

**Verschleiß- und Werkstoffuntersuchungen an
Knochenbohrern**

DIPLOMARBEIT

zur Erlangung des akademischen Grades

Diplom Ingenieur (Dipl. Ing.)

an der

Technischen Universität Graz

vorgelegt von

Christoph Zopf

0430148

Graz, August 2011

Kurzbeschreibung

Es wurden die Verschleißerscheinungen an chirurgischen Knochenbohrern beim Bohren unterschiedlicher Knochenmaterialien untersucht. Dabei sind verschiedene Bohrerlegierungen sowie auch -beschichtungen verwendet worden. Die durchgeführten Praxis- und Labortests haben gezeigt, dass überraschend starke Verschleißerscheinungen an den Bohrern auftreten. Anhand dieser Ergebnisse wurde eine Werkstoffwahl getroffen, welche großes Verbesserungspotential bezüglich Verschleißminderung mit sich bringen sollte. Durch diese Maßnahmen würde die Haltefestigkeit bei Osteosyntheseverschraubungen deutlich verbessert und die Heilungsdauer signifikant verkürzt werden.

Abstract

In this study the wear of surgical drilling tools (drills) for boring of different bones were analysed. Different alloying types for drills as well as coatings have been investigated concerning to wear resistance. The performed practical and laboratory drilling tests showed surprisingly severe wear of the drills. Based on these results a materials selection was carried out, at which a strong improvement of wear resistance can be expected. With this procedure the stability of osteosynthetic couplings should be improved considerably and the healing time can be shortened significantly.

Vorwort

Den Entschluss, das Thema „Verschleiß bei chirurgischen Knochenbohrern“ zu behandeln, fasste ich bei meinen praktischen Knochenbohrversuchen im Rahmen meines Feriapraktikums am IWS an der TU Graz. Besonders interessierte mich an dieser Arbeit, dass sowohl technische, als auch medizinische Aspekte von großer Bedeutung waren. Vor allem aber motivierte mich die Tatsache, dass in diesem Bereich der Medizin ein enormes Entwicklungsdefizit vorhanden ist. Leider wird z.T. aus wirtschaftlichen Interessen dieser unbefriedigende Zustand beibehalten.

Da das Thema „Chirurgisches Knochenbohren“ sehr umfassend ist und daher den Umfang einer Diplomarbeit weit sprengen würde, habe ich mich bewusst dafür entschlossen, größtenteils den werkstoffkundlichen Teil dieser Problematik zu behandeln. Zusätzlich sei zu erwähnen, dass es äußerst schwierig gewesen ist, dieses Thema genauer zu recherchieren, da nahezu keine Literatur bezüglich dessen existiert.

Bedanken möchte ich mich bei OA Dr. Hans CLEMENT, welcher mir Knochen und Bohrer zur Verfügung stellte, bei der HOFER GmbH & Co KG, welche den Innovationcheck zur Finanzierung meiner Diplomarbeit beantragte, bei BRASSELER GmbH & Co. KG, KOMET aus Deutschland, welche mir ebenfalls Bohrer zur Verfügung stellten und der HTC Vorchdorf (MIBA AG), welche die Beschichtung der Bohrer gewährleistete. Des Weiteren möchte ich mich bei meiner Partnerin Sabine NOLL bedanken, welche mir unermüdlich bei der schwierigen Aufgabe, meine Arbeit zu formatieren, zur Seite gestanden ist.

Diese Diplomarbeit wurde von Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Priv.-Doz. Christof SOMMITSCH und Dipl.-Ing. Dr.techn. Rudolf VALLANT betreut.

Graz, im August 2011

Christoph ZOPF

Inhaltsverzeichnis

1	Der Bohrvorgang in der Chirurgie	8
1.1	Was ist Osteosynthese?	8
1.2	Der Bohrer im Allgemeinen.....	10
1.2.1	Physikalische Größen beim Bohren.....	17
1.3	Verwendete Medizinische Instrumente beim Knochenbohrvorgang.....	18
1.3.1	Hauptgeräte zum Knochenbohrer in der Chirurgie.....	18
1.3.1.1	Medizinischer Standard Spiralknochenbohrer	18
1.3.1.2	Weitere spezielle Knochenbohrerformen in der Chirurgie.....	22
1.3.2	Die Bohrmaschinen	23
1.3.2.1	Pneumatische Bohrmaschine.....	23
1.3.2.2	Akkubohrmaschine.....	24
1.3.3	Hilfsgeräte zum Knochenbohrer in der Chirurgie	24
1.3.3.1	Kortikalistiefenmesser	24
1.3.3.2	Bohrlehre	25
1.4	Auswirkung thermischer Gewebeschädigungen	25
1.4.1	Wärmeleitfähigkeit und spezifische Wärme eines Humanknochens.....	25
1.4.2	Auftretende Komplikationen bei zu hoher Wärmeeinbringung.....	26
1.4.3	Zusammenhang Temperatur, Einwirkzeit und Zellschädigung	26
1.4.4	Schädigung des Knochens durch eisenhaltigen Abrieb	28
2	Aufarbeitung von Vorversuchen (Praxis- und Labortests)	29
2.1	Praktische Bohrversuche September 2009 – Meduni Graz.....	29
2.1.1	Ziele der Untersuchung	29
2.1.2	Beschreibung des Versuchsprogrammes	30
2.1.3	Darstellung eines typischen Bohrverlaufs mit Hand	32
2.1.4	Untersuchung Verschleiß im Stereolichtmikroskop	36
2.1.5	Ermittlung der durchschnittlich angew. Vorschubkraft von Chirurgen.....	38
2.1.6	Fazit der Bohrversuchsreihe Sept. 2009.....	39
2.2	Laborversuche März bis Juni 2010 – IWS TU Graz	39
2.2.1	Ziele der Untersuchung	39
2.2.2	Beschreibung des Versuchsprogrammes	40
2.2.2.1	FSW-Anlage.....	41
2.2.2.2	Stereolichtmikroskop.....	42
2.2.2.3	Messung der Kortikalisdicke.....	43
2.2.3	Darstellung eines typischen Bohrverlaufs mit FSW.....	44

