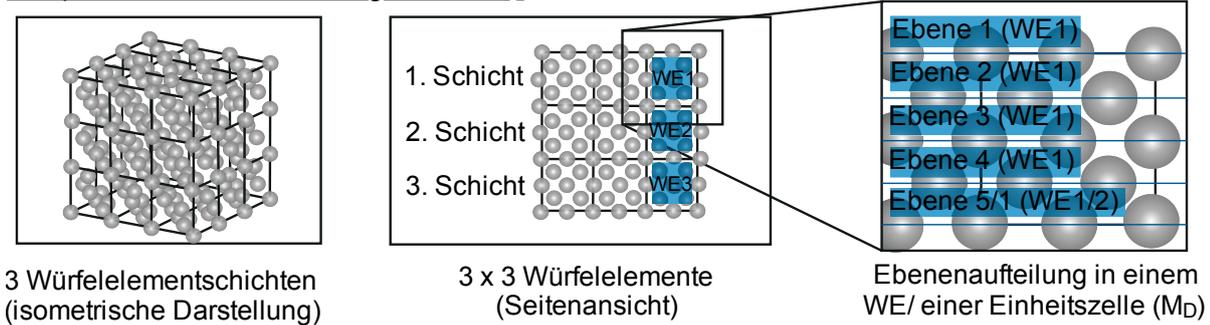
	Parameter	Symbol	Beschreibung	Schritt
Systemgrößen	Konzentration, Kornvolumen, Korndichte	$N_{III, A} = Y_0$	Korndichte in der Bindung pro cm^3	3
	Bindungsvolumen, Kontaktfläche, Bindungshöhe	$N_{III, AK}$	Anzahl der Körner in einem Volumen über einem Kontaktbereich	2
	Kornverteilung, Kornform	$N_{II, A}$	Anzahl der Körner in einer Kontaktfläche	1, Kornauszählung
Prozessstellgrößen	Schnitt-, Vorschub- geschwindigkeit	$N_{II, AK, vc}$	Anzahl der Körner, die über die Oberfläche pro Werkzeugumdrehung gleiten	4
	Bahnabstand, zu polierende Fläche	N_{Prozess}	Anzahl der Körner, die in einer Zeit über eine Fläche gleiten	5
	Steifigkeit, Anzahl der Körner	F_G	Einzelkornkraft	6, Kraftmodell
	Eindringtiefe, Einzelkornkraft	h_c	Spannungsdicke, Eindringtiefe eines einzelnen Korns bei F_G	7, Nanoindenter

6.1 Kornanzahl im Polierprozess

Um der statistischen Verteilung der Körner in der Bindung des Polierers eine systematische Verteilung zu hinterlegen, soll an dieser Stelle die Modellvorstellung kubischer Einheitszellen-Gitterformen in Analogie zu [DEN11a, KRA08, KRA12] genutzt werden. Diese Unterteilung folgt der kristallografischen Betrachtung von Elementarzellen. Hierbei dient die Unterteilung des Polierers in Würfelemente dazu, jedem Würfelement eine Einheitszelle der Kristallform zuzuordnen (Bild 6.2).



Beispiel für eine Kornverteilung Modell M_D :

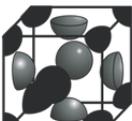
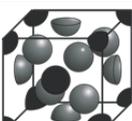


Tu/68081 © IFW

Bild 6.2: Unterteilung des Poliererbelags in Würfelemente (WE) und Ebenenaufteilung in einem Würfelement

Es gilt die Annahme isotroper Körner und Würfelemente. Die Kantenlänge eines Würfels und somit einer Einheitszelle ist konstant. Die Anzahl der Körner in einem Würfelement/Einheitszelle sowie die Anzahl der Kornebenen einer Einheitszelle ergeben sich aus der Gitterform (Bild 6.2, Tabelle 6.2). Unter der Annahme, dass ein Korn zu 50 % von Bindungsmaterial umgeben ist und aus der Bindung fällt, wenn es nach zu 50 % verschliffen ist, können die Korn- und Ebenenanzahl gemäß Tabelle 6.2 bestimmt werden. Im Polierprozess brechen nach Abnutzung der ersten Ebene die abgenutzten Körner aus der Bindung heraus. Ebene 2 ist dann aktiv am Polierprozess beteiligt. Je nach Kornverteilungsmodell wiederholt sich dieser Prozess in der Häufigkeit der Anzahl der Würfelement-Ebenen bis die Schicht aufgebraucht ist. Anschließend greift die nächste Schicht von Würfelementen einer Ebene.

Tabelle 6.2: Gitterformen als Grundlage für die Kornverteilung in einem WE [KRA08]

Verteilungsmodell	Aufbau	Kornanzahl in einem WE $N_{G,WE}$	Kornanzahl in einer WE-Ebene $N_{G,Ebene}$	WE-Ebenen $N_{WE,Ebene}$
M_{kp} kubisch-primitiv		1	0,5	1
M_{krz} kubisch-raumzentriert		2	0,5	2
M_{kfz} kubisch-flächenzentriert		4	1	2
M_D Diamantgitter		8	1	4

Unter Annahme einer konstanten Anzahl von Körnern im Bindungsvolumen $N_{III, A}$ muss sich die Kornanzahl im Kontakt in Abhängigkeit der Kornverteilungsmodelle M ändern. Somit ergibt sich die Anzahl der vorhandenen Würfelemente/Einheitszellen aus dem Quotienten der vorliegenden Kornanzahl im Volumen und der Anzahl der Körner in einer Einheitszelle gemäß dem Verteilungsmodell (Tabelle 6.2) in Gl. 6.1:

$$N_{WE} = \frac{N_{III, A}}{N_{G, WE}} \quad (6.1)$$

mit: N_{WE} = Anzahl der Würfelemente
 $N_{III, A}$ = Anzahl der Körner im Bindungsvolumen, Korndichte
 $N_{G, WE}$ = Anzahl der Körner in einem Würfelement/Einheitszelle

Die Anzahl der im Bindungsvolumen des vorliegenden Werkzeugs übereinander stapelbaren Würfelemente entspricht der Anzahl an Würfelementschichten $N_{Schicht}$ (vgl. Bild 6.2). Diese berechnet sich aus der Höhe der Bindung sowie der Kantenlänge der Einheitszelle/des Würfelements, die durch die Wurzel aus dem Volumen eines Würfelements abgebildet werden kann.

$$N_{Schicht} = \frac{h_p}{a_c} = \frac{h_p}{\sqrt[3]{V_{WE}}} \quad (6.2)$$

mit: $N_{Schicht}$ = Anzahl der stapelbaren WE-Schichten
 h_p = Höhe der aufliegenden Bindung des Polierers
 a_c = Kantenlänge des Würfelements/der Einheitszelle
 V_{WE} = Volumen des Würfelements

Das Volumen eines Wüfelements V_{WE} berechnet sich aus dem die Oberfläche kontaktierenden Bindungsvolumen V_K und der Anzahl der Wüfelemente N_{WE} (Gl. 6.3).

$$V_{WE} = \frac{V_K}{N_{WE}} \quad (6.3)$$

und

$$V_K = A_K \cdot h_p \quad (6.4)$$

mit: V_K = Oberfläche kontaktierendes Bindungsvolumen
 A_K = Kontaktfläche
 h_p = Höhe der aufliegenden Bindung (Bild 6.1)

Die Anzahl der Wüfelemente in einer WE-Schicht $N_{WE,Schicht}$ (der untersten aufliegenden Schicht) bestimmt sich folglich aus der Anzahl der Wüfelemente N_{WE} sowie der Anzahl der gestapelten Schichten $N_{Schicht}$. Dies kann ebenfalls aus der Kontaktfläche und der Grundfläche des Würfels a_c^2 bestimmt werden (Gl. 6.5).

$$N_{WE,Schicht} = \frac{N_{WE}}{N_{Schicht}} = \frac{A_K}{a_c^2} \quad (6.5)$$

mit: $N_{WE,Schicht}$ = Anzahl der Wüfelemente pro Schicht

Je nach Verteilungsmodell M ergeben sich aus Gl. 6.5 und der Anzahl der Körner in einem WE $N_{G,WE}$ eine unterschiedliche Anzahl von Körnern, die aktiv sind, die unterste Wüfelementebene durchstoßen und somit am Polierprozess teilhaben (Gl. 6.6 und 6.7):

$$N_{II,AK} = \frac{N_{WE,Schicht}}{N_{WE,Ebene}} \quad (6.6)$$

mit: $N_{WE,Ebene}$ = Anzahl der Kornebenen in einer Einheitszelle

und

$$\frac{N_{II,AK}}{A_K} = N_{II,A} \quad (6.7)$$

mit: $N_{II,AK}$ = Anzahl der Körner in der Kontaktfläche
 $N_{II,A}$ = Anzahl der Körner je mm^2

Die Annahme einer konstanten Korndichte $N_{II,A}$ in Gl. 6.1 resultiert daraus, dass in die Korndichte nur Systemgrößen der Werkzeugspezifikation einfließen und diese innerhalb eines Prozesses konstant sind. Die Korndichte γ_o bestimmt sich in Analogie zum Schleifen nach Gl. 6.8 und entspricht der im Bindungsvolumen vorhandenen Kornanzahl pro Volumeneinheit (cm^3) [DEN11a, KRA08].

$$N_{III, A} = \frac{C}{V_G \cdot \rho_G} = Y_0 \quad (6.8)$$

mit: C = Konzentration (in g/cm³)
 V_G = Kornvolumen
 ρ_G = Dichte von Diamant
 Y₀ = Korndichte

Wenn die mittlere Korngröße d_G einer Diamantverteilung in einer Körnungsmischung des Herstellers der Weite w_m der Kornform entspricht und ein isotropes, regelmäßiges Korn vorliegt, kann über die theoretische Kornform maßgeblich die Kornanzahl in Gl. 6.8 beeinflusst werden. Aus der Weite w_m lässt sich je nach Regelkörperform Kugel, Doppelkegel, Doppelpyramide bzw. Doppelpyramidenstumpf das Volumen eines Kornes V_G ermitteln (Bild 6.3).

Kornmodelle:

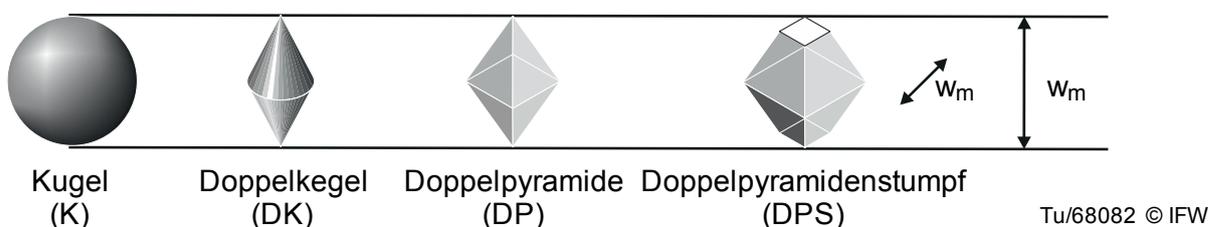


Bild 6.3: Kornmodelle

Durch Einsetzen von Gl. 6.6 in 6.7 ergibt sich für die Kornanzahl pro Flächeneinheit:

$$N_{II, A} = \frac{N_{II, AK}}{A_K} = \frac{N_{WE, Schicht}}{N_{G, Ebene} \cdot A_K} \quad (6.9)$$

Werden die Gleichungen 6.1 bis 6.5 sowie 6.8 in Gl. 6.9 eingesetzt und die Gleichung vereinfacht, ergibt sich für die Berechnung der Kornanzahl pro Flächeneinheit:

$$N_{II, A} = \frac{N_{III, A} \cdot V_{WE}^{\frac{1}{3}} \cdot A_K}{N_{G, WE} \cdot h_p \cdot N_{WE, Ebene}}$$

$$= \frac{N_{III, A}^{\frac{2}{3}} \cdot A_K^{\frac{4}{3}} \cdot h_p^{-\frac{2}{3}} \cdot N_{G, WE}^{-\frac{2}{3}}}{N_{WE, Ebene}} \quad (6.10)$$

Als Beispiel stellt Bild 6.4 die Ergebnisse für die Kornanzahl N_{II, A} dreier verschiedener Korngrößenfraktionen d_G = w_m und Kornkonzentrationen C für die verwendeten Werkzeugtypen (vgl. Kap. 4.2) am Beispiel der Diamantgitterverteilung und der Kugelform dar. Durch die Wahl eines Doppelkegels oder einer Doppelpyramide verschiebt sich die Kornanzahl im Diagramm nach oben. Der Doppelpyramidenstumpf stellt die geringste Kornanzahl zur Verfügung.

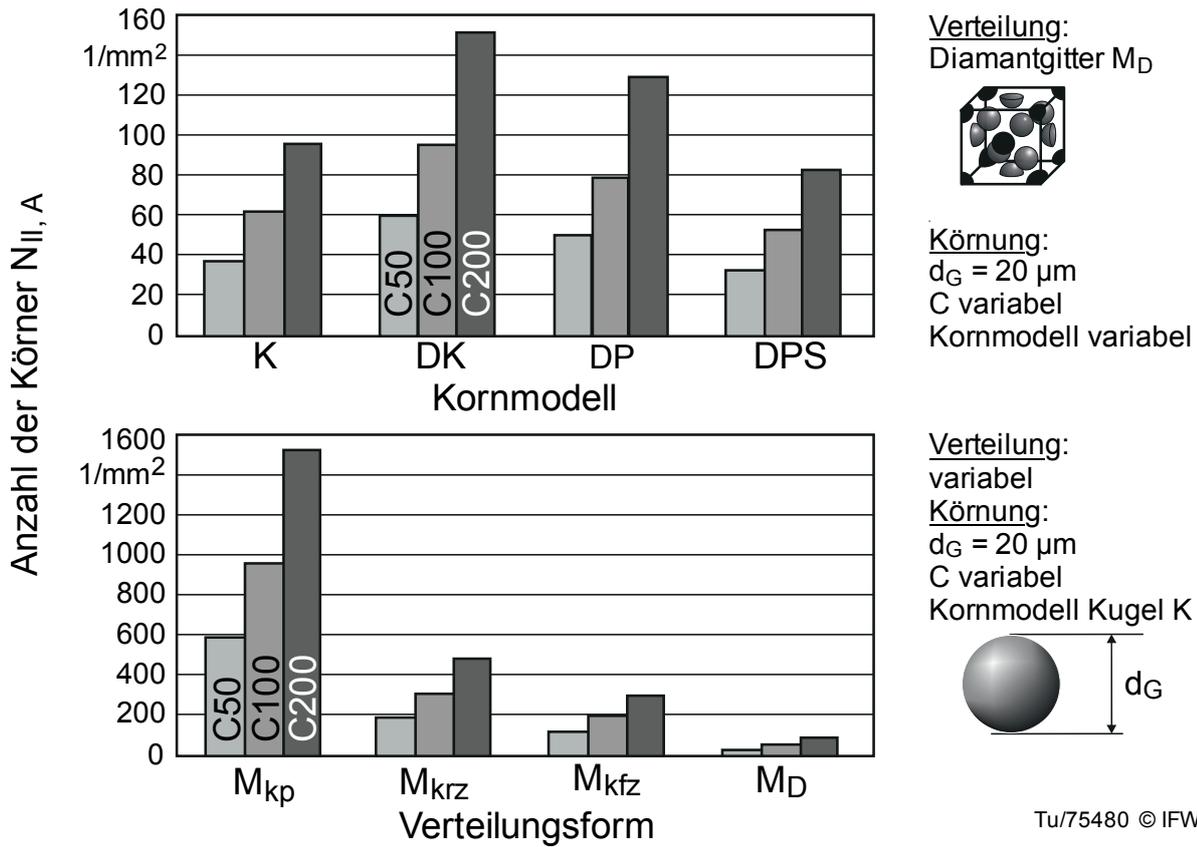


Bild 6.4: Einfluss der Korn- und Verteilungsform auf die Kornanzahl

Die Kugelform ist, über alle Konzentrationen und Korngrößen gesehen, die mit den geringsten Abweichungen zur Zählung. Die Ergebnisse stimmen mit dem Berechnungsmodell weitestgehend überein (Bild 6.5).

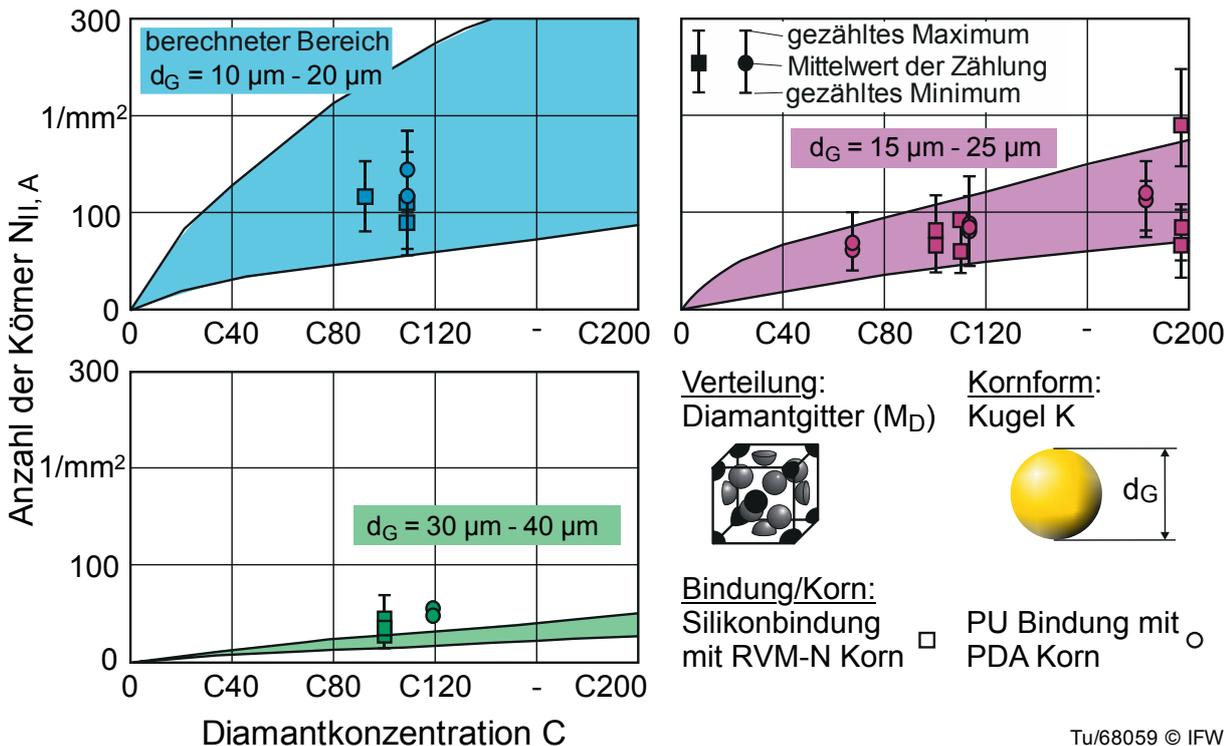


Bild 6.5: Ergebnisse der Kornauszählung im Vergleich mit der Berechnung

Die größte Abweichung ist für ein PU gebundenes Werkzeug (C115) mit dem Diamantkorntyp PDA-Körnung sowie ein Silikon gebundenes Werkzeug (C100) mit RVM-N Körnung, beide mit Korngröße 30 μm bis 40 μm , erkennbar. Ursache hierfür ist die Korngrößenverteilung des Diamantpulvers beim Hersteller. Gemäß dem Herstellerprotokoll enthält ein RVM-N Korn der Bezeichnung 15 μm bis 25 μm 7,5 % Diamantkörner, die kleiner sind als 15 μm , gleichzeitig sind nur 2 % größer als 25 μm . Bei einem PDA-Korn nach Norm FEPA P43-D-1984 R1993, welches deutlich weiter fraktioniert ist, enthält die Mischung P400/500 (entspricht D35) zu 50 % Körner zwischen 33,5 μm und 36,5 μm Größe. Der Rest weicht oberhalb und unterhalb davon deutlich ab. Grundsätzlich sind die Gauß-Verteilungen der Körnungen leicht linksschief (Leptokurtosis). Daher lässt sich die geringfügige Abweichung insbesondere bei den großen D35-Körnungen erklären. Darüber hinaus ist davon auszugehen, dass bei der Herstellung der Werkzeuge Setzungseffekte in der Kunststoffmasse einsetzen und somit variable Konzentrationen entstehen. Diese Schwankungen werden bei großen Konzentrationen von C200 deutlich.

Um einen Bezug zu den weiteren Prozessparametern Bahnabstand a_p , Vorschubgeschwindigkeit v_f , Schnittgeschwindigkeit v_c sowie zu der Größe der zu bearbeitenden Fläche herzustellen und somit die Anzahl der Körner im gesamten Prozess n_{Prozess} zu bestimmen, gibt es zwei Berechnungsmöglichkeiten. Zum einen kann die Anzahl der Körner in der Kontaktfläche pro Werkzeugumdrehung $n_{\text{II, A}}$ mit der Anzahl der Umdrehungen im gesamten Prozess n_{Prozess} multipliziert werden. Zum anderen kann die Prozesszeit t_{Prozess} mit der Anzahl der Körner pro Zeiteinheit $n_{\text{II, AK, } v_c}$ multipliziert werden. Beides muss das gleiche Ergebnis erzeugen.

Die Anzahl der Umdrehungen im gesamten Prozess n_{Prozess} bestimmt sich aus der Prozesszeit t_{Prozess} und der Zeit für eine Umdrehung t_U . Die Prozesszeit (im Kontakt, ohne Hübe) wiederum berechnet sich aus der Bahndauer t_{Bahn} und der Anzahl der Werkzeugbahnen n_{Bahnen} . Die Dauer einer Bahn ergibt sich aus der Vorschubgeschwindigkeit v_f und der Länge einer Bahn l_p . Die Anzahl der Bahnen resultiert aus der Breite der zu bearbeitenden Fläche b_p und dem Bahnabstand a_p .

$$n_{\text{Prozess}} = \frac{t_{\text{Prozess}}}{t_U} = \frac{t_{\text{Bahn}} \cdot n_{\text{Bahnen}}}{t_U} = \frac{l_p \cdot b_p}{v_f \cdot a_p} \cdot \frac{1}{t_U} \quad (6.11)$$

mit:	n_{Prozess}	= Anzahl der Umdrehungen im gesamten Prozess
	t_{Prozess}	= Prozesszeit/-dauer
	t_U	= Dauer für eine Umdrehung
	n_{Bahnen}	= Anzahl der Bahnen
	l_p	= Länge einer Bahn
	b_p	= Breite der zu bearbeitenden Fläche
	a_p	= Bahnabstand
	v_f	= Vorschubgeschwindigkeit

Hierbei ist die Annahme, dass alle Körner denselben Weg beschreiten, zulässig. Der Weg für ein außen am Werkzeug liegendes Korn ist zwar länger, als für ein innen

liegendes Korn. Jedoch wird für sämtliche Polieruntersuchungen eine Polierbahn durch eine CNC-Programmierung des Werkzeugs immer um den Betrag der Länge der aufliegenden Fläche h_{AK} (vgl. Bild 6.1) verlängert. Damit erfährt jedes Korn eine Bahnlänge von genau 8 mm.

Für den zweiten Berechnungsweg ist die Anzahl der Körner pro Zeiteinheit relevant, die sich nach Gl. 6.12 ergibt.

$$N_{II, AK, v_c} = \frac{N_{II, A} \cdot A_K \cdot v_c}{\pi \cdot d_p} = N_{II, A} \cdot A_K \cdot n \quad (6.12)$$

mit: N_{II, AK, v_c} = Anzahl der Körner pro Zeiteinheit
 v_c = Schnittgeschwindigkeit
 d_p = Durchmesser des Polierers
 n = Drehzahl

Die Anzahl der Körner im gesamten Prozess der Politur einer Fläche der Länge l_p und der Breite b_p ergibt sich demnach gemäß Gl. 6.13.

$$N_{Prozess} = n_{Prozess} \cdot N_{II, AK} = t_{Prozess} \cdot \frac{N_{II, A} \cdot A_K \cdot v_c}{\pi \cdot d_p} \quad (6.13)$$

mit: $N_{Prozess}$ = Kornanzahl im gesamten Prozess, Summe aller Kornkontakte

Alle Größen der Gl. 6.13 sowie der Gl. 6.9 sind bekannt oder können für den Polierprozess mit nachgiebigen Werkzeugen durch einfache Mittel bestimmt werden. Die Berechnung der theoretisch am Prozess beteiligten aktiven Körner ist somit möglich.

6.2 Bestimmung der Polierwerkzeug-Kontaktfläche sowie der Polierkräfte

Die beim Aufsetzen des Polierstifts erzeugte maximale Kontaktfläche kann nur unter der vereinfachten Annahme einer idealen Verformung geometrisch berechnet werden. Im Idealfall würde die aufliegende Bindung einen mechanischen Knick-Fall darstellen. Im realen Polierfall wird das Werkzeug jedoch nie die maximale Kontaktfläche erreichen. Unter mechanischen Gesichtspunkten ist daher die Verformung des Werkzeugs als Plattenbiegung zu betrachten. Die Plattenbiegetheorie setzt in ihren Randbedingungen nach Girkmann [GIR78] voraus, dass:

- die Plattenbiegung im Verhältnis zur Plattendicke klein ist, sodass die Normale der Mittelfläche nach Formänderung immer noch senkrecht zur Mittelfläche steht und
- die Durchbiegung sehr viel kleiner als die Plattendicke ist, damit die Mittelfläche unverzerrt bleibt.

Beide Randbedingungen sind für die Anwendung am Polierstift nicht erfüllt. Auch andere mathematischen Lösungen zur Berechnung der Kontaktfläche [FÖP12, OLS38, REI35] können nicht angewendet werden, da sie den Lastangriff gleichmäßig

über die gesamte Werkzeugfläche verteilen, das Werkzeug am Rand über den gesamten Kreis frei lagern oder aber den Kraftangriff exzentrisch und senkrecht annehmen. Zu Berechnung der Biegung der Werkzeugbindung sowie der aufliegenden Kontaktfläche wird sich an dieser Stelle daher der Methode der Finiten Elemente (FEM) bedient (vgl. Anhang, Kap. 12).

Für die Nutzung der FEM werden die Werkstoffkennwerte Elastizitätsmodul E und Querkontraktionszahl (Poissonzahl) ν verwendet. Die Werkzeugbindungen Silikon und Polyurethan gehören zu den Elastomeren. In diesem Fall können die Elastizitätsmoduln E über die Shorehärte A und die Querkontraktionszahl ν über die Theorie nach BOUSSINESQUE unter Annahme eines linear-elastischen, isotropen Verhaltens berechnet werden [KUN06, SPO03].

Nach KUNZ ET AL. [KUN06] gilt:

$$E = \frac{1-\nu^2}{2 \cdot r_{SH} \cdot c_3} \cdot \frac{c_1 + c_2 \cdot A}{100-A} \quad (6.14)$$

- mit:
- E = Elastizitätsmodul der Bindung
 - ν = Querkontraktionszahl = 0,5 [KUN06]
 - r_{SH} = Radius des Shore-Stempels im Messgerät = 0,395 mm
 - c_1 = Verfahrenskonstante 1 = 0,549 N [KUN06]
 - c_2 = Verfahrenskonstante 2 = 0,07516 N [KUN06]
 - c_3 = Verfahrenskonstante 3 = 0,025 mm [KUN06]

Mit Gl. 6.14 ergeben sich für die verwendeten Werkzeuge (vgl. Kap. 4.2) folgende Elastizitätsmoduln (Bild 6.6 und Anhang, Kap. 12, Tabelle 12.1).

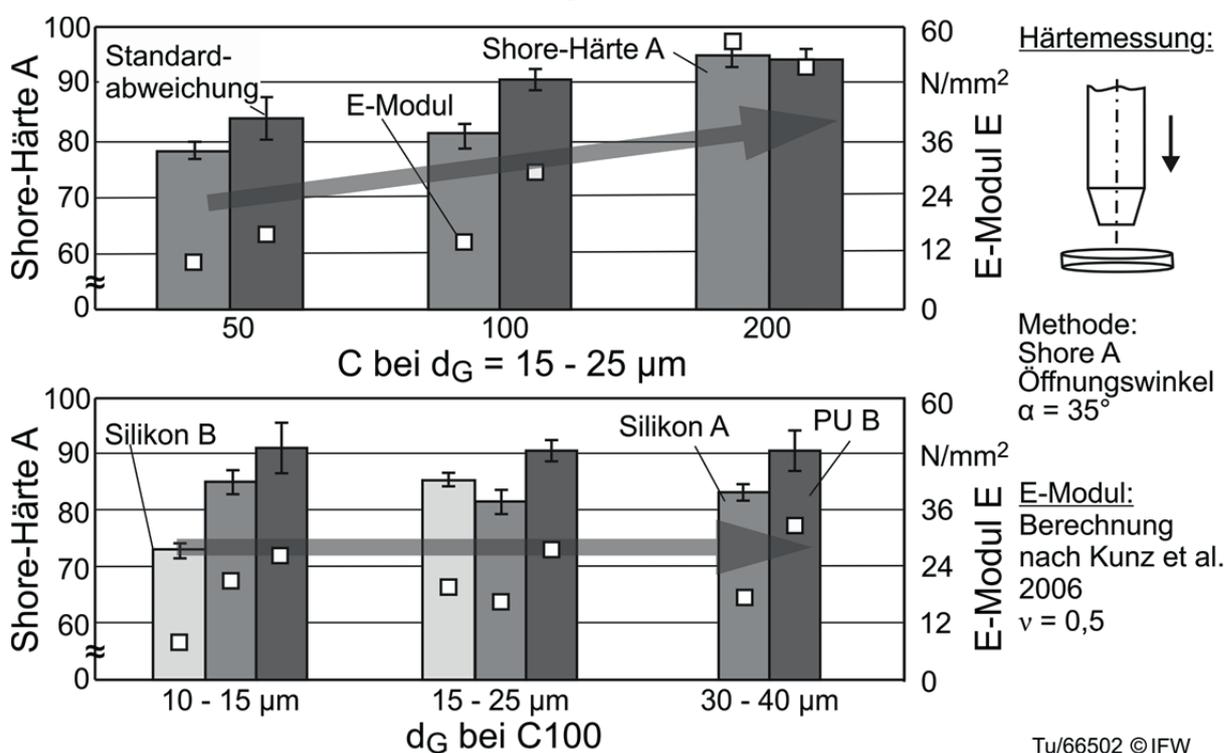


Bild 6.6: Shore-A-Härten und Elastizitätsmodule der Werkzeugbindungen

Bei Elastomeren ist der Begriff der Härte unmittelbar mit der Steifigkeit des Materials verbunden. Entgegen Metallen besitzen Elastomere nicht die Eigenschaft der Plastizität, sodass der E-Modul seinen Wert in Abhängigkeit der Dehnung ε ändert [SPO03]. Unter Schleifmittelherstellern hat sich somit die Shore-Härte als Kennwert für die Bindungssteifigkeit etabliert. Aus Bild 6.6 wird deutlich, dass erwartungsgemäß die Konzentration den E-Modul signifikant stärker beeinflusst als die Korngröße. Da die Konzentration die Bindungsmasse reduziert, wird sie mit zunehmender Kornanzahl weniger elastisch. Eine Korngrößenänderung bedingt zwar eine Kornanzahländerung jedoch keine Massenänderung, sodass die Härte und somit das Elastizitätsmodul nahezu unbeeinflusst bleibt.

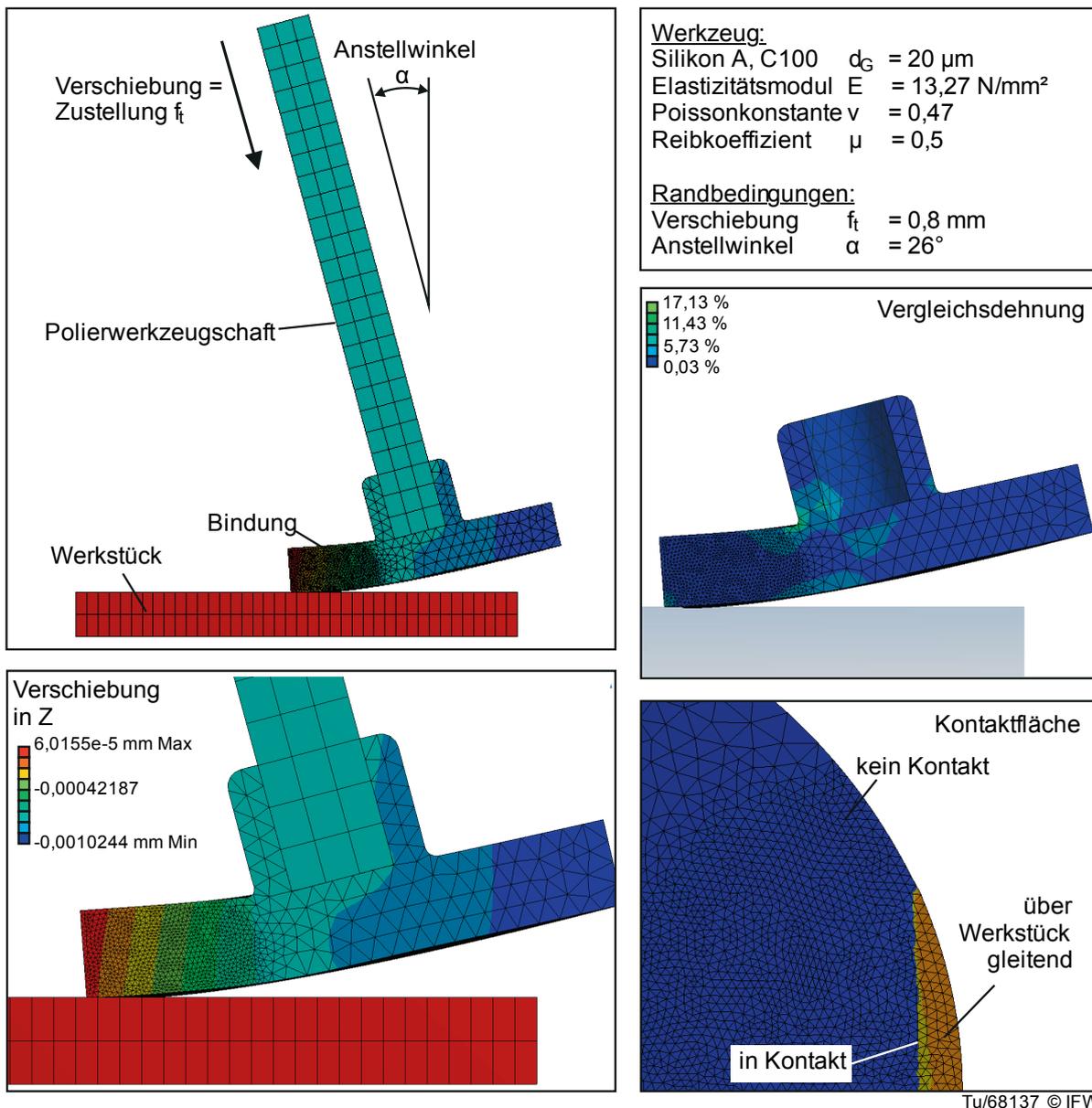


Bild 6.7: Beispielhafte FEM-Berechnung der Kontaktfläche
 Mittels der FEM werden die Vergleichsdehnungen, die Normalkräfte im Polierwerkzeug sowie die aufliegende Kontaktfläche bestimmt (Bild 6.7, vgl. Anhang, Kap. 12). Es zeigt sich innerhalb der Auflagefläche A_K ein konstanter Kraftangriff (Bild

6.7, unten rechts). Zur Bestimmung der im Kontakt stehenden Flächen wird die Summe der Elementflächen aus dem Bereich in Kontakt sowie über das Werkstück gleitend gebildet und verdoppelt, da im FEM-Modell nur ein halbiertes Werkzeug simuliert wird.

In der Simulation wird ein fünfstufiger, vollfaktorieller Versuchsplan mit dem Polierwerkzeug Silikon A für die Eingangsgrößen Anstellwinkel α und Zustellung f_t bei Variation des Elastizitätsmoduls E durchgeführt. Für die Werkzeuge Silikon B und PU B erfolgt die Variation bei einem Elastizitätsmodul, fünf Zustellungen und konstantem Anstellwinkel $\alpha = 36^\circ$ (Tabelle 6.3). Somit werden die Kontaktflächen und Kontaktkräfte für insgesamt fünf verschiedene Elastizitätsmoduln untersucht, die abschließend mittels Regression in ein Berechnungsmodell überführt werden können. Die aus den Simulationen berechneten Werte für die Kontaktfläche und die Kontaktkraft fließen in Kap. 7 in die Ergebnisdarstellungen ein.

Tabelle 6.3: Simulationsplan zu Bestimmung der Kontaktflächen

Bindung Silikon A	Stufenwerte				
Korngröße d_G in μm			15-25		
Konzentration C	50		100		200
E-Modul E in N/mm^2	11,07		13,27		58,40
Anstellwinkel α in $^\circ$	8	15	26	36	45
Zustellung f_t in mm	0,1	0,2	0,35	0,55	0,8
Bindung Silikon B	Stufenwerte				
Korngröße d_G in μm			15-25		
Konzentration C			100		
E-Modul E in N/mm^2			17,56		
Anstellwinkel α in $^\circ$				36	
Zustellung f_t in mm	0,1	0,2	0,35	0,55	0,8
Bindung PU B	Stufenwerte				
Korngröße d_G in μm	10-15		15-25		30-40
Konzentration C			100		
E-Modul E in N/mm^2			28,56		
Anstellwinkel α in $^\circ$				36 $^\circ$	
Zustellung f_t in mm	0,1	0,2	0,35	0,55	0,8

Wie erwartet, zeigen die Ergebnisse der FEM-Simulationen einen Anstieg der Kontaktfläche mit sinkendem Anstellwinkel α und steigender Zustellung f_t unabhängig vom eingestellten Elastizitätsmodul (Bild 6.8). Dabei fällt auf, dass der Anstellwinkel α die Kontaktfläche A_K um ein Vielfaches stärker beeinflusst als die Zustellung f_t . Die Kontaktkräfte F_N steigen proportional mit der Zustellung f_t an. Abweichungen hiervon resultieren nur bei flachen Anstellungen infolge des wirkenden Schafteinflusses.

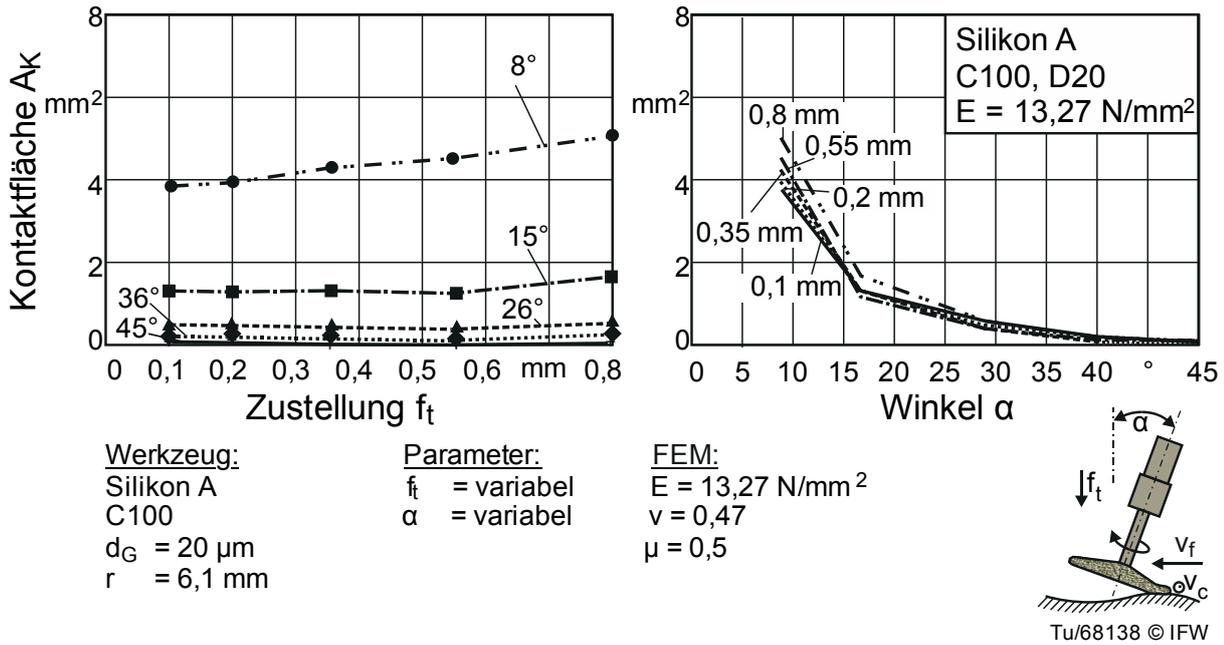


Bild 6.8: Simulierte Kontaktflächen beim Typ Silikon A

In Bild 6.9 weicht der Verlauf für einen Anstellwinkel von 8° ab einer Zustellung von $0,35 \text{ mm}$ und bei 15° bei einer Zustellung ab $0,55 \text{ mm}$ vom linearen Verlauf ab. Die gemessenen Polierkräfte zeigen einen ähnlichen Verlauf wie die simulierten Kräfte an, sind jedoch höher, was aus dem Längenmessfehler resultiert (vgl. Kap. 4.5) Die höchsten Polierkräfte werden erwartungsgemäß bei einer Zustellung von $0,8 \text{ mm}$ über alle Anstellwinkel erzielt. Bis zu einer Zustellung f_t von $0,5 \text{ mm}$ verlaufen die simulierten Polierkräfte nahezu waagrecht und zeigen somit keinen Winkeleinfluss. Grundsätzlich hat somit der Anstellwinkel keinen Einfluss auf die Polierkraft, insofern nicht im Bereich des Schaftinflusses poliert wird.