2.2.4	Gegenüberstellungen im Stereomikroskop	45
2.2.4.1	Bohrerverschleiß bei unterschiedlicher Vorschubkraft.....	45
2.2.4.2	Bohrerverschleiß – Kunst-, Schweine- und Menschenknochen.....	46
2.3	Fazit der Laborversuche März bis Juni 2010.....	47
3	Werkstoffwahl Bohrer: Anforderungen an den Werkstoff	50
3.1	Allgemeines zu Schneidwerkstoffen	50
3.2	Verschleißbeschreibung chirurgischer Bohrer in Praxis- und Laborversuchen.....	51
3.3	Allgemeines zu martensitischen, rostfreien Stählen	53
3.3.1	Der Bohrerwerkstoff AISI 440A und dessen Verschleißursachen.....	54
3.4	Aspekte Werkstoffwahl – technisch/medizinisch/wirtschaftlich	55
3.5	Bohrerkonstruktionen.....	57
3.5.1	Vollbohrer	57
3.5.2	Beschichteter Bohrer	58
3.5.3	Schaft/Bohrkopf Kombination	58
3.6	Werkstoffwahl mit CES und biomedizinischer Datenbank.....	58
3.6.1	CES Werkstoffwahl „Vollbohrer“	59
3.6.2	CES Werkstoffwahl Bohrer beschichtet	62
3.6.3	CES Werkstoffwahl „Schaft/Bohrer - Kombination“	66
4	Erstellung eines Versuchsplans für weitere Bohrversuche	68
4.1	Einflussfaktoren des Bohrerverschleißes	68
4.1.1	Erste Ebene – Nicht beeinflussbare Bohrerverschleißfaktoren	68
4.1.1.1	Knochenstruktur und empfohlene Bohrgeschwindigkeit	69
4.1.2	Zweite Ebene – Beeinflussbare Bohrerverschleißfaktoren.....	69
4.1.3	Dritte Ebene – Symptomebene	70
4.2	Literaturstudie – Einflussfaktoren der Bohrparameter auf die Vorschubkraft.....	71
4.2.1	Die Bohrergeometrie.....	71
4.2.2	Die Umdrehungszahl (Schnittgeschwindigkeit)	72
4.2.3	Der Vorschubweg	73
4.3	Parameterwahl für Belastungsbohrversuche.....	76
5	Belastungsbohrversuche.....	79
5.1	Bohrparameter.....	79
5.2	Maschinelle und händische Bohrungen	80
5.3	Verschleißerscheinungen bei Belastungsbohrversuchen	81
5.3.1	Synthes Standard AISI 440A / DLC-Grafitic Beschichtung.....	82
5.3.1.1	Bohrerbild 440A DLC-Grafitic vor dem ersten Bohrversuch.....	82
5.3.1.2	Bohrerbild 440A DLC-Grafitic nach 20 Bohrungen mit FSW.....	83

5.3.1.3	Bohrerbild 440A DLC-Grafitic nach 40 Bohrungen mit FSW.....	84
5.3.1.4	Bohrerbild 440A DLC-Grafitic nach 60 Bohrungen mit FSW.....	87
5.3.1.5	Bohrerbild 440A DLC-Grafitic nach 20 Bohrungen mit Hand.....	88
5.3.1.6	Bohrerbild 440A DLC-Grafitic nach 40 Bohrungen mit Hand.....	89
5.3.1.7	Bohrerbild 440A DLC-Grafitic nach 60 Bohrungen mit Hand.....	92
5.3.2	Synthes Standard AISI 440A / DLC+Titan Beschichtung	93
5.3.2.1	Bohrerbild 440A DLC+Titan vor dem ersten Bohrversuch	93
5.3.2.2	Bohrerbild 440A DLC+Titan nach 20 Bohrungen mit FSW	94
5.3.2.3	Bohrerbild 440A DLC+Titan nach 40 Bohrungen mit FSW	95
5.3.2.4	Bohrerbild 440A DLC+Titan nach 60 Bohrungen mit FSW	96
5.3.2.5	Bohrerbild 440A DLC+Titan nach 20 Bohrungen mit Hand	99
5.3.2.6	Bohrerbild 440A DLC+Titan nach 40 Bohrungen mit Hand	100
5.3.2.7	Bohrerbild 440A DLC+Titan nach 60 Bohrungen mit Hand	102
5.3.3	Baumarkt Spiralbohrer aus HSS mit DLC-Grafitic Beschichtung.....	103
5.3.3.1	Bohrerbild HSS DLC-Grafitic vor dem ersten Bohrversuch.....	103
5.3.3.2	Bohrerbild HSS DLC-Grafitic nach 20 Bohrungen mit FSW.....	104
5.3.3.3	Bohrerbild HSS DLC-Grafitic nach 40 Bohrungen mit FSW.....	105
5.3.3.4	Bohrerbild HSS DLC-Grafitic nach 60 Bohrungen mit FSW.....	108
5.3.3.5	Bohrerbild HSS DLC-Grafitic nach 20 Bohrungen mit Hand	109
5.3.3.6	Bohrerbild HSS DLC-Grafitic nach 40 Bohrungen mit Hand	110
5.3.3.7	Bohrerbild HSS DLC-Grafitic nach 60 Bohrungen mit Hand	113
5.3.4	Baumarkt Spiralbohrer aus HSS mit DLC+Titan Beschichtung	114
5.3.4.1	Bohrerbild HSS DLC+Titan vor dem ersten Bohrversuch	114
5.3.4.2	Bohrerbild HSS DLC+Titan nach 20 Bohrungen mit FSW	115
5.3.4.3	Bohrerbild HSS DLC+Titan nach 40 Bohrungen mit FSW	116
5.3.4.4	Bohrerbild HSS DLC+Titan nach 60 Bohrungen mit FSW	119
5.3.5	Brasseler Standard KB aus rostfreiem Stahl 440B mit AO-Anschluss.....	120
5.3.5.1	Bohrerbild rostfreier Stahl 440B vor dem ersten Bohrversuch	120
5.3.5.2	Bohrerbild rostfreier Stahl 440B nach 20 Bohrungen mit FSW	121
5.3.5.3	Bohrerbild rostfreier Stahl 440B nach 40 Bohrungen mit FSW	122
5.3.5.4	Bohrerbild rostfreier Stahl 440B nach 60 Bohrungen mit FSW	125
5.3.5.5	Bohrerbild rostfreier Stahl 440B nach 20 Bohrungen mit Hand.....	126
5.3.5.6	Bohrerbild rostfreier Stahl 440B nach 40 Bohrungen mit Hand.....	127
5.3.5.7	Bohrerbild rostfreier Stahl 440B nach 60 Bohrungen mit Hand.....	128
5.3.6	Brasseler CeraDrill – Pilotbohrer aus ZrO ₂ für Implantatbohrungen	129
5.3.6.1	Bohrerbild ZrO ₂ CeraDrill vor dem ersten Bohrversuch	129

5.3.6.2	Bohrerbild ZrO ₂ CeraDrill nach 20 Bohrungen mit FSW	130
5.3.6.3	Bohrerbild ZrO ₂ CeraDrill nach 40 Bohrungen mit FSW	131
5.3.6.4	Bohrerbild ZrO ₂ CeraDrill nach 60 Bohrungen mit FSW	133
5.3.6.5	Bohrerbild ZrO ₂ CeraDrill nach 111 Bohr. mit Hand (bis Bruch)	134
5.4	Ergebnisse der Belastungsbohrversuche.....	137
5.4.1	Beobachtungen beim maschinellen Bohren mit FSW	137
5.4.2	Beobachtungen beim händischen Bohren	137
5.4.3	Fazit Belastungsbohrversuche.....	138
5.4.3.1	Fazit Synthes Standard Knochenbohrer AISI 440A	138
5.4.3.2	Fazit Zgonc Baumarkt 30 Cent Spiralbohrer aus HSS.....	139
5.4.3.3	Fazit Brasseler Standard Knochenbohrer AISI 440B.....	139
5.4.3.4	Fazit Brasseler ZrO ₂ CeraDrill	139
5.4.4	Zusammenfassung Belastungsbohrversuche	140
5.5	Metallographische Gegenüberstellung AISI 440A und AISI 440B	140
5.5.1	Schliffbild AISI 440A (Bohrer von Synthes).....	140
5.5.2	Schliffbild AISI 440B (Bohrer von Brasseler).....	143
5.5.3	Härtemessung AISI 440A (Bohrer von Synthes)	145
5.5.4	Härtemessung AISI 440B (Bohrer von Brasseler).....	146
5.5.5	Fazit metallographische Gegenüberstellung AISI 440A und AISI 440B	147
6	Zusammenfassung	149
7	Fazit und Ausblick	153
8	Literaturverzeichnis.....	154
9	Abbildungsverzeichnis.....	156
10	Tabellenverzeichnis.....	161
11	Abkürzungsverzeichnis.....	162
12	Anhang	164

1 Der Bohrvorgang in der Chirurgie

Das erste Kapitel soll einen Überblick über die physikalischen und biologischen Grundlagen geben, welche beim Knochenbohren in der Chirurgie eine tragende Rolle einnehmen.

1.1 Was ist Osteosynthese?

„Unter Osteosynthese versteht man die operative Versorgung von Knochenbrüchen und anderen Knochenverletzungen (z.B. nach Entzündungen) mit verschiedenen Metallteilen (s. Abb. 1). Durch das Anbringen von Schrauben, Metallplatten, Drähten oder Nägeln werden die Bruchenden in der richtigen Position gehalten, bis der Knochen wieder zusammen gewachsen ist. Dabei kann der Knochen von außen z.B. durch Metallplatten und Schrauben, oder von innen durch einen in das Innere des Knochens eingebrachten Marknagel gesichert werden. Wesentlicher Vorteil im Vergleich zur Gipsbehandlung ist die deutlich frühere Belastbarkeit des Knochens. Wenn der Knochen vollständig verheilt ist, haben die Metallimplantate ihren Zweck erfüllt und können wieder entfernt werden.“¹