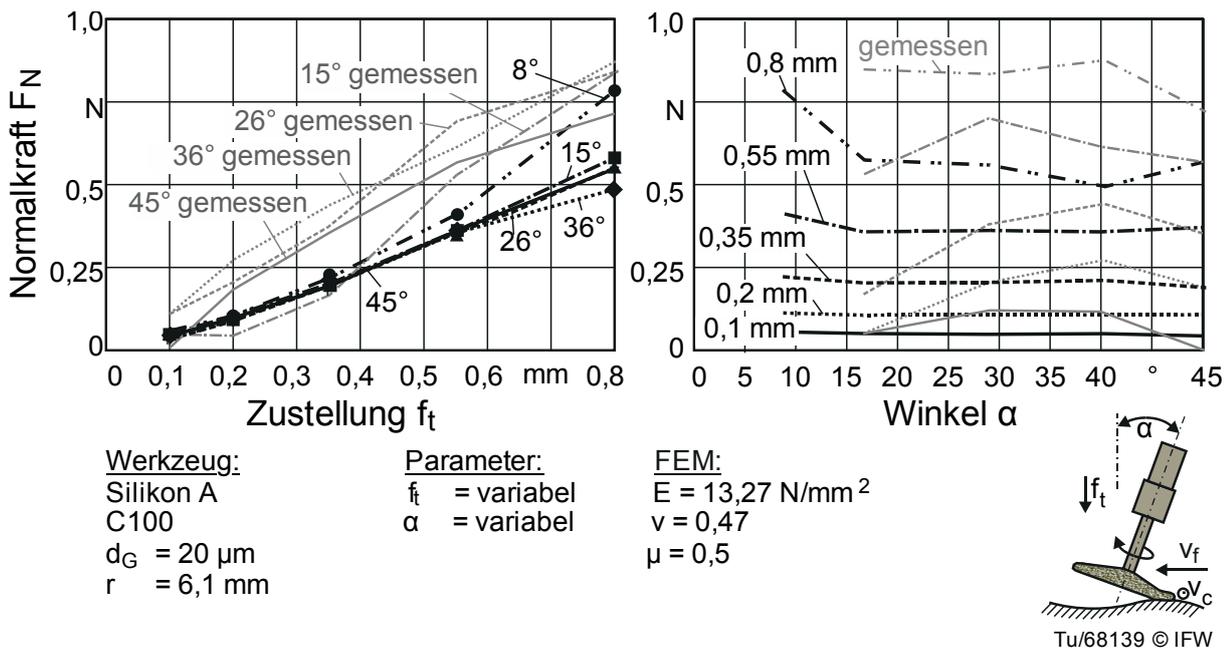
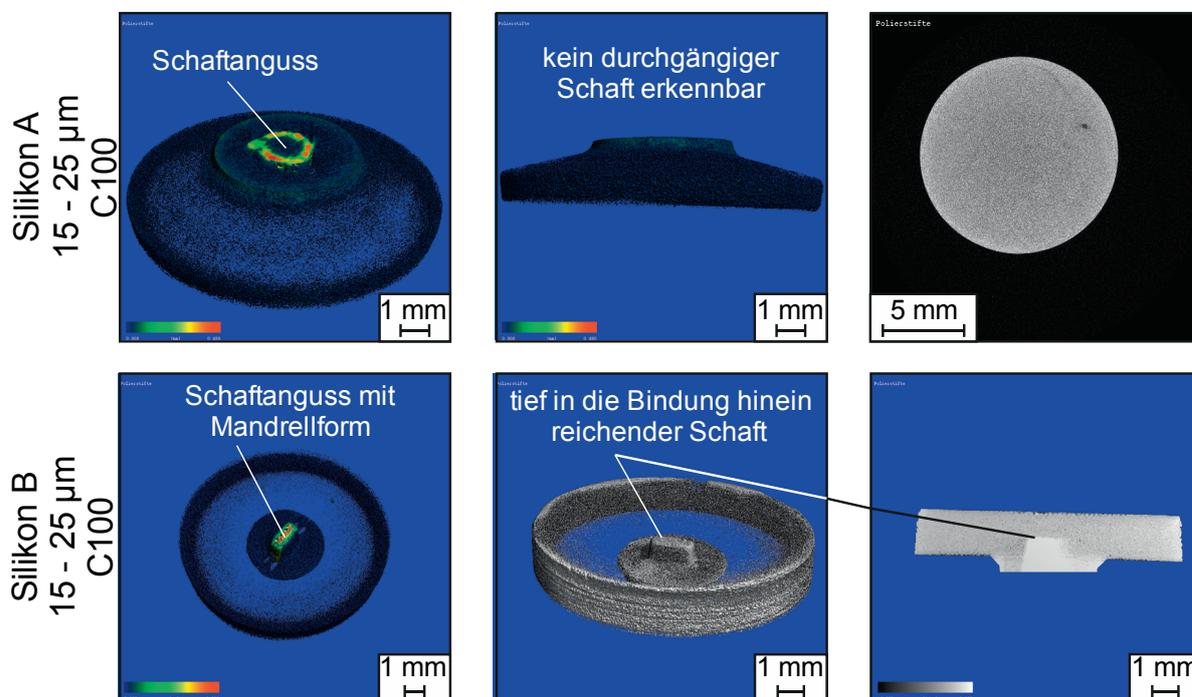


Bild 6.9: Simulierte und gemessene Kontaktkräfte F_N

Bei großen Kontaktflächen (bei $\alpha = 8^\circ$ ab ca. 4 mm^2 , bei $\alpha = 15^\circ$ ab ca. $1,8 \text{ mm}^2$) wird die Polierkraft vom Einfluss des Schaftes verändert. Bild 6.10 zeigt für zwei Werkzeugtypen den Aufbau der Werkzeuge im Mikrocomputertomograph (μCT).

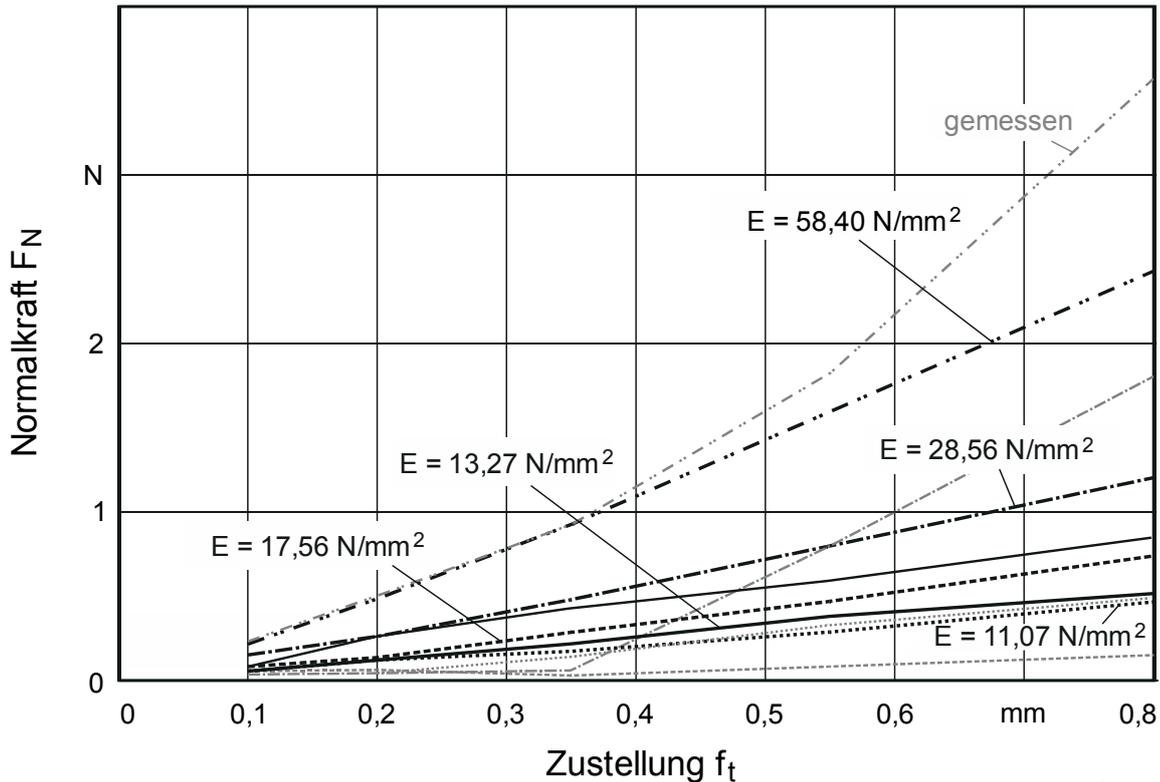


Tu/68086 © IFW

Bild 6.10: μCT -Aufnahmen des Werkzeugaufbaus

Die μCT -Aufnahmen in Bild 6.10 zeigen für die Werkzeuggeometrie des Herstellers A einen Anguss, aber keinen durchgängigen Schaft. Da ein metallischer Körper im μCT nicht strahlungsdurchlässig ist, würde dieser weiß erscheinen und ist somit eindeutig identifizierbar. Die Aufnahmen des Werkzeugs des Herstellers B hingegen lassen den Schaft inklusive der Mandrellform erkennen. Das Mandrell reicht tief in die Bindung hinein und verjüngt sich. Im rechten unteren Teil von Bild 6.10 wird die Tiefe des Schafts auf ca. der Hälfte der Bindungshöhe deutlich. Die Ergebnisse wurden für beide Hersteller/Bindungstypen, mit allen Konzentrationen und Korngrößen geprüft. Beim Polieren ist somit eine maximale Zustellung der Werkzeuge in Abhängigkeit des Anstellwinkels zu beachten, wenn der Schaft keinen Einfluss auf die Polierkraft ausüben soll.

Bild 6.10 ist darüber hinaus zu entnehmen, dass die Werkzeuge deutlichen Schrägstellungen unterliegen (vgl. Fehlerbetrachtung der Werkzeuglängenmessung) in Kap. 4.5). Wie dort erwähnt, weisen die Werkzeuge zusätzlich noch Variationen in Durchmesser (Standardabweichungen bis $0,24 \text{ mm}$) und Rundheit auf (vgl. Kap. 4.5). Diese beiden Fehler führen dazu, dass insbesondere der erstmalige Kontakt des Polierwerkzeugs unter geringen Zustelltiefen ($f_t = 0,1 \text{ mm}$) und bei sehr flacher Anstellung ($\alpha < 15^\circ$) erschwert wird. Bei zu ungenauer Bestimmung fehlt daher dieser Messwert in den Diagrammen in Bild 6.8, Bild 6.9 und Bild 6.11.



Werkzeug:
 Bindung variabel
 Konzentration
 $d_G = 20 \mu\text{m}$
 $r = 6,1 \text{ mm}$

Parameter:
 $f_t = \text{variabel}$
 $\alpha = 36^\circ$
 $v_C = 6,4 \text{ m/s}$
 $v_f = 500 \text{ mm/min}$

FEM:
 $E = \text{variabel}$
 $\nu = 0,47$
 $\mu = 0,5$

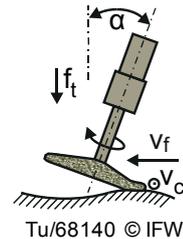


Bild 6.11: Simulierte und zur Verifikation gemessene Normalkräfte

Erwartungsgemäß werden die Kontaktkräfte maßgeblich vom Elastizitätsmodul E beeinflusst (Bild 6.11). Die Kontaktkräfte steigen mit zunehmendem E -Modul über der Zustellung exponentiell an. Die zur Verifikation gemessenen Polierkräfte bestätigen diese Simulationsergebnisse, weisen jedoch für das harte Werkzeug ($E = 58,40 \text{ N/mm}^2$) bei hohen Zustellungen Abweichungen auf, die aus den unterschiedlichen Schaftangüssen resultieren (vgl. Bild 6.7 und Bild 6.10). Werden die Bindungsspezifikationen (Konzentration, Korngröße und E -Modul) mit den wirkenden Kräften bei einer konstanten Anstellung α von 36° abgeglichen, wird ein Zusammenhang zwischen Konzentration, E -Modul und Kraft deutlich. Über den Elastizitätsmodul lassen sich der stark ausgeprägte Einfluss der Kornkonzentration sowie der zu vernachlässigende Einfluss der Korngröße hinreichend genau abbilden.

Aus den Untersuchungen zur Kontaktfläche und zur Verifikation der Kontaktkräfte kann darauf geschlossen werden, dass die Bindungsspezifikation einen Einfluss auf die Bindungssteifigkeit und somit auf die Polierkräfte hat und daher im Rahmen eines Regressionsmodells Berücksichtigung finden sollte. Die Korngröße kann in dem hier betrachteten Prozessfenster vernachlässigt werden. Hohe Zustellungen bei kleinen Anstellwinkeln zeigen darüber hinaus zum Teil erhebliche Abweichungen und können

ten zu Ausreißern in einem Regressionsmodell führen. Die Modelle sind erforderlich, um nachfolgend die Kornanzahl über die Kontaktfläche sowie die wirkende Einzelkornkraft über die Kornanzahl und die Polierkraft berechnen zu können und somit eine Abschätzung der Polierwirkung in Kap. 7 zu ermöglichen.

6.3 Modellierung der Polierwerkzeug-Kontaktfläche sowie der Polierkräfte

Die Ergebnisse in Kap. 6.2 zeigen eine leicht linear ansteigende Kontaktfläche A_K mit zunehmender Zustellung f_t und eine exponentiell steigende Kontaktfläche mit dem Anstellwinkel α , jedoch keinen Einfluss des Elastizitätsmoduls E . Auf Basis der linearen Regression mit Wechselwirkungen lässt sich folgende Korrelationskoeffizientenmatrix für die logarithmisch aufgetragene Kontaktfläche A_K ermitteln (Tabelle 6.4). Dabei gelten Einflussgrößen als signifikant, die den Signifikanzwert $p < 0,01$ erzielen (Studentverteilung, Vertrauensbereich von 99 %, T-Wert-Grenze bei 40 DOF für die statistische Signifikanz = $|2,423|$). Der Korrelationskoeffizient dient dabei als dimensionslose Größe zur Beurteilung eines linearen Zusammenhangs von Merkmalen. Ein Wert von nahezu 0 bedeutet keinen Zusammenhang. Ein T-Wert über dem Grenzwert eines bestimmten Vertrauensbereiches verdeutlicht die statistische Signifikanz des Unterschiedes der Mittelwertsdifferenzen einer unabhängigen Stichprobe.

Tabelle 6.4: Korrelationskoeffizienten und T-Werte für $\log A_K$

	Konstante	α	$f_t \cdot \alpha$	T-Wert
Konstante	1,000	-0,849	-0,021	18,010
α		1,000	-0,482	-24,920
$f_t \cdot \alpha$			1,000	-4,980

Somit lässt sich die Kontaktfläche A_K gemäß Gl. 6.15 mit einem Bestimmtheitsmaß von 0,96 berechnen. Bild 6.12 stellt die prognostizierte Kontaktfläche der in der FEM bestimmten Kontaktfläche gegenüber. Die Koeffizienten der Regression sind einheitenlos, da die Formel einen mathematischen Zusammenhang repräsentiert.

$$\log A_K = a_1 + b_1 \cdot \alpha + c_1 \cdot f_t \cdot \alpha \quad (6.15)$$

mit: A_K = Kontaktfläche in mm^2
 α = Anstellwinkel im Bogenmaß
 f_t = Zustellung in mm
 a_1 = Regressionskonstante = 2,205
 b_1 = Regressionskoeffizient = -5,996
 c_1 = Regressionskoeffizient = -1,360

Die Kontaktflächenprognose durch Gl. 6.15 überschätzt den Kontaktflächenwert um 8 %, wobei 96 % der Abweichungen der Ergebnisse durch Gl. 6.15 erklärt werden können ($R^2 = 0,96$).

Aus den Ergebnissen in Kap. 6.2 wurde weiterhin deutlich, dass die Kontaktkraft F_N signifikant mit dem Elastizitätsmodul E , mit der Zustellung f_t und in geringem Maße, insbesondere bei kleinen Werten, mit dem Anstellwinkel α einhergeht. Auf Basis der

quadratischen Regression lassen sich die Korrelationskoeffizienten für F_N bestimmen (Tabelle 6.5).

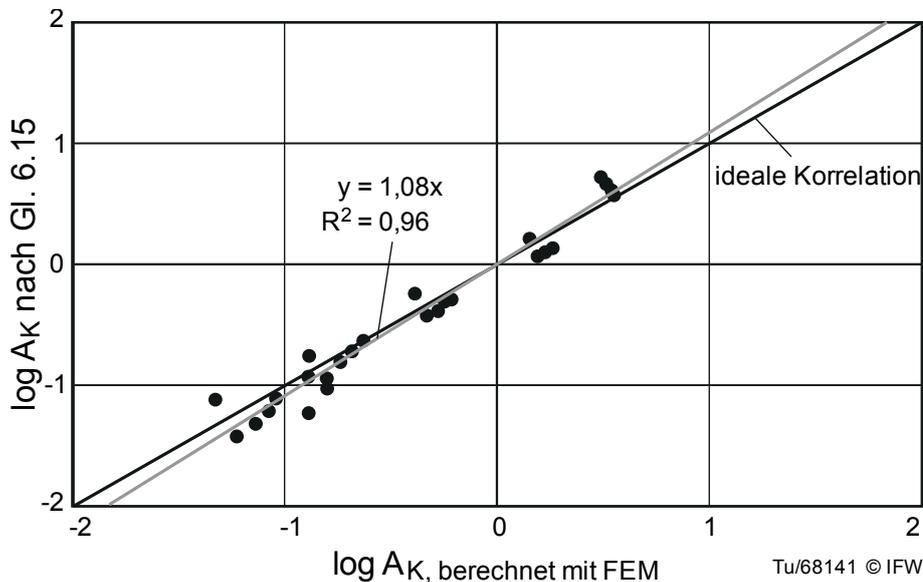


Bild 6.12: Gegenüberstellung Prognose der Kontaktfläche und der mittels FEM simulierten Flächen

Tabelle 6.5: Korrelationskoeffizientenmatrix für F_N

	E	$f_t \cdot \alpha$	f_t^2	$E \cdot f_t$	T-Wert
E	1,000	-0,347	0,439	-0,743	-11,500
$f_t \cdot \alpha$		1,000	-0,767	0,001	-2,970
f_t^2			1,000	-0,446	2,700
$E \cdot f_t$				1,000	92,730

F_N kann gemäß Gl. 6.16 mit einem Bestimmtheitsmaß von 0,99 berechnet werden. Bild 6.13 zeigt die Übereinstimmung des Regressionsmodells mit den simulierten Kraftwerten. Zusätzlich sind die zur Verifikation genutzten gemessenen Kräfte und deren Korrelation mit den in der FEM berechneten Kräften eingezeichnet. Die mittels FEM berechneten Kräfte weisen einen Fehler von 1 % aus, die gemessenen Kräfte überschreiten die Prognose um etwa 33 % bei einem Bestimmtheitsmaß von 0,87.

$$F_N = b_2 \cdot E + c_2 \cdot f_t \cdot \alpha + d_2 \cdot f_t^2 + e_2 \cdot E \cdot f_t \quad (6.16)$$

mit:

- F_N = Kontaktkraft in N
- E = Elastizitätsmodul in N/mm²
- α = Anstellwinkel im Bogenmaß
- f_t = Zustellung in mm
- b_2 = Regressionskoeffizient = -0,002
- c_2 = Regressionskoeffizient = -0,236
- d_2 = Regressionskoeffizient = 0,208
- e_2 = Regressionskoeffizient = 0,054

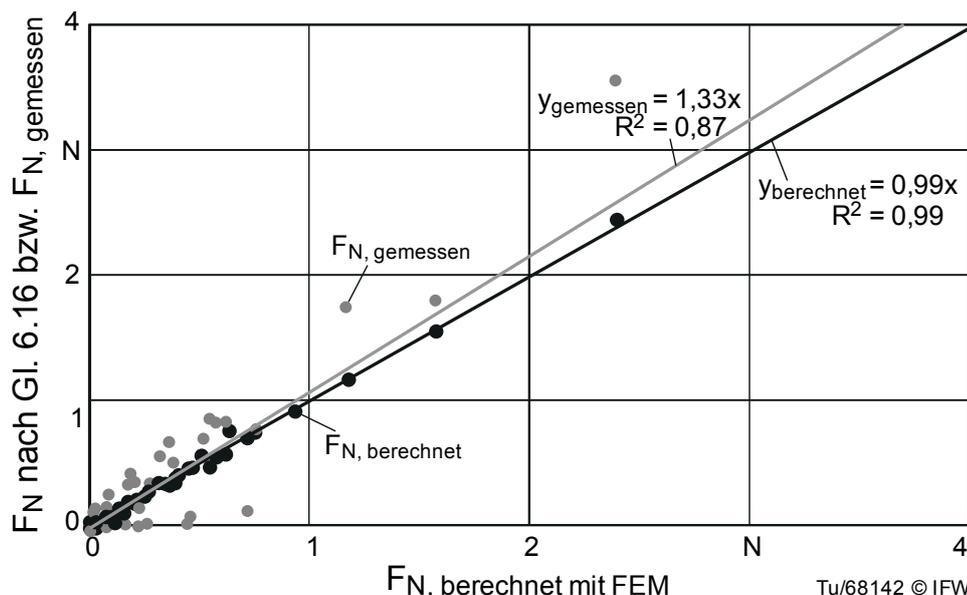


Bild 6.13: Gegenüberstellung der Kraftprognose nach Gl. 6.16, der gemessenen und der mittels FEM berechneten Kraftwerte

Die Gl. 6.15 und 6.16 ermöglichen die Berechnung der Kontaktfläche und der Kontaktkräfte ohne weitere Zuhilfenahme numerischer Methoden. Die Berechnungen werden in Kap. 7 genutzt, um mit der aktiven Kornanzahl und der wirkenden Kornkraft ein Prozessverständnis zu den realen Polieruntersuchungen mit nachgiebigen Werkzeugen zu schaffen.

Bei Zustellung des Werkzeugs unter einem Anstellwinkel α zur Bauteiloberfläche hin erfolgt eine Verformung der Werkzeugbindung, die in einer Kontaktfläche resultiert und über welche die Polierkraft auf die aktiv am Polierprozess beteiligten Diamantkörner übertragen wird. Dabei ist davon auszugehen, dass die Kraft selbst nur auf die Kornquerschnittsfläche wirkt, da die Härte der Bindung erheblich kleiner ist als die von Diamant. Aus der Division der Kontaktkraft F_N nach Gl. 6.16 mit der in der Kontaktfläche (Gl. 6.15) liegenden Kornanzahl $N_{II,AK}$ (Gl. 6.6) resultiert die Einzelkornkraft F_G .

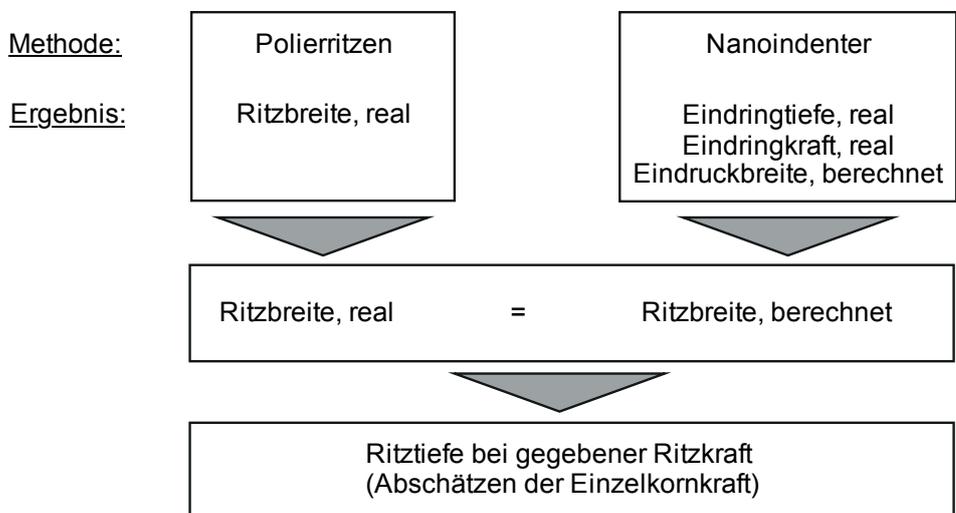
Nachfolgend soll Kap. 6.4 aufzeigen, dass die aus dieser Berechnung resultierenden Einzelkornkräfte ausreichen, um mit einem einzelnen Diamantkorn einen Eindruck in der keramischen Oberfläche zu erzeugen. Folglich ist ein Diamantkorn dann auch bei diesen geringen Kornkräften in der Lage, einen Materialabtrag zu erzeugen.

6.4 Einzelkornkraft und Polierritzmechanismus

Die Kornanzahlen $N_{II, AK}$ und die gemessenen Polierkräften F_N resultieren in Einzelkornkräften F_G von 0,4 mN bis 640 mN. Um den Nachweis zu erbringen, dass ein einzelnes Korn bei solch geringen Kräften überhaupt in der Lage ist, in einen keramischen Werkstoff einzudringen, soll ein Analogieversuch genutzt werden.

Ein Polierritzversuch mit einem 1-Korn-Werkzeug soll die reale Kornkinematik während des Polierens nachbilden. Anhand der Aufnahmen des erzeugten Ritzes aus dem Rasterelektronenmikroskop können Ritzbreiten abgeschätzt werden, die aus dem Eindringen eines polierenden Kornes resultieren. Vorteil dieses Prinzips ist neben der realen Kornkinematik, dass die gleichen Prozessparameter und somit reale Werkzeugbelastungen genutzt werden können, wie sie auch in den Polieruntersuchungen zum Einsatz kommen.

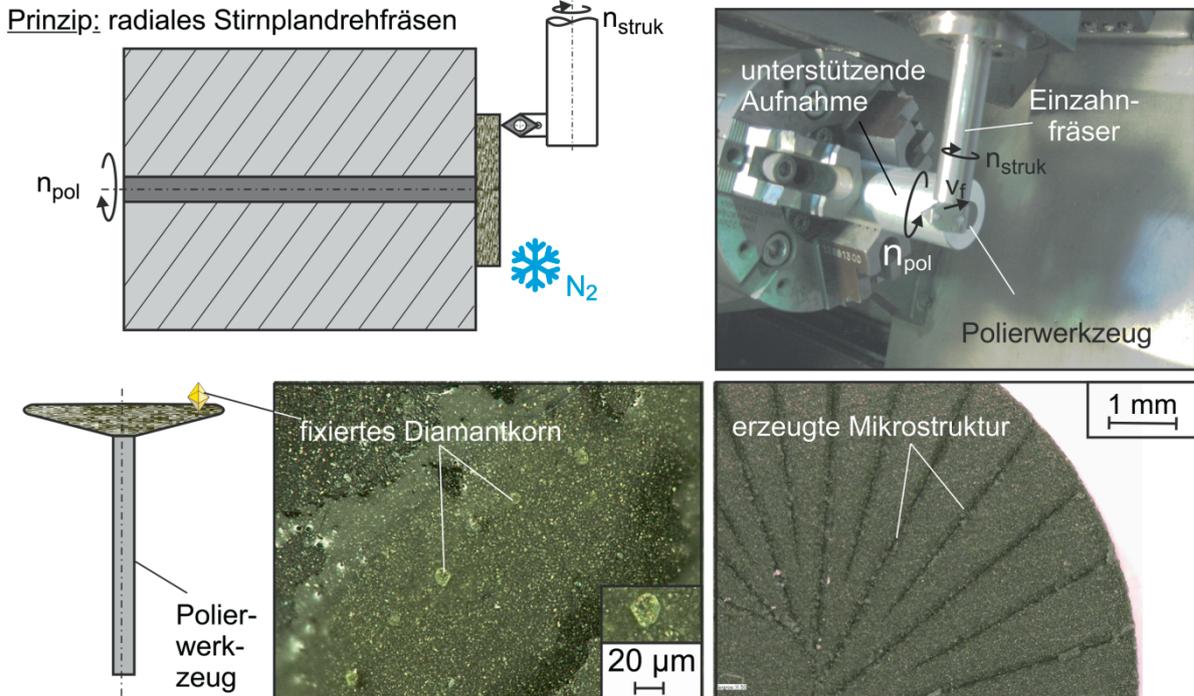
Die Messung der Kräfte während dieses Polierritzens ist aufgrund der Auflösungen des Messbereichs im Dynamometer sowie des Messrauschens nicht möglich. Daher dient der Nanoindenter als zweiter Analogieversuch. Der Nanoindenter kann originale Geschwindigkeiten eines Polierprozesses nicht nachbilden. Er verfügt jedoch über die Möglichkeit mit Normalkräften < 1 mN in eine Oberfläche einzudringen. Würde eine zusätzliche Vorschubgeschwindigkeit aufgebracht werden, wären unter der gleichen Gesamtkraft kleinere Eindringtiefen zu erwarten. Dieses Verfahren dient daher ausschließlich dem Nachweis, welche theoretischen Eindringtiefen ein einzelnes Korn bei Einzelkornkräften < 1 mN erzielen kann. Werden beide Ergebnisse zusammengeführt, ist damit eine Abschätzung der Ritztiefen bei gegebener Einzelkornkraft eines Polierkorns und umgekehrt möglich, wobei aufgrund der fehlenden Vorschubbewegung beim Nanoindenter erwartungsgemäß etwas größere Tiefen realistisch sind (Bild 6.14). Einen Rückschluss der Materialtrennung durch den Nanoindenter wurde ebenfalls durch HUANG durchgeführt [HUA12]. Er führt den maßgeblichen Einfluss der Materialtrennung auf die Kraft zurück und nicht auf die Thermik, sodass die Geschwindigkeit in dieser Auflösung vernachlässigt werden kann.



Tu/68123 © IFW

Bild 6.14: Vorgehensweise zum Abschätzen der Einzelkornkräfte

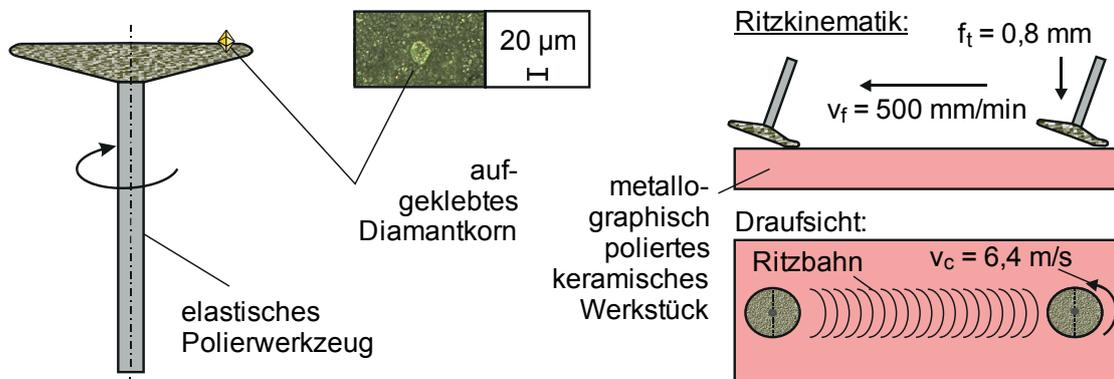
Um eine gleiche Kornkinematik im Ritzversuch (1. Analogieversuch) zum Polieren zu gewährleisten, wird hier auf einem nachgiebigen Polierwerkzeug eine Positionierungsrille für die aufzuklebenden Diamantkörner durch Stirnplandrehfräsen mittels Einzahnfräser [KAE13] eingefügt (Bild 6.15).



Tu/68087 © IFW

Bild 6.15: Werkzeugprinzip orthogonales Drehfräsen zur Herstellung radial ausgerichteter Strukturen auf der Stirnfläche und fixierte Diamantkörner

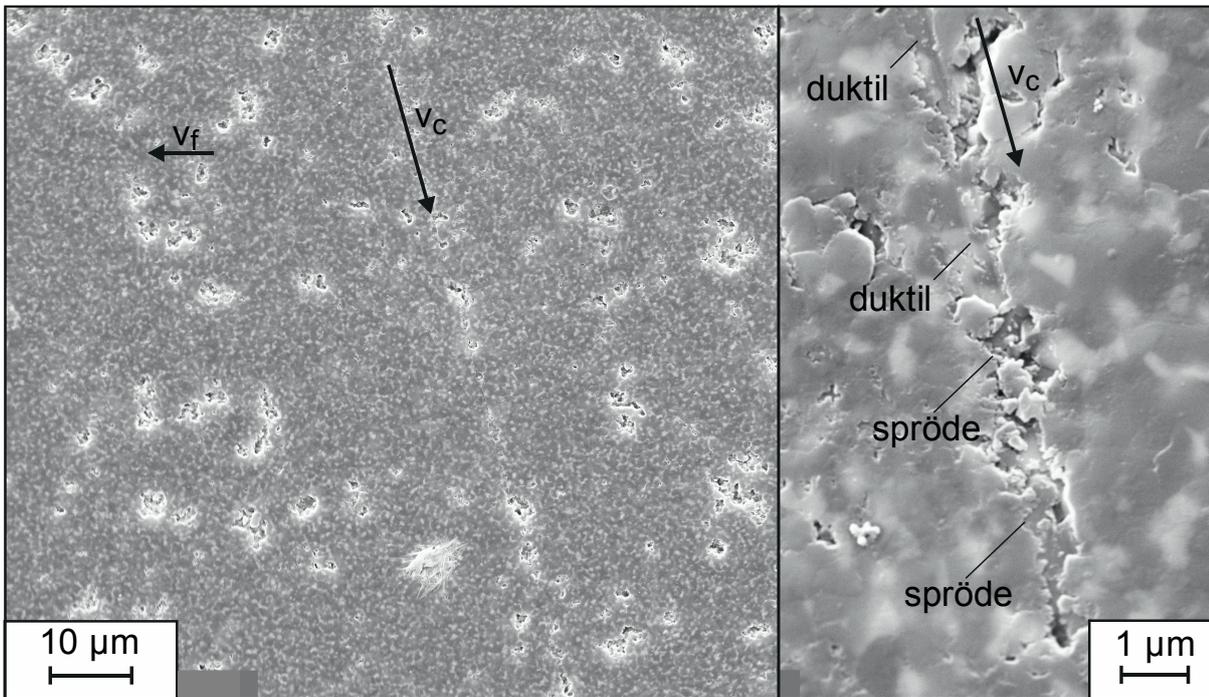
Da ein nachgiebiger Werkstoff für die Drehbearbeitung ungeeignet ist, wird das Polierwerkzeug kurz in Stickstoff getaucht und auf einen stabilisierenden Grundkörper aufgelegt. Das Fräswerkzeug bringt anschließend die Rillen auf dem schockgefrorenen Bindungskörper ein (Bild 6.15, unten rechts). Auf dieser Rille wird unter dem Mikroskop ein Diamantkorn des Typs RVM-N 20 µm positioniert und mittels Zwei-komponenten-Klebstoff fixiert.



Tu/66484 © IFW

Bild 6.16: Polier-Ritz-Kinematik

Das modifizierte Polier-Ritz-Werkzeug kommt in Analogie zu den Polierstiften zum Einsatz. Um Ritze zu erzeugen, wurde die höchste Zustellung von $f_t = 0,8 \text{ mm}$, bei einer Vorschubgeschwindigkeit von $v_f = 500 \text{ mm/min}$ und einer Schnittgeschwindigkeit von $v_c = 6,4 \text{ m/s}$ gewählt. Aufgrund des Präparationsaufwandes wird lediglich der Maximalbelastungsfall abgebildet. Beim Aufsetzen des Werkzeugs wird ein Ritz erzeugt, der anschließend mittels Rasterelektronenmikroskopie dargestellt werden kann (Bild 6.17).



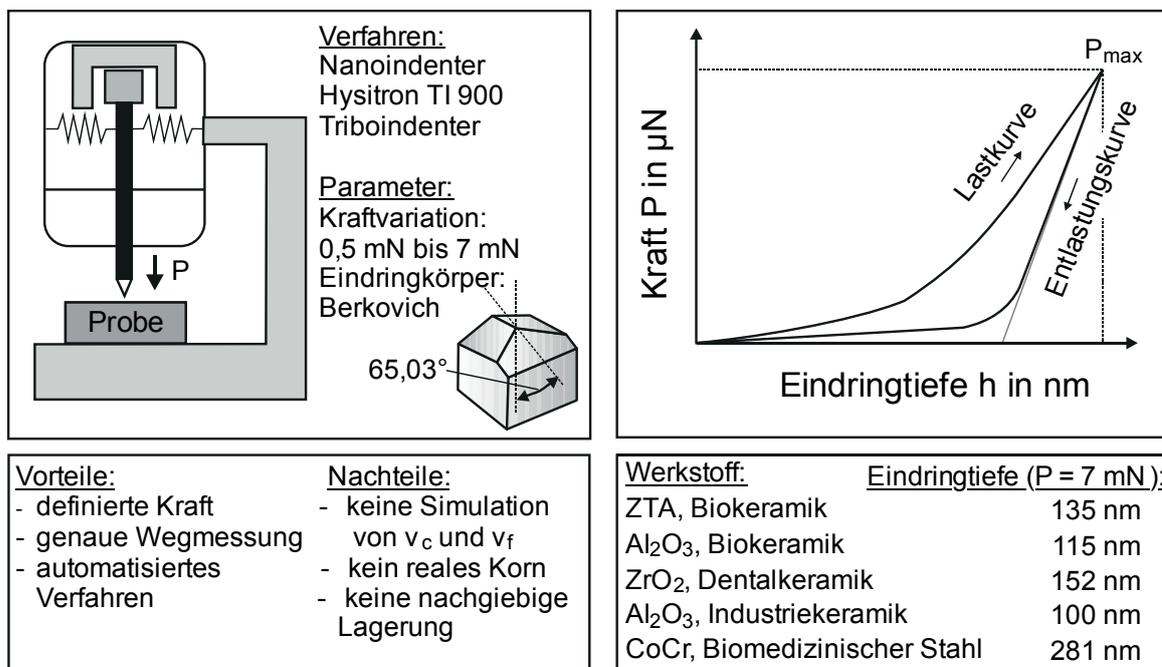
Tu/66484 © IFW

Bild 6.17: Durch Polierritzen erzeugte Spur im REM

Anhand der Aufnahmen des Rasterelektronenmikroskops können sowohl spröde abgetragene als auch duktil bearbeitete Stellen identifiziert werden. Im Fall einer spröden Trennung wird in der Regel ein gesamtes Keramikkorn des Werkstücks aus dem ZTA-Verbund herausgebrochen. Im duktil getrennten Bereich wird ein paralleler Verlauf der Ritzkanten deutlich. Ein Eintauchen des Kornes ist im duktilen Bereich erkennbar. Der Ritz endet abrupt im spröden Bereich. Es ist davon auszugehen, dass das Ritzkorn in einer Pore hängen geblieben ist (rechts im Bild sind diese Poren deutlich zu erkennen). Die Kräfte überschreiten dann kurzzeitig die Klebkräfte am Werkzeug und brechen das Korn heraus. Daher ist hier kein Austausch des Kornes zu erkennen. Mittels des REM-Bilds kann die Ritzbreite im duktilen Bereich überschlägig bestimmt werden, indem an zehn Stellen die Breite des duktilen Ritzes unter dem REM gemessen und eine mittlere Breite bestimmt wird.

Mittels Nanoindentation wurden im 2. Analogieversuch Eindringtiefen unter Last von $0,5 \text{ mN}$ bis 7 mN auf eine Berkovich-Indenterspitze bei verschiedenen biomedizinischen Werkstoffen sowie einer Industriekeramik ausgeübt (Bild 6.18, links und oben). Der Indenter ist für die Werkstoffprüfung (Mikrohärte und Elastizitätseigenschaften) genormt und kann nicht durch ein beliebiges Korn getauscht werden, um die Ver-

gleichbarkeit zum Diamantkorn zu erhöhen. Die Berkovich-Spitze entspricht dem gleichen Flächen-Tiefen-Verhältnis wie die Vickers-Spitze zur Härtemessung. Der Nanoindenter ist darüber hinaus die einzige Möglichkeit, den elastischen Anteil des ansonsten spröden Werkstoffs Keramik der unmittelbar zur duktilen Bearbeitung führt nachzuweisen. Die Werkstoffe wurden für die Messungen metallografisch durch eine chemisch-mechanische Politur auf eine Rauheit < 10 nm poliert.



Tu/66485 © IFW

Bild 6.18: Prinzip der Eindringtiefe-Eindringkraft-Bestimmung mittels Nanoindenter

Für die untersuchten Werkstoffe bestimmen sich die maximalen Eindringtiefen bei 7 mN Eindringkraft gemäß Bild 6.18 (unten rechts). Erwartungsgemäß ergibt sich für den duktilen CoCr-Stahl die größte, verbleibende Eindringtiefe $h_c = 281$ nm. Die hingegen sehr spröde agierende Industriekeramik mit vergleichsweise großen Keramikpartikeln von $d_{GS,WS} = 15$ μm weist als Eindringtiefe nur $h_c = 100$ nm auf. Die Al₂O₃-Biokeramik mit feinerer Werkstoffkorngröße von etwa 1,75 μm lässt weniger Eindringtiefe zu als die zäheren ZTA und ZrO₂ Medizinkeramiken (Korngrößen etwa 0,5 μm) zu. Das Verhalten geht auch mit der Risszähigkeit und der Härte der Werkstoffe (vgl. Bild 4.10) einher.

Unter Berücksichtigung der Indentergeometrie nach Berkovich lässt sich die Ritzbreite aus den REM-Bildern in eine theoretische Eindringtiefe bzw. Ritztiefe umrechnen. Dafür wurde die Ritzbreite an zehn Stellen gemessen und zu einer mittleren Ritzbreite von $b_{\text{Ritz}} = 263$ nm bestimmt. Die kleinste gemessene Breite ist 161 nm, die größte 414 nm. Der Berkovichindenter entspricht einem regelmäßigen Tetraeder mit einem Flankenwinkel von 65,03°. Die projizierte Fläche A bei der verbleibenden Eindringtiefe h_c kann näherungsweise mit $A = 24,5 \cdot h_c^2$ bestimmt werden [BAC03]. Bei einer Ritzbreite von 263 nm (entspricht einer Kantenbreite des Tetraeders) ergibt sich somit eine Eindringtiefe $h_{c,th} = 35$ nm. Für die kleinste gemessene Ritzbreite von

161 nm bestimmt sich die Eindringtiefe zu 21 nm, für die größte Breite von 414 nm eine Eindringtiefe von 55 nm. Aus den im REM gemessenen Breiten lassen sich somit theoretisch maximal mögliche Korn-Eindringkräfte von $< 0,5$ mN bis maximal 1,3 mN (maximales aus REM-Bild berechnetes $h_c = 55$ nm, ZTA Biokeramik) für die biokeramischen Werkstoffe abschätzen. Eine duktile Bearbeitung von Keramiken bei solch geringen Eindringtiefen wies [BHA05] nach.

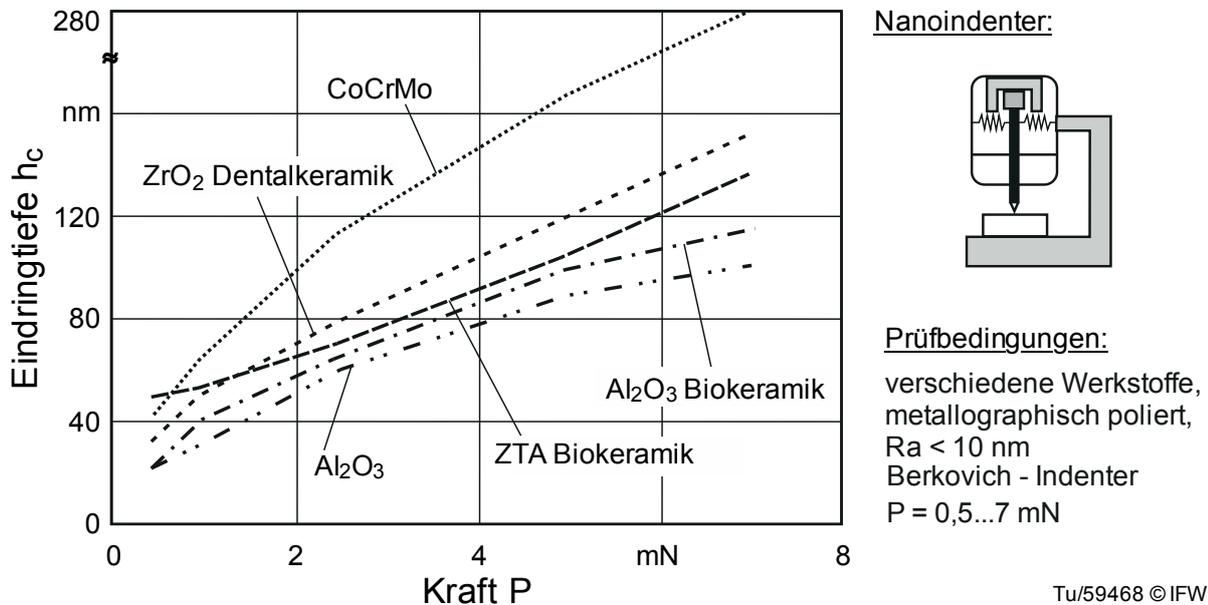


Bild 6.19: Ergebnisse der Nanoindentation bei verschiedenen medizinischen Werkstoffen

Werden die aus den gemessenen Daten modellierten Polierkräfte (vgl. Kap. 6.2 und 6.3) mit der in der Kontaktfläche liegenden Kornanzahl $N_{II, AK}$ (Gl. 6.7) dividiert, resultieren Einzelkornkräfte F_G für die nachgiebigen Werkzeuge mit Silikonbindung von 0,7 mN bis maximal 0,6 N. Dabei treten die maximalen Einzelkornkräfte insbesondere bei großen Kornkonzentrationen (E-Modul $58,40$ N/mm²) und bei hohen Zustellungen ($f_t = 0,8$ mm) auf.