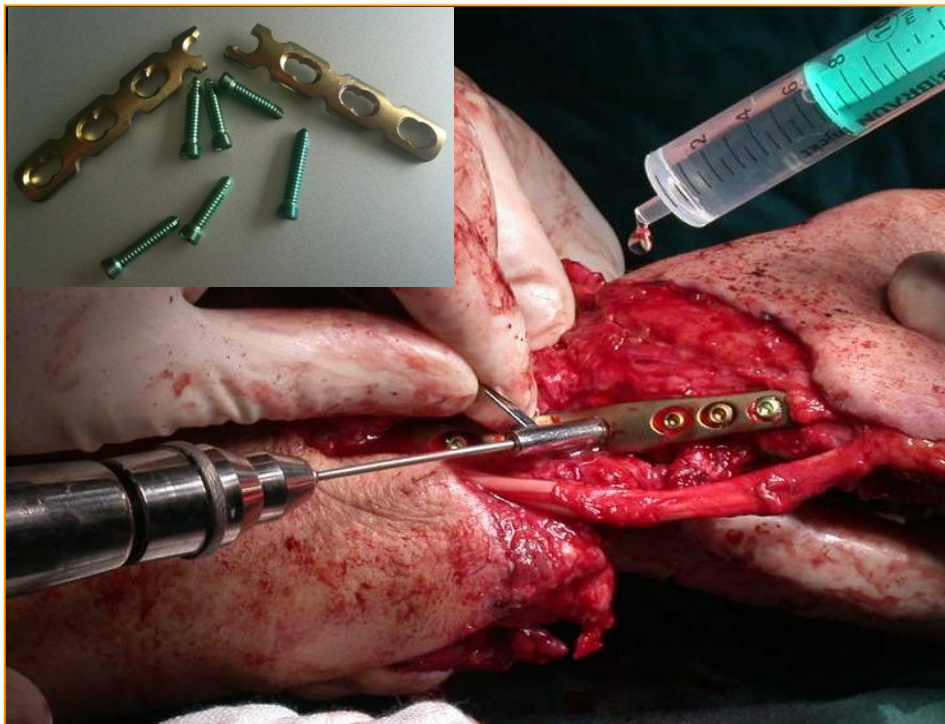


Abbildung 1: Osteosynthese; Titanimplantat mit Schrauben²

¹ NEUMANN, 2011

² CLEMENT, 2011; S. 11

„Bei allen Plattenosteosynthesen dient der Spiralbohrer zur Vorbereitung von Löchern zum Einbringen der Schrauben. Ziel ist eine stabile Osteosynthese mit festem Kontakt der Implantate mit dem „Werkstoff“ Knochen (s. Abb. 2). Im Gegensatz zur industriellen Anwendung muss berücksichtigt werden, dass es sich beim Werkstoff um vitales Gewebe handelt; es unterliegt biologischen Vorgängen und Reaktionen, die sowohl bei der Implantation als auch beim weiteren Verlauf der Heilung beachtet werden müssen.“³

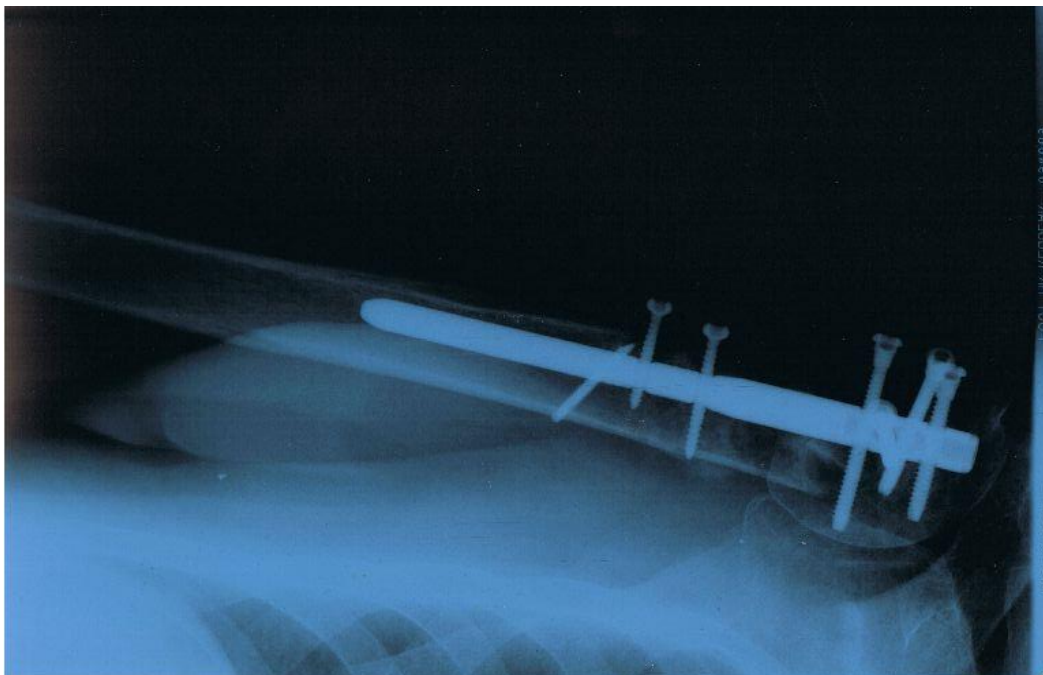


Abbildung 2: Röntgenbild eines Implantates⁴

Da die verwendeten Bohrer nicht selten schon nach wenigen Bohrungen verschlissen sind, hat dies zur Folge, dass eine massive Schädigung des Knochengewebes, hervorgerufen durch starke Reibung zwischen Bohrer und Knochen mit anschließender enormer Hitzeentwicklung, auftritt. Laut DR. CLEMENT – welcher uns bei unseren Untersuchungen unterstützte – können diese thermischen Noxen die Haltefestigkeit der Schrauben herabsetzen und sogar zu einer Lockerung dieser im Knochen führen.⁵ Deshalb wurde dieser Bohrvorgang genauer betrachtet und Versuchsbohrungen durchgeführt. Auf all diese Umstände wird in den folgenden Seiten näher eingegangen.

³ SCHMELZEISEN, 1990, S. 3

⁴ FARM3.STATIC.FLICKR.COM, 2011

⁵ Vgl. CLEMENT, persönliche Mitteilung, Sept. 2010

1.2 Der Bohrer im Allgemeinen

„Zum Anlegen und Bearbeiten von Löchern in den verschiedenen Werkstoffen ist der Spiralbohrer das am meisten verwendete, universellste Werkzeug (s. Abb. 3). Charakteristisch für diese Werkzeuge ist die keilförmige Schneide, die beim normalen Spiralbohrer zweifach vorhanden ist, so dass ein mehrschneidiges Zerspanungsverfahren abläuft.“⁶



Abbildung 3: Unterschiedliche Spiralbohrerformen⁷

Der derzeit am häufigsten für operative Zwecke übernommene Spiralbohrer besteht im Wesentlichen aus drei Hauptbestandteilen, welche SCHMELZEISEN wie folgt definiert (s. Abb. 4, S. 11):

1. „Der Bohrerspitze, die die eigentliche Zerspanungsarbeit leistet und damit für die Wärmeentwicklung die größte Bedeutung hat.
2. Dem Bohrerkörper mit den Spannuten, die für das Abführen der gebildeten Späne notwendig sind.
3. Dem Bohrerschaft, der zylindrisch oder mit einer Spezialaufnahme gestaltet, zur Befestigung an der Antriebsspindel bzw. der Bohrmaschine dient.“⁸

⁶ SCHMELZEISEN, 1990, S. 3

⁷ T0.GSTATIC.COM, 2011

⁸ SCHMELZEISEN, 1990, S. 4

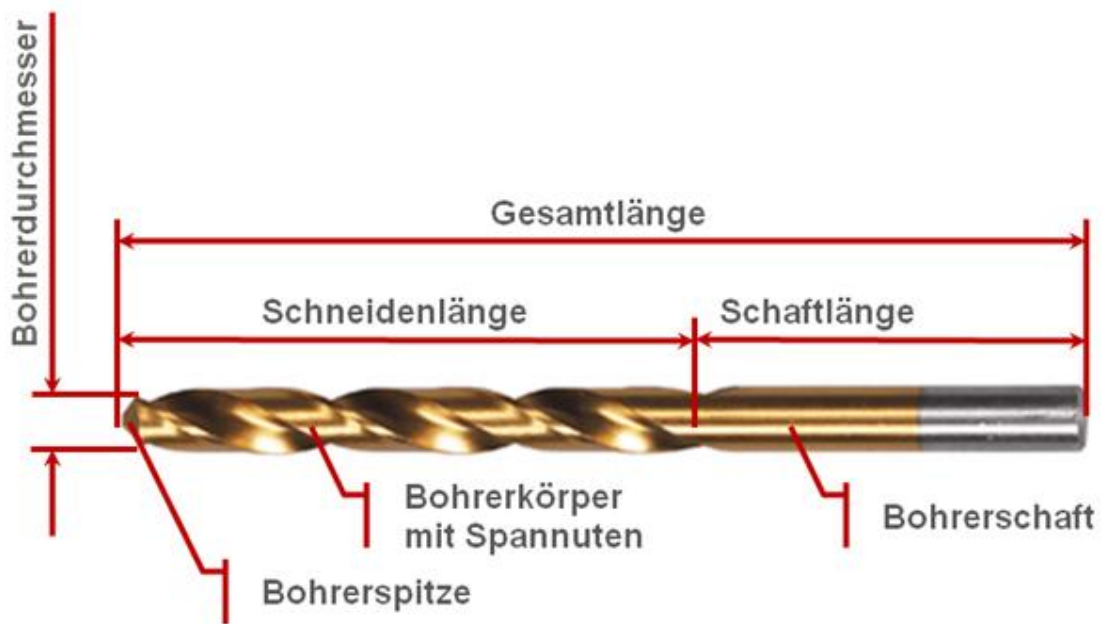


Abbildung 4: Drei Hauptbestandteile eines Spiralbohrers⁹

Die Grundform der Bohrerschneide ist der Keil. Haupt- und Nebenschneiden, sowie die Führungsfasen, werden von zwei gegenüberliegenden, wendelförmigen Spannuten gebildet (s. Abb. 5).¹⁰

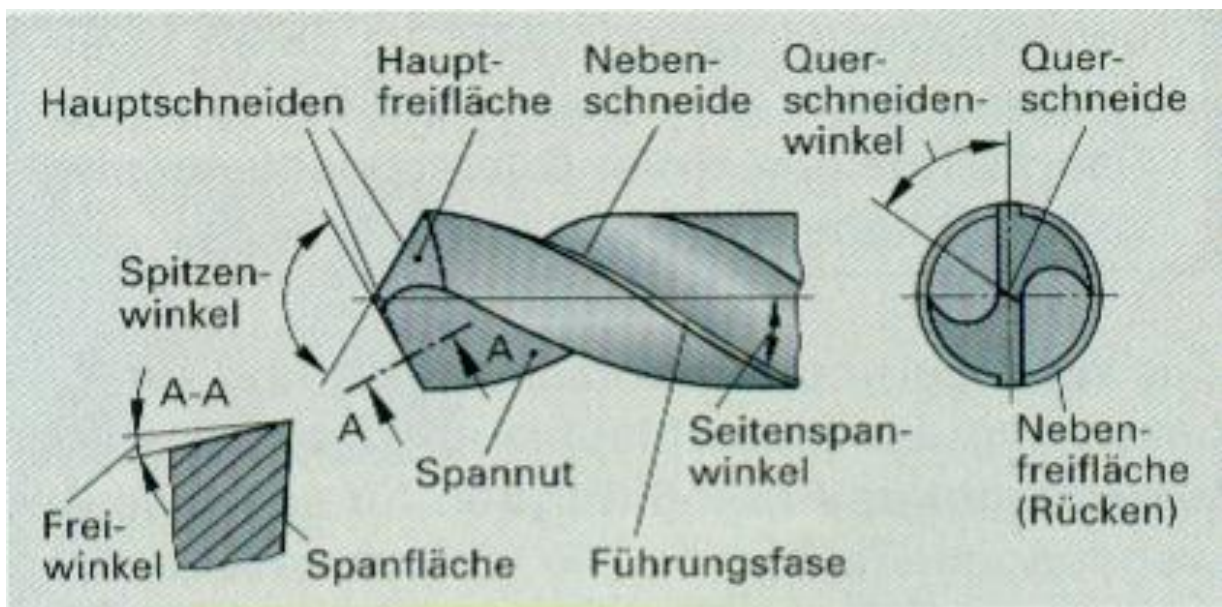


Abbildung 5: Bohrerschneiden¹¹

⁹ Vgl. SCHRAUBENSHOP24.COM, 2011

¹⁰ Vgl. DOBLER u.a., 2003, S. 113

¹¹ DOBLER u.a., 2003, S. 113

„Form und Steigung der Drallnut bestimmen die Größe des Spanwinkels (γ), der von seinem Winkel an der Schneidenecke zur Bohrermitte hin abnimmt und an der Querschneide negativ ist. Als Ersatzmerkmal für den eigentlichen Spanwinkel wird der Seitenspanwinkel (γ_f) herangezogen, der am Umfang dem Drallwinkel entspricht (s. Abb. 6).“¹²