Die Ergebnisse aus den Ritzuntersuchungen, den Nanoindentmessungen (Kap. 6.4) sowie den Kraft- und Kontaktflächenbestimmungen (Kap. 6.2 und 6.3) führen für die nachgiebigen Werkzeuge somit prinzipiell zu ähnlichen Einzelkornkräften nach dem aufgestellten, analytischen Berechnungsmodell (vgl. Kap. 6.1). Die berechneten Einzelkornkräfte sind somit realistisch. Auch bei geringen Kornkräften im Bereich weniger mN ist somit ein Eindringen in den keramischen Werkstoff nachweisbar.

Aus den Kraftuntersuchungen lässt sich zusammenfassend ableiten, dass der Elastizitätsmodul der Bindung den größten Einfluss auf die Polierkraft hat. Dabei verändert sich die Steifigkeit der Bindung mit Anstellung und Zustellung des Werkzeugs. Weiterhin sind Einzelkornkräfte im Bereich weniger mN für den untersuchten Einsatzbereich der Werkzeuge bei der Politur von Oxidkeramiken zu erwarten.

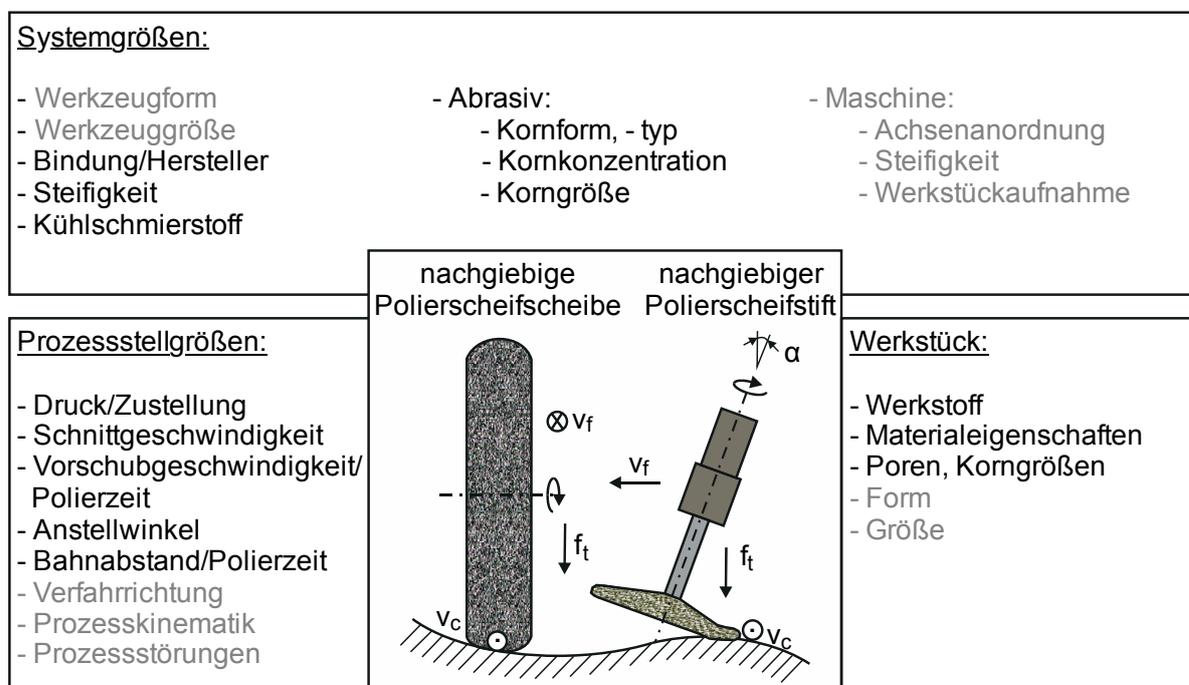
7 Polieren mit nachgiebig gebundenen Diamantwerkzeugen

Nach zunächst einzelner Betrachtung der beim Polieren auftretenden Kräfte und Kontaktflächen sowie der daraus resultierenden Einzelkornkräfte und aktiven Kornanzahlen soll nun der Zusammenhang mit dem Poliererergebnis der Oberflächengüte empirisch erläutert werden.

Hierfür werden Polieruntersuchungen mit variierenden Prozess- und Systemeinstellgrößen sowie variablen Ausgangsrauheiten und keramischen Werkstoffen durchgeführt. Mit diesem Vorgehen soll die These, dass die Oberflächengüte nach dem Polieren von der Kornanzahl sowie der auf die Körner wirkenden Kraft abhängt, bestätigt werden. Das Wissen über den Einfluss der Prozessparameter sowie der Kornkraft und der Kornanzahl werden in Kap. 8 genutzt, um keramische Knieimplantatprüflinge für den Verschleißtest zu fertigen.

7.1 Versuchsplanung

In Bild 7.1 sind die prozessbezogenen Einflussgrößen für den Einsatz nachgiebiger Polierwerkzeuge dargestellt. Im Rahmen der analytischen Betrachtungen (vgl. Kap. 6) wurden die meisten davon physikalisch dem Einfluss der Kornanzahl und der Kornkraft zugeordnet. Nicht untersucht werden die Werkzeugform/-größe und der Einfluss der Werkzeugmaschine. Die Verfahrrichtung hat aufgrund der stets kreisenden Kornkinematik des Polierstifts keinen Einfluss auf die entstehende Oberfläche nach dem Polieren und wird daher nicht berücksichtigt [MEE11]. Nicht untersuchte Größen sind in grau dargestellt.



Tu/66461 © IFW

Bild 7.1: Gewählte Einflussgrößen für den Versuchsplan

Der Werkstoff findet Berücksichtigung, sodass die Polieruntersuchungen daher an verschiedenen medizinischen Werkstoffen durchgeführt werden. Dem Einfluss der Kornanzahl werden die Parameter Kornkonzentration, die Korngröße sowie die Beeinflussung durch den Hersteller (Kornotyp, Bindung) zugeordnet. Der Einsatz von Kühlschmierstoff wird nicht betrachtet, da Voruntersuchungen gezeigt haben, dass unter Kühlschmierstoff eine ungleichmäßige Kontaktierung der Bindung auf der Probe stattfindet. Die Schnittgeschwindigkeit und die Vorschubgeschwindigkeit sowie der Bahnabstand nehmen direkt Einfluss auf die aktive Kornanzahl. Anstellwinkel und Zustellung sowie Hersteller/Bindung werden unter Kap. 7.2.2 untersucht. Nicht direkt im analytischen Modell berücksichtigte Größen wie der Einfluss des Werkstoffs und die Ausgangsrauheit nach dem vorgeschalteten Schleifprozess werden gesondert fokussiert.

Im ersten Schritt ergeben sich neun Faktoren, welche mit einem zentralen Versuchsplan untersucht werden. Zentrale Versuchspläne (Central Composite Face Centered Design of Experiments) untersuchen die Anzahl der Faktoren ausgehend von einem Sternzentrum, welches sich in der Regel in der Mitte des betrachteten Einsatzfensters befindet. Je nach Anordnung der Eckpunkte um den Sternplan herum können auch Prozesspunkte außerhalb der üblichen Prozessfenster untersucht werden, um Prozessgrenzen zu identifizieren. Das Sternzentrum ist farblich in der Tabelle hinterlegt.

Tabelle 7.1: Versuchsplanfaktoren und -stufen

Faktor	Stufe 1	Stufe 2	Stufe 3	Stufe 4	Stufe 5	Beeinflussung von:
Schnittgeschwindigkeit v_c in m/s	3,2	5,0	6,4	9,0	12,8	N_{Prozess}^*
Vorschubgeschwindigkeit v_f in mm/min	10	50	100	200	500	N_{Prozess}^*
Zustellung f_t in mm	0,1	0,2	0,35	0,55	0,8	F_G^{**}
Bahnabstand a_p in mm	0,03	0,06	0,10	0,25	0,50	N_{Prozess}^*
Anstellwinkel α in °	15	36	45			F_G^{**}
Konzentration (theoretisch) C	C50	C100	C200			N_{Prozess}^* , F_G^{**}
Korngröße d_G in μm	10 – 15 (D15)	15 – 25 (D20)	30 – 40 (D35)			N_{Prozess}^*
Hersteller	A	B				-
Bindungstyp	Silikon	PU				F_G^{**}

* N_{Prozess} gemäß Gl. 6.13, ** F_G gemäß Gl. 6.13/Gl. 6.6

Das Sternzentrum sowie das Prozessgrenzenfenster basieren auf, in früheren Stichversuchen ermittelten, geeigneten Prozessgrößen [MEE11]. Das Zentrum bleibt für

alle Untersuchungen konstant. Standardabweichungen aus Versuchswiederholungen werden am Sternzentrum ermittelt. Die Achsen der Sterne sind grundsätzlich fünfstufig aufgebaut. Der Einfluss der Anstellung wird mit den drei höchsten Winkeln berücksichtigt, da in den Analogieuntersuchungen zur Bestimmung der Polierkräfte der Schaft einen Einfluss auf die Polierkräfte ausübt. Darüber hinaus ist die Kontaktdektion bei kleinen Winkeln schwierig. Die Versuche werden randomisiert durchgeführt. Als Werkstoff wird die für den Einsatz an keramischen Gelenkimplantaten verwendete Al_2O_3 -Keramik genutzt. Die Vorbearbeitung erfolgt gemäß Kap. 4.1.

Tabelle 7.2: Versuchsplanstufen und -faktoren zum Einfluss des Werkstoffs und der Ausgangsrauheit

Faktor	Stufe 1	Stufe 2	Stufe 3	Stufe 4	Stufe 5	Beeinflussung von:
Schnittgeschwindigkeit v_c in m/s			6,4			N_{Prozess}^*
Vorschubgeschwindigkeit v_f in mm/min			100			N_{Prozess}^*
Zustellung f_t in mm				0,55		F_G^{**}
Bahnabstand a_p in mm		0,06				N_{Prozess}^*
Anstellwinkel α in °		36				F_G^{**}
Konzentration (theoretisch) C		C100				N_{Prozess}^* , F_G^{**}
Korngröße d_G in μm		15 – 25 (D20)				N_{Prozess}^*
Hersteller	A					-
Bindungstyp	Silikon					F_G^{**}
Werkstoff	Al_2O_3 Implantatkeramik	ZTA Implantkeramik	ZrO_2 Implantkeramik	ZrO_2 Zahnkeramik	Al_2O_3 Industriekeramik	CoCr-Stahl medizinisch, vergleichend
Rauheitsstufen	1	2	3	4	5	-

* N_{Prozess} gemäß Gl. 6.13, ** F_G gemäß Gl. 6.13/Gl. 6.6

Überprüfungen der Prozessstellgrößenzusammenhänge für andere Hersteller, Bindungen bzw. Korngrößen und Werkstoffe erfolgen dreistufig. Zur Untersuchung des Einflusses des Werkstoffs sowie der Ausgangsrauheit wird die Sternmitte genutzt. Als Hauptwerkstoff wird Al_2O_3 mit fünfstufig variiert Rauheit eingesetzt. Vergleichend werden drei weitere biomedizinische Oxidkeramiken sowie ein medizinischer CoCr-Stahl hinzugezogen. Darüber hinaus kommt eine Industrialuminiumoxidkeramik mit deutlich größerer Korngröße und verringerter Risszähigkeit zum Einsatz (vgl. Kap. 4.3). Diese Versuche werden je zwei Mal wiederholt, um durch Mittelwertbildung den Einfluss der Schwankungen der Ausgangsrauheit zu mindern. Dafür werden die Werkstoffe mit der gleichen Schleifscheibe und mit konstanten Parameterkombinati-

onen vorbearbeitet. Die Rauheitsänderungen werden immer über der Ausgangsrauheit der jeweiligen geschliffenen Werkstücke betrachtet.

Weiterhin wird die Schleifprozesskinematik durch den Einsatz des torischen Schleifverfahrens für komplex geformte Keramiken genutzt, um die Ausgangstopografie zu variieren. Dabei werden im seitlichen Verfahren bei einem Torusringradius von $r = 2,5 \text{ mm}$ auf den beiden Implantatkeramiken (Al_2O_3 und ZTA-Biokeramik) durch die Variation des Schleifbahnabstands drei verschiedene Makrorauheiten eingestellt (vgl. [MEE11]). Durch Beibehaltung des galvanischen Schleifstifts (D46) und seiner Anstellung (20°) bei einer Zustellung a_e von $50 \text{ }\mu\text{m}$ und einer Vorschubgeschwindigkeit v_f von 400 mm/min , soll der Einfluss der Makrorauheit, die aus der Form des Werkzeugeingriffs bei torischen Schleifstiften resultiert, fokussiert werden.

7.2 Ausbildung der Implantatstopografie bei nachgiebig gebundenen Polierwerkzeugen

Die Ergebnisdarstellung zum Einfluss der Prozessparameter und Stellgrößen auf die Topografie beim Polieren mit nachgiebigen Werkzeugen erfolgt in drei Abschnitten. Hierfür werden zunächst alle Variablen, die die Kornanzahl betreffen, dann die Variablen, die maßgeblich die Einzelkornkraft beeinflussen (vgl. Tabelle 7.1, rechte Spalte) und abschließend der Werkstoff- und Vorbearbeitungseinfluss dargestellt (Tabelle 7.2).

Die Polierresultate werden über die aus 512 Profillinien gemittelte Glättungstiefe R_p sowie ihrer Änderungen ΔR_p dargestellt, um den Einfluss der Ausgangsrauheit zu relativieren (vgl. hierzu Kap. 5). Ein hohes ΔR_p zeugt von einem hohen Änderungsvermögen. Auf der Y-Achse der Diagramme wird die im Prozess kumulierte Kornanzahl N_{Prozess} in Abhängigkeit der, mittels FEM berechneten, Kontaktfläche A_K bei einer Politur eines Feldes von $8 \times 4 \text{ mm}^2$ oder aber die berechnete Einzelkornkraft F_G abgebildet. N_{Prozess} und F_G sind somit auf die Einstellgrößen bezogene Kenngrößen.

7.2.1 Einfluss der Kornanzahl auf die Implantatstopografie

Einfluss der Schnittgeschwindigkeit auf die Rauheit

Die Schnittgeschwindigkeit hat einen erheblichen Einfluss auf die Kornanzahl, die während des Prozesses über eine Oberfläche reibt. In Bild 7.2 sind die aus allen Profilschnitten gemittelten Glättungstiefen R_p sowie die zugehörige Änderung dieser Rauheitswerte dargestellt. Da bei der Vorbearbeitung niemals die gleiche Rauheit (der gleiche Rauheitswert bei allen Kennwerten) auf allen Proben eingestellt werden kann, sondern das Ergebnis u. a. auch statistisch beeinflusst ist, dienen die Darstellungen im unteren Bildteil jeweils zur Neutralisierung des Einflusses der Schwankungen der Ausgangsrauheit. Die mit der Schnittgeschwindigkeit zunehmende Kornanzahl N_{Prozess} ist zum Vergleich auf der Y-Achse eingezeichnet.

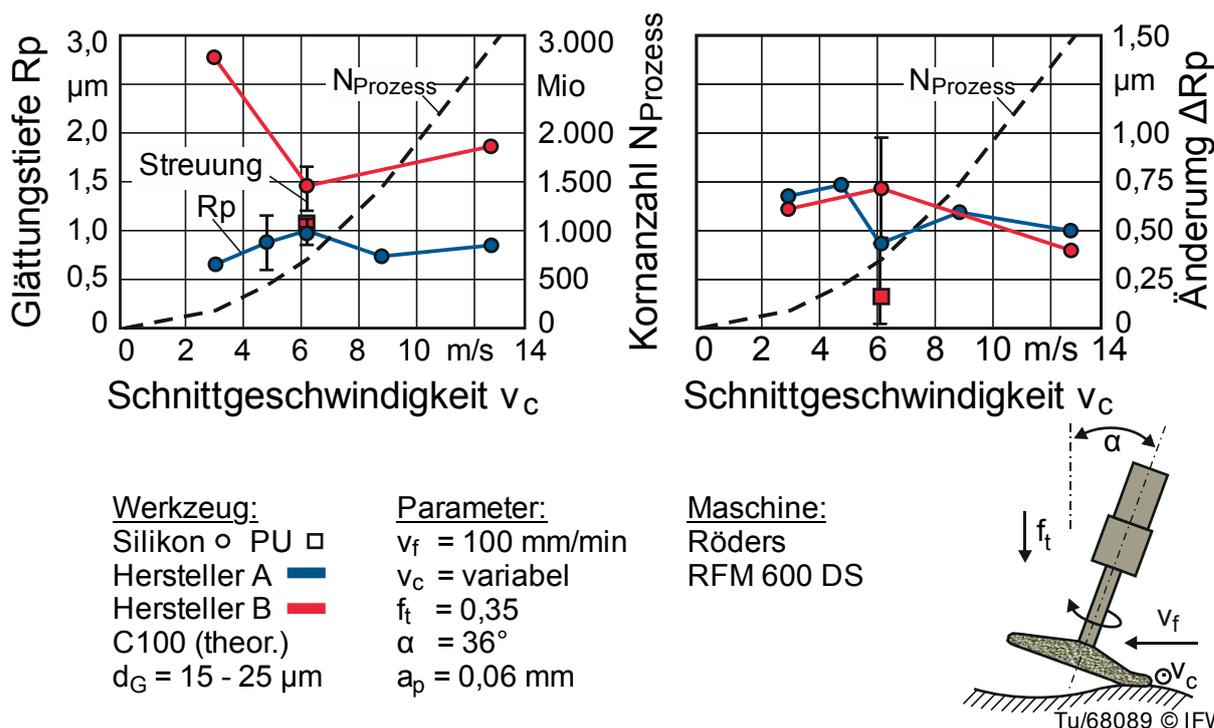


Bild 7.2: Einfluss der Schnittgeschwindigkeit auf die Rauheit

Bei steigender Schnittgeschwindigkeit ist kein eindeutiger Trend auf die entstehende Oberfläche erkennbar, insbesondere unter Berücksichtigung der Standardabweichungen. Die Rauheitsänderung verläuft bei zunehmender Schnittgeschwindigkeit nahezu waagrecht ($\Delta R_p \approx \text{konst.}$). Die beiden Hersteller A und B verhalten sich bei Silikonbindung ähnlich, die PU-Bindung erzielt jedoch eine kleinere Rauheitsänderung. Es fällt weiterhin auf, dass erhebliche Streuungen vorliegen. Die Ursache hierfür kann im Verschleißverhalten (Bild 7.3) der Werkzeuge gefunden werden.

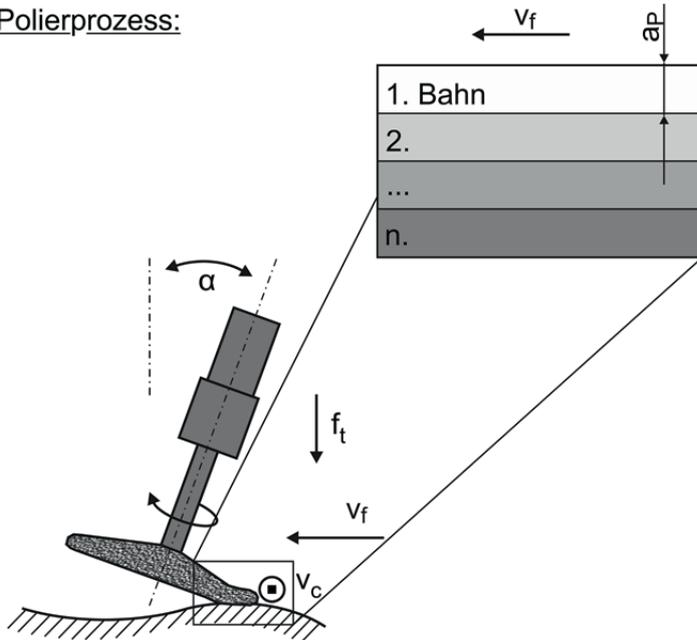
Der vermutete Zusammenhang des Einflusses der steigenden Prozesskornanzahl auf die Rauheitsausbildung kann für die Prozesskenngröße Schnittgeschwindigkeit somit nicht bestätigt werden. Es ist anzunehmen, dass die Bindung das Verhalten bei variabler Schnittgeschwindigkeit mehr beeinflusst als die Kornanzahl.

Während der Untersuchungen wurde der radiale, makrogeometrische Verschleiß der Silikonwerkzeuge gemäß Kap. 4.4 erfasst, da die Werkzeuge ihre Form durch Verschleiß ändern und dies in der Programmierung der Werkzeugbahnen Berücksichtigung finden muss (Bild 7.3). Die Verschleißerfassung berücksichtigt keine mikrogeometrischen Vorgänge. Bei Betrachtung der Radiusänderung Δr über dem theoretischen Zeitspanvolumen Q_{wth} kann der makrogeometrische Verschleiß W_P bezogen auf die Prozessparameter betrachtet werden. Dabei wird das theoretische Zeitspanvolumen in Analogie zum Zeitspanvolumen eines steifen Schleifwerkzeugs betrachtet [DEN11a, KLO05]. Die Zustellung f_t wird mit der Eingriffstiefe a_e gleichgesetzt.

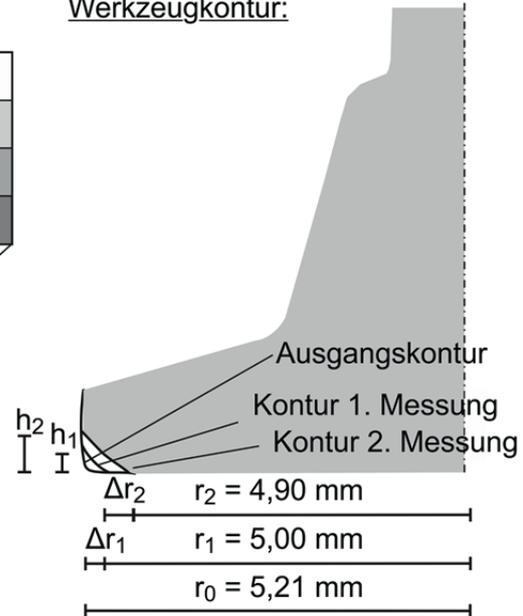
$$W_P = \frac{\Delta r}{Q_{Wth}} = \frac{\Delta r}{f_t \cdot a_p \cdot v_f} \quad (7.1)$$

mit: W_P = Werkzeugverschleiß in $\text{mm}/(\text{mm}^3 \cdot \text{min}^{-1})$
 Δr = Radiusänderung
 Q_{Wth} = theoretisches Zeitspanvolumen [DEN11a, KLO05]

Polierprozess:



Werkzeugkontur:



Tu/66456 © IFW

Bild 7.3: Änderung der Form des Polierwerkzeugs durch Verschleiß

Durch den Bezug der Radiusänderung auf das theoretisch zerspannte Volumen wird der Einfluss der Nutzungsdauer (Einsatzzeit) der Werkzeuge eliminiert. Somit kann der Einfluss einzelner Prozessparameter auf den Verschleiß als bezogene Größe dargestellt werden.

In Bild 7.4 zeigt sich, dass für die Silikonbindungen ein Schnittgeschwindigkeitsoptimum existiert. Während der Einfluss der Vorschubgeschwindigkeit mit der Einsatzdauer einhergeht und somit der Verschleiß kleiner werden muss, je kürzer das Werkzeug im Einsatz ist, kristallisiert sich für die Silikonwerkzeuge eine verschleißgünstige Schnittgeschwindigkeit v_c von 6,4 m/s heraus. Dabei ist auffällig, dass der Verschleiß der Werkzeuge unter und oberhalb dieses Wertes erheblich zunimmt.

Bei geringerer Drehzahl und folglich geringerer Schnittgeschwindigkeit sinkt die Kornanzahl N_{Prozess} , sodass weniger Körner zur Kraftübertragung von F_N zur Verfügung stehen. Infolgedessen nimmt die aktive Kornkraft F_G eines einzelnen Kornes zu, da weniger Körner zum Abtrag beitragen. Bei Überschreiten der Bindungskräfte bricht das Korn aus der Bindung heraus und nimmt dann nur noch als rollendes Korn am Prozess teil oder scheidet aus.

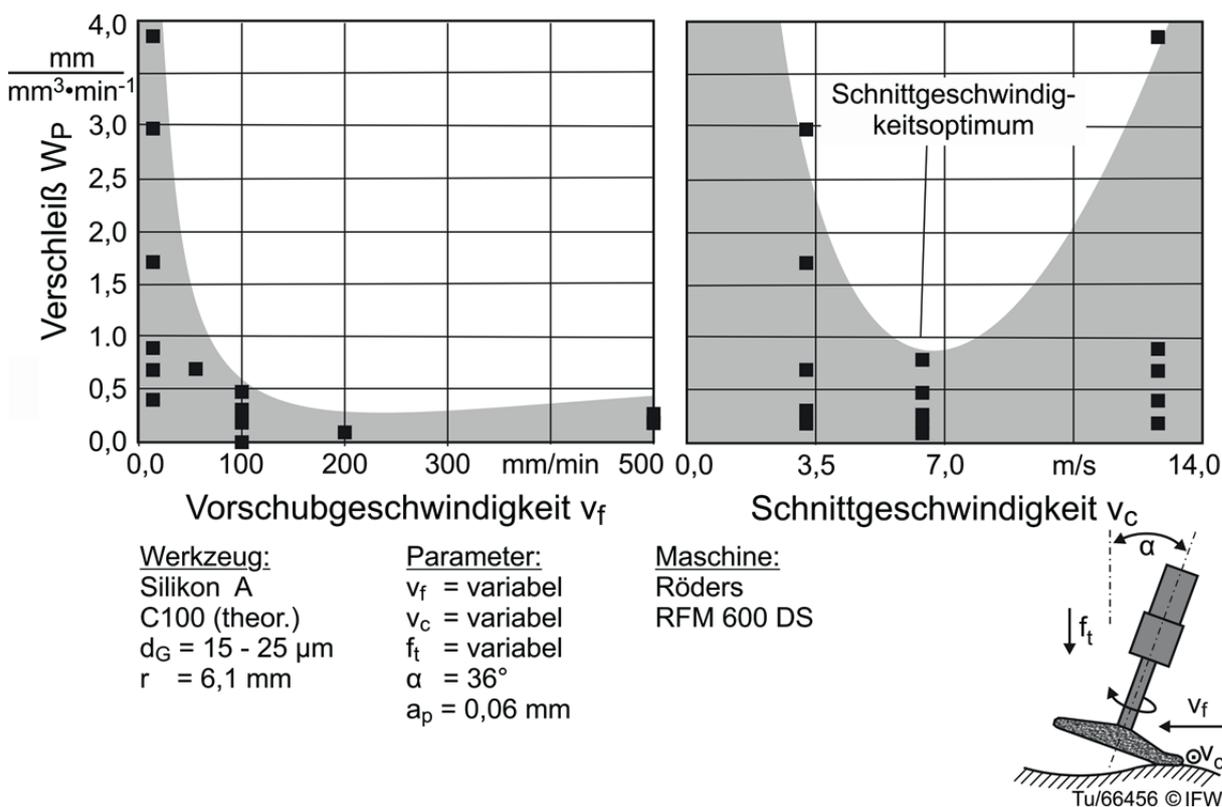


Bild 7.4: Makrogeometrischer Werkzeugverschleiß der Polierwerkzeuge in Abhängigkeit der Prozessparameter

Unter Erhöhung der Schnittgeschwindigkeit steigt die Reibung der auf dem Werkstück aufliegenden Werkzeugbindung erheblich. Dies resultiert in einer Erhöhung Kontaktzonentemperatur. Silikonharze zeichnen sich durch eine hohe Dauerwärmebeständigkeit aus ($180 \text{ }^\circ\text{C} - 200 \text{ }^\circ\text{C}$, kurzzeitig auch bis zu $300 \text{ }^\circ\text{C}$). Darüber verbrennt die Bindung und hinterlässt Rußpartikel auf der Oberfläche [vgl. auch Polieruntersuchungen in MEE11]. Polyurethane sind nur bis etwa $120 \text{ }^\circ\text{C}$ wärmostabil [ACK89, COL88, MAR07, NNN13e, SCH87]. Ein Korn wird in diesem Fall auch aus seiner Bindung herausgelöst. Somit sind diese Werkzeuge aufgrund ihrer Temperaturempfindlichkeit hinsichtlich der Schnittgeschwindigkeit auszulegen, eine Oberflächenoptimierung wird dadurch jedoch nicht begünstigt.

Bild 7.5 stellt beispielhaft geschädigte Bindungen mittels REM-Aufnahmen dar. Gegenüber einer unbenutzten Werkzeugoberfläche weist eine ungeschädigte Bindung nur eine geringe Anzahl an Kornausbrüchen nach dem Polieren auf. Durch zu hohe Temperaturen aufgeschmolzene Bereiche sind rechts im Bild dargestellt. Bei Bindungen mit Konzentration C200 steht weniger Bindungsmasse zur Verfügung, sodass die Kornhaltekräfte reduziert sind. Hierdurch brechen erheblich mehr Körner aus (Bild 7.5, rechts unten).

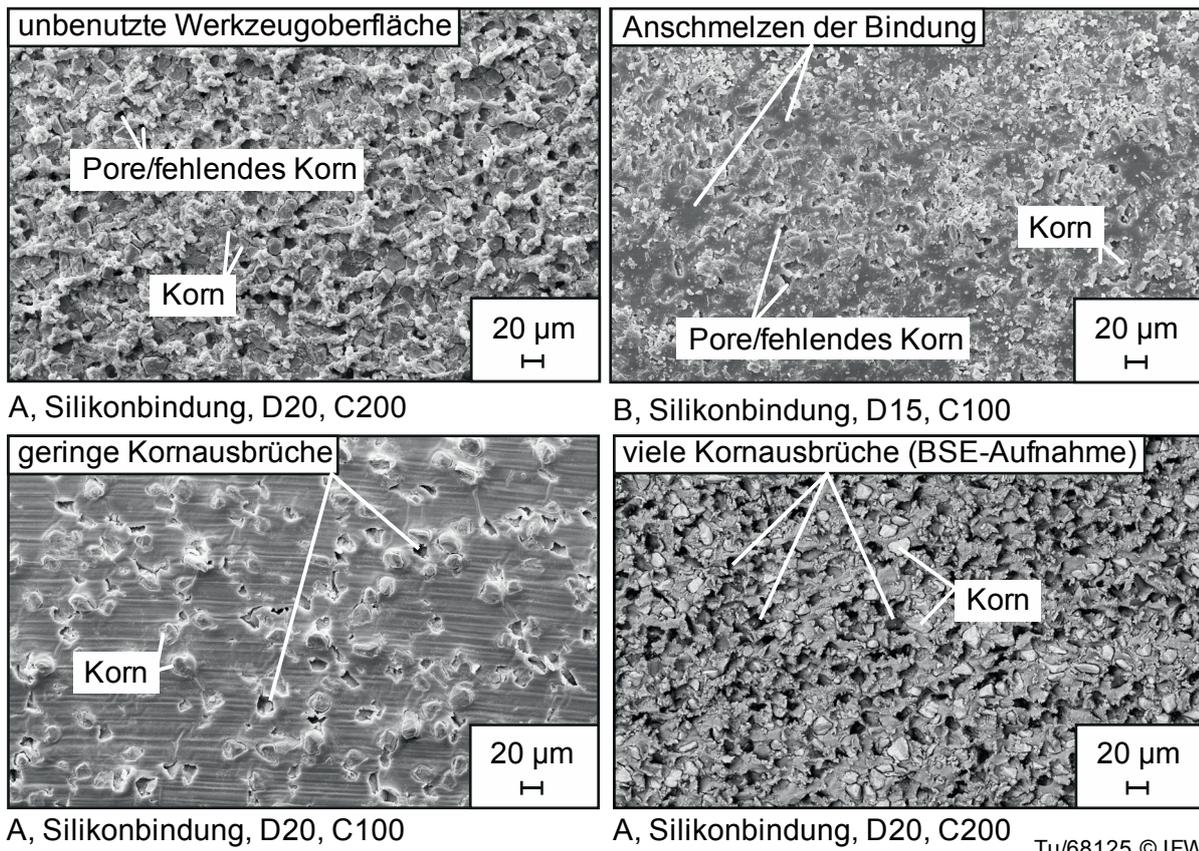


Bild 7.5: Schädigung der Kornbindung durch Kraft und Temperatur

Einfluss der Vorschubgeschwindigkeit auf die Rauheit

Je langsamer das Werkzeug über die zu polierende Probe verfährt, desto häufiger kommen einzelne Körner auf der Oberfläche in Eingriff und tragen somit zur Einebnung der Rauheitsspitzen bei. Bild 7.6 zeigt den Einfluss der Vorschubgeschwindigkeit und der mit Verringerung der Vorschubgeschwindigkeit zunehmenden Kornanzahl auf die Oberflächengüte auf.

Die Rauheitsspitzen verringern sich erwartungsgemäß mit abnehmender Vorschubgeschwindigkeit. Unterhalb von 200 mm/min wird die Oberflächengüte mit einer Verbesserung von ca. 0,5 µm am stärksten erhöht, bei weiterer Verringerung der Vorschubgeschwindigkeit auf 10 mm/min verschlechtert sich das Änderungsvermögen jedoch wieder, was mit einer langen Einsatzdauer und hohem Verschleiß der Bindung zu begründen ist. Für die Silikonwerkzeuge beider Hersteller ist ein ähnlicher Verlauf zu beobachten, wobei das Änderungsvermögen des B-Werkzeugs mit Faktor 2 etwa doppelt so hoch ist. Ursache hierfür ist das höhere E-Modul der Bindung mit $E = 17,56 \text{ N/mm}^2$ gegenüber $E = 13,27 \text{ N/mm}^2$ (vgl. Kap. 6.2 und Bild 7.8).

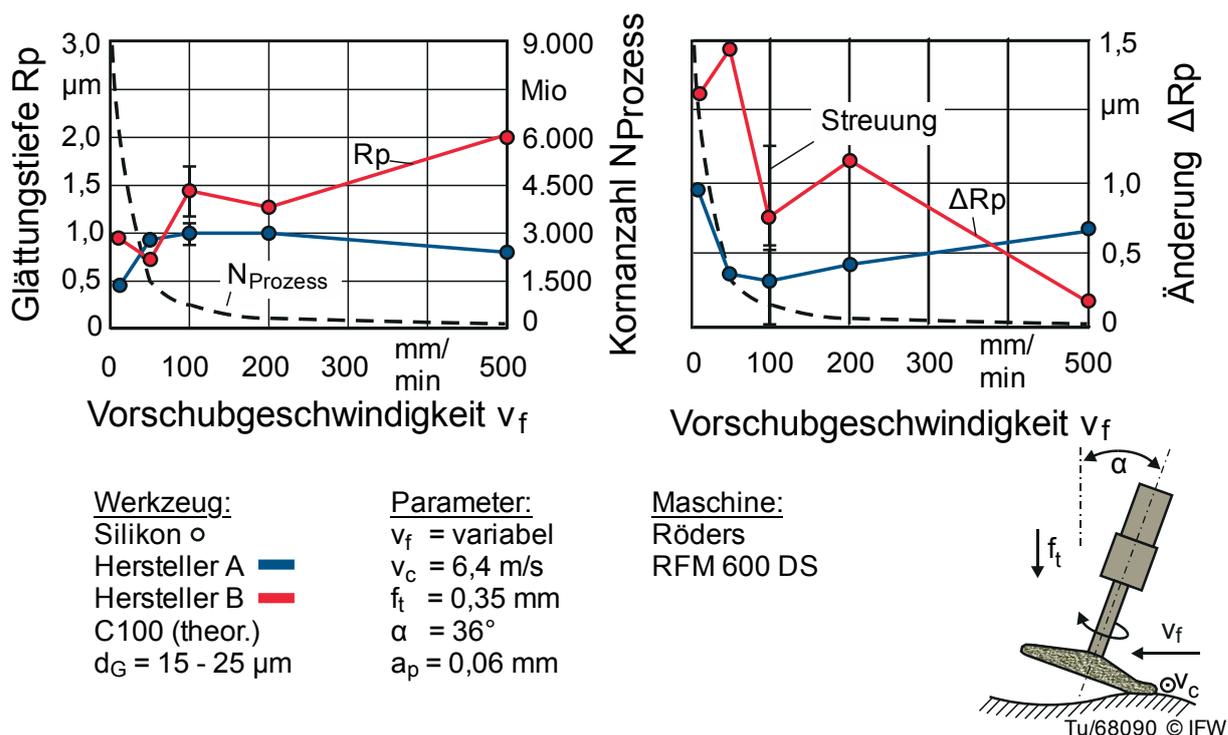


Bild 7.6: Einfluss der Vorschubgeschwindigkeit auf die Rauheit

Aufgrund des höheren E-Moduls des B-Werkzeugs ($28,56 \text{ N/mm}^2$) ist der Glättungseffekt stärker ausgeprägt als der des A-Werkzeugs ($13,27 \text{ N/mm}^2$), da sich das E-Modul in der Kornkraft widerspiegelt (vgl. 7.2.2). Der vermutete Zusammenhang zwischen Kornanzahl durch Verkleinerung der Vorschubgeschwindigkeit und Reduktion der Rauheitskennwerte ist hier bestätigt worden.

Einfluss des Bahnabstands auf die Rauheit

Auch der Bahnabstand a_p zwischen den einzelnen, sich überlagernden Eingriffen trägt ähnlich wie die Vorschubgeschwindigkeit zur Produktivität des Prozesses bei. Ein kleinerer Bahnabstand erhöht die Anzahl der Korneingriffe in das Bauteil. In Bild 7.7 ist die Glättungstiefe R_p gegenüber dem zunehmenden Bahnabstand a_p eingezeichnet. Zum Vergleich wurde auch die sich ändernde Prozesskornanzahl wieder abgebildet.

Dabei zeigt sich ein signifikantes Vermögen zur Änderung der Rauheit R_p unterhalb eines Bahnabstands von $0,1 \text{ mm}$ gegenüber einem Bahnabstand von $0,25 \text{ mm}$ bis $0,5 \text{ mm}$. Dieses starke Änderungsvermögen ist für beide Silikonwerkzeugtypen sowie auch für das PU-Werkzeug erkennbar. Der Verlauf der Graphen ähnelt dem Einfluss der Vorschubgeschwindigkeit v_f und geht mit der Kornanzahl N_{prozess} einher. Bei sehr kleinen Bahnabständen $a_p < 0,1 \text{ mm}$ steigen jedoch auch die Streuungen stark an, die auf den Verschleiß der Bindung im Prozess zurückzuführen sind. Je kleiner der Bahnabstand ist, desto länger ist das Werkzeug im Eingriff, erhitzt sich durch die Reibung und verschleißt dadurch auch mehr. Oberhalb von $a_p = 0,25 \text{ mm}$ ist nahezu kein Unterschied bei Erhöhung des Bahnabstands erkennbar.

Der vermutete Zusammenhang zwischen Kornanzahl durch Verringerung des Bahnabstands und Reduktion der Rauheitskennwerte ist hier bestätigt worden.

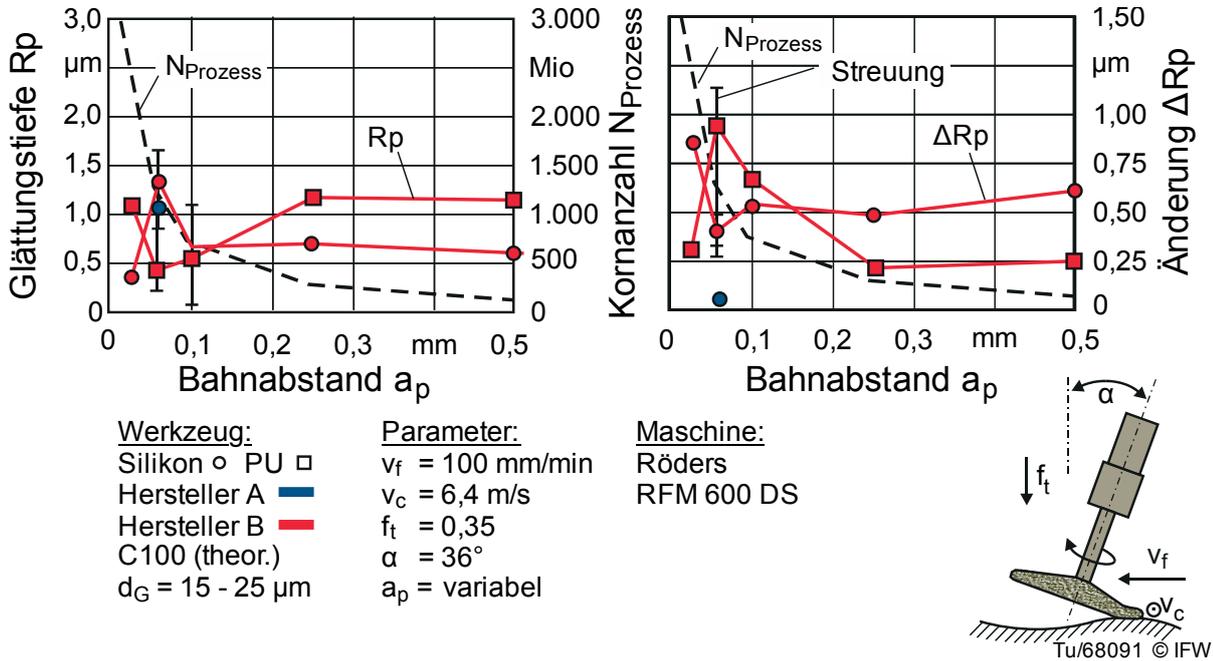


Bild 7.7: Einfluss des Bahnabstands auf die Rauheit

Einfluss der Systemgrößen auf die Rauheit

Bereits in Abschnitt 6.1 wurde der Einfluss der Bindungskomposition (Korngröße, Kornkonzentration, Hersteller) auf die Kornanzahl beschrieben. Daher wird an dieser Stelle das Rauheitsänderungsvermögen (ΔR_p) unter konstanten Prozessparametern aber variabler Bindungskomposition dargestellt.

Bild 7.8 zeigt den Einfluss der Korngröße bei konstanten Konzentrationen auf. Zusätzlich sind E-Module der Bindungskompositionen angegeben. Die Tendenz, dass die Rauheit stärker mit zunehmender Korngröße beeinflusst wird, kann bei beiden Bindungstypen (Silikon und PU) bestätigt werden. Die Rauheit ändert sich um $\Delta R_p = 0,3 \mu\text{m}$ (PU) bei einer Korngrößenzunahme von D15 auf D35. Dies geht zudem proportional mit dem E-Modul der Werkzeuge einher. Das Änderungsvermögen ist bei PU nahezu verdoppelt worden.

Bei der Ergebnisbewertung ist zu berücksichtigen, dass die Kornzählung der Werkzeuge in den Silikonwerkzeugen des Herstellers B tatsächlich weniger und in den PU-Werkzeugen geringfügig mehr Diamantkornanteil nachgewiesen hat als theoretisch bei der Herstellung angegeben wurde (vgl. Kap. 4.2). Daher sind die Konzentration und die Bindungshärte bei Auslegung der Werkzeuge im untersuchten Mikrokörnungsbereich erheblich signifikanter als die Korngröße. Weiterhin beeinflusst die Korngröße bei sonst gleicher Werkzeugkonzentration auch die Kornanzahl, das Diamantgewicht in der Bindungsmasse bleibt jedoch konstant.