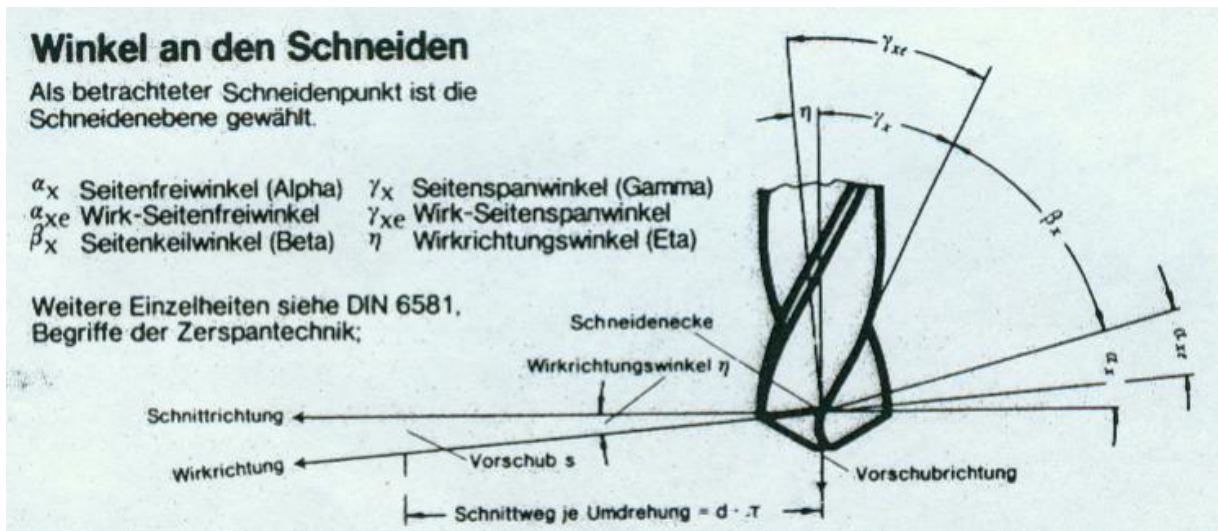


Abbildung 6: Winkel an den Schneiden eines Spiralbohrers¹³

Laut KLEMENT ist der Drallwinkel/Spanwinkel (γ_f) für jeden Bohrer gegeben und kann auch nicht durch Nachschleifen verändert werden. Dabei richtet sich die Auswahl des Spanwinkels (entspr. Seitenspanwinkel) vor allem nach der Art des Werkstoffes und wird den Typen N, W und H zugeordnet (s. Abb. 7, S. 13). Man unterscheidet daher drei verschiedene Bohrertypen:

- Typ N (für normale Werkstoffe) 30°
- Typ W (für weiche Werkstoffe) 40°
- Typ H (für harte Werkstoffe) 18°¹⁴

In nachfolgender Tabelle sind die drei Werkzeugtypen mit empfohlenem Spitzenwinkel dargestellt:

¹² DOBLER u.a., 2003, S. 113

¹³ SCHMELZEISEN, 1990, S. 5

¹⁴ KLEMENT, 2011

Werkzeugtyp und Spitzwinkel von Wendelbohrern Nach DIN 1414		
Zu bearbeitender Werkstoff	Werkzeugtyp	Spitzenwinkel
Pressstoffe, Hartgummi, Marmor, Schiefer, Kohle	H	60°
Stahl und Stahlguss bis 700 N/mm ² Zugfestigkeit, Gusseisen, Temperguss, Messing ab CuZn 40 bis CuZn 5, Cu-Ni 25 Zn 15, Nickel	N	118°
Messing bis CuZn 40 Pb 3	H	
Zinklegierungen, Weißmetall	W	
Stahl und Stahlguss über 700/mm ² Zugfestigkeit	N	130°
Nichtrostende Stähle, Kupfer über 30 mm Bohrerdurchmesser, kurzspanende Al-Legierungen	N	140°
Austenitische Stähle, Magnesiumlegierungen	H	
Kupfer bis 30 mm Bohrerdurchmesser, langspanende Al-Legierungen, Zelluloid	W	

Abbildung 7: Werkzeugtyp und Spitzwinkel von Wendelbohrern¹⁵

Die dazu entsprechenden Drallwinkel (γ_f) können aus folgender Tabelle (s. Abb. 8) abgelesen werden:

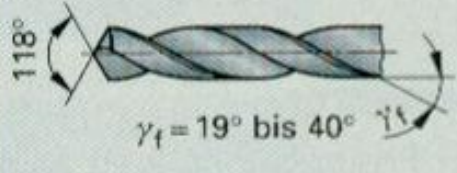
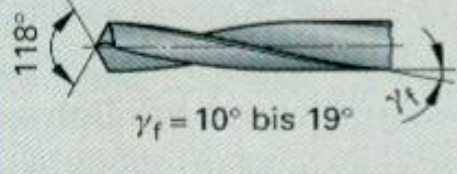
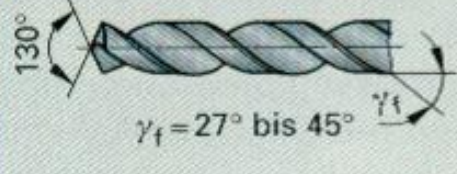
 <p>118° $\gamma_f = 19^\circ$ bis 40°</p>	<p>Typ N normale Ausführung für weichen Stahl, Grauguss, nichtrostenden Stahl</p>
 <p>118° $\gamma_f = 10^\circ$ bis 19°</p>	<p>Typ H für harte und spröde Werkstoffe, z. B. hochfester Stahl, Schichtpressstoffe</p>
 <p>130° $\gamma_f = 27^\circ$ bis 45°</p>	<p>Typ W für weiche und zähe Werkstoffe, z. B. Aluminium-, Kupfer- und Zink-Legierungen</p>

Abbildung 8: Bohrerarten und Drallwinkel von Wendelbohrern¹⁶¹⁵ KLEMENT, 2011¹⁶ DOBLER u.a., 2003, S. 113

Der Winkel zwischen den Hauptschneiden wird als Spitzenwinkel (σ) bezeichnet. Ein zu großer Spitzenwinkel (s. Abb. 9) könnte beim Anbohren des Werkstoffes zum Verlaufen der Bohrerspitze führen.¹⁷ Andererseits entsteht wiederum ein größerer Gegendruck auf die Schneiden, welcher ein Hochreißen des Werkstückes klar verhindert. Die Bohrerspitze durchbricht die Werkstückunterseite plötzlich und es entsteht daher keine Gratbildung. Angewandt wird dieser Spitzenwinkel bei zähen Werkstoffen wie Aluminium, Kupfer, Thermoplaste etc.¹⁸



Abbildung 9: Großer Spitzenwinkel¹⁹

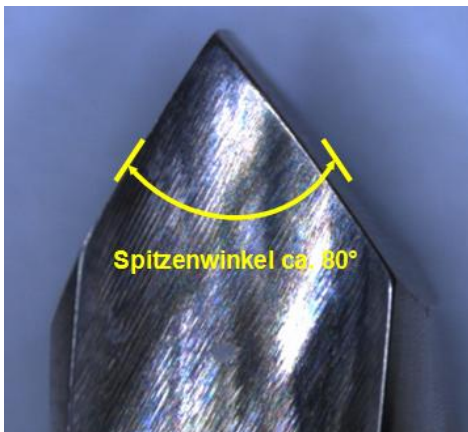


Abbildung 10: Kleiner Spitzenwinkel

Ein kleiner Spitzenwinkel (s. Abb. 10) hingegen gewährleistet eine gute Zentrierung und eine bessere Wärmeabfuhr, erhöht aber im Gegensatz den Schneidenverschleiß.²⁰ Angewendet wird dieser bei harten bzw. spröden Werkstoffen, wie Duroplaste, Hartgummi, Marmor, Knochen etc.²¹

„Durch Hinterschleifen der Hauptfreifläche entsteht der Freiwinkel (α). Er muss ausreichend groß sein, damit der Bohrer auch bei großen Vorschüben frei schneidet. Der Freiwinkel darf jedoch nicht größer als erforderlich angeschliffen werden, da sonst eine Schwächung der Hauptschneide erfolgt. Neben dem Freiwinkel gibt es noch den Keil- (β) und Spanwinkel (γ) (s. Abb. 11, S. 15).