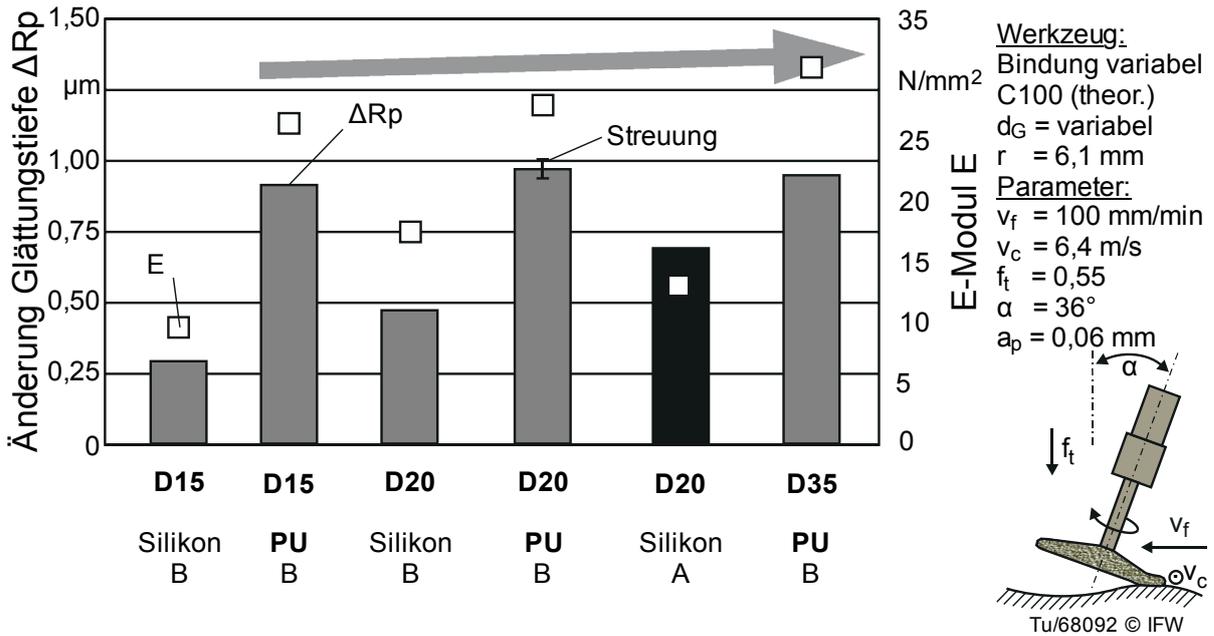


Bild 7.8: Einfluss der Korngröße auf die Rauheit

Bei Untersuchung des Einflusses der Kornkonzentration gleicher Korngröße D20 kann der Zusammenhang eines größeren Änderungsvermögens mit größerer Kornanzahl durch eine höhere Konzentration und ein höheres E-Modul bestätigt werden (Bild 7.9). Unter Berücksichtigung der Standardabweichung der Messungen zeigt sich eine Tendenz zu einem höheren Änderungsvermögen ΔR_p mit steigendem E-Modul ($16,9 \text{ N/mm}^2$ auf $51,59 \text{ N/mm}^2$) und Konzentration (C50 auf C200) und somit steigender Kornanzahl im Prozess.

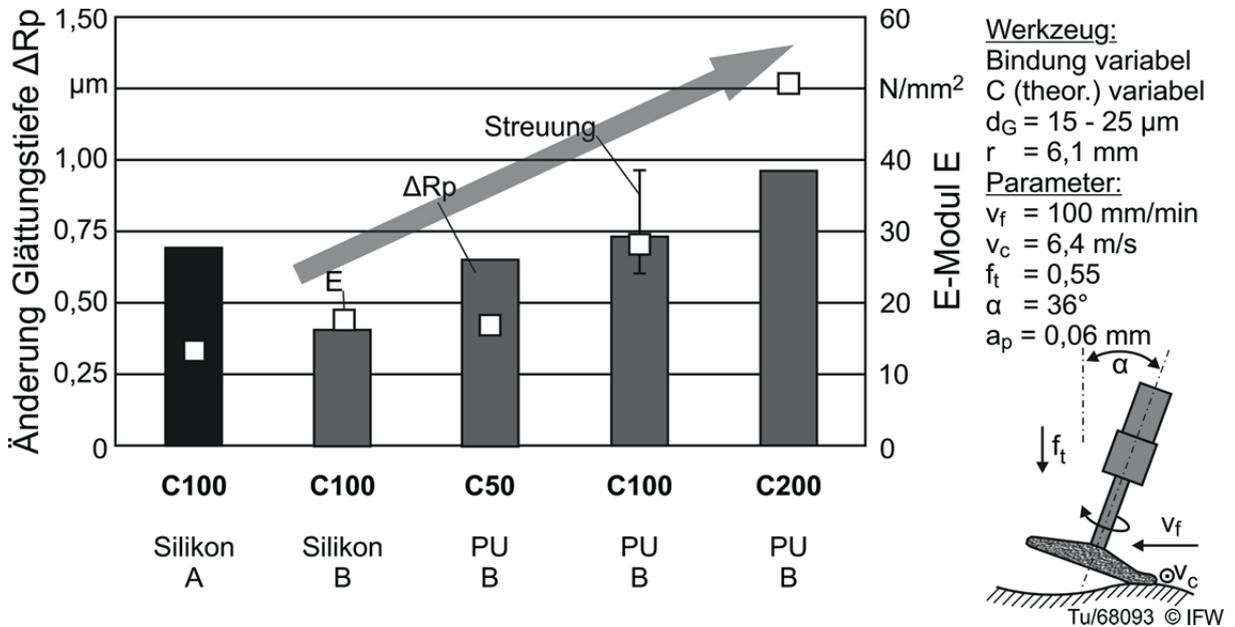


Bild 7.9: Einfluss der Konzentration auf die Rauheit

Zusammenfassend zeigen die Untersuchungen der Variation von Schnitt- und Vorschubgeschwindigkeit (Bild 7.2, Bild 7.6), des Bahnabstands (Bild 7.7), der Korngröße und der Kornkonzentration (Bild 7.8, Bild 7.9) einen signifikanten Einfluss der

Kornanzahl auf die Rauheit. Der Einfluss der Schnittgeschwindigkeit auf die Rauheit konnte nicht bestätigt werden, da der Bindungseinfluss die Effekte überdeckt. Mit verringerter Vorschubgeschwindigkeit, verringertem Bahnabstand, größerer Kornkonzentration und somit, gemäß der These dieser Arbeit, steigender Prozesskornanzahl wird das Rauheitsänderungsvermögen ΔR_p vergrößert. Die Korngröße d_G reduziert die Kornanzahl bei konstanter Kornkonzentration zwar, erzeugt aber durch höhere Bindungssteifigkeiten und E-Moduln größere Polierkräfte und somit ebenfalls eine Reduktion der Rauheit.

7.2.2 Einfluss der Kornkontaktkraft auf die Implantattopografie

Einfluss der Zustellung auf die Rauheit

Die Zustellung f_t des nachgiebigen Werkzeugs zum Werkstück hat einen erheblichen Einfluss auf die wirkende Kornkraft. Dieser Zusammenhang wurde im Kraftmodell (vgl. Kap. 6.3) abgebildet. Mit zunehmender Zustellung nimmt die Polierkraft stetig zu (Bild 7.10).

In Bild 7.10 ist die wirkende Normalkraft umgerechnet auf die Einzelkornkraft F_G auf der Y-Achse dargestellt. Dabei steigt die auf die Oberfläche wirkende Einzelkornkraft mit der Zustellung f_t . Die Verlaufskurve der Einzelkornkraft ist immer für die entsprechende Werkzeugspezifikation (Konzentration, Bindung) gemäß dem bestimmten Kraftmodell eingetragen.

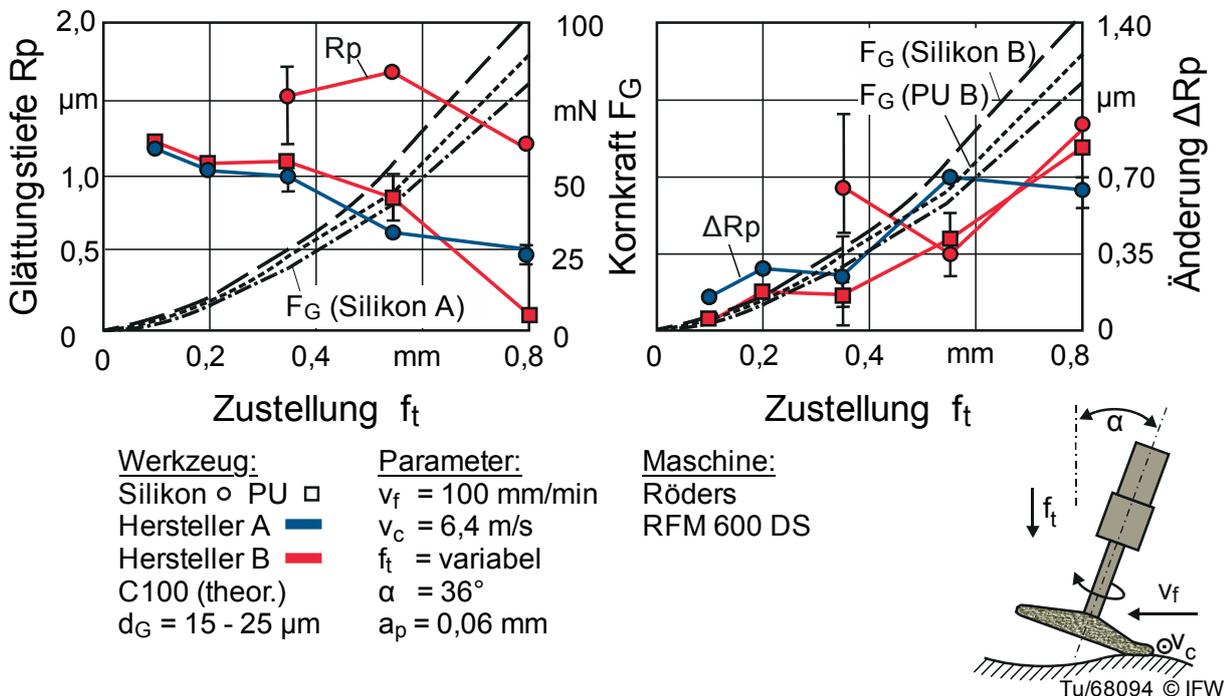


Bild 7.10: Einfluss der Werkzeugzustellung f_t auf die Rauheitsausbildung

Bei Zunahme der Kornkraft F_G unter Erhöhung der Zustellung f_t von 0,1 mm auf 0,8 mm sinkt die Glättungstiefe R_p um 1,1 µm für das B-Werkzeug und um 0,6 µm für das A-Werkzeug. Dabei tritt eine erhebliche Streuung (vgl. Messwerte $f_t = 0,55$ mm) der Rauheitsänderungen in Abhängigkeit der Ausgangsrauheit auf. Der

Verlauf des Silikonwerkzeugs A ähnelt dem der PU-B-Werkzeuge für Zustellungen $f_t < 0,55$ mm. Bei Zustellungen größer 0,55 mm sind die Änderungen mit dem PU-Werkzeug jedoch größer. Da die Kornkraft bei dem PU-B-Werkzeug auch 1,5 mal so groß wie die des A-Silikon-Werkzeugs ist, kann die Ursache für das signifikante Änderungsvermögen des PU-Werkzeugs hierin gefunden werden. Es fällt weiterhin auf, dass die Messpunkte R_p für Silikon B aufgrund ihres kleineren E-Moduls etwa 50 % größer sind als für Silikon A.

Die im Rahmen der Arbeit aufgestellte These, dass die Rauheitsänderung mit der Kraft einhergeht, die auf die Polierkörner wirkt, kann hier für den Parameter Zustellung bestätigt werden.

Einfluss des Anstellwinkels auf die Rauheit

Bei Zunahme des Anstellwinkels wird die Kornkraft F_G erhöht. In Bild 7.11 sind die Einzelkornkräfte für die drei Bindungsspezifikationen über dem Anstellwinkel zum Vergleich eingezeichnet. Die Einzelkornkräfte sind gemäß dem erstellten Kraftmodell und dem Kornanzahlmodell für das Silikon-B-Werkzeug mit 50 mN bei 45° am größten und etwa 25 % größer als das Silikonwerkzeug.

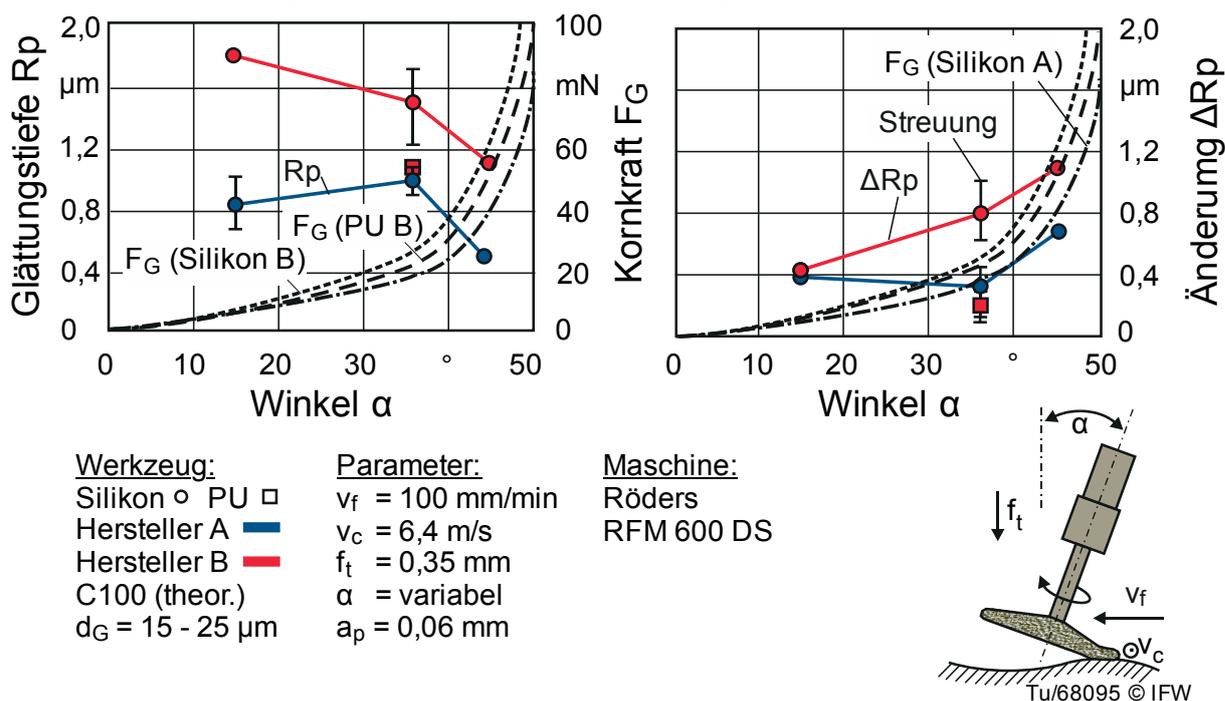


Bild 7.11: Einfluss des Anstellwinkels auf die Rauheitsausbildung

Die Glättungstiefe R_p folgt grundsätzlich invers zu dem Verlauf der Kräfte. Die Rauheiten fallen erwartungsgemäß mit zunehmendem Anstellwinkel infolge der zunehmenden Kornkraft. Das Änderungsvermögen ΔR_p ist für die beiden Bindungstypen bei 45° am größten. Der Anstellwinkel wirkt sich daher proportional auf die Rauheitsänderung aus.

In das Kraftmodell gehen weiterhin nicht nur der Anstellwinkel α ein, sondern ebenfalls die Wechselwirkung mit dem Elastizitätsmodul der Bindung und der Zustellung

(vgl. Kap. 6.3 und Gl. 6.18). Ursache hierfür ist die sich ändernde Steifigkeit des Werkzeugsystems über der Anstellung für Werkzeuge mit höheren Konzentrationen und E-Moduln.

Die Betrachtung eines Werkzeugs unter Einfluss einer variablen Winkeleinstellung bei konstanter Konzentration bzw. eines Werkzeugs unter konstantem Winkel aber steigender Konzentration stellt anschaulich den Einfluss der Kornkraft dem der Kornanzahl gegenüber (Bild 7.12). Hierbei zeigt sich eine Zunahme der Rauheitsänderung $\Delta R_p = 0,3 \mu\text{m}$ durch eine Winkeländerung von 15° auf 45° , die auf die wirkende Einzelkornkraft zurückzuführen ist.

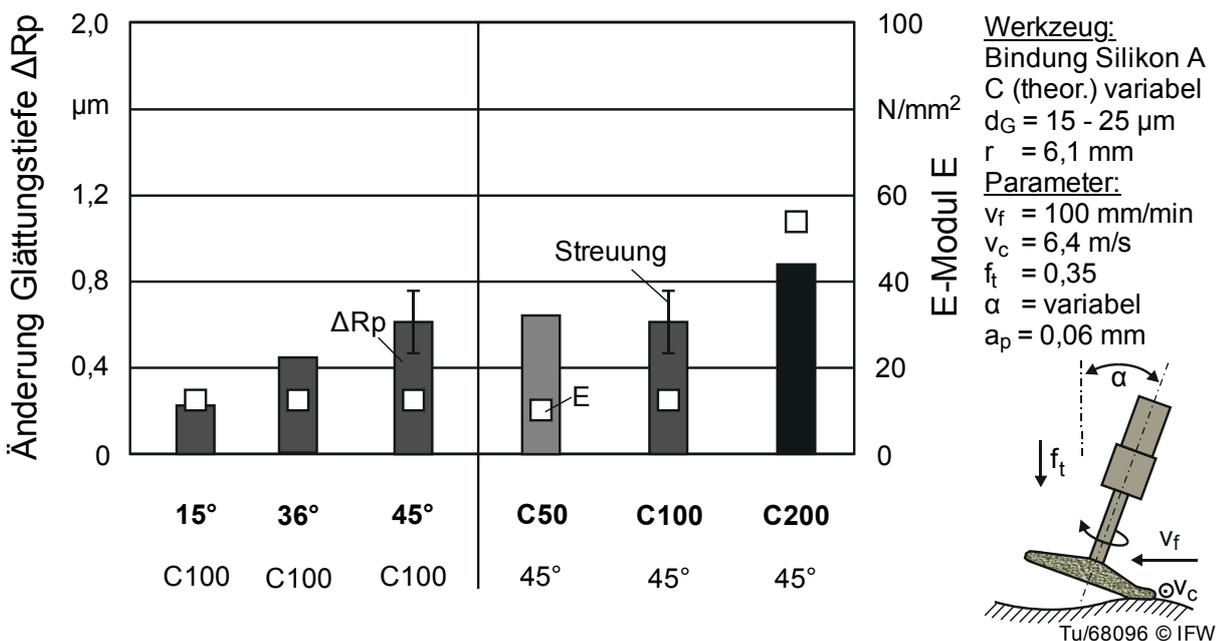


Bild 7.12: Einfluss des Winkels und der Konzentration auf die Rauheitsänderung

In diesem Fall ändert sich die Kornanzahl N_{Prozess} von $6,321 \cdot 10^9$ Körnern (15°) auf $0,279 \cdot 10^9$ Körner (45°). Die zugehörigen Einzelkornkräfte F_G hingegen steigen von 2,5 mN auf 46 mN. Hier zeigt somit die Einzelkornkraft einen größeren Einfluss auf die Rauheit als die Kornanzahl.

Durch Erhöhung der Kornkonzentration von C50 auf C200 ändert sich das Elastizitätsmodul der Bindung proportional von $E = 11,07 \text{ N/mm}^2$ auf $58,40 \text{ N/mm}^2$ infolge der Erhöhung des Diamantkornanteils. Somit steigt die Kornanzahl N_{Prozess} im ansonsten gleichen Werkzeugtyp unter konstanten Parametern von $0,176 \cdot 10^9$ auf $0,431 \cdot 10^9$ Körner. Die Änderung der Kornkraft F_G erfolgt von 59 mN auf 154 mN. Das Änderungsvermögen steigt hier mit zunehmender Kraft und zunehmender Kornanzahl. Da die Änderung von C100 auf C200 mit einer deutlich intensiveren Änderung des E-Moduls und somit auch der Kraft einhergeht als die Änderung von C50 auf C100, wird ein stärkerer Einfluss der Kornkraft im Vergleich zur Kornanzahl deutlich.

An dieser Stelle bestätigt sich die Annahme, dass eine Erhöhung der Kornkraft, unter Berücksichtigung des Einflusses der Bindungseigenschaften eine Reduzierung der Oberflächenrauheit hervorruft. Bei höheren Kräften dringt ein einzelnes Korn leichter

in den Werkstoff ein und trägt damit mehr Rauheitsspitzen oberhalb der Kernrautiefe des Werkstücks ab, was in einer Glättung der Oberfläche resultiert.

7.2.3 Einfluss der Ausgangsoberfläche und des Werkstoffs auf die Implantat-topografie nach dem Polieren

Ziel dieses Kapitels ist es, den Kinematikeinfluss der Vorbearbeitung keramischer Oberflächen sowie den Einfluss des keramischen Werkstoffs auf die Rauheitsänderung ΔR_p darzustellen. Durch die vergleichende Bearbeitung verschiedener Implantat-Oxidkeramiken, einer Industrieoxidkeramik sowie eines Implantat-CoCr-Stahls, soll die Polierfähigkeit verglichen werden. Mittels verschiedener Schleifverfahren (Umfangsschleifen, torisches Schleifen mit Schleifstiften) wird darüber hinaus eine unterschiedliche Makrorauheit auf der Keramik erzeugt, um zu untersuchen, welcher Rauheitsanteil durch die Politur mit nachgiebigen Werkzeugen vorrangig beeinflusst wird. Da das torische Schleifen als Vorbearbeitung für vollkeramische komplex geformte Implantate auf Mehrachsbearbeitungszentren eingesetzt wird [MEE11], dient dies dazu, die Ergebnisse auch auf komplex geformte Oberflächen zu übertragen.

Einfluss der Ausgangsrauheit auf die Topografie nach dem Polieren

Für die Al_2O_3 -Implantatkeramik wurden fünf verschiedene Ausgangszustände durch Umfangsschleifen hergestellt (vgl. Kap. 4.1 und 7.1). Diese Ausgangszustände sind im Folgenden stets auf der X-Achse der Diagramme mit R_{a0} ; R_{p0} und die zugehörige Änderung der Rauheit mit ΔR_p auf der y-Achse dargestellt. So können die unterschiedlichen Ausgangszustände miteinander verglichen werden.

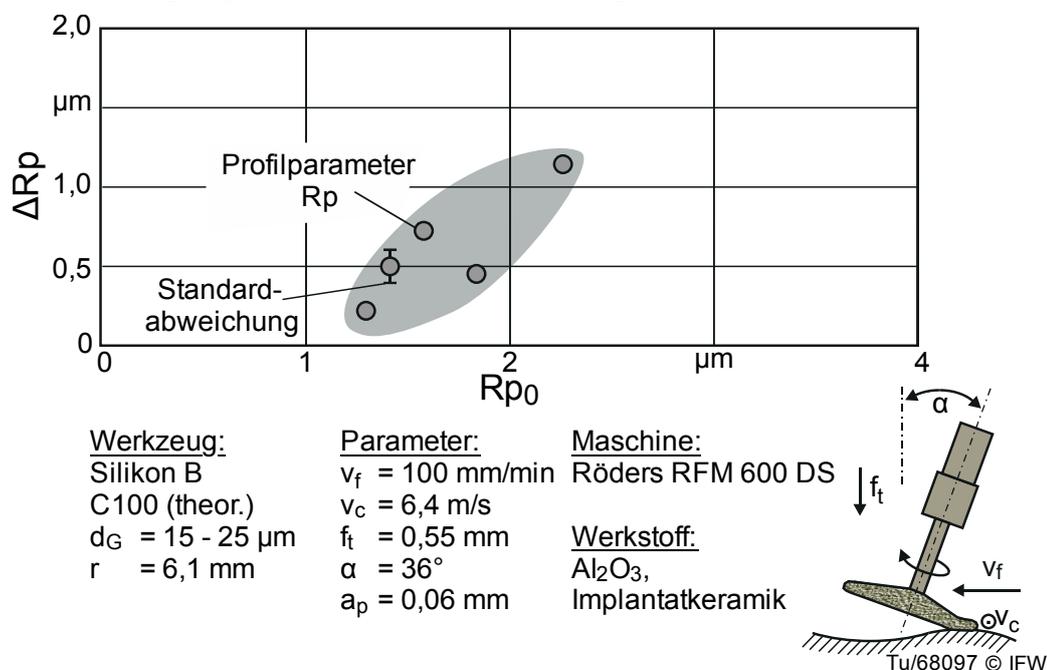
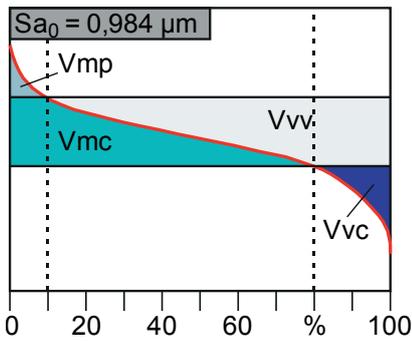


Bild 7.13: Einfluss der Ausgangstopografie auf die Rauheit nach dem Polieren für die Al_2O_3 -Implantatkeramik

Die Al_2O_3 -Implantatkeramik spannt ein großes Ausgangsrauheitsfenster Sa_0 von $0,05 \mu m$ bis $0,5 \mu m$ und Rp_0 von $0,1 \mu m$ bis $1,6 \mu m$ durch die Schleifbearbeitung auf. Werden die Ausgangszustände mit gleichen Parametern poliert, so zeigt sich ein annähernd direkt proportionaler Zusammenhang zwischen Ausgangsrauheit Rp_0 und Rauheitsänderung ΔRp (Bild 7.13). Werden die Oberflächenkennwerte aus Bild 7.13 den aus den Abbott-Kurven abgeleiteten Volumenkenngößen gegenübergestellt, so sind Unterschiede feststellbar (vgl. Kap. 5.2). Die geschliffenen und mit konstanten Parametern ($f_t = 0,55 \text{ mm}$, $v_c = 6,4 \text{ m/s}$, $v_f = 100 \text{ mm/min}$) polierten Ausgangsflächen unterscheiden sich nach dem Polieren maßgeblich im Anteil des Kernvolumens V_{mc} und im zugehörigen Luftvolumen im Riefenbereich V_{vc} nach (Bild 7.14, oben). Die Materialanteile ändern sich dabei nicht proportional zu den Ausgangsrauheiten. Der Kennwert des Vorhaltevermögens V_{vv}/V_{vc} schwankt indes nur gering. Der auffälligste Unterschied mit einem ungünstigen Wert von $< 0,1$ besteht bei der Probe mit der größten Ausgangsrauheit.

geschliffene Flächen:



Volumenanteile nach Polieren (Mittelwerte)				
Sa_0	V_{mp}	V_{mc}	V_{vv}	V_{vc}
0,676	0,027	0,622	0,095	0,785
0,711	0,024	0,574	0,100	0,702
0,799	0,020	0,538	0,098	0,636
0,984	0,028	0,932	0,155	1,022
1,26	0,032	0,915	0,116	1,200

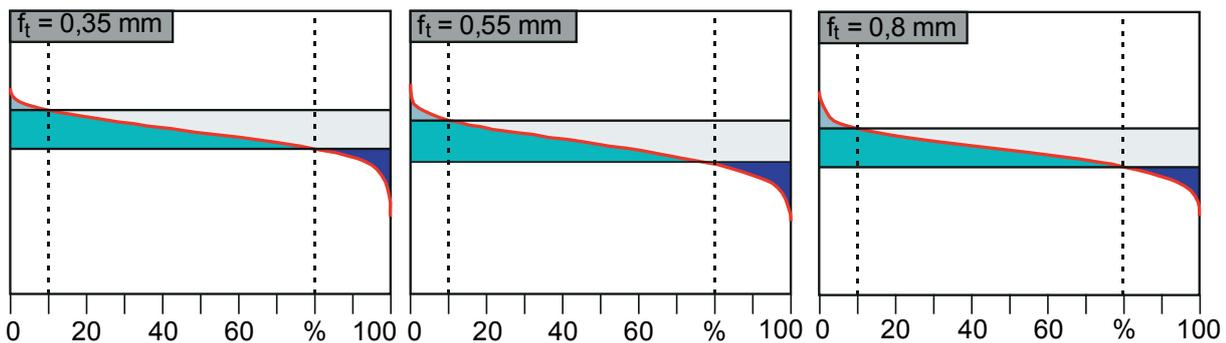
Werkzeug:
Silikon B
C100 (theor.)
 $d_G = 15 - 25 \mu m$
 $r = 6,1 \text{ mm}$

Parameter:
 $v_f = 100 \text{ mm/min}$
 $v_c = 6,4 \text{ m/s}$
 $f_t = 0,55 \text{ mm}$
 $\alpha = 36^\circ$
 $a_p = 0,06 \text{ mm}$

Werkstoff:
 Al_2O_3 ,
Implantatkeramik

Volumenanteile nach Polieren (Mittelwerte für $Sa_0 = 0,984 \mu m$)				
f_t	V_{mp}	V_{mc}	V_{vv}	V_{vc}
0,35	0,025	0,671	0,092	0,869
0,55	0,028	0,932	0,155	1,022
0,80	0,024	0,740	0,103	0,899

polierte Flächen:



Tu/68099 © IFW

Bild 7.14: Volumenanteile der polierten Flächen auf Al_2O_3 unter variabler Zustellung

Werden die Proben bei gleicher Ausgangsrauheit Sa_0 von $0,984 \mu m$ mit unterschiedlichen Zustellungen poliert (Bild 7.14, unten), unterscheiden sich die Volumenparameter nur minimal. Das größte und somit günstigste Verhältnis des Vorhaltevermögens V_{vv}/V_{vc} von $0,15$ wird bei $f_t = 0,55 \text{ mm}$ erreicht. Im Vergleich zur geschliffenen Fläche sind die Unterschiede aber erheblich. Das Spitzenvolumen V_{mp} reduziert sich

bei nahezu bleibendem Kernteil von $0,067 \text{ ml/m}^2$ nach dem Schleifen auf $0,028 \text{ ml/m}^2$ nach dem Polieren um mehr als die Hälfte. Das Flüssigkeitsvorhaltevermögen V_{vv}/V_{vc} ändert sich dabei von $0,14$ auf $0,15$ nur minimal. Dies bestätigt die These, dass bei dieser Poliermethodik vorrangig die Rauheitsspitzen abgetragen werden. Da aber auch die Steigung der Abbott-Kurve reduziert ist, werden Kern- und Riefenvolumen auch gering beeinflusst.

Einfluss des Werkstoffs auf die Topografie nach dem Polieren

Zur Untersuchung des Einflusses der Werkstoffwahl auf die Rauheitsänderungen wurden fünf verschiedene Keramiken sowie ein medizinischer Stahl mit konstanten Schleifparametern in drei Stufen vorbearbeitet. Daraus resultieren für jeden Werkstoff unterschiedliche Ausgangsrauheiten, welche in Bild 7.15 auf der X-Achse abgetragen sind. Diese Werkstoffe wurden anschließend mit konstanten Polierparametern mit nachgiebigen Werkzeugen bearbeitet (Silikon B, $d_G = 15 - 25 \text{ } \mu\text{m}$; $6,4 \text{ m/s}$, 100 mm/min , $f_t = 0,55 \text{ mm}$, $a_p = 0,06 \text{ mm}$) und die Änderung der Glättungstiefe ΔR_p in Abhängigkeit der Ausgangsrauheit auf der y-Achse eingezeichnet. Da die Messpunkte für R_p sehr nah beieinander liegen, wurden hier zusätzlich die Messwerte für S_a eingetragen.

Werden die Polierrauheiten den Ausgangsrauheiten bei verschiedenen Werkstoffen gegenübergestellt, so lässt sich ein linearer Trend bestätigen. Die Änderung der Rauheit S_a ist somit tendenziell proportional zur Ausgangsrauheit des Werkstücks. Für die Glättungstiefe R_p ist dieses Verhalten deutlich für die Al_2O_3 -, ATZ- und ZrO_2 -Keramiken zu erkennen. Für die ZTA-Keramik, den CoCr-Werkstoff sowie die Industriekeramik liegen zu wenige Messpunkte vor, um diesen Trend zu bestätigen.

Je nach Werkstoff ist die Steigung dieses Trends unterschiedlich ausgeprägt und steht in Zusammenhang mit der Korngröße des Keramiksubstrats und der Risszähigkeit des Werkstoffs. Die Keramiken mit den kleinsten Korngrößen und höchsten Risszähigkeiten aufgrund des Zirkoniumdioxidanteils (ZTA, ATZ und ZrO_2 Dentalkeramik) erzielen die geringsten Rauheiten beim Schleifen, gelten daher als duktil bearbeitbar. Die durch das Schleifen einstellbare minimale Rauheit ist hier maßgeblich durch den Werkstoff bestimmt, sodass die Ausgangsrauheiten nahe beieinander liegen. Sie zeigen mit ΔS_a bis zu $0,4 \text{ } \mu\text{m}$ und ΔR_p bis zu $0,6 \text{ } \mu\text{m}$ hohe Rauheitsänderungen trotz der gegenüber anderen Keramiken geringeren Ausgangsrauheiten. Sie sind somit gut polierbar.

Die Keramik mit der größeren Substratkorngröße und schlechteren Risszähigkeit (Al_2O_3) gilt als spröde und lässt sich stark durch das angewendete Polierverfahren beeinflussen (Steigung zwischen den Messpunkten). Jedoch ist die minimal erreichbare Rauheit aufgrund der Korn- und Porengröße bei diesem Polierverfahren begrenzt (vgl. auch Bild 4.22). Das Änderungsvermögen für die Flächenrauheit S_a und die Glättungstiefe R_p , insbesondere für größere Ausgangsrauheiten ist somit hoch. Für den vorhergehenden Schleifprozess können gegenüber den verstärkten Keramiken nur hohe Ausgangsrauheiten erreicht werden. Hier müssen daher auch deutlich

mehr Rauheitsspitzen eingeebnet werden als für die duktilen Keramiken oder metallischen Werkstoffe. Diese Keramiken müssen daher mit hohem Aufwand möglichst schon auf kleine Ausgangsrauheiten Sa_0 und Rp_0 geschliffen werden. Darüber hinaus stößt die erzielbare Rauheitsänderung an Grenzen, wenn die Korngröße des Substrats groß ist (wie im Falle der Industriekeramik mit durchschnittlich $12\ \mu\text{m}$ Korngröße) oder aber die Risszähigkeit begrenzt (wie bei der die Al_2O_3 Implantatkeramik).

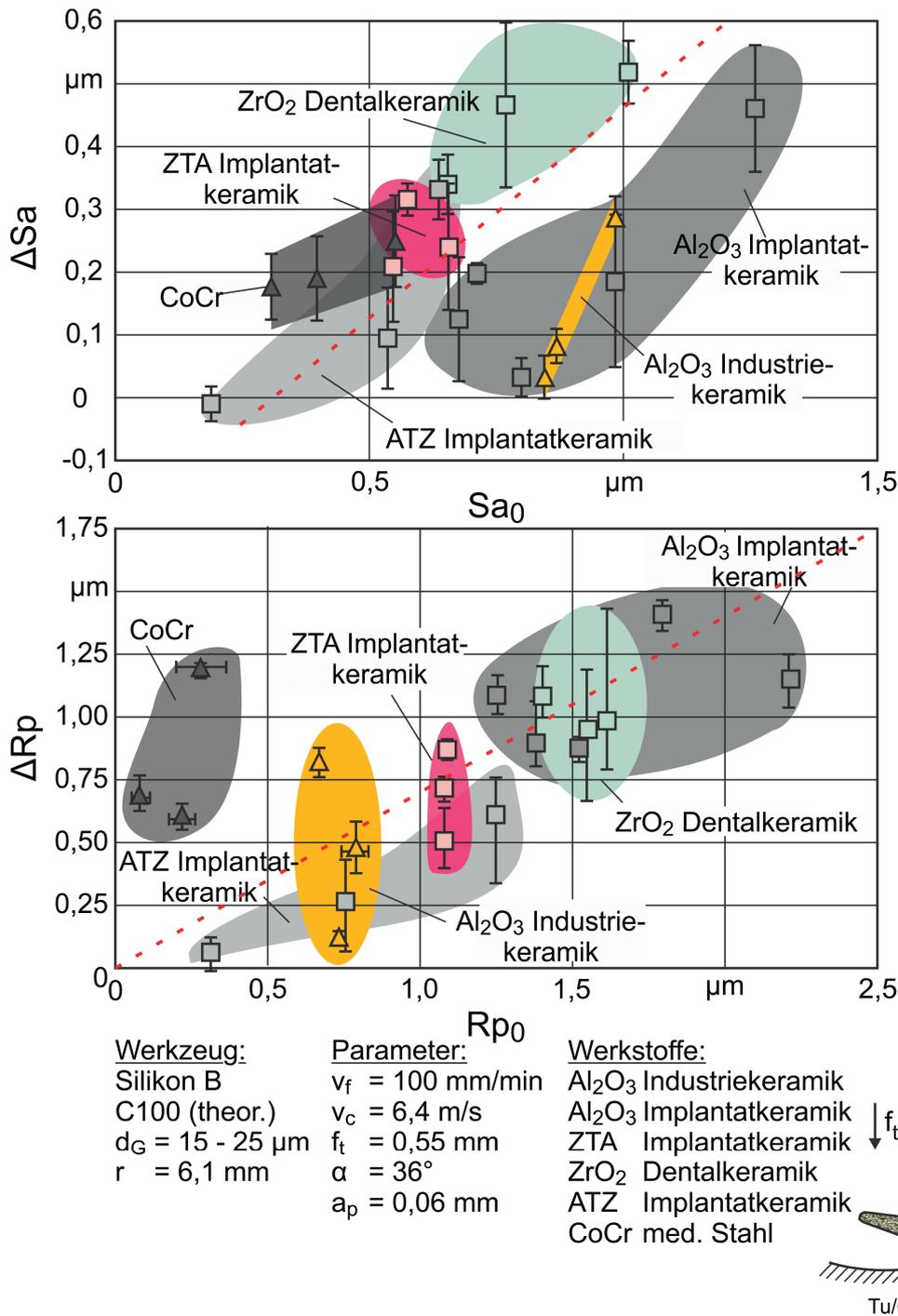
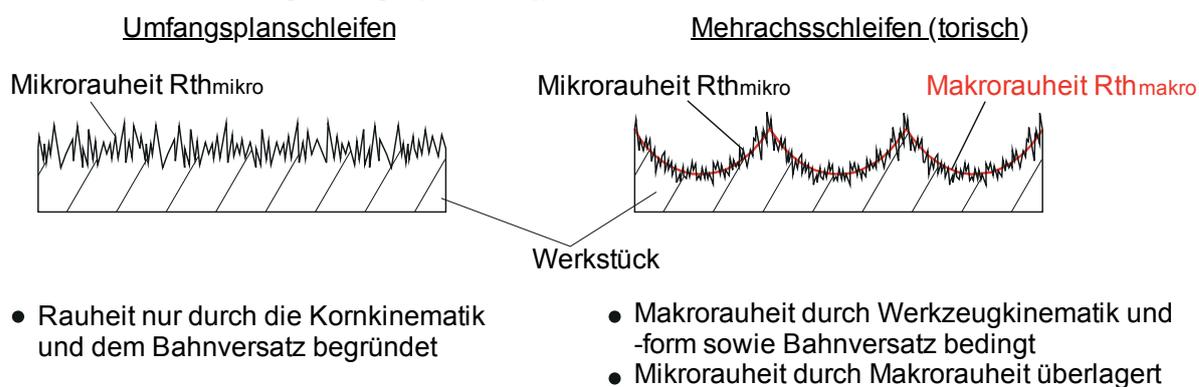


Bild 7.15: Einfluss des Werkstoffs auf die Rauheitsänderungen

Einfluss der Vorbearbeitungs kinematik auf den Materialabtrag und die Topografie nach dem Polieren

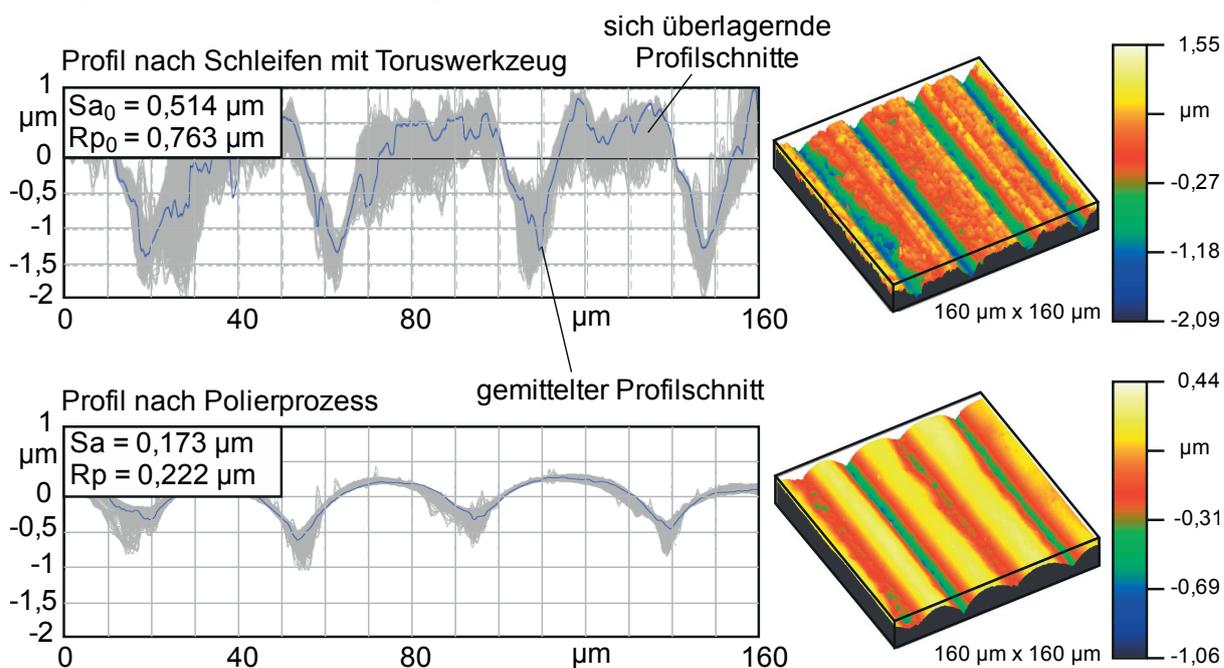
Die Endrauheit der Keramiken wird maßgeblich durch den vor dem Polieren stattfindenden Schleifprozess beeinflusst. Die Kinematik des Korneingriffs und der Kornüberlagerung reduziert erheblich den Ausgangszustand. Bei durch Planumfangschleifen bearbeiteten Keramiken bildet sich die Rauheit nur durch den Korneingriff und dessen Überdeckung aus. Wird eine Keramik durch mehrachsiges Schleifen mittels torischen Schleifstiften bzw. Radiusscheiben geschliffen, beeinflusst die Form und die Anstellung des Werkzeugs zur Vorschubrichtung dessen Eingriff und somit die Makrorauheit (Bild 7.16). Der Korneingriff erzeugt die Mikrorauheit, welche die Makrorauheit überlagert (vgl. [MEE11]).



Tu/68101 © IFW

Bild 7.16: theoretischer Einfluss der Schleifprozessart auf die Rauheit

Die Rauheit nach dem Polieren der torusgeschliffenen Werkstücke unterscheidet sich maßgeblich von der umfanggeschliffenen Keramik (Bild 7.17).



Tu/68102 © IFW

Bild 7.17: Einfluss des Polierens auf torisch geschliffene ZTA-Implantatkeramik

So wird hier die Makrorauheit $R_{th_{makro}}$ durch das Polieren mit nachgiebigen Silikonwerkzeugen kaum beeinflusst, die Rauheitsspitzen werden jedoch reduziert. Dabei reduziert sich die Profilschnitt-Bandbreite von knapp $1,5 \mu\text{m}$ auf $0,5 \mu\text{m}$ (Breite der sich grau überlagernden Profilschnitte).

Zur Untersuchung des Einflusses der Makrorauheit des torischen Schleifprozesses auf die Rauheit nach dem Polieren sowie auf den generierten Materialabtrag wurden gezielt drei verschiedene Makrorauheiten durch den Bahnabstand beim seitlichen Schleifen f_s mit $0,04 \text{ mm}$, $0,05 \text{ mm}$ und $0,06 \text{ mm}$ eingestellt. Für die duktile, zähe ZTA-Keramik bilden sich Ausgangsrauheiten Sa_0 von $0,453 \mu\text{m}$ bis $0,514 \mu\text{m}$ bzw. Rp_0 von $0,763 \mu\text{m}$ bis $0,930 \mu\text{m}$ aus, die sich maßgeblich durch den Bahnabstand der Makrorauheitsriefen unterscheiden (Bild 7.18, oben). Wird der gleiche Prozess an der deutlich spröderen Al_2O_3 -Implantatkeramik durchgeführt, stellen sich Rauheiten Sa_0 von $0,911 \mu\text{m}$ bis $0,918 \mu\text{m}$ bzw. Rp_0 von $1,680 \mu\text{m}$ bis $1,970 \mu\text{m}$ ein. Die Rauheiten schwanken hier nur gering und unterscheiden sich von der ZTA-Keramik maßgeblich durch die erhöhte Mikrorauheit, welche den eingestellten Bahnabstand überlagert.

Werden diese torisch geschliffenen Proben nun mittels Polierer (Silikon A, D20, C100) mit einer Zustellung f_t von $0,55 \text{ mm}$ bei Vorschubgeschwindigkeit v_f von 100 mm/min , einer Schnittgeschwindigkeit v_c von $6,4 \text{ m/s}$ unter 36° Anstellung und einem Bahnabstand a_p von $0,06 \text{ mm}$ poliert, werden die Rauheitsspitzen abgetragen (Bild 7.18 rechts). Dabei fällt auf, dass die Makrorauheiten abflachen, was durch die Reduktion der Steigung der Profilberge deutlich wird. Ein Überlappen des Werkstoffs in die Täler hinein resultiert daraus, dass mittels der zur Verfügung stehenden Messgeräte nicht genau dieselbe Messposition bei einer Messfeldgröße von $160 \times 160 \mu\text{m}^2$ gemessen werden kann. Somit wird die Lage des Kernbereichs stets neu bestimmt und an der Mittellinie ausgerichtet.

Die Rauheit Sa ändert sich dabei um bis zu 67% , die Glättungstiefe Rp um bis zu 79% . Durch die Änderung der Makrorauheit wird die Form eines Bauteils in Z-Richtung beeinflusst. Für den hier untersuchten Fall ist die Änderung der Makrorauheitshöhe stets $< 1 \mu\text{m}$, um den Anforderungen an die Bauteilgenauigkeit für komplex geformte Keramikimplantate zu genügen. Der Materialabtrag inklusive der Mikrorauheit ist bei der ZTA-Keramik kleiner als $1 \mu\text{m}$. Er liegt bei der Al_2O_3 -Implantatkeramik zwischen $1 \mu\text{m}$ und $2 \mu\text{m}$. Durch konventionelle taktile Tastverfahren ist der Materialabtrag nicht mehr bestimmbar, sondern kann nur über die Differenzenbildung der Rauheitsprofile erfolgen.

Für die sprödere Aluminiumoxidkeramik werden die Spitzen ebenfalls abgetragen. Mit den gleichen Bearbeitungsparametern für das Schleifen und Polieren ergeben sich jedoch Endrauheiten, die um ein Vielfaches größer sind. Rauheitsverbesserungen ΔSa durch das Polieren von bis zu $49,8 \%$ und ΔRp bis zu 67% sind hier möglich. Um eine deutliche Verbesserung der Oberflächenqualität für diese Keramik zu erreichen, muss jedoch die gesamte Makrorauheit reduziert werden. Dies kann entweder nur durch unproduktivere Prozessparameter wie einer Verkleinerung des

Bahnabstands beim Schleifen oder durch eine duktilere und feinkörnigere Keramik erfolgen (vgl. Bild 4.22).

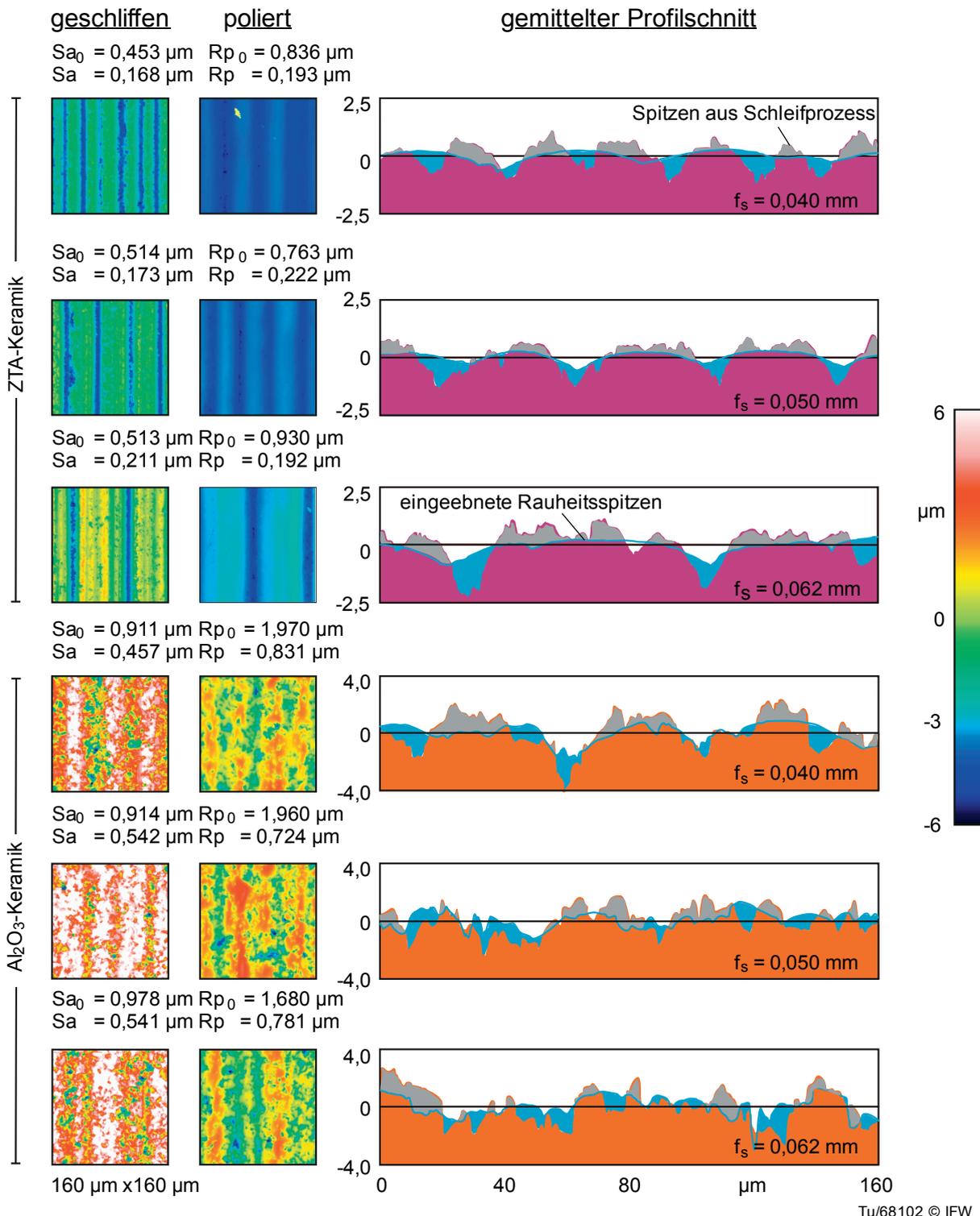


Bild 7.18: Materialabtrag der Profilspitzen durch Polieren bei unterschiedlichen Ausgangsrauheiten und Keramiken

Um nachzuweisen, dass eine Rauheitsänderung durch das Polieren über eine Einbnung der Mikrorauheit erfolgt und eine Makrorauheit nur um weniger als 1 µm verändert wird, sind in Bild 7.19 zusätzlich zum Profilvergleich REM- und Videomik-

roskopaufnahmen von Querschliffen keramischer Proben dargestellt. In Bild a) sind die aus dem Schleifprozess an der Al_2O_3 -Implantatkeramik resultierenden Rauheitsspitzen deutlich erkennbar. Ebenso werden die Riefen des Substrats deutlich. Bildteil b) zeigt die Einebnung der Rauheitsspitzen durch Polieren mittels nachgiebigem Werkzeug (PU B, C100, D20, $v_c = 6,4 \text{ m/s}$, $f_t = 0,55 \text{ mm}$, $a_p = 0,06 \text{ mm}$, $v_f = 100 \text{ mm/min}$). Nur die Riefen des Substrats sind noch vorhanden.

In Bild 7.19 c) und d) ist die Vorbearbeitung mittels Umfangsschleifen und anschließender Politur dem torisch geschliffenen Werkstück und der anschließenden Politur an der ZTA-Keramik gegenübergestellt. Beide Werkstücke wurden mit den oben genannten Parametern poliert, jedoch anders als bei der Al_2O_3 -Keramik mit Silikonbindung. Zunächst sind hier deutlich weniger Riefen und Poren ersichtlich, was bereits auch durch die Rauheitsmessungen in Bild 7.18 bestimmt wurde. Auch nach dem Polieren hebt sich der Bahnabstand des vorherigen torischen Schleifprozesses deutlich hervor, der aus den Makrorauheiten bestimmt werden kann.

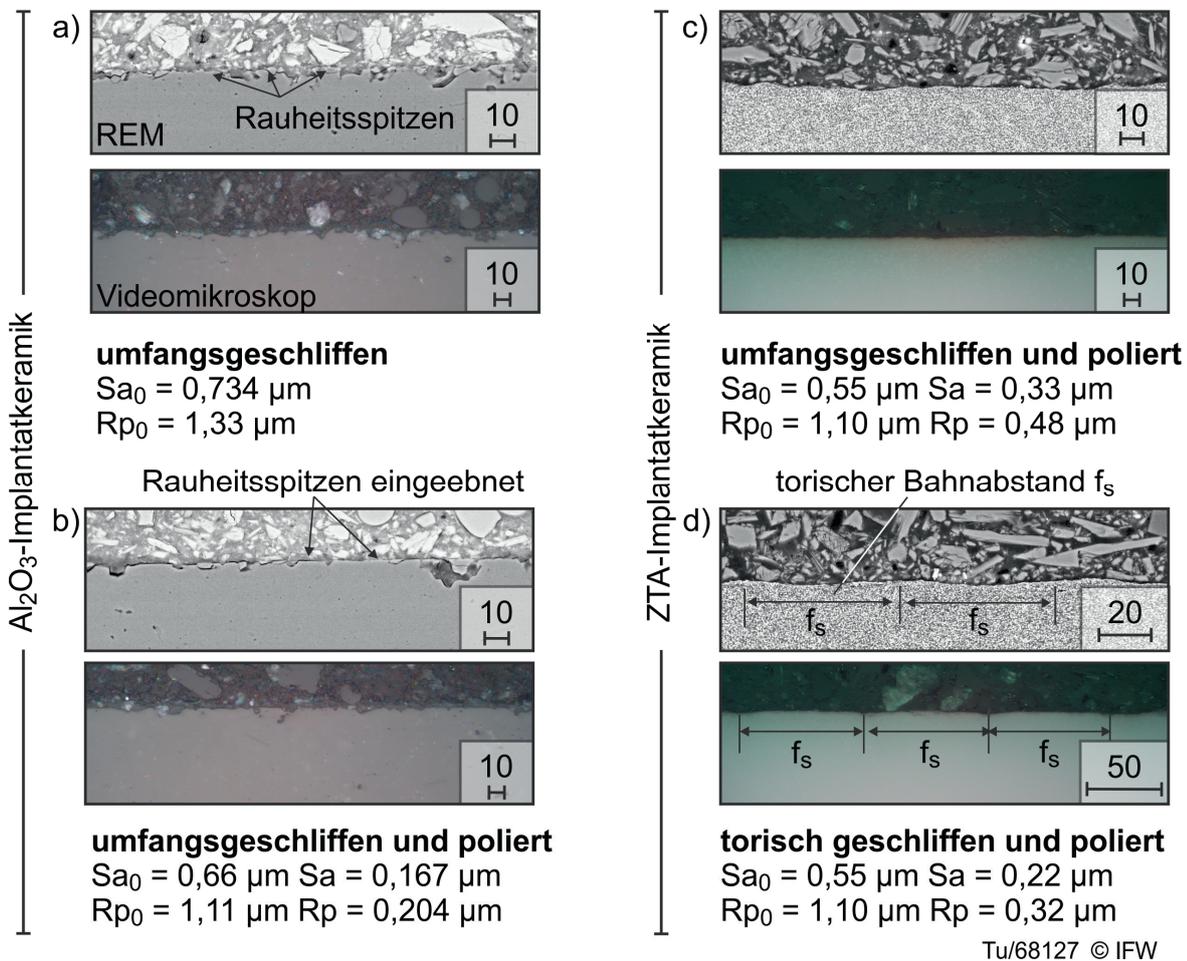


Bild 7.19 Schliffbilder (REM, Videomikroskop) geschliffener und polierter Keramikproben

Zusammenfassend beeinflussen die Kinematik des Schleifkorneingriffs und die Form des Werkzeugeingriffs aus dem Bearbeitungsprozess vor dem Polieren maßgeblich den Erfolg und die Effizienz eines Polierprozesses mit nachgiebig gebundenen Dia-

mantwerkzeugen. Der Materialabtrag beim Polieren mit nachgieben Diamantwerkzeugen ist $< 1 \mu\text{m}$ und ebnet hauptsächlich die Rauheitsspitzen ein. Das Polierverfahren beeinflusst somit nicht die durch das Schleifen erzeugte Form des Implantats.

7.2.4 Zwischenfazit aus den experimentellen Untersuchungen

Ziel war es, ein geeignetes Finishingverfahren zur Endbearbeitung freigeformter keramischer Oberflächen zu identifizieren und ein Prozessverständnis zu schaffen, um die Oberflächenbeschaffenheit beim Polieren keramischer Oberflächen prognostizieren zu können. Es galt zu prüfen, wie sich die Topografie beim Polieren ausbildet und inwiefern der Materialabtrag die Form des Implantats beeinflusst.

Es wurde davon ausgegangen, dass die Oberflächenbeschaffenheit eines mit nachgiebigen Diamantwerkzeugen bearbeiteten, keramischen Werkstücks abhängig ist von der aktiven Kornanzahl und von der Kraft, die auf diese Körner wirkt (**Arbeitshypothese**). Gemäß der analytischen Betrachtung wirken die Schnittgeschwindigkeit v_c , die Vorschubgeschwindigkeit v_f , der Bahnabstand a_p , die Korngröße d_G und die Kornkonzentration C maßgeblich auf die im Prozess wirkende Kornanzahl N_{Prozess} ein. Die Zustellung f_t und der Anstellwinkel α beeinflussen die Kontaktfläche zwischen Werkzeug und Werkstück und bestimmen somit die über das Werkzeug auf die einzelnen Körner übertragene Einzelkornkraft F_G .

In den Untersuchungen konnte der Einfluss von Vorschubgeschwindigkeit und Bahnabstand sowie Konzentration auf die Rauheit durch die Kornanzahl bestätigt werden. Die Schnittgeschwindigkeit beeinflusst jedoch vorrangig die Temperatur. Somit führen zu hohe Schnittgeschwindigkeiten zum Bindungsversagen. Leichte Tendenzen zu einer größeren Rauheitsänderung mit zunehmender Schnittgeschwindigkeit konnten gezeigt werden. Die Korngröße spielt indes nur eine untergeordnete Rolle. Die Konzentration beeinflusst das Ergebnis stärker durch eine Änderung des Elastizitätsmoduls und somit der Polierkraft als die Wahl der Korngröße im untersuchten Korngrößenbereich. Dies war zu erwarten, da der Anteil der Körner in der Bindung stark die Härte und somit den Widerstand der Bindung gegen Verformung beeinflusst. Die Anstellung des Werkzeugs stellt keine direkt-proportionale Einflussgröße dar, bewirkt aber einen Anstieg der Kornkraft bei größeren Werten und somit auch ein größeres Vermögen zur Rauheitsreduzierung. Die Zustellung f_t beeinflusst stark proportional die Kornkraft. Die Rauheit wird bis zum Einsetzen des Schafteinflusses bei 0,55 mm signifikant reduziert. Je nach Bindungstyp und Elastizitätsmodul der Bindung ist die Beeinflussung jedoch unterschiedlich ausgeprägt (Bild 7.20).

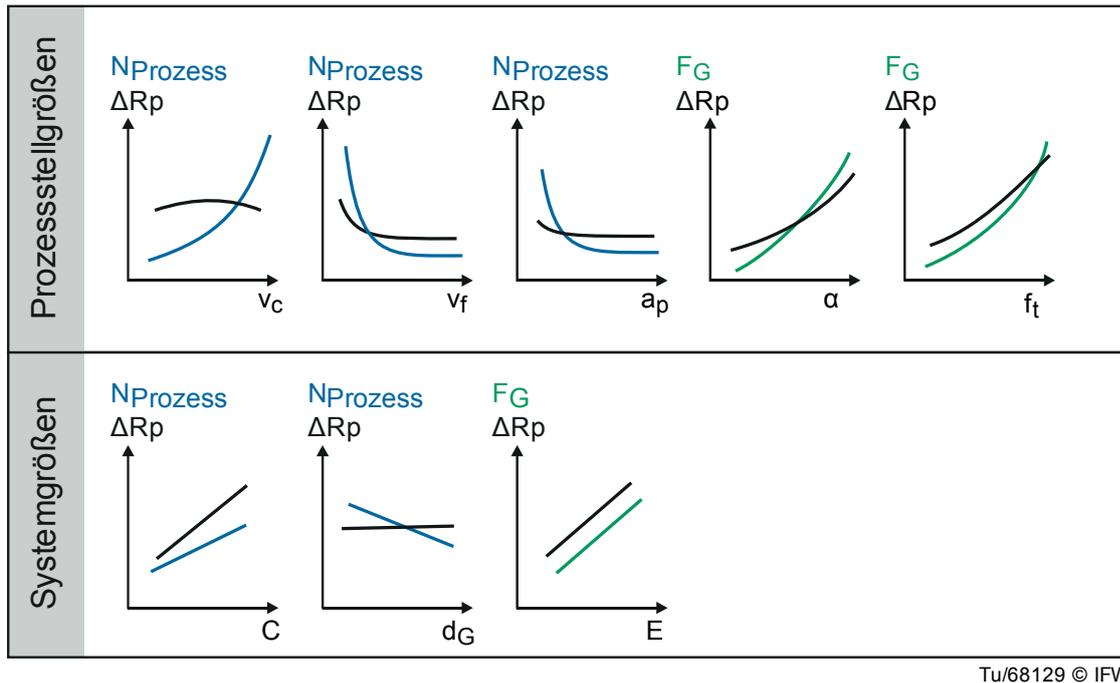


Bild 7.20: Zusammenfassung der Zusammenhänge zwischen Einflussgrößen und Glättungstiefe R_p nach den Ergebnissen der Polieruntersuchungen

In einem zweiten Schritt wurde untersucht, inwiefern sich die Wahl des Werkstoffs, die Ausgangsrauheit (Mikrorauheit) und die Ausgangsform (Makrorauheit) auf das Polierergebnis auswirken. Hierbei wurde ein tendenziell lineares Verhalten mit den Ausgangsrauheiten S_a und R_p gezeigt, wobei die Keramik selbst maßgeblich durch ihre Risszähigkeit K_{Ic} und ihre Korngröße die Endrauheit beeinflusst. Werkstoffe mit kleinen Korngrößen und hohen K_{Ic} -Werten verhalten sich duktiler bei der Bearbeitung (ähnlich einem metallischen Werkstoff) als spröde Keramiken mit großen Korngrößen und niedrigen Risszähigkeiten. Auffällig war die Wahl der Vorbearbeitungskinematik. So wird das Polierergebnis beim Schleifen mit Radius Scheiben oder torischen Stiften maßgeblich vom Werkzeugeingriff bestimmt. Eine Vorbearbeitung mit geringer Makrorauheit bestimmt das Polierergebnis und somit die Mikrorauheit hier stärker als die Politur selbst. Es konnte gezeigt werden, dass der Materialabtrag $< 1 \mu\text{m}$ ist und somit die Formgenauigkeit des Implantats durch das Polieren nicht beeinflusst wird.

8 Rauheitsbedingter Roll-Gleit-Verschleiß von Implantatkeramiken

Nach Abschluss von Kap. 5, 6 und 7 steht ein Polierverfahren zur Endbearbeitung mehrfachgekrümmter, keramischer Oberflächen zur Verfügung. Das erworbene Prozessverständnis wird nun systematisch genutzt, um Verschleißprüfkörper zu fertigen. Anhand von Verschleißuntersuchungen unter knieähnlichen Bedingungen mit Prüfkörpern variabler Oberflächen- und Formgüte sowie Flächenkongruenz, werden die verschleißrelevanten Eigenschaften keramischer Knieimplantate abgeleitet und der Prozess zur anforderungsgerechten Politur definiert (Kap. 9 und 10). Die bearbeitete Oberfläche eines Prüflings ist beispielhaft mittels REM-Aufnahmen in Bild 8.1 dargestellt. Das Schleifen erfolgte gemäß [MEE11], das Polieren gemäß Kap. 7.

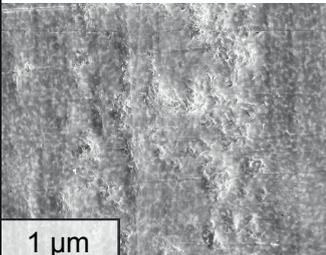
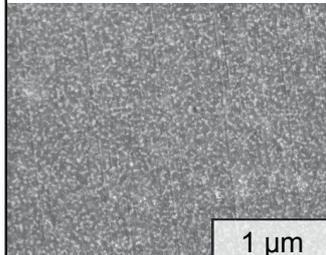
Seitliches Schleifen: $v_{cS} = 30 \text{ m/s}$ $\beta_f = 10^\circ$ $f_{FS} = 0,1 \text{ mm}$ $v_{fS} = 1000 \text{ mm/min}$ $a_{eS} = 0,02 \text{ mm}$ $d_S = 30 \text{ mm}$ $r = 2,5 \text{ mm}$ $d_{GS} = 46 \mu\text{m}$ galvanisch belegt	geschliffen $R_a = 102 \text{ nm}$ 	poliert $R_a = 8 \text{ nm}$ 	Polieren: $v_c = 6,4 \text{ m/s}$ $\alpha = 45^\circ$ $a_p = 0,06 \text{ mm}$ $f_t = 0,4 \text{ mm}$ $v_f = 100 \text{ mm/min}$ $d_p = 12,2 \text{ mm}$ $d_G = 15 - 25 \mu\text{m}$ Silikon gebunden <small>Tu/59411 © IFW</small>
---	---	--	---

Bild 8.1: Beispielhafter Prüfling, geschliffen und polierte Oberflächen

Der anschließende Test im Roll-Gleit-Prüfstand im Labor für Biomechanik und Biomaterialien der Medizinischen Hochschule Hannover (vgl. Kap. 4.4) ermöglicht die Bewertung des Verschleißverhaltens unter knieähnlicher Belastung.

8.1 Ablauf der Verschleißprüfung

Der Ablauf zur Herstellung und Verschleißprüfung erfolgt standardisiert für alle im Folgenden beschriebenen Implantatprüflinge. Die gesinterten Prüflinge werden in ihrer Maschinenaufspannung mittels Koordinatenmesstechnik gemessen, um den Nullpunkt des Prüfkörpers zu bestimmen. Dieser Nullpunkt wird in der CAM-Software Tebis® genutzt, um die Werkzeugschleif- und Polierbahnen auf das Bauteil bezogen auszulegen und so die Fertigungsgenauigkeit zu erhöhen. Zur Erzielung hinreichender Fertigungsgenauigkeit ist die Erfassung der Werkzeuggeometrie zwischen den einzelnen Prozessschritten erforderlich. Ein Schleifschritt dauert pro $20 \mu\text{m}$ bis $50 \mu\text{m}$ Materialabtragsebene ca. 20 min (je nach Wahl des Bahnabstands und der Vorschubgeschwindigkeit), wobei die Anzahl der Ebenen vom Aufmaß des Sinterrohlings abhängig ist. Konnte die beabsichtigte Geometrie der Prüflinge durch Messung mittels Koordinatenmesssystem erreicht werden, folgt der Polierschritt (ca. 200 min mit den in dieser Arbeit verwendeten Polierwerkzeuggeometrien, je nach erforderlicher Oberflächentopografie). Aufgrund der sehr kleinen Polierwerkzeuge mit ihrem hohen Verschleiß müssen diese häufig hinsichtlich ihrer geometrischen Form gemessen und ggf. getauscht werden. Bisher sind 5 Polierstifte für eine Prüflingskombination erforderlich. Für die automatisierte Fertigung von komplexen keramischen

Implantaten in der Industrie ist der Einsatz größerer, nachgiebiger aber mit steifem Grundkörper ausgelegten, Polierwerkzeuge zu empfehlen (vgl. Kap. 9). Sind alle Fertigungsschritte abgeschlossen, erfolgt abermals eine Überprüfung der geometrischen Form des Prüflings sowie die Inspektion der Oberflächentopografie mit den unter Kap. 4.5 beschriebenen Methoden. Nach der Reinigung, Trocknung und Gewichtsbestimmung wird ein Prüflingspaar in den Roll-Gleit-Simulator eingesetzt und der Verschleiß über einen Zeitraum von drei Millionen Zyklen ermittelt. Aufgrund der eingestellten Gangfrequenz nimmt diese Prüfung einen Zeitraum von sechs bis acht Wochen ein. Bild 8.1 zeigt den Ablauf der gesamten Herstellungs- und Prüfprozedur.

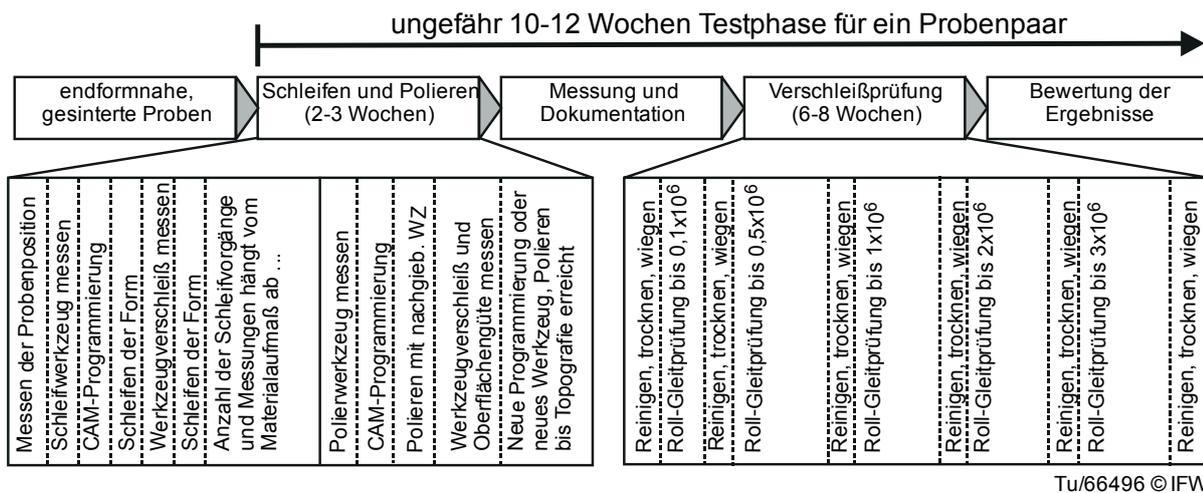


Bild 8.2: Herstellungs- und Prüfprozedur der Prüflinge

8.2 Versuchsplanung zum topografiebedingten Verschleiß

Zur Auslegung einer wirtschaftlichen, verschleiß- und biomechanisch-gerechten Fertigungskette für ein vollkeramisches Implantat müssen folgende Fragen geklärt werden:

1. **Inwiefern beeinflusst die Kongruenz der Kontaktflächen von Unterschenkelimplantat (Tibia) und Oberschenkelimplantat (Femur) den Verschleiß eines Implantats?** Diese Randbedingung resultiert zum einen aus variablen Implantatgrößen für Patienten, zum anderen aus designrelevanten Gründen. Für eine keramikgerechte Auslegung wird die Vermeidung scharfer Kanten und Ecken vorgesehen; über minimale oder maximale Radien an keramischen Implantaten ist jedoch nichts bekannt. In der Regel wird von möglichst kongruenten Flächen ausgegangen.
2. **Welche Oberflächentopografie muss das keramische Implantat aufweisen, um einen geringen Verschleiß zu erzielen?** Erkenntnisse der Messungen von Hüftimplantaten berichten von Oberflächengüten $R_a < 20$ nm. Weitere Angaben und Anforderungen fehlen in der Normung (vgl. Kap. 2.1.3 und 5.2). Diese Oberflächengüten erzeugen einen Großteil der Fertigungskosten und führen aufgrund hoher Anforderungen und teilweise manueller Nacharbeit auch zu einem erheblichen Ausschuss. Eine mögliche Begrenzung der Rauheit könnte daher enorme Auswirkungen auf die Implantatkosten und somit auf die Wirtschaftlichkeit haben.

3. **Inwiefern beeinflusst die Fertigungsgenauigkeit während des Herstellungsprozesses den Verschleiß eines vollkeramischen Implantats?** Diese Fragestellung resultiert aus den hohen Herstellungskosten und Ausschussquoten für ein keramisches Implantat.

Zur Beantwortung dieser Fragestellungen ist der in Tabelle 8.1 skizzierte Versuchsplan vorgesehen. Der Einfluss der **Fertigungsgenauigkeit** (Topografieschwankungen und Formabweichungen) werden 2 x 3 Prüflingspaare hergestellt. Dabei bleibt der Fertigungsprozess konstant, da die Topografie nicht konstant gewählt, sondern lediglich nach konstanter Fertigung gemessen werden kann. Anforderung ist jedoch immer die 2D-Rauheit $R_a < 20$ nm wie industriell üblich. In den folgenden Tabellen wird jeweils der gemessene 3D-Rauheitswert S_a sowie die zur Bewertung der Poliergüte genutzte Glättungstiefe R_p dargestellt. Für die ersten 3 Prüflinge (1.X) wird hierbei nur ein Radius in der Sagittalebene (seitlich) von 32 mm eingestellt [MEE11], für die zweite Gruppe 2 a) werden 3 Prüflingspaare (2.X) zusätzlich mit einer Radiendifferenz von $R_F = 33,7$ mm zu $R_T = 34,4$ mm in der Frontalebene bearbeitet. Hierbei wird die Flächenkongruenz verändert und der Kontaktdruck steigt infolge der Radiendifferenz mit einer reduzierten Kontaktfläche an. Der zweite Teil dieser Gruppe 2 b) mit 4 Prüflingspaaren wird auf die gleiche Weise hergestellt, unterscheidet sich aber hinsichtlich ihrer Radiendifferenz $R_T - R_F$ in der Frontalebene. Sie dienen der Untersuchung des Einflusses der **Flächenkongruenz**.

Tabelle 8.1: Versuchsplan für Verschleißuntersuchungen

Analyseziel	Anzahl Paare	Gruppennummer	Topografie	Differenz $R_P - R_C$ (frontal)	Radius R sagittal (seitlich)	Kontaktform
Fertigungsqualität	3	F1.X / T1.X	konstant , Ziel $R_a < 20$ nm	-	konstant , Ziel R32	Linien
Fertigungsqualität und Kongruenz	a) 3 b) 4	F2.X / T2.X	konstant , Ziel $R_a < 20$ nm	variabel , $R_T - R_F$ fallend	konstant , Ziel R32	Flächen
Topografie	7	F3.X / T3.X	variabel , Ziel R_a steigend	-	konstant , Ziel R32	Linien

Für die Adressierung der zweiten Fragestellung wird die **Topografie** der Prüflinge variiert, indem ebenfalls 7 Prüflingspaare mit 7 verschiedenen Rauheitsabstufungen hergestellt werden. Zusammen mit den Prüflingen zur Fertigungsqualität ergeben sich daraus acht Rauheitsstufen.

8.3 Ergebnisse zum topografiebedingten Verschleiß

Die Ergebnisse der Prüflingsbearbeitung der Gruppe 1.X [MEE11] zur Untersuchung der Auswirkung der Fertigungsgenauigkeiten bei einfacher Prüflingskrümmung sind in Tabelle 8.2 dargestellt. Für die polierten Oberflächen der Prüflinge ergibt sich eine Gauß gefilterte, mittlere Flächenrauheit von $S_a = 10,5$ nm bzw. $7,9$ nm. Alle Prüflinge sind daher in der Qualität üblicher keramischer Hüftgelenkimplantate poliert. Der

seitliche Radius beträgt im Mittel 31,92 mm. Die Prüflinge der Gruppe 2.X, welche ebenfalls zur Bestimmung des Einflusses der Qualität sowie des Einflusses der Flächenkongruenz herangezogen werden, erreichen auf ihrer Freiformfläche eine mittlere Rauheit von $S_a = 22,7$ nm bzw. 20,1 nm und fallen damit etwas größer aus. Die zweidimensionalen Rauheiten liegen stets unter $R_a < 20$ nm.

Tabelle 8.2: Ergebnisse der Prüflingspaare der Gruppe 1.X – Linienkontakt

Prüflingspaar	Radius R seitlich (sagittal) in mm		Differenz $R_T - R_F$ (frontal) in mm	Topografie S_a / R_p in nm	
	F	T		F	T
Qualität			T-F		
1.1 [MEE11]	31,98	0	-	11,9 / 31,2	6,5 / 8,0
1.2 [MEE11]	31,89	0	-	10,4 / 41,1	10,6 / 14,8
1.3 [MEE11]	31,89	0	-	9,3 / 28,3	6,5 / 8,0
Mittelwerte	31,92			10,5 / 27,9	7,9 / 10,2

Tabelle 8.3: Ergebnisse der Prüflingsgruppe 2.X – Flächenkontakt unter Variation der Flächenkongruenz

Prüflingspaar	Radius R seitlich (sagittal) in mm		Differenz $R_T - R_F$ (frontal) in mm	Topografie S_a / R_p in nm	
	F	T		F	T
Qualität&Form			T-F		
2.1	31,97	0	8,2	16,0 / 21,3	9,9 / 89,9
2.2	32,00	0	1,0	17,6 / 42,1	48,2 / 40,5
2.3	32,00	0	1,0	10,4 / 24,1	16,3 / 42,4
2.4	31,96	0	0,7	15,7 / 19,4	5,9 / 15,0
2.5	32,00	0	0,0	34,4 / 26,7	21,2 / 42,1
2.6	31,71	0	0,0	22,6 / 13,1	19,7 / 14,3
2.7	31,97	0	-0,6	19,4 / 66,4	19,6 / 110
Mittelwerte	31,94	0		22,7 / 30,4	20,1 / 50,6

Tabelle 8.4: Ergebnisse der Prüflingsgruppe 3.X – Linienkontakt unter Rauheitsvariation

Prüflingspaar	Radius R seitlich (sagittal) in mm		Differenz $R_T - R_F$ (frontal) in mm	Topografie S_a / R_p in nm	
	F	T		F	T
Topografie			T-F		
3.1	32,07	0	-	64,5 / 158	78,4 / 181
3.2	32,00	0	-	75,5 / 196	25,6 / 80,6
3.3	32,06	0	-	132 / 299	110 / 190
3.4	32,07	0	-	282 / 486	353 / 698
3.5	32,02	0	-	268 / 436	461 / 637
3.6	32,00	0	-	722 / 967	448 / 578
3.7	32,00	0	-	889 / 1580	956 / 1830
Mittelwerte	32,03				

Werden die Ergebnisse der Prüflingsgruppe zur Ermittlung des Einflusses der Topografie betrachtet, zeigt sich ein ebenso konstanter Radius bei zunehmender Flächen-

rauheit S_a und Glättungstiefe R_p (Tabelle 8.4). Die Flächenrauheiten S_a steigen von 64,5 nm bzw. 78,4 nm bis 889 nm bzw. 956 nm an. Die sonstigen geometrischen Gegebenheiten der Prüflinge bleiben konstant.

Die Verschleißbestimmung erfolgt mittels gravimetrischer und optischer Methoden (vgl. Kap. 4.4). Der ermittelte gravimetrische Verschleiß als Summe aus dem Verschleißvolumen des Femurgegenkörpers (F) und des Tibiagrundkörpers (T) nach drei Millionen Zyklen ist in Bild 8.3 dargestellt. Im Mittel ergibt sich für alle drei Probenpaare ein Gesamtverschleiß von $0,94 \text{ mm}^3$. Der Verschleiß der Tibiagrundplatte fällt in der Regel geringer aus als der des Femurgegenkörpers. Vergleichend ist der Mittelwert des Polyethylen-Verschleißes einer Hart-Weich-Paarung (CoCr-PE) eingezeichnet, welcher nach gleichem Prüfprotokoll getestet wurde [RIC10a, RIC10b, MEE11]. Die Verringerung des gravimetrischen Verschleißes der keramischen Prüflinge gegenüber der konventionellen CoCr-PE-Paarung beträgt hierbei 87,5 %.

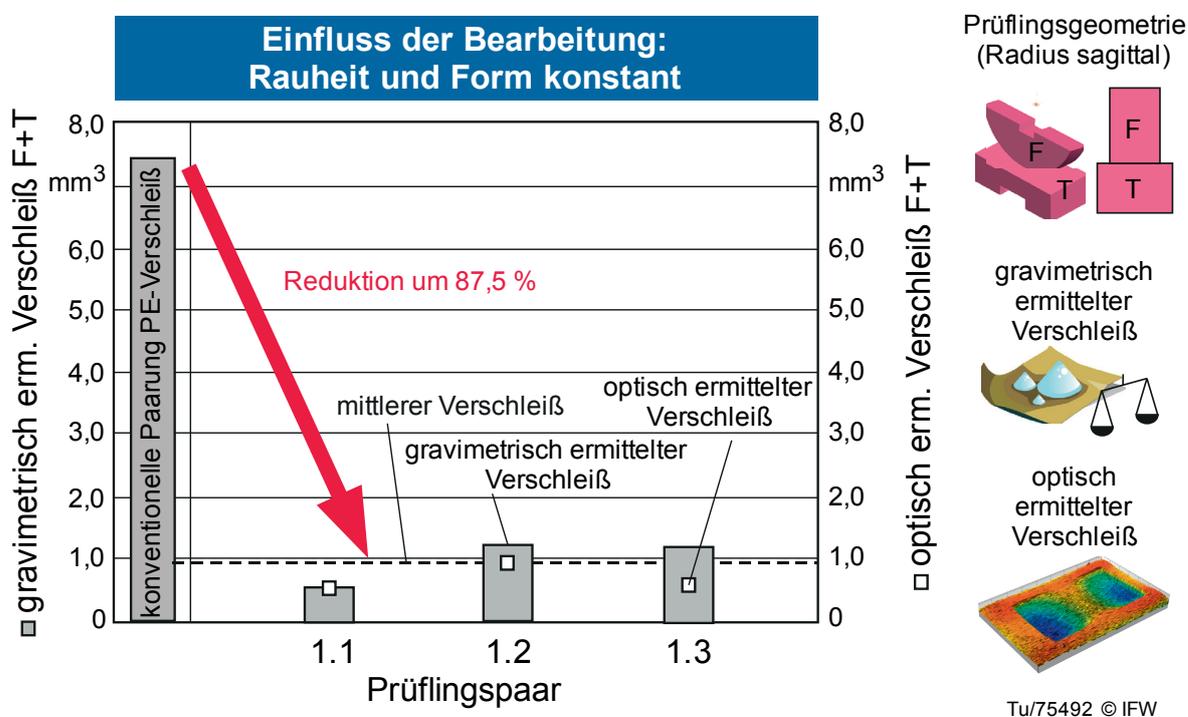


Bild 8.3: Gravimetrischer [MEE11] und optischer Verschleiß der Gruppe 1.X

Für die Prüflinge mit einer zusätzlichen Radiendifferenz in der Frontalebene des Implantats (Gruppe 2.X), die zur Ermittlung des Einflusses des Grades der Flächenkongruenz genutzt werden, ergibt sich ein mittlerer, seitlicher Radius von 31,94 mm und eine mittlere Flächenrauheit S_a von 22,7 nm bzw. 20,1 nm. Auch hier liegen die zweidimensionalen Rauheitskenngrößen stets unter $R_a < 20 \text{ nm}$.

Werden die gravimetrischen Verschleißwerte der verschiedenen Prüflinge unter Berücksichtigung der Form des erzeugten Kontakts berücksichtigt, ergeben sich drei verschiedene Verschleißmodi. Eine positive Radiendifferenz ($R_T - R_F > 0$) erzeugt einen zentralen, je nach Stärke der Krümmung ausgeprägten Kontakt. Der Verschleiß liegt unterhalb von $0,5 \text{ mm}^3$. Wird die Radiendifferenz weiter verkleinert und

nähert sich dem reinen Flächenkontakt bei 0 an, steigt der gravimetrische Verschleiß signifikant auf $> 2 \text{ mm}^3$ an, wobei eine große Verschleißfläche entsteht. Bei weiterer Verkleinerung der Radiendifferenz bis hin zu einer negativen, konstruktiv theoretisch ungeeigneten Radiendifferenz, wird die Kontaktfläche als Kantenkontakt ausgebildet (Bild 8.4, Mitte). Der Verschleißwert fällt hier wieder auf deutlich unter 1 mm^3 ab.

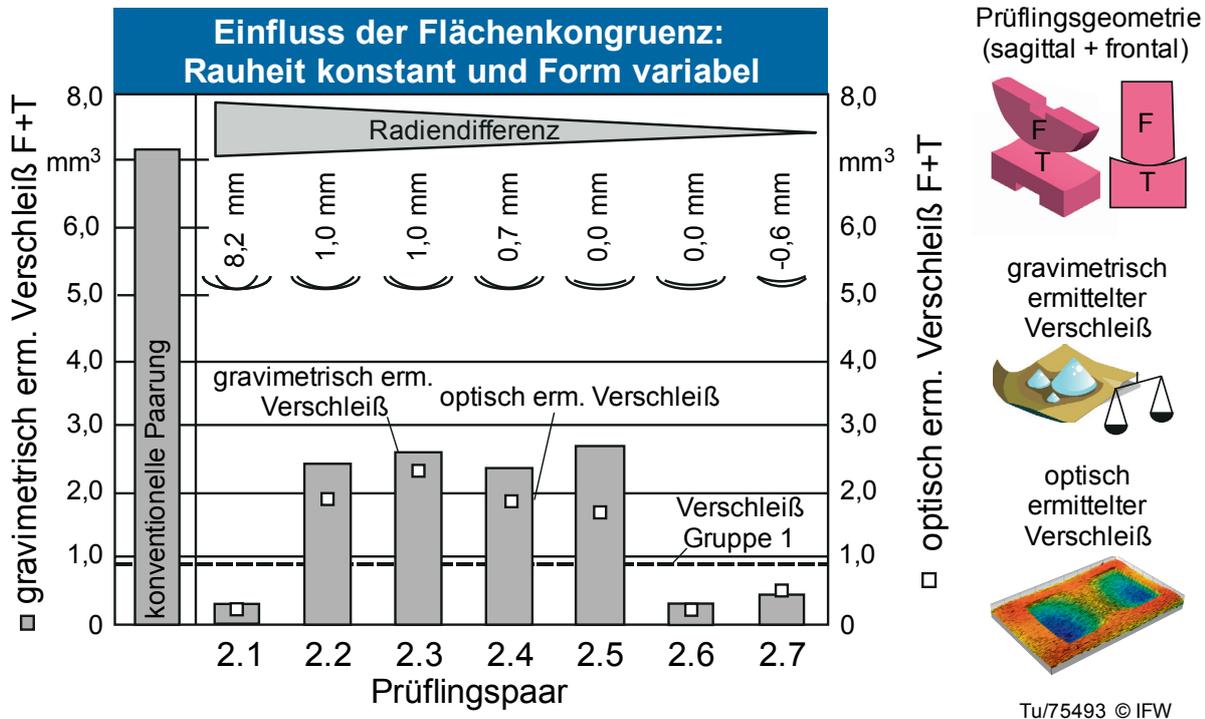


Bild 8.4: Einfluss der Flächenkongruenz auf den Verschleiß (Gruppe 2.X), PE – Verschleiß zum Vergleich aus [MEE11]

Dies lässt sich auch dann bestätigen, wenn die Radien der Frontalebene für Femur-gegenkörper und Tibiagrundkörper über ihrer nach Bild 4.18 ermittelten Kontaktfläche/Verschleißfläche aufgezeichnet werden. Dabei steigt der Verschleiß der Proben mit der Verschleißkontaktfläche an und nicht mit der Radiendifferenz, wie zunächst angenommen wurde. Das Prüflingspaar 2.6 zeigt bei einer theoretischen Radiendifferenz von 0 ebenfalls einen reduzierten Verschleißwert. Unter Berücksichtigung der Fehlerquote der Radiusbestimmung infolge sehr kurzer Messstrecken (vgl. Kap. 4.5, [CHA96, KNA01, WEC98]) könnte die Radiendifferenz auch minimal negativ sein (beispielsweise $-0,1 \text{ mm}$). In diesem Fall würden aus der Radiendifferenz periphere Punktlasten resultieren und die Kontaktfläche signifikant reduziert werden.

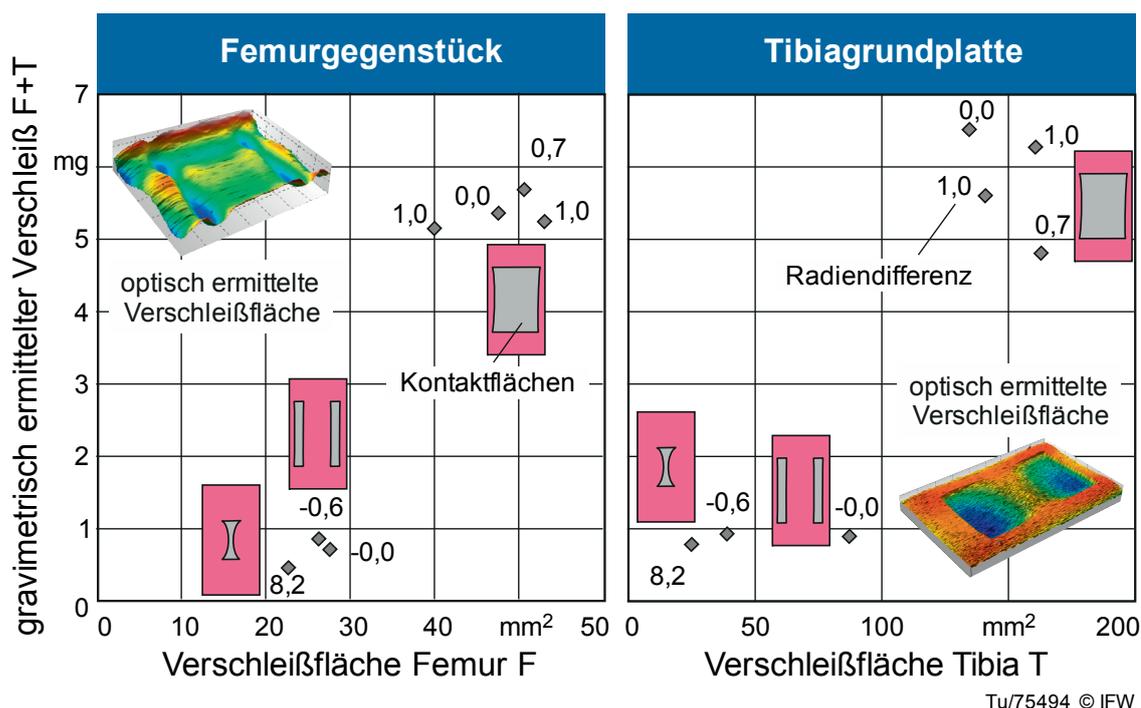


Bild 8.5: Einfluss der Kontaktfläche auf den Verschleiß

Folglich zeigen die hochfesten Keramiken unter knieähnlicher Belastung keinen erhöhten Verschleiß mit zunehmender Flächenpressung, sondern einen Zusammenhang mit der Anzahl der Mikrokontakte beider Flächen, wie dies auch MORLOCK annimmt [MOR11]. Die Anzahl der Mikrokontakte wird hierbei insbesondere durch die Kontaktflächengröße bestimmt, sodass der Verschleiß mit der Kontaktfläche steigt und folglich mit der Radiendifferenz sinken muss.

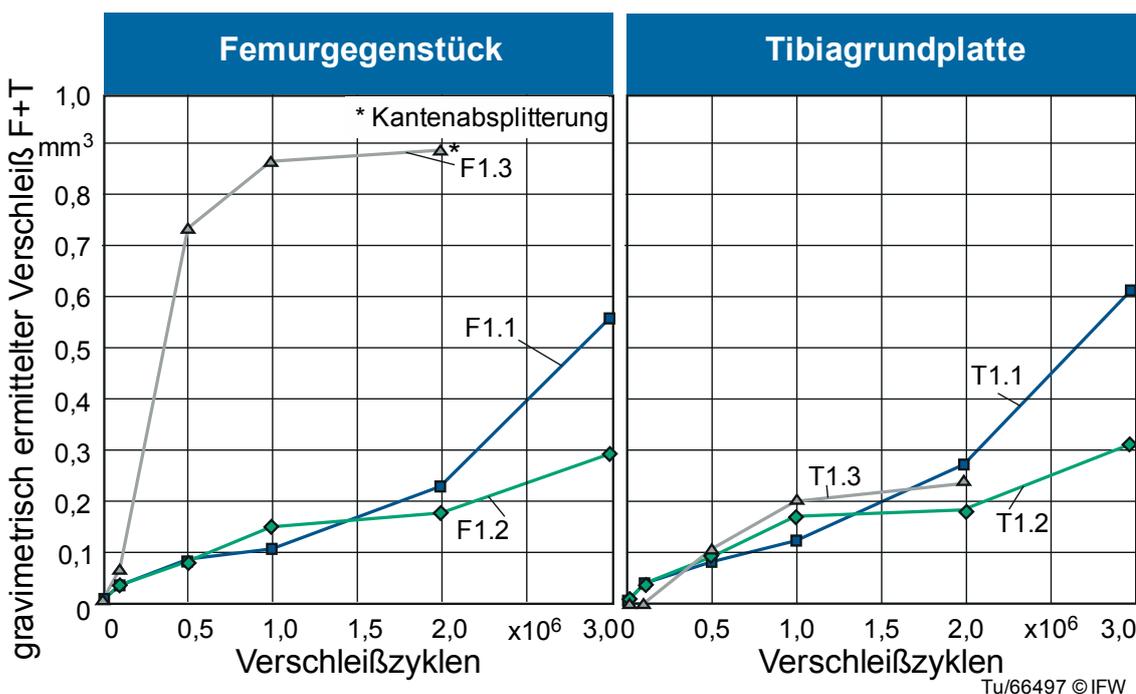


Bild 8.6: Verschleißverlauf über drei Millionen Verschleißzyklen für die Gruppe 1.X

Wird der Verschleißverlauf der Prüflinge der Gruppe 1 über die drei Millionen Verschleißzyklen für die jeweiligen Prüflinge getrennt betrachtet, zeichnet sich tendenziell ein linear zunehmender Verschleiß ab (Bild 8.6). Ein Prüfling, der nach zwei Millionen Zyklen einen Kantenbruch ausgehend von der Seitenfläche des Prüflings hatte, zeigt schon während des Verschleißverlaufs einen veränderten Anstieg des gravimetrischen Verschleißes. Das Versagen konnte somit frühzeitig entdeckt werden. Die Unterschiede zwischen den einzelnen Verlaufslinien zeigen dabei keine Übereinstimmung mit den minimalen Topografiedifferenzen als Resultat der Fertigungsqualität zwischen den Prüflingen ($10,5 \pm 1,26$ nm, bzw. $7,9 \pm 2,37$ nm). Ein Einfluss aus der Fertigungsqualität hinsichtlich der Formabweichung bzw. der Oberflächengüte kann daher nicht ermittelt werden.

Im Vergleich dazu zeigt sich ein ähnliches Verschleißverhalten, wenn der identische Verlauf für Prüflinge mit Flächenkontakt und konstanter Topografie (Gruppe 2) herangezogen wird (Bild 8.7). Hierbei existiert zu Beginn, insbesondere bei den T-Prüfkörpern eine Einlaufphase bis 50.000 Zyklen, bei der der Verschleiß stärker ausgeprägt ist. Danach flacht die Steigung ab und verläuft anschließend linear. Hierbei fällt auf, dass im Einlaufverhalten die Unterschiede der Kontaktflächengröße einen erheblichen Einfluss haben. Zu Beginn ist die Steigung des Verschleißverlaufs deutlich stärker ausgeprägt und geht nach etwa 50.000 Zyklen in eine geringere Steigung über. Prüflinge mit sehr kleinen Kontaktflächen hingegen, zeigen von Beginn an eine sehr geringe Steigung des Verschleißverlaufs. Für die F-Prüfkörper steigt der Verschleiß nahezu linear an.

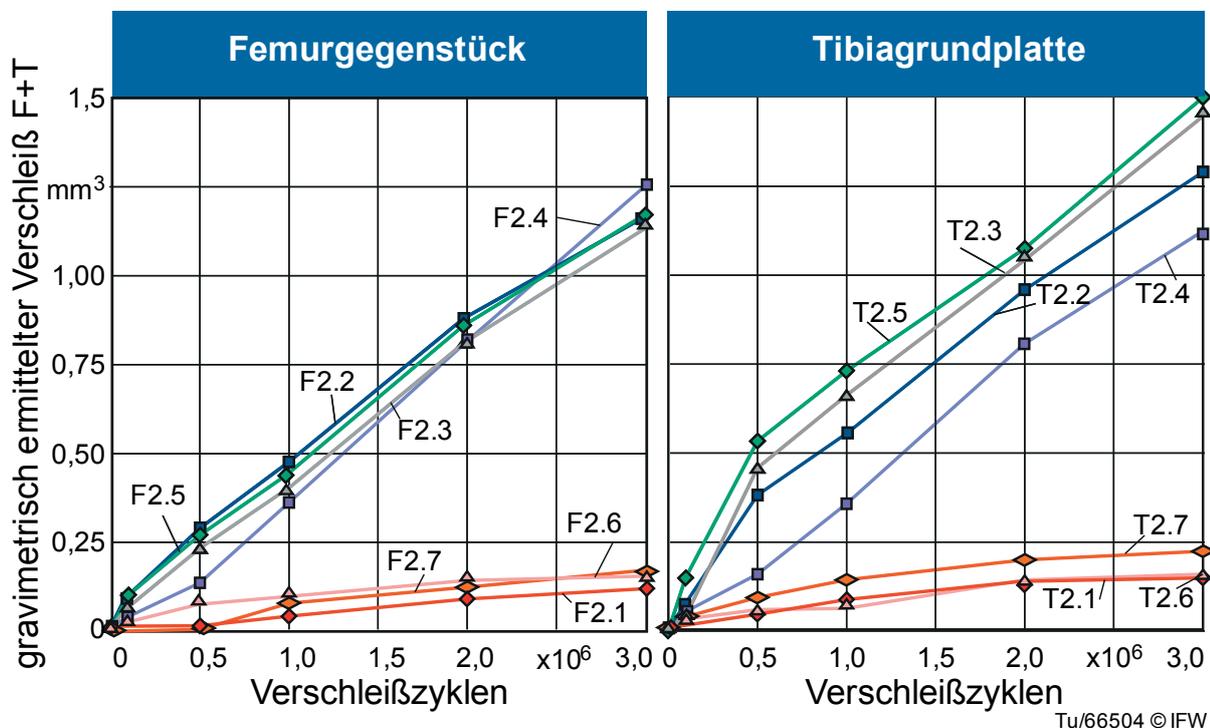


Bild 8.7: Verschleißverlauf für die Gruppe 2.X

Die 7 Prüflingspaare mit variierenden Rauheitsleveln (Gruppe 3) zeigen ein ähnliches Verhalten wie die polierten Prüflinge. Ein signifikanter Unterschied im Verschleißvo-

lumen nach drei Millionen Zyklen ist dabei nicht erkennbar. Hierbei zeigen die Probenpaare mit der großen Rauheit sogar den geringsten Verschleiß (3.5 und 3.7). Weiterhin ist zu beachten, dass die Verschleißuntersuchungen an den Prüflingen 3.1, 3.3, 3.4 und 3.6 nach Umbau des Prüfstands auf vier Prüfstationen erfolgte (markiert mit *). Prüfkörper 3.3 konnte wegen eines Kantenchippings nur optisch gemessen werden (markiert mit **). Diese vier Prüfkörper zeigen Verschleißwerte von ca. $1,2 \text{ mm}^3$ nach einer Million Zyklen.

Eine mögliche Erklärung dafür, dass eine erhöhte Rauheit nicht zu einer Erhöhung des Verschleißes führt, ist möglicherweise die verschleißreduzierende Wirkung der Schleifriden, in welchen sich die Gelenkflüssigkeit befindet. Diese würden als Fluidreservoirs wirken und hierdurch eine exzellente Schmierung ermöglichen. Dieser Effekt ist bekannt aus der industriellen Anwendung von Honstrukturen oder Mikrostrukturen in Zylinderlaufbuchsen [DEN12b]. Zudem reduzieren große Rauheiten die tatsächlich wirksame Kontaktfläche gegenüber polierten Oberflächen, da der reale Kontakt nur zwischen den Rauheitsspitzen einer Oberfläche besteht. Wie zuvor gezeigt wurde, reduziert sich der Verschleiß mit der Kontaktflächengröße.

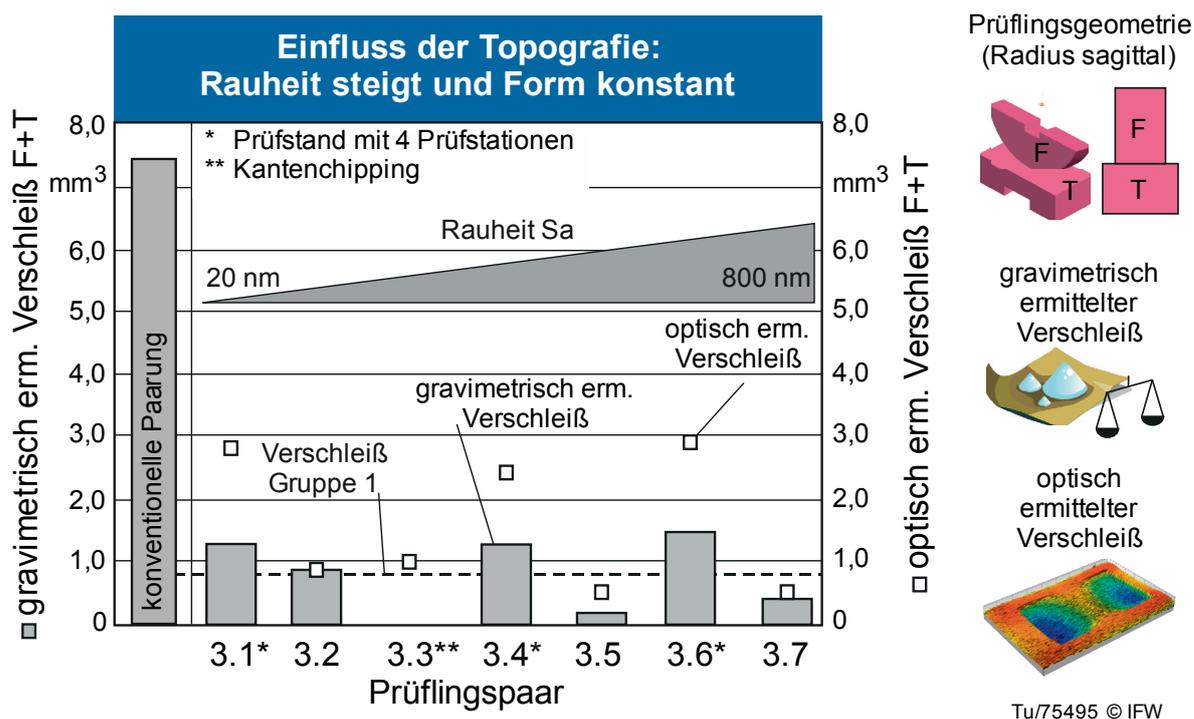


Bild 8.8: Absoluter Verschleiß bei variierender Topografie

Die variierte Flächenrauheit S_a und Glättungstiefe R_p der keramischen Prüflinge wirkt sich im untersuchten Rauheitsbereich nicht charakteristisch auf den Verschleißverlauf der Prüflinge aus. Auffällig für die Prüflinge im Bild 8.9 im Vergleich zu Bild 8.6 ist eine erheblich stärker ausgebildete Einlaufphase bis 50.000 Zyklen, nach der die Steigung des Verschleißverlaufs signifikant reduziert ist. Beim Prüfkörper mit hoher Rauheit (3.7) scheint die Einlaufphase noch nicht abgeschlossen, wohingegen sich 3.2 und 3.5 mit geringerer Ausgangsrauheit bereits im stationären Verschleißverlauf bewegen.

Dies legt nahe, dass die noch bestehenden Rauheitsspitzen durch den Verschleiß im Prüfstand eingeebnet werden und gegebenenfalls ein bisher industriell eingesetzter, sehr aufwendiger Polierprozess für vollkeramische Implantate reduziert oder sogar gestrichen werden könnte. Eine deutliche Kostenreduktion wäre die Folge, wobei die Validierung dieses Effektes durch eine Vielzahl an Implantatgeometrien und bei verschiedenen medizinkeramischen Werkstoffen noch aussteht.

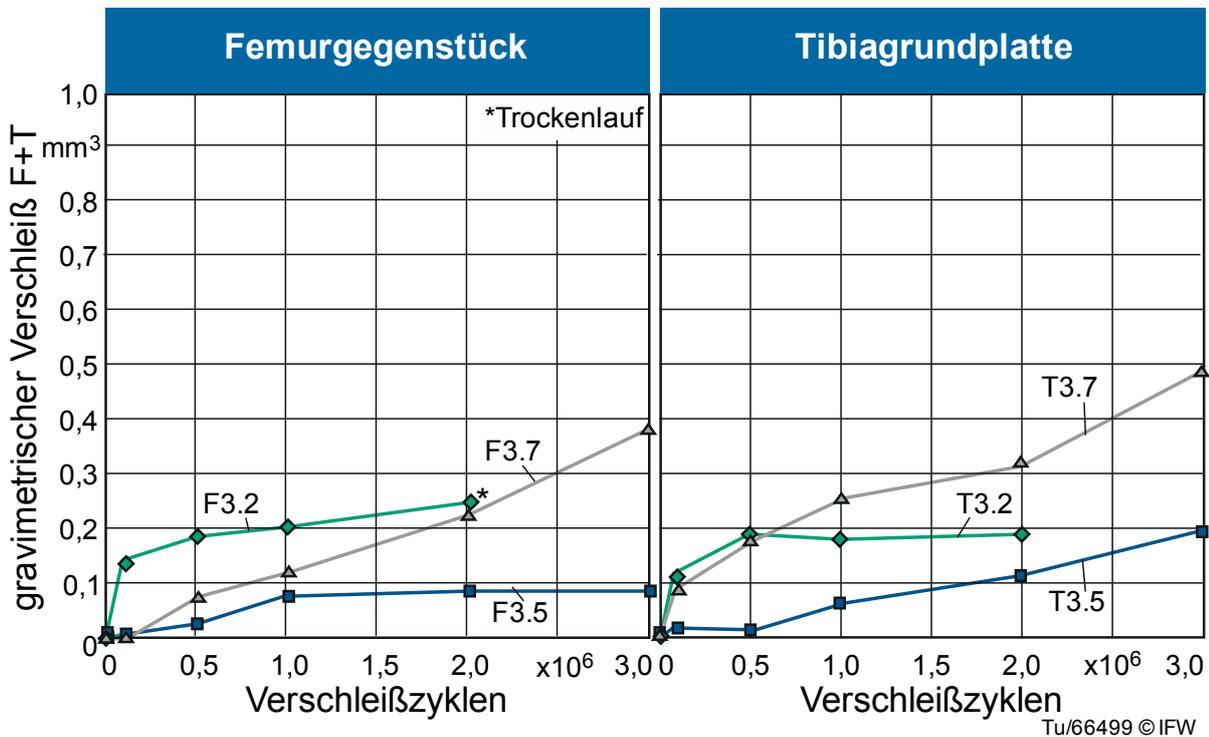


Bild 8.9: Einfluss der Topografieunterschiede auf den Verschleißverlauf

Abschließend soll die maximale Tiefe der Verschleißflächen genutzt werden, um das Verschleißverhalten der keramischen Prüflinge über alle Variationen hinweg zu vergleichen (Bild 8.10). Die Ermittlung der Verschleißtiefe erfolgt gemäß Bild 4.18.

Ein Linienkontakt mit hoher, durch Polieren erzeugter Oberflächengüte (Gruppe 1.X), erzeugt ähnlich geringe maximale Verschleißtiefen zwischen 10 μm und 20 μm wie keramische Prüflinge mit großer Radiendifferenz (2.1, 2.6, 2.7). Bei Prüflingen mit hoher Flächenkongruenz und somit großer Verschleißfläche (2.2-2.5) wird ein etwa fünffacher Verschleiß (vgl. auch Bild 8.4) und eine doppelte Verschleißtiefe (Bild 8.10) erzeugt wie bei geringerer Kongruenz. Dennoch ist der Verschleiß aller untersuchten vollkeramischen Prüflingspaare um ein Vielfaches gegenüber konventionellen Materialkombinationen CoCr-PE (vgl. Bild 8.3) reduziert. Ein keramischer Prüfling mit gegenüber konventionellen Implantaten erhöhter Rauheit Sa bzw. Rp erzeugt nicht zwangsweise einen erhöhten Verschleiß. Sowohl Femurgegenkörper als auch Tibiagrundplatte zeigen keine mit der Rauheit korrelierende Verschleißtiefe.

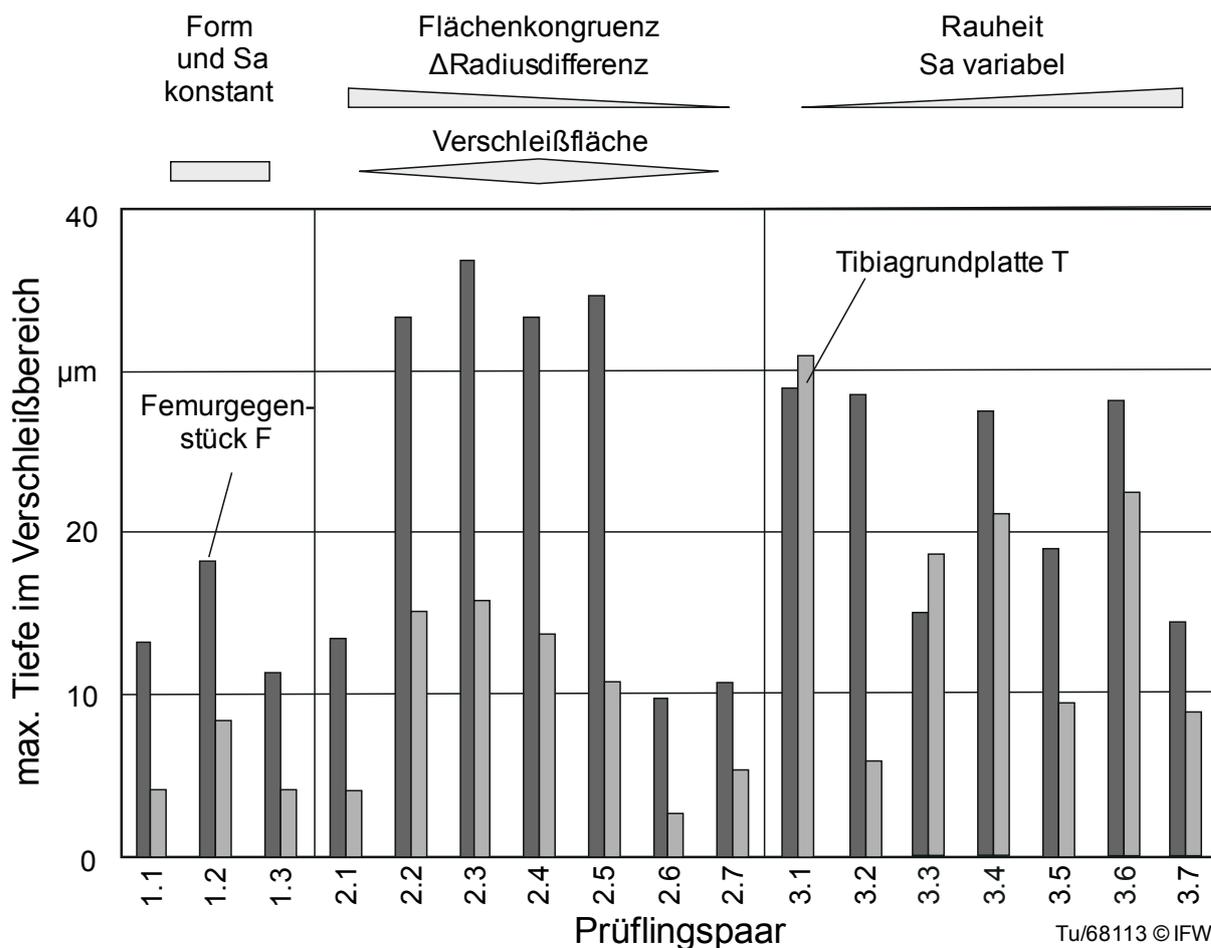
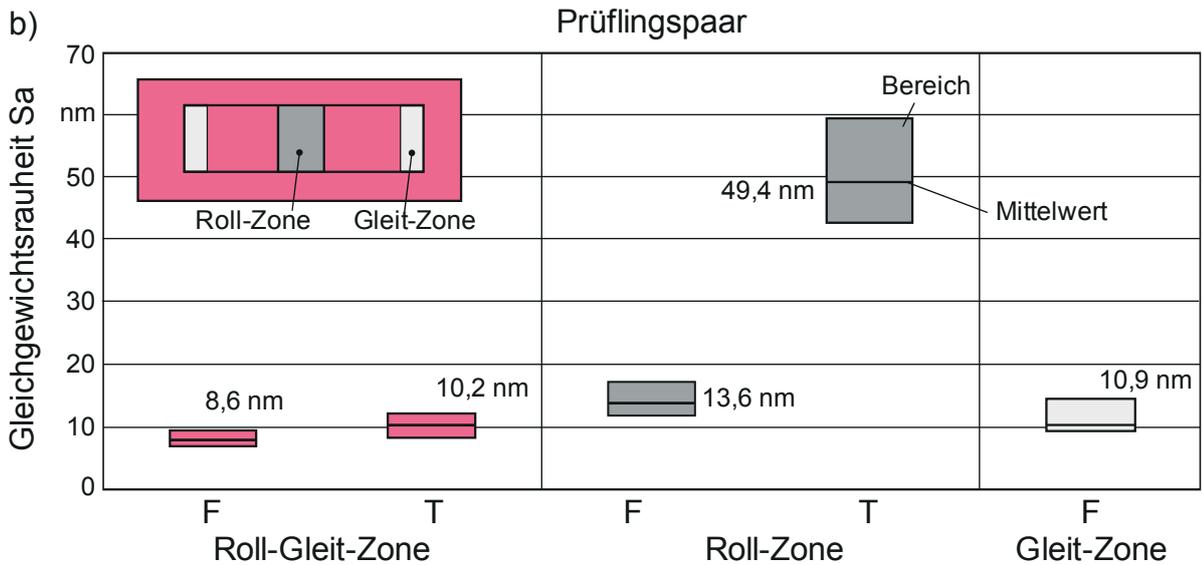
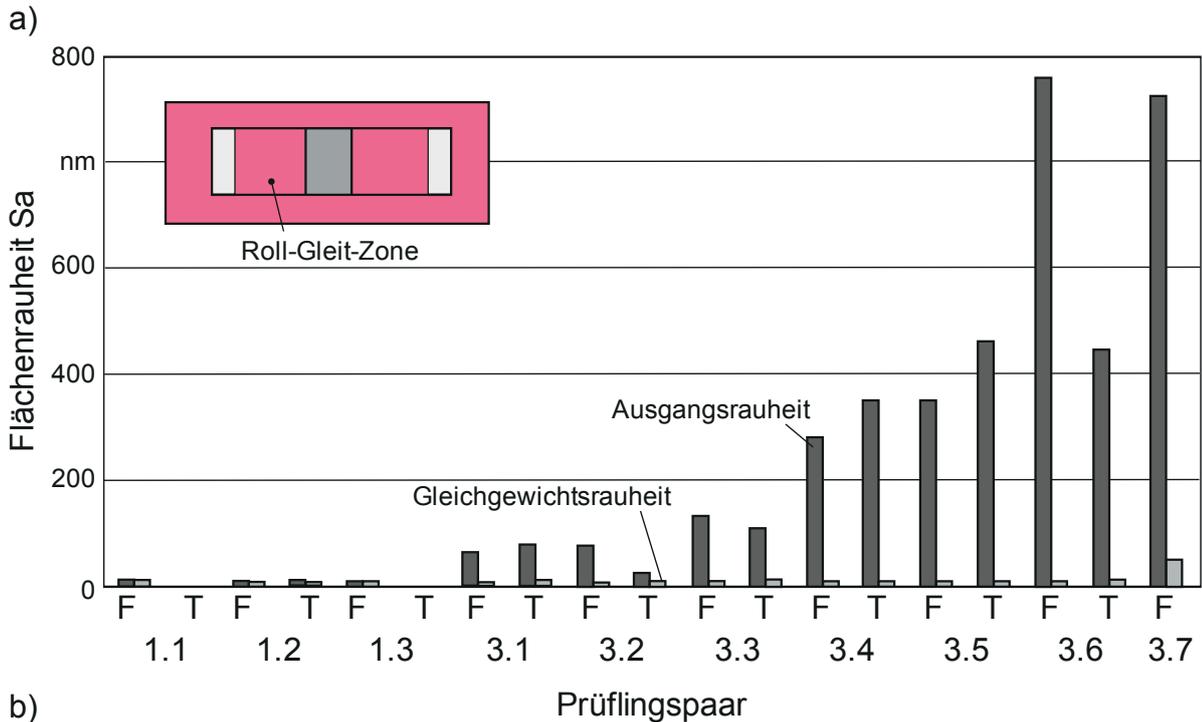


Bild 8.10: Maximale Verschleißtiefen für alle Prüflinge

Werden die Rauheiten der Verschleißprüflinge nach dem Verschleißversuch erneut gemessen und so die Gleichgewichtsrauheit [DÖR75, HEN93, KRA77] bestimmt, wird auch hier deutlich, dass die Ausgangsrauheit keinen signifikanten Einfluss auf den Verschleiß nimmt (Bild 8.11). So zeigen alle Prüflinge, die der gleichen Verschleißkinematik unterliegen, unabhängig von ihrer Ausgangsrauheit eine ähnliche Gleichgewichtsrauheit in der Roll-Gleit-Zone (Gruppe 1 und 3, Bild 8.11a). Dieses Ergebnis stimmt mit den Beobachtungen von [KRA77] überein. Somit verhält sich der Verschleiß eines vollkeramischen Implantates anders als konventionelle CoCr-PE Implantaten [WAN98].

Die Gleichgewichtsrauheiten unterscheiden sich dabei in den verschiedenen Belastungszonen (vgl. Kap. 4.3 und 4.4). Die Gleichgewichtsrauheit im Bereich der Roll-Gleit-Zone sowie der Gleitzone beträgt etwa 10 nm. Die Gleichgewichtsrauheit im Bereich der Rollzone ist hingegen deutlich höher und auch für beide Körper unterschiedlich. So zeigt der Femurgegenkörper, der Rollen und Gleiten unterliegt eine geringe Rauheit von im Mittel 13,6 nm, die Tibiagrundplatte weist 49,4 nm bei deutlich größerer Streubreite auf und unterliegt reinem Rollen.



Tu/68143 © IFW

Bild 8.11: a) Veränderung der Flächenrauheiten durch Verschleiß in der Roll-Gleitzone der Gruppen 1 und 3; b) Bereiche der Gleichgewichtsrauheiten der Gruppen 1 und 3

8.4 Fazit aus den Verschleißuntersuchungen

Die Analyse tribologischer Paarungen unter knieangepasster Belastung und kniekinematischer Bedingungen ist von besonderer Bedeutung für das Design und die Fertigungsstrategie von verschleißarmen keramischen Knieimplantaten. Zwei Hauptaspekte, nämlich der Einfluss der Topografie und der Einfluss der geometrischen sowie fertigungstechnischen Randbedingungen der Implantatkomponenten untersucht diese Arbeit.

Aus den Ergebnissen leiten sich folgende Erkenntnisse zum Verschleiß vollkeramischer Knieimplantate ab:

1. Der **Verschleiß** keramischer Prüflinge ist gegenüber konventionellen Paarungen um bis zu **87,5 % reduziert**.
2. Eine **erhöhte Kondylen-Konformität/Flächen-Konformität** führt infolge einer größeren Kontaktfläche zu einem **gesteigerten Verschleiß**.
3. Der volumetrische Verschleiß sowie die Verschleißtiefe gehen in Summe **nicht zwangsweise mit der Ausgangsrauheit** der Implantatkomponenten einher.
4. **Nach dem Einlaufen** weisen vollkeramische Implantate **charakteristische Topografien** in Abhängigkeit ihrer Belastungssituation, aber **unabhängig von ihrer Ausgangsrauheit** auf.
5. Die **Gleichgewichtsrauheit** und somit auch **der Reibkoeffizient** der vollkeramischen Kniegelenkpaarung nach dem Einlaufprozess **sind unabhängig von der Ausgangsrauheit**.
6. Eine **geringfügig variierende Fertigungstoleranz** hinsichtlich Oberflächen-topografie (S_a , R_p) und Radius des Implantats **spiegelt sich nicht signifikant** im Verschleiß wider.

Der mittlere Verschleiß keramischer, einfach gekrümmter Prüflinge mit identischer Topografie beträgt $0,31 \text{ mm}^3$ pro einer Million Verschleißzyklen (Radius nur in seitlicher Ebene). Frühere Messungen mit identischer Prüflingsgeometrie und Verschleißtestung aus der konventionellen Materialpaarung CoCr-PE zeigen $2,54 \text{ mm}^3$ pro einer Million Verschleißzyklen [MEE11]. Eine konventionelle Materialpaarung erzeugt somit eine mehr als **achtfach höhere Verschleißrate** als keramische Materialpaarungen. Ähnliche Ergebnisse wurden für Hüftgelenkimplantate von MORLOCK ET AL. [MOR11] gefunden. Metall-PE-Hüftpaarungen zeigen dort Verschleißraten von 3 bis $80 \text{ mg}/10^6$ Zyklen. Vollkeramische Paarungen hingegen wiesen Raten von 0,02 bis $0,03 \text{ mg}/10^6$ Zyklen auf. Auch MINODA ET AL. [MIN09] berichtet in Knieimplantaten von reduziertem Verschleiß bei Keramik-PE gegenüber Metall-PE.

Die Verschleißergebnisse mit variierender Frontalebene-Geometrie zeigen einen Anstieg des Verschleißes mit zunehmender Kontaktfläche durch eine Reduzierung der Radiendifferenz. Dies kann durch die mit der Kontaktfläche steigende Anzahl an Mikrokontakten erklärt werden, denn der eigentliche Kontakt wird zwischen den Rauheitsspitzen zweier Körper hergestellt. Ähnliche Ergebnisse mit steigenden Flächenpressungen und sinkenden Verschleißraten durch eine Steigerung des radialen Abstands wurden für diverse Hart-Weich-Paarungen (CoCr-PE) beschrieben [ABD12, MAZ03, UMA13]. Es konnte darüber hinaus gezeigt werden, dass eine geringfügig ungünstige Radiendifferenz ($-0,6 \text{ mm}$) nicht zum Versagen des Implantats führt, jedoch scharfe Implantatkanten unmittelbar zum Kanten-chipping führen. **Für das Design eines vollkeramischen Implantats muss daher ein Kompromiss zwischen günstiger Verschleißrate und bruchrisikoarmer, keramikgerechter Konstruktion gefunden werden.**

Die Ergebnisse zum Rauheitseinfluss zeigen ähnliche Verschleißraten rauher Proben im Vergleich zu polierten Proben. Während in konventionellen Materialpaarungen (CoCr-PE) eine hochpolierte Oberflächengüte mit dem geringsten Verschleiß einhergeht [BIL10, NAU04, WAN98], berichten medizinische Studien, dass der Effekt der Rauheit sehr gering ausgeprägt oder aber vernachlässigbar ist, wenn die Testdauer nur ausreichend hoch ist [EFL99, HAR01, NAU04]. Hierbei kommt der Effekt zum Tragen, dass sich raue Oberflächen einebnen und sehr glatte Oberflächen aufrauen. Nach Ablauf einer gewissen Einlaufphase weisen die Implantate ähnliche Rauheiten und auch ähnliche Verschleißraten auf [WAN98]. Dieses Verhalten konnte auch in nicht-medizinischen tribologischen Studien auf duktilen Metallen [GOL00] und spröden Keramiken [IWA90, KAL03, KRA77] nachgewiesen werden. Ursache hierfür ist ein signifikant gesteigerter Kontaktdruck mit größeren Rauheitsspitzen aufgrund einer dadurch stark verkleinerten, realen Oberfläche. Hieraus resultiert ein Drei-Körper-Verschleiß als Selbst-Polier-Effekt, der den Kontaktdruck reduziert, indem die Rauheiten eingeebnet werden. Bei reduziertem Kontaktdruck steigt jedoch der Verschleiß aufgrund der mit Einebnung der Rauheitsspitzen ansteigenden Kontaktfläche. **Folglich hat die ideale keramische Implantatoberfläche in den unterschiedlichen Belastungszonen zu Beginn schon die Rauheit und somit auch den Reibkoeffizienten, die sie nach der Einlaufphase im Bereich konstanter Verschleißrate/-koeffizienten aufweisen würde.** So kann die Dauer der Einlaufphase und hierdurch auch der Verschleiß nachhaltig reduziert werden. Folglich sollten weitere Untersuchungen anstelle vereinfachter Prüflinge an vollkeramischen Knieimplantaten dazu dienen nachzuweisen, ob eine hoch polierte Oberfläche von $R_a < 20$ nm erforderlich ist oder ob grob-polier- bzw. feinst geschliffene Implantatoberflächen für einen geringen Verschleiß ausreichen (S_a zwischen 20 μm und 100 μm).

9 Folgerungen für die Praxis

Polierv Verfahren erzeugen einen Großteil der Kosten bei der Finishbearbeitung keramischer Implantate. Unter Zuhilfenahme wichtiger Grundlagen bei der Feinbearbeitung von Keramiken sowie weiterer Entwicklungen von Werkzeug- und Maschinenherstellern, können die Produktivität der letzten Bearbeitungsschritte gesteigert und somit die Gesamtkosten für komplexe keramische Bauteile wie das Knieimplantat signifikant gesenkt werden. Dieser Abschnitt fasst die wichtigsten Erkenntnisse aus den Untersuchungen zusammen und erläutert die nächsten erforderlichen Entwicklungsschritte zum industriell erfolgreichen Einsatz des Polierens mit nachgiebig gebundenen Werkzeugen.

Erkenntnisse für Anwender von Polierverfahren

Unter dem Begriff Polieren zusammengefasste Verfahren unterscheiden sich signifikant in ihrer Art des Materialabtrags. Dies ist auch der Grund für die fehlende Begriffsbezeichnung in der Fertigungstechnik. Der Materialabtrag und die Einebnung der Rauheitsspitzen bei mechanisch wirkenden Polierverfahren sind dabei nach zwei Prinzipien zu trennen, nach welchen ein Polierprozess ausgelegt werden muss. Die Zielbereiche sind in Bild 9.1 dargestellt.

- a) Ein **Einebnen von Rauheitsspitzen bis zum Kernbereich**, also bis zum tragenden Anteil einer Werkstückoberfläche, kann mit nachgiebig gebundenem Korn erfolgen. Hierbei wird hauptsächlich die Mikrorauheit eingeebnet. Makrorauheiten, die aus dem Mehrachsschleifprozess mit Radiusscheiben resultieren, müssen durch Parameteranpassung fokussiert werden. Die Reduktion des Polieraufwands bei gleicher Produktivität kann beispielsweise durch folgende Maßnahmen erreicht werden: Verkleinerung des Bahnabstands bei Erhöhung der Vorschubgeschwindigkeit im Schlichtschritt, Änderung der Schleifstrategie von seitlichem auf Frontalschleifen oder durch eine Vergrößerung des Eingriffsbogens durch die geometrische Kontaktbreite b_g bei Erhöhung des Ringradius r_T .
- b) Ist eine **Oberflächeneinebnung über den Kernbereich** hinaus erforderlich, muss eine Kornfeinung des Grundwerkstoffs vorgenommen oder ein Polierverfahren eingesetzt werden, welches auf den Materialabtrag (z. B. Läppen) abzielt. Hierbei wird auch die Oberflächengüte erhöht. Die Duktilität der Oberfläche hängt dabei unmittelbar von der Wahl der Korngröße des losen Poliermittels ab.
- c) Muss die **Oberflächengüte bis auf atomare Ebene erhöht** werden, lösen chemische Additive die Oberfläche an und erleichtern den Materialabtrag (CMP-Verfahren).

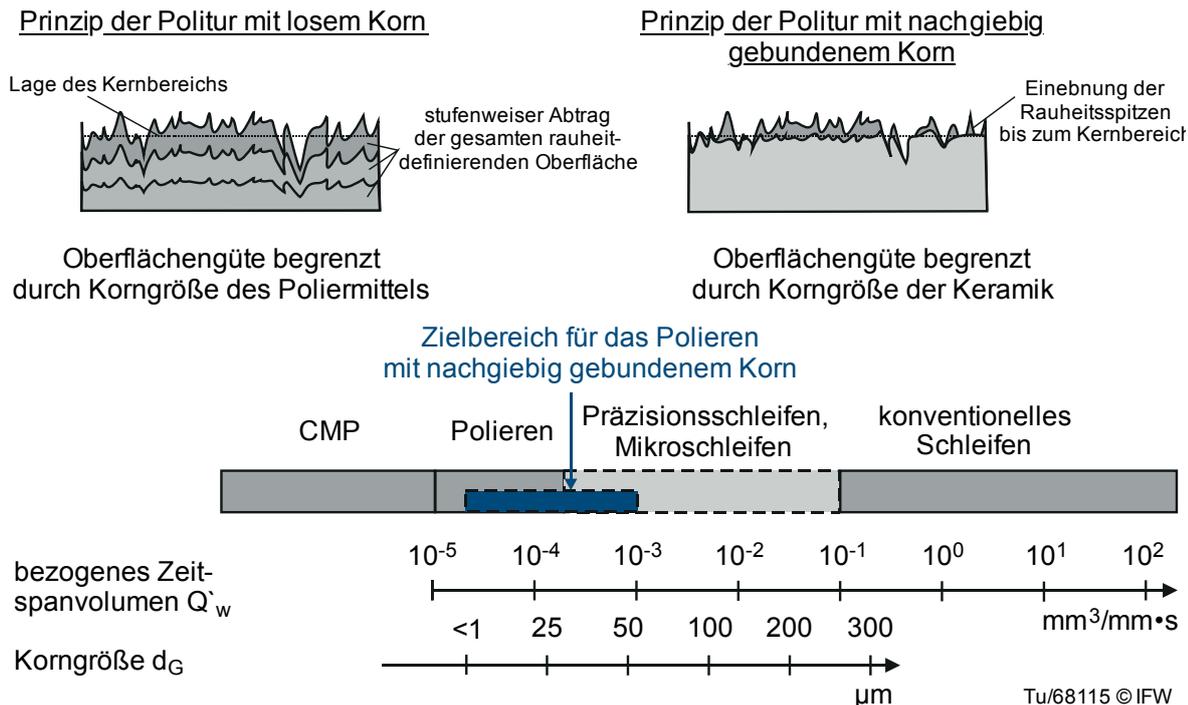


Bild 9.1: Prinzip des Materialabtrags und Zielbereich für nachgiebige Werkzeuge

Erkenntnisse für den industriellen Anwender

Neben der Berücksichtigung der Art des Materialabtrags sowie der erforderlichen Bauteiltopografie resultiert ein enormes Potential für die weitere Entwicklung von Polierwerkzeugen. Die im Rahmen dieser Arbeit eingesetzten Polierstifte mit einem Durchmesser von 12,2 mm unterliegen hohem Verschleiß und hoher Variabilität hinsichtlich der Werkzeuggeometrie, da sie manuell für die Dentalindustrie hergestellt werden. Für einen automatisierbaren Einsatz bei der Fertigung anspruchsvoller keramischer Bauteile sind daher folgende Herausforderungen zu lösen, um konstante Bearbeitungsbedingungen zu schaffen:

- Verschleißverfolgung** von Schleif- und Polierwerkzeugen in der CNC-Maschine und im CAM-System. Dies ermöglicht die Verschleißkompensation von Werkzeugen, sodass diese länger genutzt werden können bevor deren Kontur aufwendig im CAM-System neu programmiert werden muss.
- Kraftgesteuerte Bearbeitung über den NC-Code realisieren.** Ein automatisches Nachführen des Werkzeugs ist notwendig, wenn aufgrund des Bindungsverschleißes die Polierkraft sinkt.
- Herstellung verschleißfester nachgiebiger Polierwerkzeuge mit **großem Bindungsvolumen**, z. B. als Radiusscheiben. Die Entwicklung **temperaturstabiler, abriebfester Silikon- und PU-Bindungen** führt unmittelbar zu einer verlängerten Nutzungsdauer der Werkzeuge.

Bild 9.2 veranschaulicht das Potential dieser Methoden für die Fertigung keramischer Femurkomponenten dar.

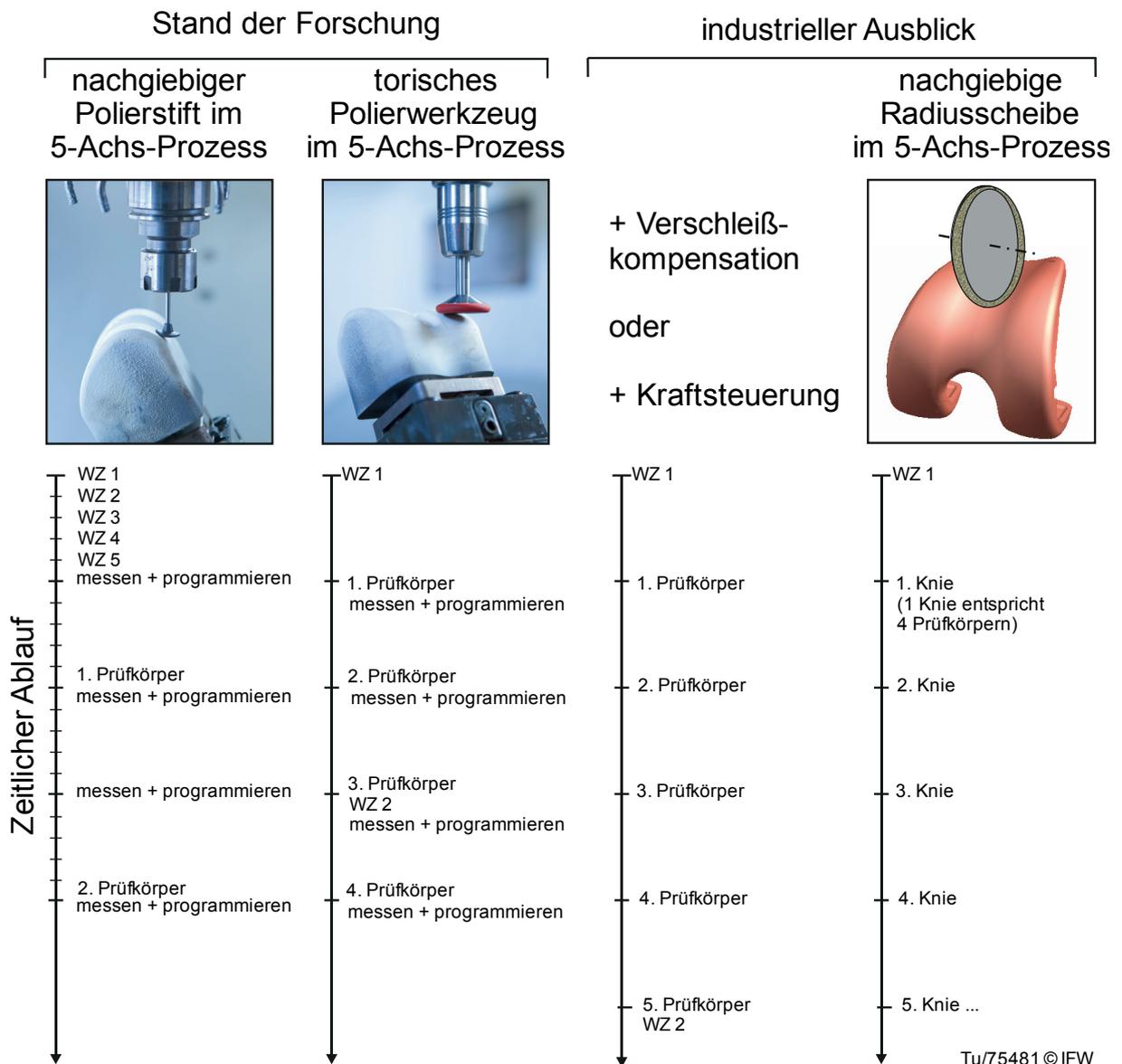


Bild 9.2: Potential nachgiebiger Werkzeuge am Beispiel Knieimplantat

Beim 5-Achs-Schleifen keramischer Implantate wurden torische Schleifstifte bereits genutzt Bild 9.3. Hier zeigt sich eine stärkere Änderung der Flächenrauheit ΔSa mit sinkender Vorschubgeschwindigkeit v_f und somit steigender Prozesskornanzahl N_{Prozess} wie dies auch bei den Polierstiften beobachtet werden konnte. Eine weitere Steigerung der Effizienz dieser Werkzeuge würde durch eine verbesserte Bindungsstabilität bei hohen Temperaturen erzielt werden. Unter Zustellungen $a_e > 50 \mu\text{m}$ sowie Schnittgeschwindigkeiten $v_c > 16 \text{ m/s}$ verschleßen auch diese Werkzeug sehr stark, sodass eine Werkzeugkompensation nicht mehr ausreicht.

Weitere Anwendungsgebiete für die nachgiebigen Polierwerkzeuge finden sich beispielsweise in der Bohrernuten-Feinung für eine verbesserte Spanabfuhr als abschließender Bearbeitungsschritt beim Nutentiefschliff von Hartmetallrohlingen.

Denkbar sind auch Anwendungen bei der gezielten Schneidkantenverrundung anstelle von Bürst-, Laser- oder Gleitschleifprozessen.

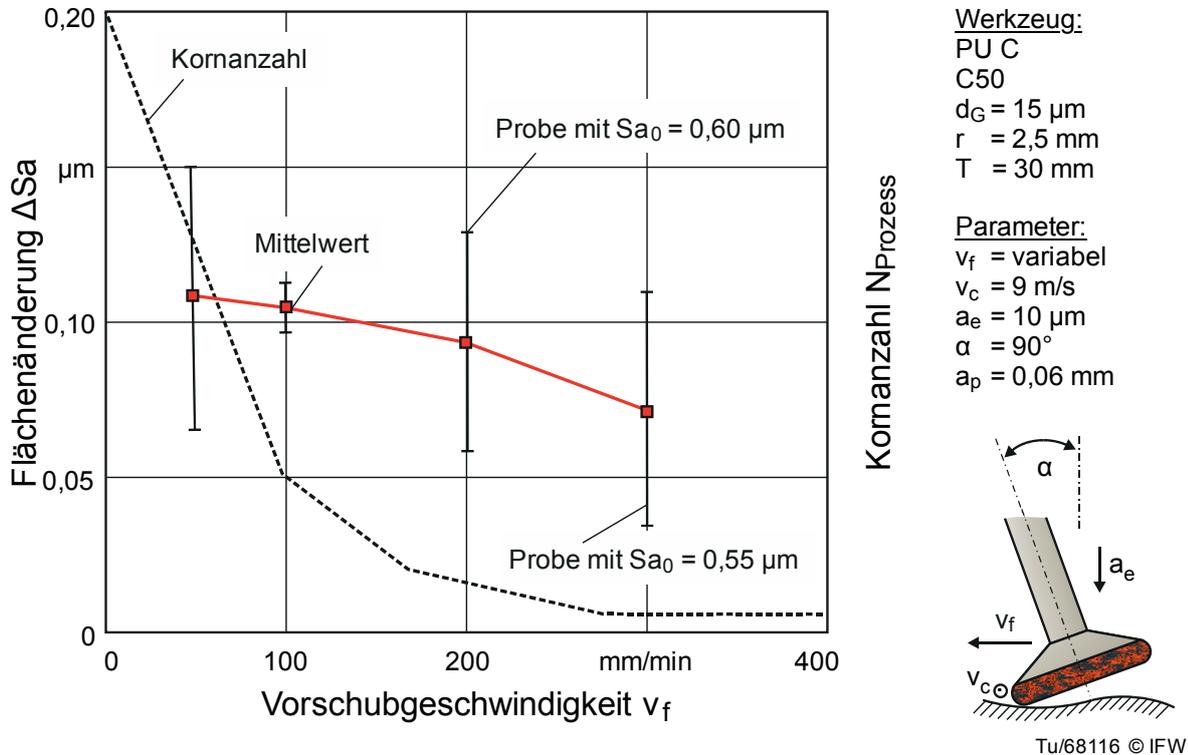


Bild 9.3: Einsatz torischer nachgiebiger Polierwerkzeuge

Auch der Einsatz als Abziehwerkzeuge von Messern oder Sägeblättern wurde bereits getestet. Kleine Werkzeuge könnten die Finishbearbeitung bei Spritzgießwerkzeugen ersetzen. Die Nutzung großer Werkzeuge wäre auch für den automatisierten Einsatz von Robotern bei der Politur von Gesenken oder von großen Aluminiumflächen- oder Titanbauteilen in der Luft- und Raumfahrtindustrie vorstellbar.

Erkenntnisse für den Entwickler von Medizinprodukten

Entwickler nutzen für neue Gelenkimplantatstudien aus Risikogründen meist Ansätze von Produkten, deren Einsatz sich beim Patienten bewährt und der vor allem zu keinen den Patienten belastenden Folgen geführt hat. Durch den hohen Kostendruck im Gesundheitssystem sind Keramiken für den Einsatz als Gelenkprothese jedoch prädestiniert.

Voraussetzung für den Erfolg vollkeramischer komplexer Gelenke wie dem Kniegelenk ist das Überdenken der Anforderungen an Form- und Oberflächengüten für Implantate. Die Normen hierfür lassen einen deutlich größeren Spielraum zu als bisher genutzt wird. Derzeit werden Implantate, vor allem aber keramische Gelenkimplantate auf höchste Oberflächengüten poliert. Der Nutzen dieser hohen Oberflächengüten ist bisher eher marketingtechnischer Natur. Für Implantate in einer Hart-Weich-Paarung oder in einer metallischen Hart-Hart-Paarung sinkt der Verschleiß nämlich mit der Güte der Oberfläche der harten Komponente.

Untersuchungen im Hart-Hart-Kontakt unter knieähnlicher Belastung haben gezeigt, dass es hinsichtlich des Verschleißes nicht zwingend erforderlich ist, Implantatoberflächen auf Güten $R_a < 20$ nm zu polieren. Somit kann ein kostenintensiver Fertigungsteil erheblich reduziert oder gänzlich durch einen Feinschleifschritt ersetzt werden. Bisherige Annahmen, dass ein vollkeramisches Gelenk den Belastungen im Menschen nicht standhält, konnten widerlegt werden. Vielmehr wurde gezeigt, dass ein Kompromiss zwischen maximaler Verschleißreduktion und keramikgerechter Konstruktion gefunden werden muss.

Werden alle Punkte für die Fertigung keramischer Implantate berücksichtigt, so ergeben sich folgende Potentiale:

- a) **Reduktion der Fertigungskosten** durch Einsparung oder Verkürzung des Polierschritts.
- b) Fertigung keramischer Implantate in einer Aufspannung in einem Mehrachs-schleifzentrum mit der Folge einer erhöhten **Formgüte und reduzierten Durchlaufzeiten**. Anschließende Gleitschleifschritte oder manuelle Nachpolitur sind nicht mehr erforderlich.
- c) **Reduktion des Verschleißes** durch verschleißgerechte Oberflächen. Werden die Topografien keramischer Gelenke von Beginn an auf die Rauheit poliert, die nach dem Verschleiß abgebildet wird, so kann der Einlaufbereich minimiert werden.
- d) Reduktion des Verschleißes durch eine **verschleißgerechte Konstruktion**. Somit wird das Design der Kondylenflächen nicht unter dem Kriterium der maximalen Konformität ausgelegt, sondern unter der Berücksichtigung von Verschleißverhalten und Bruchrisiko.
- e) **Reduktion des Entzündungsrisikos** beim Patienten, da Abriebpartikel von Biokeramiken auch biokompatibel sind und keine Abstoßungsreaktion im menschlichen Körper hervorrufen. Hierdurch erfolgt eine **Lebensdauererlängerung der Gelenkimplantate**.

Für vollkeramische Kniegelenke oder andere komplex geformte Gelenkimplantate kann die gezielte Topografieauslegung und Fertigung erhebliches Einsparpotential in der Herstellung und somit eine Kostensenkung in der Gesundheitsversorgung bedeuten.

10 Zusammenfassung und Ausblick

Der Einsatz von Keramik in der Implantattechnik verspricht sinkende Verschleißraten und bessere Bioverträglichkeit, was zu erhöhten Implantatlebensdauern führt. Der Vorteil der Verschleißfestigkeit geht jedoch mit dem Nachteil der erschwerten Fertigung der Produkte und mit hohen Prozesskosten einher. Infolge dessen wurden bisher keine vollkeramischen Knieimplantate erfolgreich für den Einsatz am Patienten realisiert.

Hauptziel dieser Arbeit war es daher, einen anforderungsgerechten Endbearbeitungsprozess zur Reduktion des Verschleißes vollkeramischer Kniegelenke zu erarbeiten. Herausforderungen bestanden einerseits in der Unkenntnis verschleißgünstiger Form- und Oberflächeneigenschaften vollkeramischer Knieimplantate. Andererseits fehlte ein auf den Verschleiß zielgerichtetes Finishingverfahren, welches in der Lage ist, die Randbedingungen an Form- und Oberflächenbeschaffenheit zu erreichen.

Zunächst wurden die Flächenrauheit S_a und die Glättungstiefe R_p als geeignete Ergebnisbewertungsgrößen für die Polierverfahren von Implantaten abgeleitet. Hierbei konnte das Polieren mit nachgiebigen Diamantwerkzeugen als Mehrachsbearbeitungsprozess herausgearbeitet werden. Durch die Analyse dieses Polierverfahrens konnte geklärt werden, wie der Materialabtrag erfolgt. Getrennt nach den am Korn wirkenden Kräften und der Kornanzahl konnte der Poliervorgang analysiert werden. Durch umfangreiche Polieruntersuchungen, einem analytischen Teilmodell zur Kornanzahl sowie Regressionsmodellen zur wirkenden Kornkraft und entstehenden Kontaktfläche wurde ein Prozessverständnis zum Polieren mit nachgiebigen Werkzeugen geschaffen. Dieses Prozessverständnis lässt sich grundlegend für andere Werkzeuge, Anwendungen und keramische Materialien übertragen. Durch die Betrachtung des Einflusses der Ausgangsrauheit und der keramischen Werkstoffe wurde nachgewiesen, dass die Poliermethodik gezielt die Rauheitsspitzen einebnet, Makrorauheiten aus vorhergehenden Prozessen aber nur abgerundet werden.

Mit dieser Poliermethodik wurden anschließend gezielt bearbeitete Implantatprüflinge untersucht, um den Einfluss der Fertigungsqualität, der keramischen Topografie und der Form der Implantatlaufflächen auf den Verschleiß des Implantats zu erarbeiten. Hier konnte nachgewiesen werden, dass zum einen keine kostenintensive Politur auf wenige Nanometer Rauheitswert für einen geringen Verschleiß erforderlich ist und zum anderen, dass der Verschleiß des Implantats vorrangig mit der Kontaktflächengröße bzw. der Anzahl der Mikrokontakte und nicht mit Flächenpressung oder der Oberflächenrauheit einhergeht. So erzeugen Implantate mit hoher Kongruenz eine etwa vierfach höhere Verschleißrate als Implantate mit kleinen Kontaktflächen. Daraus muss für das Design eines vollkeramischen Knieimplantats neben den biomechanischen Anforderungen ein Kompromiss zwischen einer möglichst geringen Kongruenz der Implantatflächen zur Verschleißreduktion und einer keramikgerechten und somit bruchrisikoarmen Konstruktion resultieren.

Weiterhin wurde nachgewiesen, dass der Verschleiß der keramischen Knieimplantate um bis zu 87,5 % gegenüber konventionellen Materialpaarungen reduziert ist. Der Verschleiß rauher keramischer Implantate ($Sa < 0,9 \mu\text{m}$) ist nur während der ersten 50.000 Bewegungen erhöht. Nach dieser Einlaufphase folgt der Verlauf dem der polierten Implantate. Der Einfluss der Flächenkongruenz ist dabei größer als der der Oberflächentopografie. Im Idealfall weisen keramische Implantate zu Beginn ihrer Lebensdauer schon die Topografie auf, die sie nach der Einlaufphase im stationären Verschleißverlauf haben ($0,01 \mu\text{m} < Sa < 0,1 \mu\text{m}$). Dies lässt auch die Überlegung für zukünftige Entwicklungen bei der Bearbeitung zu, einen Einlaufprozess im Rahmen der Fertigung zu nutzen, wenn die korrekte geometrische Form des Implantats besteht. Ähnlich wie das Einlaufpolieren für große Zahnräder durchgeführt wird, könnte er zu einer weiteren Verringerung des Einlaufverschleißes beim Patienten führen.

Zukünftige keramische Anwendungen in der Medizintechnik können kleine Gelenke wie Finger-, Schulter- oder Ellenbogengelenke, Wirbelsäulengelenke als Bandscheibenersatz, chirurgische Instrumente sowie Anwendungen in der Traumatologie sein. Die hohen Ausfallquoten von bis zu 25 % innerhalb von 20 Jahren nach der Operation sowie der Anstieg von Metallallergien (7 % der Patienten in Deutschland) und die Zunahme junger Patienten (2008, 10 % < 55 Jahre [LID09]) nähren den stetigen Bedarf an neuen verschleißresistenten Werkstoffen für Gelenkimplantate. Dabei wird gemäß einer Umfrage unter Medizinern der Fokus der medizintechnischen Entwicklungen, neben den neuen Produkten und Implantaten selbst, auf der Verschleißreduktion und Vermeidung von Entzündungen, der verbesserten Darstellung und Vermeidung von Artefakten, der gezielten Einstellung von Oberflächen zur Vermeidung mikrobiologischer Besiedlung von Implantaten sowie der Fertigung von Produkten aus neuartigen Werkstoffen liegen [WEC13].

Neben dem hier entwickelten Polierprozess mit Polierstiften wurde der Einsatz torischer Werkzeuge mit nachgiebiger Bindung aufgezeigt. Zukünftige Entwicklungen müssen sich neben Schleifmaschinentechologien (Verschleißverfolgung und -kompensation, kraftgesteuertes Bearbeiten) auf die Auslegung nachgiebiger temperaturstabiler Bindungen bei Mikro Korngrößen auch für industrielle Werkzeuggrößen (Durchmessersteigerung, Einsatzdauer, Verschleiß) fokussieren. Denn neben der Implantattechnik zeigen auch andere Produkte aus Hochleistungskeramiken ein Wachstumspotential. Der weltweite Umsatz an Hochleistungskeramiken betrug im Jahr 2000 etwa 20 Milliarden US-Dollar und wurde für 2015 mit einer Steigerung auf etwa 35 Milliarden US-Dollar vorhergesagt.

11 Literaturverzeichnis

- [ABD12] Abdelgaied, A.; Brockett, C. L.; Liu, F.; Jennings, L. M.; Fischer, J.; Jin, Z.: The effect of insert conformity on the wear of total knee replacements. ORS Annual Meeting 2012, Posterpaper, 0958, 2012.
- [ACK89] Ackermann, J.; Damrath, V.: Chemie und Technologie der Silikone II: Herstellung und Verwendung von Silikonpolymeren. Chemie in unserer Zeit, 23(3), S. 86-99, 1989.
- [AHN01] Ahn, J. H.; Shen, Y. F.; Kim, H. Y.; Jeong, H. D.; Cho, K. K.: Development of a sensor information integrated expert system for optimizing die polishing. Robotics and Computer Integrated Manufacturing, 17, S. 269-276, 2001.
- [AHN02] Ahn, J. H.; Lee, M. C.; Jeong, H. D.; Kim, S. R.; Cho, K. K.: Intelligently automated polishing for high quality surface formation of sculptured dies. Journal of Materials Processing Technology, 130 - 131, S. 339 - 344, 2002.
- [AXI09] Axinte, D. A.; Kwong, J.; Kong, M. C.: Workpiece surface integrity of Ti-6-4 heat-resistant alloy when employing different polishing methods. Journal of Materials Processing Technology, 209, S. 1843-1852, 2009.
- [BAC03] Backes, B.: Mikrostruktureller Einfluss auf das Indentierungsverhalten bei metallischen Werkstoffen – Experiment und Simulation. Dr.-Ing. Dissertation, Universität Erlangen-Nürnberg, 2003.
- [BAD08] Bader, R.; Bergschmidt, P.; Fritsche, A.; Ansorge, S.; Thomas, P.; Mittelmeier, W.: Alternative Werkstoffe und Lösungen in der Knieendoprothetik für Patienten mit Metallallergie. Der Orthopäde, 37(2), S. 136-142, 2008.
- [BAH13] Bahraminasab, M.; Sahari, B. B.; Edwards, K. L.; Farahmand, F.; Arumugam, M.: Aseptic loosening of femoral components – materials engineering and design considerations. Materials and Design, 44, S. 155-163, 2013.
- [BAL06] Bal, B. S.; Greenberg, D. D.; Buhrmester, L.; Aleto, T. J.: Primary TKA with a zirconia ceramic femoral component. Journal of Knee Surgery, 19(2), 2006.
- [BAL07] Bal, B. S.; Garino, J.; Ries, M.; Oonishi, H.: Ceramic bearings in total knee arthroplasty. Journal of Knee Surgery, 20 (4), S. 261-270, 2007.
- [BÄD98] Bädorf, D.: Ceramics in total knee replacement – a new concept. Puhl, W. (Hrsg.), Bioceramics in Orthopaedics – new applications, Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, S. 112-118, 1998.
- [BAS11] Basu, B.; Kalin, M.: Tribology of Ceramics and Composites. A Materials Science Perspective. (Hrsg.) The American Ceramic Society, John Wiley & Sons Inc., New Jersey, 2011.

- [BEC09] Beck, C.: Quo vadis, Rauheitsmessung? Dreidimensionale Beschreibung technischer Oberflächen. QZ 54 (5), S. 40-45, 2009.
- [BEH12] Behnsen, T.: Implantate messen, DeviceMed, Juli/August, S. 22-23, 2012.
- [BEL11] Belski, A., Gastan, E.; Vahed, N.; Klose, C.; Rodman, M.; Lange, F., Wurz, M. C.; Bormann, D.; Rissing, L.; Behrens, B.-A.: Process principle for the production of sintered dynamic component-inherent data storage. Production Engineering Research and Development, 5, S. 233-240, 2011.
- [BEN07] Benazzo, F.; Macchi, F.; Rossi, S., Dalla Pria, P.: Ceramic total knee arthroplasty – an update. European Musculoskeletal Review, Touch Briefings, S. 59-62, 2007.
- [BER11] Bergschmidt, P.; Lohmann, C.; Ganzer, D.; Bader, R.; Finze, S.; Kundt, G.; Hauzeur, C.; Lukas, C.; Rütter, W.; Mittelmeier, W.: Knieendoprothetik mit keramischen Femurkomponenten. Nationale prospektive Multicenterstudie zum klinischen und radiologischen Outcome. Der Orthopäde, 40, S. 224-230, 2011.
- [BER12] Bergschmidt, P.; Bader, R.; Ganzer, D.; Hauzeur, C.; Lohmann, C.; Rütter, W.; Tigani, D.; Rani, N.; Lopez Prats, F.; Zorzi, C.; Madonna, V.; Rigotti, S.; Benazzo, F.; Rossi, S. M. P.; Kundt, G.; Bloch, H. R. ; Mittelmeier, W.: Ceramic femoral components in total knee arthroplasty – two year follow-up results of an international prospective multi-centre study. The Open Orthopaedics Journal, 6, S. 172-178, 2012.
- [BES08] Best, S. M.; Porter, A. E.; Thian, E. S.; Huang, J.: Bioceramics: Past, present and for the future. Journal of the European Ceramic Society, 28, S. 1319-1327, 2008.
- [BHA05] Bhattacharya, B.; Patten, J. A.; Jacob, J.; Blau, P. J.; Howe, J.; Braden, J. D.: Ductile Regime Nano-Machining of Polycrystalline Silicon Carbide (6H). Proceedings of the 20th ASPE, Annual Meeting of the American Society for Precision Engineering, Poster Paper 1712, 2005.
- [BIE13] Biermann, D.; Aßmuth, R.; Wolf, M.; Kipp, M.: Der letzte Schliff formt die Mikrogestalt. Forum Schneidwerkzeug und Schleiftechnik, 2, S. 76-83, 2013.
- [BIG08] Bigerelle, M.; Hagege, B.; El Mansori, M.: Mechanical modelling of micro-scale abrasion in superfinish belt grinding. Tribology International, 41, S. 992-1001, 2008.
- [BIG09] Bigerelle, M.; Gautier, A.; Hagege, B.; Favergeon, J.; Bounichane, B.: Roughness characteristic length scales of belt finished surface. Journal of Materials Processing Technology, 209, S. 6103-6116, 2009.

- [BIL10] Billi, F.; Sangiorgio, S. N.; Aust, S.; Ebramzadeh, E.: Material and surface factors influencing backside fretting wear in total knee replacement tibial components. *Journal of Biomechanics*, 43(7), S. 1310-1315, 2010.
- [BIT10] Bitzer, E. M.; Grobe, T. G.; Neusser, S.; Schneider, A.; Döring, H.; Schwartz, F. W.: Barmer GEK Report Krankenhaus 2010. Schriftenreihe zur Gesundheitsanalyse, Band 3, Hrsg. Barmer GEK, Asgard-Verlag, St. Augustin, 2010.
- [BLU00] Blunt, L.; Jiang, X. Q.: Three dimensional measurement of the surface topography of ceramic and metallic orthopaedic joint prostheses. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 11, S. 235-246, 2011.
- [BLU03] Blunt, L.; Jiang, X.: Advanced techniques for assessment surface topography. Development of a basis for 3D surface texture standards "SURFSTAND". Kogan Page Science, London, 2003.
- [BLU04] Blunt, L.; Thomas, T. R.: Wear ranking of hard on hard bearings for prosthetic hip joints. *Wear*, 257, S. 1208-1212, 2004.
- [BLU09] Blunt, L.; Bills, P.; Jiang, X.; Hardaker, C.; Chakrabarty, G.: The role of tribology and metrology in the latest development of bio-materials. *Wear*, 266, S. 424-431, 2009.
- [BÖß07] Böß, V.: Werkzeugwege für das Bandschleifen von Freiformflächen. Dr.-Ing. Dissertation, Leibniz Universität Hannover, 2007.
- [BOR99] Borchers, L.; Tavassol, F.; Tschernitschek, H.: Surface Quality Achieved by Polishing and by Varinishing of Temporary Crown and Fixed Partial Denture Resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 82, S. 550-556, 1999.
- [BOW01] Bowsher, J. G.; Shelton, J. C.: a hip simulator study of the influence of patient activity levels on the wear of crosslinked polyethylene under smooth and roughened femoral conditions. *Wear*, 250, S. 167-179, 2001.
- [BRE08] Brecher, C.; Tuecks, R.; Zunke, R.; Wenzel, C.: Development of a force controlled orbital polishing head for free form surface finishing. *Production Engineering and Machine Tools*, 4 (2-3), S. 269-277, 2008.
- [BRE10] Brecher, C.; Tuecks, R.; Zunke, R.; Wenzel, C.: Development of a force controlled orbital polishing head for free form surface finishing. *Production Engineering Research and Development*, 4(2-3), S. 269-277, 2010.
- [BRE11] Breidenstein, B.: Oberflächen und Randzonen hoch belastbarer Bauteile. Habilitationsschrift, eingereicht bei der Fakultät Maschinenbau, Leibniz Universität Hannover, 2011.
- [BRI09a] Brinksmeier, E.; Riemer, O.; Osmer, J.; Twardy, S.; Rickens, K.: Machining Processes for Precision Molds. *Proceedings of the 24th ASPE, Annual Meeting of the American Society for Precision Engineering, Monterey, als CD-ROM*, 2009.

- [BRI09b] Brinksmeier, E.; Heinzl, C.; Bleil, N.: Superfinishing and grind-strengthening with elastic bonding system. *Journal of Materials Processing Technology*, 209, S. 6117-6123, 2009.
- [BRI10] Brinksmeier, W.; Multlugünes, Y.; Klocke, F.; Aurich, J. C.; Shore, P.; Ohmori, H.: Ultra-precision grinding. *CIRP Annals – Manufacturing Technology*, 59, S. 652-671, 2010.
- [BUL98] Bulsara, V. H.; Ahn, Y.; Chandrasekar, S.; Farris T. N.: Mechanics of Polishing. *Journal of Applied Mechanics*, 65, S. 410 – 416, 1998.
- [BUR64] Burkart, W.: Über das Schleifen und Polieren. *Schleif- und Poliertechnik*, 8, S. 219-224, 1964.
- [CER12] CeramTec. BioloX@delta – Nanoverbundwerkstoff für die Endoprothetik. Die vierte Generation der Keramik. Firmenbroschüre der Fa. CeramTec AG, Plochingen, http://www.ceramtec.com/pdf/bioloX_delta_de.pdf, Zugriffsdatum 20.04.2012.
- [CER13] CeramTec, High-Tech für die Endoprothetik. <http://www.ceramtec.de/werkstoff/bioloX/eigenschaften/>, Abrufdatum: 04.10.2013.
- [CHA96] Chan F. M. M.; King, T. G.; Stout, K. J.: The influence of sampling strategy on a circular feature in coordinate measurements. *Measurement* 19 (2), S. 73-81, 1996.
- [CHA07] Chang, J.-D.; Billau, K.: Bioceramics and alternative bearings in joint arthroplasty. *Ceramics in orthopaedics*. Steinkopff-Verlag, Darmstadt.
- [CHA08] Charlton, P.; Blunt, L.: Surface and form metrology of polished “freeform” biological surfaces. *Wear*, 264, S. 394-399, 2008.
- [CHE01] Cheung, C. F.; Lee, W. B.: Characterisation of nanosurface generation in single-point diamond turning. *International Journal of Machine Tools & Manufacture*, 41, S. 851-875, 2001.
- [CHE08] Cheung, F.Y.; Zhou, Z. F.; Geddam, A.; Li, K.Y.: Cutting edge preparation using magnetic polishing and its influence on the performance of high-speed steel drills. *Journal of Materials Processing Technology*, 208, S. 196–204, 2008.
- [CHE09] Cheung, C. F.; Ho, L. T.; Chalton, P.; Kong L. B.; To, S.; Lee W. B.: Analysis of surface generation in the ultraprecision polishing of freeform surfaces. *Engineering Manufacture*, 223, S. 1-15, 2009.
- [CHR11] Christoph, R.; Neumann, H. J.: Röntgentomografie in der industriellen Messtechnik. Präzise, wirtschaftlich und universell. Die Bibliothek der Technik Band 331. Verlag Moderne Industrie, 2011.
- [CIH98] Cihlar, J.; Trunec, M.; Sida, V.: Ceramic Femoral Components of Knee Prosthesis. *Journal of Bioceramics* 11, S. 69-72, 1998.

- [COL88] Colleselli, K.; Gadziella, A.; Schwieger, K. H.: Schleifscheiben und Schleifkörper. In: Woebcken, W.: Kunststoff-Handbuch 10 - Duroplaste, 1988.
- [DAM05] Dambon, O.: Das Polieren von Stahl für den Werkzeug- und Formenbau. Dr.-Ing. Dissertation, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, 2005.
- [DEN07] Denkena, B.; Kramer, N.; Siegel, F.; Kästner, J.: Leistungsoptimierung an der Schneidkante. VDI-Z Special Werkzeuge, 2, S. 24-26, 2007.
- [DEN11a] Denkena, B.; Tönshoff, H. K.: Spanen: Grundlagen. 3. Auflage, Verlag Springer Berlin Heidelberg, 2011.
- [DEN12a] Denkena, B.; Köhler, J.; Preising, D.: Investigations on the influence of grinding wheel manufacturing on process performance. 62nd CIRP General Assembly, Hong Kong, China, 19. - 25. August, STC Grinding, 2012.
- [DEN12b] Denkena, B.; Köhler, J.; Kästner, J.: Efficient machining of micro-dimples for friction reduction. Proceedings of the 7th International Conference on Micro Manufacturing (ICOMM), March, Evanston, Illinois, USA, S. 85-89, 2012.
- [DEN13] Denkena, B.; Koehler, J.; van der Meer, M.: A roughness model for the machining of biomedical ceramics by toric grinding pins. CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology, 6 (2013), S. 22-33, 2013.
- [DES13] Statistisches Bundesamt, 2013, https://www.destatis.de/DE/ZahlenFakten/GesellschaftStaat/Bevoelkerung/Sterbefaeelle/Tabellen/Lebenserwartung.pdf?__blob=publicationFile, Abrufdatum: 01.07.2013.
- [DÖR75] Dörre, E.; Beutler, H.; Geduldig, D.: Anforderungen an oxidkeramische Werkstoffe als Biomaterial für künstliche Gelenke, Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie, 83, S. 269-278, 1975.
- [DOG99] Doğan, C. P., Hawk, J. A.: Role of composition and microstructure in the abrasive wear of high-alumina ceramics. Wear, 225-229, S. 1050-1058, 1999.
- [DOS11] Dos Santos, M. V.; Elias, C. N.; Cavalcanti Lima, J. H.: The Effects of Superficial Roughness and Design on the Primary Stability of Dental Implants. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 13 (3), S. 215-223, 2011.
- [EFL99] Eflick, A. P.; Hall, R. M.; Pinder, I. M.; Unsworth, A.: The influence of femoral head surface roughness in the wear of ultrahigh molecular weight polyethylene sockets in cementless total hip replacement. Journal of Biomaterials Research, 48(59), S. 712-718, 1999.
- [EIS95] Eisenbarth, E.; Meyle, J.; Schulte, W.; Breme, J.: Einfluß der Oberflächenstruktur und –zusammensetzung von Titanimplantaten auf die Adhäsion von Fibroplasten. Biomedizinische Technik, 40 (s1), S. 131-132, 1995.

- [EVA79] Evans, A. G.: Abrasive wear in ceramics: an assessment. National Bureau of Standards – Ceramic Meeting, Gaithersburg, Washington, USA, 12. November, 1978.
- [EVA03] Evans, C. J.; Paul, E.; Dornfeld, D.; Lucca, D.A.; Byrne, G.; Tricard, M.; Klocke, F.; Dambon, O.; Mullany, B. A.: Material Removal Mechanisms in Lapping and Polishing. *Annals of the CIRP*, 52(2), S. 611-634, 2003.
- [FAW91] Fawcett, S. C.; Fow, T. A.: Development of a model for precision contour grinding of brittle materials. *Precision Engineering*, 13 (4), S. 270-276. 1991.
- [FIS00] Fischer, T. E.; Zhu, Z.; Kim, H.; Shin, D. S.: Genesis and role of wear debris in sliding wear of ceramics. *Wear*, 245, S. 53-60, 2000.
- [FIS06] Fischer, P. P.: Verfahren zur Modifizierung von Implantatoberflächen mit Biokeramik. Dissertation Freie Universität Berlin, 2006.
- [FÖP12] Föppl, A.: Die Biegung einer kreisförmigen Platte. Verlag der Königlich Bayerischen Akademie der Wissenschaften: in Kommission des G. Franz'schen Verlags (J. Roth), S. 155-190, 1912.
- [GAD12] Gadow, R.: Neues Fertigungsverfahren für kostengünstigere Endoprothesen. Pressemitteilung Nr. 52/2012, http://www.uni-stuttgart.de/hkom/presseservice/pressemitteilungen/2012/052_Keramische_Implantate.html, Abrufdatum: 1.7.2013.
- [GAN09] Gant, A. J.; Gee, M. G.: Sliding wear corrosion of ceramics. *Wear*, 267, S. 599-607, 2009.
- [GER10] Gerent, O.: Moderne Implantattechnik - Komplettbearbeitung von Endoprothesen und Werkzeugen, Hanser Schleiftagung, Fellbach bei Stuttgart, 2010.
- [GES06] Gessenharter, A.: Polieren strukturierter Formeinsätze für optische Bauteile. Dr.-Ing. Diss., Universität Bremen, 2006.
- [GEY87] Geyer, G. A.; Hettler, B. A.: Hartes Korn für weichen Glanz. Mechanisches Polieren von Oberflächen mit verschiedenen Tonerden. *Maschinenmarkt Würzburg*, 93 (31), S. 52-57, 1987
- [GIR78] Girkmann, K.: Flächentragwerke. Einführung in die Elastostatik der Scheiben, Platten, Schalen und Faltwerke. Springer-Verlag, Wien, New York, 1978.
- [GLI13] Glien, W.: Biokeramik – Stand und Perspektiven. Auftaktveranstaltung „Material Innovativ Thüringen“, [http://www.thueringen-innovativ.de/Stift/resources.nsf/\(\\$UNID\)/B9AFC21FAFD6C2FEC1257b23A004C18C9/\\$file/15-Glien-Biokeramik.pdf](http://www.thueringen-innovativ.de/Stift/resources.nsf/($UNID)/B9AFC21FAFD6C2FEC1257b23A004C18C9/$file/15-Glien-Biokeramik.pdf), Abrufdatum: 01.07.2013.

- [GOL00] Goldsmith, A. A.; Dowson, D.; Isaac, G. H.; Lancaster, J. G.: A comparative joint simulator study of the wear of metal-on-metal and alternative material combinations in hip replacements, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers H*, 214 (1), S. 39-47, 2000.
- [GOL13a] Goldau, H.; Stolze, R.; Sachs, R.; Stanzl, F.: Taktile versus optisch. Vergleichbarkeit von taktile und optisch erfassten 2D-Rauheitswerten. *Werkstatt und Betrieb* 5, S. 28-30, 2013.
- [GOL13b] Goldau, H.; Stolze, R.; Sachs, R.; Stanzl, F.: Ergebnisse miteinander vergleichbar machen. Auswerteverfahren für taktile und optische 2D-Rauheitswerte. *QZ* 58 (5), S. 128-131, 2013.
- [GOS73] Goslar, D.: Läppen und Polieren von Planflächen. *Werkstatt und Betrieb*, 106, S. 15-17, 1973.
- [GUT78] Gutsche, H. W.; Moody, J. M.: Polishing of Sapphire with Colloidal Silica. *Journal of The Electrochemical Society*, 125 (1), S. 136-138, 1978.
- [GUO12] Guo, J.; Suzuki, H.; Morita, S.; Yamagata, Y.; Higuchi, T.: Micro-aspheric Mold Polishing Utilizing Magnetostrictive Vibration-assisted Polishing Machine. *Key Engineering Materials*, 523-524, S. 768-773, 2012.
- [HAH13] Hahmann, W.-K.: Innovative Ansätze zur Finishbearbeitung von Funktionsoberflächen. Dr.-Ing. Dissertation, TU Braunschweig, 2013.
- [HAT02] Hatton, A.; Nevelos, J. E.; Nevelos, A. A.; Banks, R. E.; Fisher, J.; Ingham, E.: Alumina-alumina artificial hip joints. Part I: a histological analysis and characterization of wear debris by laser capture microdissection of tissues retrieved at revision. *Biomaterials*, 23, S. 3429-3440, 2002.
- [HAR01] Haraguchi, K.; Sugano, N.; Nishii, T.; Sakai, T.; Yoshikawa H.; Ohzono, K.: Influence of polyethylene and femoral head surface quality on wear: a retrieval study. *International Orthopaedics*, 25 (1), S. 24-29, 2001.
- [HEI02] Heimke, G.; Leyen, S.; Willmann, G.: Knee arthroplasty: recently developed ceramics offer new solutions. *Biomaterials*, 23, S. 1539-1551, 2002.
- [HEI06] Heintze, S. D.; Forjanic, M.; Rousson, V.: Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dental Materials*, 22, S. 146-165, 2006.
- [HEN91] Hench, L. L.: Bioceramics: From Concept to Clinic. *Journal of the American Ceramic Society*, 74 (7), S. 1487-1510, 1991.
- [HEN93] Hench, L. L.; Wilson, J.: *An Introduction to Bioceramics. Advanced Series in Ceramics*. 1. Ausgabe, World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd. Singapur, 1993.
- [HES03] Hessel, D.: Punktchruhieren keramisch gebundener Diamantschleifscheiben. Dr.-Ing. Dissertation, Universität Hannover, 2003.

- [HIG94] Huguchi, S.; Akao, S.; Sito, Y.; Hanaoka, T.: Finishing Performance of Kapping Films Applied to Cylindrical Surfaces. *International Journal of Japan Society of Precision Engineering*, 28 (2), S. 117-122, 1994.
- [HIG11] Higuchi, S.; Takai, H.; Kato, H.; Okawa, K.: Evaluation of Vibration Finished Surfaces Using Image Processing Method. *Advanced Materials Research*, 325, S. 300-308, 2011.
- [HIL04] Hilerio, I.; Mathia, T.; Alepee, C.: 3D measurements of the knee prosthesis surfaces applied in optimizing of manufacturing process. *Wear*, 257, S. 1230-1234, 2004.
- [HOF97] Hoffmeister, H.-W. Gäbler, J.: Feinschleifen von Keramik mit Folienwerkzeugen. *Industrie-Diamanten-Rundschau*, 31 (3), S. 228-233, 1997.
- [HOF99] Hoffmeister, H.-W.; Kreis, R.: Bandfinishen von Keramik - Eine Alternative zum Honen. *Industrie-Diamanten-Rundschau*, 33(1), S. 42-48, 1999.
- [HOF00] Hoffmeister, H.-W.; Michel, S.; Hermann, H.: Feinschleifen optischer Gläser mit Diamant-Folienwerkzeugen. *Industrie-Diamanten-Rundschau*, 34 (3), S. 202-209, 2000.
- [HOF05] Hoffmeister, H.-W.; Herrmann, H.; Glaser, J.-D.: Film Finishing of Ceramics. *Production Engineering Research and Development (WGP)*, 12(2), S. 11-14, 2005.
- [HOF11] Hoffmeister, H.-W.; Hahmann, W.-C.: Superfinishing of bearing rings using elastic bonded grinding wheels. *Proceedings of the 26th Annual Conference of the ASPE*, November, Denver, 2011, CD-Rom.
- [HOF12] Hoffmeister, H.-W.; Hahmann, W.-C.: Finishbearbeitung von Lagerringen mit elastisch gebundenen Schleifscheiben. 12. Seminar Moderne Schleiftechnologie und Feinstbearbeitung, Stuttgart, S. 5.1-5.14, 2012.
- [HOR05] Hornschild, K.; Raab, S.; Weiß, J.-P.: DIW Berlin: Politikberatung kompakt 10. Die Medizintechnik am Standort Deutschland – Chancen und Risiken durch technologische Innovationen, Auswirkungen auf und durch das nationale Gesundheitssystem sowie potentielle Wachstumsmärkte im Ausland, 2005. http://www.diw.de/sixcms/detail.php?id=diw_02.c.232134.de, Abrufdatum: 01.04.2013.
- [HUA12] Huang, H.: Removal Mechanisms and Grinding Technologies for Micro Aspheric Moulds. 3rd International Moulded Optics Conference, März, Bremen, 2012.
- [HUR09] Hurschler, C.; Ostermeier, S.; Richter, B.: Knee joint prosthesis and method for producing said prosthesis. Europäische Patentanmeldung, EP2272466 A1, 2009.

- [IWA90] Iwabuchi, A.; Kubosawa, H.; Hori, K.: The dependence of the transition from severe to mild wear on load and surface roughness when the oxide particles are supplied before sliding. *Wear*, 139, S. 319-333, 1990.
- [JAC96] Jack, E. L.: *Ceramics. Past, Present, and Future*. *Bone*, 19(1), S.121S-128S, 1996.
- [JAI08] Jain, V. K.: *Abrasive-Based Nano-Finishing Techniques: An overview* *Machining Science and Technology*, 12, S. 257-294, 2008.
- [JIS12] Ji, S.; Zeng, X.; Jing, M.: *Soft-consolidation Abrasives Pneumatic Wheel Technology Oriented to Finishing of High-hardness Free-form Surface*. *Key Engineering Materials*, 523-524, S. 149-154, 2012.
- [JOY11] Joyce, T. J.; Grigg, H.; Langton, D. J.; Nargol, A. V. F.: *Quantification of self-polishing in vivo from explanted metal-on-metal total hip replacements*. *Tribology International*, 44, S. 513-516, 2011.
- [JUR05] Jurani, A.; Dursapt, M.; Hamdi, H.; Rech, J.; Zahouani, H.: *Effect of the belt grinding on the surface texture: Modeling of the contact and abrasive wear*. *Wear*, 259, S.1137-1143, 2005.
- [KAE13] Kästner, J.: *Methode zur spanenden Herstellung reibungsminimierender Mikroschmiertaschen*. Dr.-Ing. Dissertation, Leibniz Universität Hannover, PZH-Verlag, Garbsen, 2013.
- [KAL03] Kalin, M.; Jahanmir, S.: *Influence of roughness in wear transition in glass-infiltrated alumina*. *Wear*, 255, S. 669-676, 2003.
- [KAT90] Kato, K.: *Tribology of Ceramics*. *Wear*, 136, S. 117-133, 1990.
- [KEN09] Kennedy, X., Gowri, S.: *Optimization of Coated SiC Belt Grinding of Alumina Ceramics*. *Advanced Materials Research*, 76-78, S. 38-42, 2009.
- [KHE10] Khellouki, A.; Rech, J.; Zahouani, H.: *The effect of lubrication conditions on belt finishing*: *International Journal of Machine Tools & Manufacture*, 50, S. 917-921, 2010.
- [KLO05] Klocke, F.; König, W.: *Fertigungsverfahren 2 – Schleifen, Honen, Läppen*. Springer Verlag, S. 28, 42, 2005.
- [KLO10] Klocke, F.; Brecher, C.; Zunke, R.; Tücks, R.; Zymła, C.; Driemeyer, W. A.: *Hochglänzende Freiformflächen auf Stahlwerkzeugen*. *Werkstatttechnik*, 6, S. 480-486, 2010.
- [KLO13] Klocke, F.: *Fertigungstechnik für medizintechnische Produkte*. http://www.wzl.rwth-aachen.de/de/9eb3a2f7bf49cde7c1256f33004fe5c7/ft_medizin.pdf, Abrufdatum: 10.12.2013.
- [KLU10] Kluess, D.; Mittelmeier, W.; Bader, R.: *Intraoperative impaction of total knee replacements: an explicit finite-element-analysis of principal stresses*

- in ceramic vs. cobalt-chromium femoral components. *Clinical Biomechanics*, 25(10), S. 1018-1024, 2010.
- [KNA01] Knauer, M.: Abschätzen der meßstrategiebedingten Unsicherheit von Koordinatenmessungen an abweichungsbehafteten Werkstücken durch Simulation. Dr.-Ing. Dissertation, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2001.
- [KOB07] Ko, S. L.; Baron, Y. M.; Park, J. I.: Micro deburring for precision parts using magnetic abrasive finishing method. *Journal of Materials Processing Technology*, 187–188, S. 19–25, 2007.
- [KOC08] Koch, J.; Brinksmeier, E.; Bleil, N.: Glänzende Aussichten. Feinschleifen von Maschinenwellen mit elastischen Schleifwerkzeugen. *Werkstatt und Betrieb*, 12, S. 68-70, 2008.
- [KOC11] Koch, J.: Elastisch gebundene Schleif- und Polierwerkzeuge – Eine Übersicht. *Jahrbuch Schleifen, Honen, Läppen und Polieren*. (Hrsg.) Hoffmeister, H.-W.; Denkena, B., 65. Ausgabe, Vulkan-Verlag Essen, S. 76-86, 2011.
- [KOC13] Koch, J.: Polieren von Glaskeramiken mit elastisch-gebundenen Schleifwerkzeugen. *Proceedings of the 4th European Conference on Grinding*, Bremen, November, S.14-1-9, 2013.
- [KOM97] Komanduri, R.; Lucca, D. A.; Tan, Y.: Technological Advances in Fine Abrasives. *Annals of CIRP*, 46 (2), S. 545-596, 1997.
- [KRA77] Kragelski, I. V.; Dobyčín, M. N.; Kombatov, V. S.: Grundlagen der Berechnung von Reibung und Verschleiß, Hanser Verlag, München, Wien, 1983.
- [KRA08] Kramer, N.; Wangenheim, C.: Model based characterization of the grinding wheel effective topography. *Advances in Abrasive Technology XI: 11th International Symposium on Advances in Abrasive Technology*, Japan, 258-263, 2008.
- [KRA12] Kramer, N. J.: Grinding of Ceramic-Steel-Compounds, Dr.-Ing. Dissertation, Leibniz Universität Hannover, PZH-Verlag, Garbsen, 2012.
- [KRU11] Kruth, J. P.; Bartscher, M.; Carmignato, S.; Schmitt, R.; De Chiffre, L.; Weckenmann, A.: Computed tomography for dimensional metrology. *CIRP Annals – Manufacturing Technology*, 60 (2), S. 821-842, 2011.
- [KUM08] Kumar, G.; Yadav, V.: Temperature distribution in the workpiece due to planemagnetic abrasive finishing using FEM. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 1433-3015, (Online), 2008.
- [KUN05] Kuntz, M.: Future Ceramic Strategies. *Proceedings of the 10th BIOLOX Symposium: Bioceramics and Alternative Bearings in Joint Arthroplasty*, 10.-11. Juni 2005, Washington D. C., USA, S. 201-206, 2005.

- [KUN06] Kunz, J.; Studer, M.: Druck-Elastizitätsmodul über Shore-A-Härte ermitteln. *Kunststoffe*, 6, S. 92-94, 2006.
- [KUN13] Kuntz, M.; Lenk, R.: Prozess in der Keramikfertigung für eine hohe Produktqualität. *Moderne Fertigungsprozesse – Qualität und Produktivität in der Pulvermetallurgie*. (Hrsg.) Hans Kolaska. *Pulvermetallurgie in der Wissenschaft und Praxis*, Band 29, S. 61-82, 2013.
- [KUR09] Kurtz, S. M.: *UHMWPE Biomaterials Handbook*. 2. Ausgabe, Elsevier Verlag, 2009.
- [LAN02] Langer, G.: Ceramic Tibial Plateau of the 70s. *Proceedings of the 7th BIOLOX Symposium*, 15.-16. März 2002, Thieme Verlag, 2002.
- [LEN05] Lenk, R.: State of the Art in Ceramic Manufacturing. In: *Ceramic in Orthopaedics – Bioceramics and Alternative Bearings in Joint Arthroplasty*. 10th BioloX Symposium Proceedings. (Hrsg.) J. A. D'Antonio, M. Dietrich, Steinkopf-Springer-Verlag, Darmstadt, S.175-179, 2005.
- [LEN10] Lenarz, T.; Bach, F.-W.; Nolte, I. (Hrsg.): *Sonderforschungsbereich 599, Zukunftsfähige bioresorbierbare und permanente Implantate aus metallischen und keramischen Werkstoffen*. ISBN 978-3-00-032924-1
- [LID09] Lidgren, L.; Robertsson, O.; W-Dahl, A.: *The Swedish Knee Arthroplasty Register. Annual Report 2009*, Wallin&Dalholm AB, Lund, Schweden, 2009.
- [LIN10] Linsmeier, K.-D.: *Technische Keramik. Werkstoff für höchste Keramik*. Die Bibliothek der Technik. Band 2008, Verlag Moderne Industrie, 2010
- [LIY12] Li, Y.; Wu, Y.; Zhou, L.; Guo, H.; Cao, J.; Fujimoto, M.; Kemmochi, M.: Investigation into Chemo-Mechanical Fixed Abrasive Polishing of Fused Silica with the Assistance of Ultrasonic Vibration. *Key Engineering Materials*, 523-524, S. 155-160, 2012.
- [LÖB10] Löberg, J.; Mattisson I.; Hansson, St.; Ahlberg, E.: Characterisation of titantion dental implants I: Critical assessment of surface roughness parameters. *The Open Biomaterials Journal*, 2, S. 18-38, 2010.
- [LON96] Lonardo, P. M.; Trumpold, H.; De Chiffre, L.: Progress in 3D Surface Microtopography Characterization. *CIRP Annals*, 45 (2), S. 589-598, 1996.
- [LUO01] Luo, J.; Dornfeld, D. A.: Material removal mechanism in chemical mechanical polishing: theory and modeling. *IEEE Transaction of Semiconductor Manufacturing*, 14 (2), S. 112-133, 2001.
- [LUO03] Luo, J.: *Integrated modeling of chemical mechanical planarization/ polishing (CMP) for integrated circuit fabrication: from particle scale to die and wafer scales*. PhD Thesis, University of California, Berkeley, 2003.

- [MAY12] Mayer-Grenu, A.: Neues Fertigungsverfahren für kostengünstige Endoprothesen. <http://idw-online.de/de/news489517>, Zugriffsdatum: 01.04.2013.
- [MAR07] Marinescu, I. D.; Hitchiner, M.; Uhlmann, E.; Rowe, W. B.; Inasaki, I.: Handbook of Machining with Grinding Wheels. CRC Press Taylor & Francis Group, 2007.
- [MAT01] Matek, W.; Muhs, D.; Wittel, H.; Becker, M.; Jannasch, D.: Roloff/Matek Maschinenelemente. Normung, Berechnung, Gestaltung – Lehrbuch und Tabellenbuch. 15. Auflage, Vieweg Verlag, 2001.
- [MÄT97] Mätzig, J. Christoph: Ultrapräzisionsbearbeitung von Strukturkeramiken mittels Nanoschleifen. Dr.-Ing. Dissertation, Leibniz Universität Hannover, 1997.
- [MAZ03] Mazzucco, D.; Spector, M.: Effects of contact area and stress on the volumetric wear of ultrahigh molecular weight polyethylene. *Wear*, 254, S. 514-522, 2003.
- [MEE11] van der Meer, M.: Bearbeitung keramischer Funktionsflächen für Knieimplantate. Dr.-Ing. Dissertation, Leibniz Universität Hannover, PZH-Verlag, Garbsen, 2011.
- [MET12] Metoxit AG: Zirkonoxid. http://www.metoxit.com/deutsch/downloads/mat_zr_d.pdf, Abrufdatum: 22.04.2012.
- [MIC11] N. N.: Micro Technica® Technologies – MicroStream® Strömungsschleifen. Firmenbroschüre der Fa. Micro Technica® Technologies, 2011.
- [MIN09] Minoda, Y.; Kobayashi, A.; Iwaki, H.; Iwakiri, K.; Inori F.; Sugama, R.; Ikebuchi, M.; Kadoya, Y.; Takaoka, K.: In vivo analysis of polyethylene wear particles after total knee arthroplasty: the influence of improved materials and designs. *Journal of Joint Surgery of America*, 91(6), 67-73, 2009.
- [MIT13] Mittelmeier, W.: The all ceramic knee: a possibility? Current concepts in joint replacements - BioloX® Symposium, Las Vegas, USA, 2012.
- [MOR11] Morlock, M. M.; Bishop, N.; Kaddick, C.: Welche Hüftgelenkgleitpaarung für welchen Patienten? *Tribologie der Zukunft, Der Orthopäde*, 12, S. 1061-1067, 2011.
- [NAK10] Nakamura, S.; Takagi, H.; Asano, T.; Nakagawa, Y.; Kobayashi, M.; Nakamura, T.: Fluoroscopic and computed tomographic Analysis of knee kinematics during very deep flexion after total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 25(3), S. 486-491, 2010.
- [NAU04] Naudie, D. D.; Rorabeck C. H.: Sources of osteolysis around total knee arthroplasty: wear of bearing surface. *Intructional Course Lectures*, 53, S. 251-259, 2004.

- [NEW04] Newton, I.: Opticks: or, a treatise of the reflexions, refractions, inflexions and colours of light. Also two treatises of species and magnitude of curvilinear figures. (Hrsg.) Smith, S.; Walford, B., Printers of the Royal Society, at the Prince's Arms in St. Pauls Church-yard, London, 1704.
- [NIE11] Niemczewska-Wójcik, M.: The influence of the surface geometric structure on the functionality of implants. *Wear*, 271, S. 596-603, 2011.
- [NNN09] N. N.: Macht das Blatt glatt. Artifex Dr. Lohman GmbH & Co. KG. Werkstatt und Betrieb (WB), 12, 2009.
- [NNN10a] N. N.: Robotergesteuertes Polieren von Werkstücken mit einfachen bis hochkomplexen Formen. *Schleifen und Polieren*, 3, S. 50, 2010.
- [NNN10b] N. N.: Schleifen und Hochglanzpolieren von Implantaten. *Schleifen und Polieren*, 4, S. 10-13, 2010.
- [NNN11a] N.N.: Schleifbockscheiben Elastic – Polierscheiben. Internetauftritt der Fa. Tyrolit. <http://www.tyrolit.at/page.cfm?vpath=product&genericpageid=841> sowie Abzieh- und Polierscheiben. <http://www.tyrolit.at/page.cfm?vpath=product&genericpageid=394>, Abrufdatum: 06.10.2011.
- [NNN11b] N. N.: Werkzeugschleifen Universeller Einsatz. Elastic-, Polier- und Abziehscheiben. Produktinformation der Fa. Tyrolit. S. 116 -125, 2011.
- [NNN11c] N. N.: Diamant- und Bornitrid Polierwerkzeuge. Produktinformation der Fa. Günter Effgen. 2011.
- [NNN11d] N. N.: EVE-Hauptkatalog dental 2012. Produktinformation der Fa. EVE Ernst Vetter GmbH, 2011.
- [NNN11e] N. N.: EVE Polier für Schmuck und Industrie. Produktinformation der Fa. EVE Ernst Vetter GmbH, 2011.
- [NNN11f] N. N.: Plasmapolieren – Verfahrensbeschreibung. Internetauftritt des Beckmann-Instituts für Technologieentwicklung e. V., <http://www.plasma-polieren.de/index1.htm>, Abrufdatum: 08.10.2011.
- [NNN11g] N. N.: Manuelles Finish künstlicher Gelenke. *DeviceMed*, 11, S.126-127, 2011.
- [NNN13a] N. N.: Geringere Abriebraten und längere Standzeiten: Geringeres osteolytisches Potential, <http://www.ceramtec.de/werkstoff/biolox/abrieb-osteolyse/>, Abrufdatum: 30.06.2013.
- [NNN13b] N. N.: Automatisiertes Hochglanzpolieren von Keramikoberflächen. *Schleifen + Polieren* 1, S. 4-8, 2013.
- [NNN13c] N. N.: Keramikimplantate als Gelenkersatz. Information der Bayrischen Forschungsstiftung. www.forschungsstiftung.de, Abrufdatum: 28.09.2013.
- [NNN13d] N. N.: Feinstbearbeitung für sichere und langlebige Endoprothesen. *Diamond Business*, 46(3), S. 22-24, 2013.

- [NNN13e] N. N.: Mit Vulkollan® ist Ihnen der Erfolg sicher! Informationsbroschüre der Bayer Material Science AG, 2013.
- [OLS38] Olsson, R. G.: Biegung elliptischer und kreisförmiger Platten von veränderlicher Dicke bei hydrostatischer Belastung. Ingenieur-Archiv, 9. Band, S. 109-115, 1938.
- [OON81] Oonishi, H.; Hasegawa, T.: Cementless alumina ceramic total knee prostheses. Orthopedic Ceramic Implants, 1, S. 157-160, 1981.
- [OON05] Oonishi, H.; Chol Kim, S.; Kyomoto, M.; Masuda, S.; Asano, T.; Clarke, I. C.: Change in UHMWPE properties of retrieved ceramic total knee prosthesis in clinical use for 23 years. Journal of Biomedical Materials Research, Part B: Applied Biomaterials, 74(2), S. 754-759, 2005.
- [OON06] Oonishi, H.; Oonishi, H.; Chol Kim, S.; Kyomoto, M.; Iwamoto, M.; Masuda, S.; Ueno, M.: Ceramic total knee arthroplasty: advanced clinical experiences of 26 years. Seminars in Arthroplasty, 17, S. 134-140, 2006.
- [OPP07] Oppermann, B.: Erst eine Wange, dann die andere. Medizin & Technik, 3, S. 41-41, 2007.
- [OST08] Ostholt, R.; Wissenbach, K.: Laserpolieren von Freiformflächen. Fraunhofer ILT Jahresbericht 2008, S. 87, 2008.
- [OXI12] OxiMaTec GmbH. <http://www.oximatec.de/>, Abrufdatum: 22.04.2012.
- [PAT81] Offenlegungsschrift DE 3042643 A1, Deutsches Patentamt. Tyrolit-Schleifmittelwerke Swarovski KG: Schleifkörper und Verfahren zur Herstellung desselben, 1981.
- [PHA02] Pharr, G. M.; Bolshakov, A.: Understanding nanoindentation unloading curves. Journal of Materials Research, 17(10), S. 2660-2671, 2002.
- [POP06] Pop, C.: Herstellung von monodispersen Polydimethylsiloxan-Netzwerken und Charakterisierung der Mikrostruktur und der Permeationseigenschaften. Dissertation, Bayrische Julius-Maximilians-Universität Würzburg, 2006.
- [REI35] Reissner, Erich: Über die Biegung der Kreisplatte mit exzentrischer Einzelast. Mathematische Annalen, 111(1), S. 770-780, 1935.
- [REI88] Reinhold, R.; Clausnitzer, M.: Schleifen - Grundlagen und Intensivierung. VEB Verlag Technik Berlin, 1988.
- [RIC10a] Richter, B.: Hochleistungskeramiken als Material für Knieendoprothesen – Modifizierungsmöglichkeiten zur Erhöhung der Bruchzähigkeit. Dissertation, Medizinische Hochschule Hannover, 2010.
- [RIC10b] Richter, B. I.; Ostermeier, S.; Turger, A.; Denkena, B.; Hurschler, C.: A rolling-gliding wear simulator for the investigation of tribological material

- pairings for application in total knee arthroplasty. *BioMedical Engineering OnLine*, 9(24), 2010.
- [RIC13] Richter, B. I.; Correa, T. A.; Turger, A.; Denkena, B.; Hurschler, C.: Wear behavior of ceramic-on-ceramic pairings under simplified knee joint conditions. 2013 Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society (ORS), 26.-29. Januar, San Antonio, Texas, USA, Vol. 38, Paper 1811, 2013.
- [ROB00] Robertsson, L.: The Swedish Knee Arthroplasty Project. Validity and Outcome. Doktorarbeit, Universität Lund, Schweden, 2000.
- [RÖD08] Rödel, J.; Weissenberger-Eibl, M.; Kouna, A.; Koch, D.; Bierwisch, A.; Rossner, W.; Hoffmann, M. J.; Schneider, G.: Hochleistungskeramik 2025. Strategieinitiative für die Keramikforschung in Deutschland des Koordinierungsausschusses Hochleistungskeramik der DKG und DGM. Werkstoffinformationsgesellschaft, Frankfurt, www.dgm.de/past/2009/strategieworkshop/images/roadmap_strategie.pdf. Abrufdatum: 01.04.2013.
- [RÖS11a] N. N.: Rösler – Anlagen zum Schleppscheifen und –polieren. Firmenbroschüre der Fa. Rösler, 2011.
- [RÖS11b] N. N.: Rösler – Gleitschlifftechnik. Firmenbroschüre der Fa. Rösler, 2011.
- [RÖS11c] N. N.: Rösler – Rundvibratoren. Firmenbroschüre der Fa. Rösler, 2011.
- [RÖS11d] N. N.: Rösler – Verfahrensmittel. Firmenbroschüre der Fa. Rösler, 2011.
- [SAI93] Saito, K.; Miyoshi, T.; Sasaki, T.: Automation of polishing process for a cavity surface on dies and molds by using an expert system. *CIRP Annals*, 42(1), S. 553-556, 1993.
- [SAK10] Saka, N.; Eusner, T.; Chun, J.-H.: Scratching by pad asperities in chemical-mechanical polishing. *CIRP Annals – Manufacturing Technology*, 59, S. 329-332, 2010.
- [SAM71] Samuels, L. E.: *Metallographic polishing by mechanical methods*. 2. Ausgabe, Pitman Verlag, Melbourne, London, S. 86-111, 1971.
- [SAM72] Samuels, L. E.: Mechanism of abrasive polishing. *CIRP Annals*, 21(1), S. 87-88, 1972.
- [SAN99] Santavirta, S. S. ; Lappalainen, R.; Pekko, P.; Anttila, A.; Konttinen, Y. T.: The counterface, Surface Smoothness, Tolerances, and Coatings in Total Joint Prostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 369, S. 92-109, 1999.
- [SAR11] Sariisik, A.; Sariisik, G.; Akdas, H.: Slip safety analysis of differently surface processed marbles. 1st International Conference on Stone and Concrete Machining (ICSCM), Hannover, 2011.

- [SAV11] Savio, G.; Meneghello, R.; Concheri, G.; Cerardi, A.: A Study in the Material Removal Mechanisms in Ball Polishing. Proceedings of the 11th euspen International Conference, Como, Vol. 2, S. 353, 2011.
- [SCH87] Schliebs, R.; Ackermann, J.: Chemie und Technologie der Silikone I: Herstellung der Ausgangsmaterialien. Chemie in unserer Zeit, 21(4), S. 121-127, 1987.
- [SCH11] Schulte, H.: Abrasive Polierbearbeitung komplexer Funktionsflächen. Dr.-Ing. Dissertation, Universität Bremen, 2011.
- [SEE11] Seewig, J.; Wiehr, C.; Gröger, S.: Charakterisierung technischer Bauteiloberflächen. Stand der Oberflächenmesstechnik heute. 4. Fachtagung Metrologie in der Mikro- und Nanotechnik 2011, 25.-26. Oktober 2011, S. 159-171, VDI-Verlag, 2011.
- [SEM96] Semba, T.; Tani, Y.; Sato, H.: Development of melamine-bonded diamond wheels with high porosity for smooth and mirror finishing of die materials. CIRP Annals, 45(1), S. 315-318, 1996.
- [SIN05] Singh, Dharendra K.; Jain, V. K.; Raghuram, V.: On the Performance analysis of flexible magnetic abrasive brush. Taylor & Francis, 9(4), S. 601-619, 2005.
- [SKL11] Skladnikiewitz, M.: Qualität in der Medizintechnik. www.mahr.de, Abrufdatum: 28.09.2013.
- [SMI02] Smith, G. T.: Industrial Metrology. Surfaces and Roundness. Springer-Verlag, London, Berlin, Heidelberg, 2002.
- [SOU92] Sousa, F. J. P.; Aurich, J. C.: Optimization of the Kinematics Available in the Polishing Process of Ceramic Tiles by Computational Simulations. Journal of the American Ceramic Society, 209, S. 41-48, 1992.
- [SPE13] N. N.: Spectaris Jahrbuch 2012/2013. Die deutsche Medizintechnik-Industrie. Spectaris Deutscher Industrieverband für optische, medizinische und mechatronische technologien e. V. (Hrsg.), 2013.
- [SPO03] Sponagel, S.; Unger, J.; Spies, K. H.: Härtebegriff im Zusammenhang mit Vernetzung, Bruchdehnung und Dauerfestigkeit eines Elastomers. KGK Kautschuk Gummi Kunststoffe, 56(11), S. 608-612, 2003.
- [SUH08] Suh, M.-S.; Chae, Y.-H.; Kim, S.-S.: Friction and wear behavior of structural ceramics sliding against zirconia. Wear, 264, S. 800-806, 2008.
- [SUM11] Sumitomo, T.; Huang, H.; Zhou, L.; Shimizu, J.: Nanogrinding of multi-layered thin film amorphous Si solar panels. International Journal of Machine Tools & Manufacture, 51, S. 797-805, 2011.

- [TAM10] Tam, H.-Y.; Cheng, H.: An investigation of the effects of the tool path on the removal of material in polishing. *Journals of Materials Processing Technology*, 210, S. 807-818, 2010.
- [TAN83] Taniguchi, N.: Current Status in, and Future Trends of, Ultraprecision Machining and Ultrafine Materials Processing. *Annals of CIRP*, 32(2), S. 573-582, 1983.
- [TIK09] Tikal, F.; Bienemann, R.; Heckmann, L.: Schneidkantenpräparation – Ziele, Verfahren und Messmethoden. *Berichte aus Industrie und Forschung*. Kassel University Press, Kassel, 2009.
- [TIP02] Tipper, J. L.; Hatton, A.; Nevelos, J. E.; Ingham, E.; Doyle, C.; Streicher, R.; Nevelos, A. B.; Fisher, J.: Alumina-alumina artificial hip joints. Part II: Characterisation of the wear debris from in vitro hip joint simulations. *Biomaterials*, 23, S. 3441-3448, 2002.
- [TSA06] Tsai, M. J.; Huang, J. F.: Efficient automatic polishing process with a new compliant abrasive tool. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 30, S. 817-827, 2006.
- [UHL09] Uhlmann, E.; Mihotovic, V.; Coenen, A.: Modelling the abrasive flow machining process on advanced ceramic materials. *Journal of Materials Processing Technology*, 209, S. 6062-6066, 2009.
- [UHL11] Uhlmann, E.; Dethlefs, A.: Polieren komplexer Bauteile. *Werkstatt und Betrieb (WB)*, 6, S. 28-31, 2011.
- [UMA13] Uma, S.; Lee, R.; Herrera L.; Wang, A.: Polyethylene Wear Increases with Increasing Contact Area for THR. *ORS Transactions 2013*, 59, S. 1795, 2013.
- [URB07] Urbainsky, C.: Untersuchung der Oberflächenrauigkeit unterschiedlich bearbeiteter Metallkeramikronen. *Dissertation Freie Universität Berlin*, 2007.
- [VIT12] Vita Zahnfabrik: Produktionformation VITA In-Ceram®, 2012.
- [VOG11] Vogt, C.; Sinzinger, S.; Adelsberger, H.; Maurer, R.; Schneider, F.; Mandler, R.; Kuepper, L.; Rascher, R.; Sperber, P.: An experimental study on a flexible grinding tool. *Advanced Materials Research*, 325, S. 91-96, 2011.
- [VOL05] Volk, R.: Rauheitsmessung: Theorie und Praxis. (Hrsg.) *DIN Deutsches Institut für Normung e. V.*, Beuth Verlag, Berlin, Wien, Zürich, 2005.
- [VOR87] Vorburger, T. V.: Measurements of roughness of very smooth surfaces. *CIRP Annals*, 36 (2), S. 503-509, 1987.
- [WAL11] N.N.: Walter Trowal – Gleitschleifftechnik. *Chips und Compounds*. Firmenbroschüre der Fa. Walter Trowal, 2011.

- [WAN98] Wang, A.; Polineni, V. K.; Stark, C.; Dumbelton, J. H.: Effect of Femoral Head Surface Roughness in the Wear of Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene Acetabular Cups. *Journal of Arthroplasty*, 13(6), S. 615-620, 1998.
- [WAN05] Wang, Y.; Hu, D.: Study on the inner surface finishing of tubing by magnetic abrasive finishing. *International Journal of Machine Tools & Manufacture* 45, S. 43-49, 2005.
- [WAN09a] Wang, G.; Wang, Y.: Research on polishing process of a special polishing machine tool. *Machining Science and Technology*, 13, S. 106-121, 2009.
- [WAN09b] Wang, G.; Wang, Y.; Xu, Z.: Modeling and analysis of the material removal depth for stone polishing. *Journal of Materials Processing Technology*, 209, S. 2453-2463, 2009.
- [WEC98] Weckenmann, A.; Knauer, M.: The Influence of Measurement Strategy on the Uncertainty of CMM-Measurements. *Annals of CIRP* 47 (1), S. 451-454, 1998.
- [WEC13] Wecker, H.: New solutions with ceramics. *CeraNews – The Information Landscape Information Journal*, 1, S. 10, 2013.
- [WEI07] Weiner, M.: Implantate mit langem Leben. *Fraunhofer-Magazin* 1, S. 44-45, 2007.
- [WEN04] Wendt, Z.: Entwicklung eines physiologischen Simulators für Verschleißuntersuchungen an Hüftendoprothesen. Dr.-Ing. Dissertation, Technische Universität Berlin, 2004.
- [WHI10] Whitehouse, D. J.: *Handbook of surface and nanometrology*. 2. Ausgabe, CRC Press, 2010.
- [WOE88] Woebcken, W.: Duroplaste. *Kunststoff Handbuch* 10. Kapitel 11.2 Schleifscheiben und Schleifkörper. 2. Auflage, Carl Hanser Verlag, München, Wien, 1988.
- [WRI08] Wright, T.; Danoff, J.; Bostrom, M.; Pellicci, P.: Surface damage in retrieved oxinium hip replacements. 54th Annual Meeting of the Orthopaedic Society, Poster 1899, 2008.
- [XIE96] Xie, Y.; Bhushan, B.: Effects of particle size, polishing pad and contact pressure in free abrasive polishing. *Wear*, 200, S. 281 – 295, 1996.
- [XI04] Xi, F.; Zhou, D.: Modeling surface roughness in the stone polishing process. *International Journal of Machine Tools & Manufacture*, 45, S. 365-372, 2005.
- [YAN08] Yan, Q.S.; Qiu, T.X.; Gao, W.Q.: Simulation and Experimental Analysis of Electromagnetic Inductor for Magnetic Abrasive Finishing. *International Symposium on Advances in Abrasive Technology*, Japan, 2008.

- [YAM94] Yamamoto, T.; Olsson, M.; Hogmark, S.: Three-body abrasive wear of ceramic materials. *Wear*, 174, S. 21-31, 1994.
- [YOS07] Yoshihara, N.; Yan, J.; Kuriyagawa, T.: Development of a rubber-bonded grinding wheel – studies of aspherical grinding. *Key Engineering Materials*, 329, S. 465-470, 2007.
- [ZHA02] Zhang, L.; Tam, H. Y.; Yuan, C.-M.; Chen, Y.-P.; Zhou, Z.-D.: An investigation of material removal in polishing with fixed abrasives. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*, 216(1), S. 103-112, 2002.
- [ZHA10] Zhang, Z.; Liu, W.; Song, Z.; Hu, X.: Two-Step Chemical Mechanical Polishing of Sapphire Substrate. *Journal of The Electrochemical Society*, 157(6), S. H688-H691, 2010.
- [ZHA11] Zhang, Z.; Yan, W.; Zhang L.; Liu, W.; Song, Z.: Effect of mechanical process parameters on friction behavior and material removal during sapphire chemical mechanical polishing. *Microelectronic Engineering*, 88, S. 3020-3023, 2011.
- [ZHO11] Zhou, H.; Wang, C.; Zhao, D.; Zhao, H.: Nanogrinding of soft-brittle monocrystalline mercury cadmium telluride using ceramic bond ultrafine diamond grinding wheel. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 10, S. 1-6, online first – Ausgabe, 2011.
- [ZUM98] Zum Gahr, K.-H.: Wear by hard particles. *Tribology International*, 31(10), S. 587 – 596, 1998.
- [ZUN11] Zunke, R.: Technological Analysis of Advanced Ceramics Polishing. Dr.-Ing. Dissertation, RWTH Aachen, 2011.

12 Anhang

12.1 Elastizitätsmodul der Werkzeugbindung

Tabelle 12.1: Die berechneten E-Moduln der Bindungen

Hersteller	Bindung	C	d _G in μm	Shore A	E in N/mm ²	E-Bereich in N/mm ²
A	Silikon	50	20	78 ± 1,6	11,07*	10,12 ... 12,16
		100	15	85 ± 2,0	17,56	15,16 ... 20,76
		100	20	81 ± 2,0	13,27*	11,73 ... 15,16
		100	35	83 ± 1,6	15,16	13,27 ... 17,56
		200	20	95 ± 1,6	58,40*	43,55 ... 87,22
B	Silikon	100	15	73 ± 1,2	8,49	8,01 ... 9,02
		100	20	85 ± 1,4	17,56*	15,82 ... 19,67
	PU	50	20	84,5 ± 0,6	16,90	16,19 ... 17,67
		100	15	90,6 ± 1,0	29,81	26,57 ... 33,91
		100	20	90,3 ± 0,3	28,56*	27,65 ... 29,52
		100	35	91,1 ± 0,6	31,65	29,55 ... 34,09
		200	20	94,4 ± 1,0	51,59	43,10 ... 63,10

* In FEM simuliert

12.2 FEM-Modell zur Bestimmung der Kontaktflächen

Zur Bestimmung der Kontaktflächen wird das Strukturmechanikmodul Ansys 14.5 eingesetzt. Das Elastomer wird als linear-elastisches Materialmodell angenommen. Da das Elastomer nicht im Versagensbereich belastet wird, kann die Hyperelastizität hier vernachlässigt werden. Werkstück und Schaft werden ebenfalls als flexible Körper gewählt, um ein Abwälzen des Elastomers abbilden zu können, wobei die Materialeigenschaften infolge der E-Modulunterschiede ein nahezu steifes Werkstück abbilden. Das Werkstück ist vollständig fixiert (6 DOF gesperrt). Auf den Schaft, der mit dem Elastomer fest verbunden ist, wird eine Verschiebung von f_t aufgebracht. Der Schaft kann sich nur axial bewegen und ist somit biegesteif. Die Kontaktfläche wird zwischen Werkstückoberfläche und Elastomeraufliegefläche definiert. Es wird Reibung mit dem Reibkoeffizient $\mu = 0,5$ (Gummi auf Stahl) [MAT01] und eine Poissonkonstante von $\nu = 0,477$ angenommen, wobei zu Simulationsbeginn kein Kontakt besteht. Die Auswertung der Kontaktfläche erfolgt über die Selektion der Knoten, die im Kontakt stehen. Dabei zählen alle Knoten mit dem Status Sliding und Near-Surface zum Reibkontakt. Durch Summation der Flächen, der zu den Knoten gehörenden Tetraederelemente, kann die Kontaktfläche näherungsweise bestimmt werden.

Es ergeben sich folgende Kontaktflächen in Abhängigkeit der Zustellung f_t und des Anstellwinkels α :

Tabelle 12.2: Mittels FEM berechnete Kontaktflächen und -kräfte

Modul E N/mm ²	Winkel α °	Zustellung f_t mm	$\frac{1}{2} A_K$ sliding m ²	$\frac{1}{2} A_K$ near surface m ²	Summe A_K m ²	Summe A_K mm ²	Kraft F_N N
13,27	8	0,10	9,4879E-09	1,8946E-06	3,80822E-06	3,81	0,0458
13,27	8	0,20	8,4290E-08	1,8769E-06	3,92242E-06	3,92	0,1039
13,27	8	0,35	3,2616E-07	1,8019E-06	4,25617E-06	4,26	0,2136
13,27	8	0,55	1,9109E-06	3,4205E-07	4,50590E-06	4,51	0,4061
13,27	15	0,10	0,0000E+00	6,8298E-07	1,36597E-06	1,37	0,0487
13,27	15	0,20	4,3472E-09	6,4562E-07	1,29994E-06	1,30	0,1023
13,27	15	0,35	5,3398E-08	6,1512E-07	1,33703E-06	1,34	0,2007
13,27	15	0,55	2,0180E-07	3,9434E-07	1,19229E-06	1,19	0,3533
13,27	15	0,80	6,8133E-07	1,5097E-07	1,66460E-06	1,66	0,5657
13,27	26	0,10	0	2,6389E-07	5,27784E-07	0,53	0,0450
13,27	26	0,20	0	2,4602E-07	4,92034E-07	0,49	0,1037
13,27	26	0,35	4,3472E-09	2,0440E-07	4,17496E-07	0,42	0,2033
13,27	26	0,55	4,1852E-08	1,5146E-07	3,86633E-07	0,39	0,3494
13,27	26	0,80	2,2299E-07	6,2592E-08	5,71164E-07	0,57	0,5460
13,27	36	0,10	0,0000E+00	1,1052E-07	2,21040E-07	0,22	0,0444
13,27	36	0,20	0,0000E+00	9,6284E-08	1,92567E-07	0,19	0,1049
13,27	36	0,35	0,0000E+00	7,9192E-08	1,58384E-07	0,16	0,2083
13,27	36	0,55	4,3472E-09	5,1637E-08	1,11968E-07	0,11	0,3566
13,27	36	0,80	3,4370E-08	5,3184E-08	1,75108E-07	0,18	0,4886
13,27	45	0,10	0	3,8164E-08	7,63278E-08	0,08	0,0374
13,27	45	0,20	0	3,1044E-08	6,20888E-08	0,06	0,1055
13,27	45	0,35	0	2,3927E-08	4,78542E-08	0,05	0,1852
13,27	45	0,55	0	1,9501E-08	3,90024E-08	0,04	0,3629
13,27	45	0,80	8,3322E-09	3,0209E-08	7,70818E-08	0,08	0,5581
58,4	36	0,10	0	1,1052E-07	2,21040E-07	0,22	0,1950
58,4	36	0,20	0	9,6284E-08	1,92567E-07	0,19	0,4609
58,4	36	0,35	0	7,9192E-08	1,58384E-07	0,16	0,9157
58,4	36	0,55	4,3472E-09	4,5945E-08	1,00584E-07	0,10	1,5687
58,4	36	0,80	4,0702E-08	1,8814E-08	1,19031E-07	0,12	2,4217
11,07	36	0,10	0	1,1052E-07	2,21040E-07	0,22	0,0037
11,07	36	0,20	0	9,6284E-08	1,92567E-07	0,19	0,0874

11,07	36	0,35	0	7,9192E-08	1,58384E-07	0,16	0,1736
11,07	36	0,55	4,3472E-09	4,5945E-08	1,00584E-07	0,10	0,2974
11,07	36	0,80	4,0702E-08	1,8800E-08	5,95016E-08	0,06	0,4591
28,56	36	0,10	0	1,1052E-07	2,21040E-07	0,22	0,0938
28,56	36	0,20	0	9,6284E-08	1,92567E-07	0,19	0,2254
28,56	36	0,35	0	7,9192E-08	1,58384E-07	0,16	0,4479
28,56	36	0,55	4,3472E-09	4,5945E-08	1,00584E-07	0,10	0,7673
28,56	36	0,80	4,0702E-08	1,8814E-08	1,19031E-07	0,12	1,1845
17,56	36	0,10	0	1,1052E-07	2,21040E-07	0,22	0,0586
17,56	36	0,20	0	9,6284E-08	1,92567E-07	0,19	0,1386
17,56	36	0,35	0	7,9192E-08	1,58384E-07	0,16	0,2754
17,56	36	0,55	4,3472E-09	4,5945E-08	1,00584E-07	0,10	0,4718
17,56	36	0,80	4,0702E-08	1,8814E-08	5,95156E-08	0,06	0,7283

Lebenslauf

Persönliche Daten

Anke Müller, geb. Turger

Geburtsdatum: 11.05.1985

Geburtsort: Gera

Familienstand: verheiratet



Akademischer Werdegang

2007 Diplomarbeit, Fa. Gebr. Brasseler (Komet Dental), Lemgo

2006 Auslandssemester, MEM Research Center, Institut für Chirurgische Technologien und Biomechanik (ISTB), Bern/Schweiz

2004-2008 Studium der Feinwerktechnik an der Fachhochschule Wilhelmshaven (FH OOW), Fachrichtung Medizintechnik
Abschluss: Dipl.-Ing. (FH)

2003 Allgemeine Hochschulreife
am Diesterweg-Gymnasium Plauen

Beruflicher Werdegang

2013-2014 Leitung der Abteilung Technologien zur Funktionalisierung

2012 Leitung der Abteilung Schleiftechnologie

seit 2008 wissenschaftliche Mitarbeiterin am Institut für Fertigungstechnik und Werkzeugmaschinen (IFW), Gottfried Wilhelm Leibniz Universität Hannover