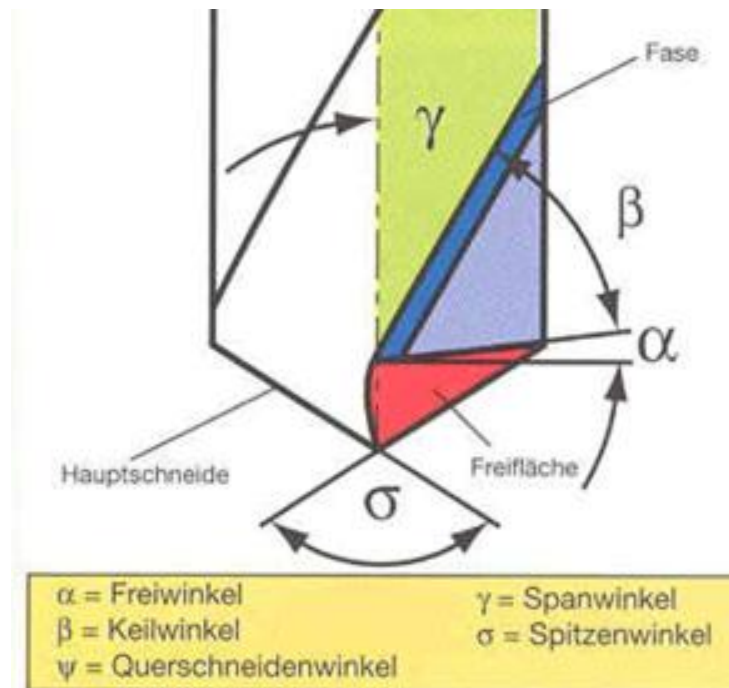
¹⁷ Vgl. DOBLER u.a., 2003, S. 114

¹⁸ Vgl. CZEGLEY u.a., 1987, S. 47

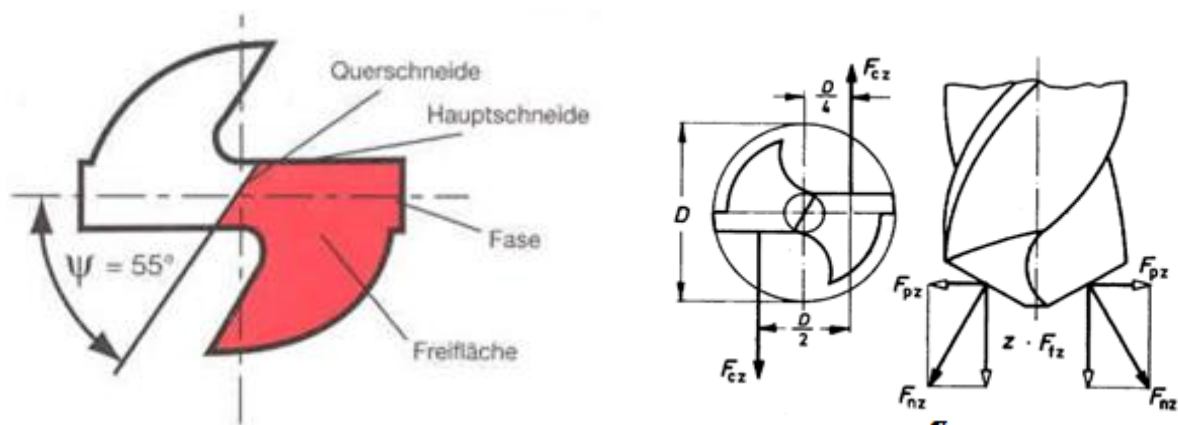
¹⁹ BOSCHKATALOG, 2007, S. 50

²⁰ Vgl. DOBLER u.a., 2003, S. 114

²¹ Vgl. CZEGLEY u.a., 1987, S. 47

Abbildung 11: Schneidwinkel am Spiralbohrer²²

Laut DOBLER quetscht die Querschneide den Werkstoff (s. Abb. 12) und erschwert daher den Spanungsvorgang. DOBLER rät daher in bestimmten Anwendungsfällen spezielle Anschliffformen zu verwenden, um eine Verringerung der Vorschubkraft und eine Verbesserung des Spanablaufes im Querschneidenbereich zu erreichen. Man nennt dies Ausspitzen der Querschneide.²³

Abbildung 12: Querschneide und auftretende Kräfte am Spiralbohrer²⁴

Empfohlene Anschliffarten können aus nachfolgender Tabelle (s. Abb. 13, S 16) entnommen werden:

²² KLEMENT; 2011

²³ Vgl. DOBLER u.a. 2003, S. 114

²⁴ KLEMENT, 2011

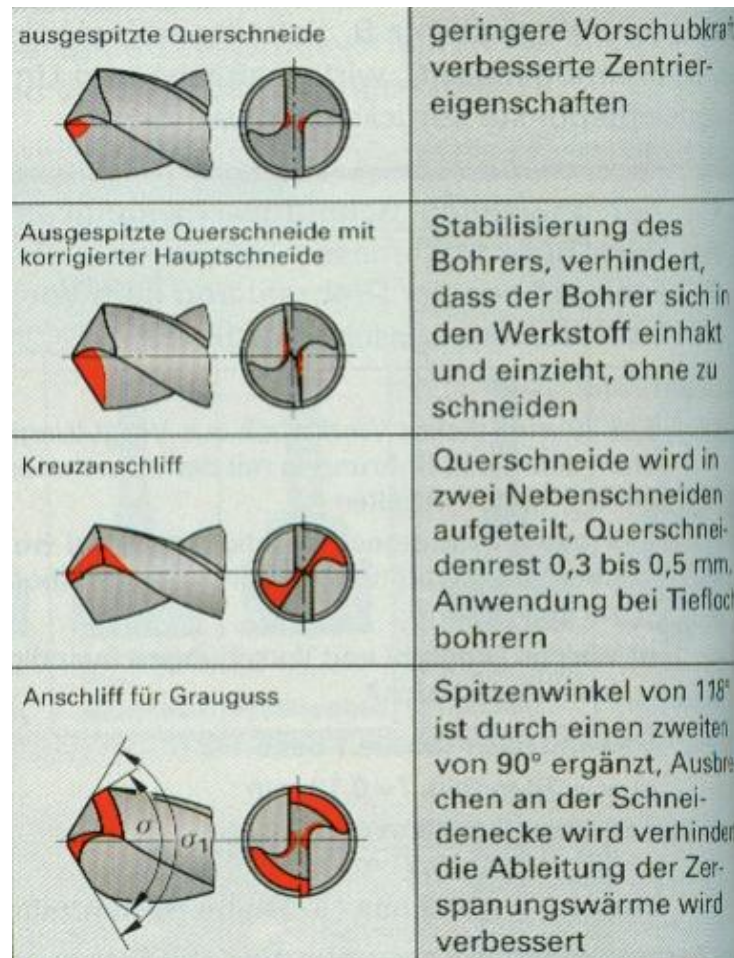


Abbildung 13: Verschiedene Anschliffarten eines Spiralbohrers²⁵

„Als Werkstoffe für übliche Spiralbohrer werden unlegierter Werkzeugstahl, Hochleistungs-Schnellstahl (HSS) und Schneiden aus Hartmetall verwendet.

Bohrer aus Werkzeugstahl sind billig, werden für weiche Baustähle und leicht bohrbare Werkstoffe niedriger Festigkeit und Verschleißhärte, für niedrige Schnittgeschwindigkeit und kleinen Vorschub verwendet. Die Temperatur an der Schneide darf 200°C nicht überschreiten, da sonst die Härtebeständigkeit sinkt.

Bohrer aus HSS werden wegen ihrer hohen Wirtschaftlichkeit am meisten verwendet. Die Stähle sind mit Wolfram, Chrom, Molybdän und Vanadium legiert. Verwendung für Massenfertigung, vor allem für Dauerbetrieb, hohe Leistungsfähigkeit und für hohe Schnittgeschwindigkeiten, sowie größere Vorschübe als bei Bohrern aus Werkzeugstahl. Die Temperaturen an den Schneiden dürfen 600°C nicht überschreiten, da sonst die Härtebeständigkeit sinkt. Bohrer mit Hartmetallschneiden werden für hohe Schnittgeschwindigkeiten, für harte und verschleißfeste Werkstoffe, sowie für solche mit großer Wärmeentwicklung, wie z.B.: Manganstahl, Hartguß, sehr harten Stahlguß, Glas,

²⁵ DOBLER u.a., 2003, S. 114

*Marmor, Beton und härtbare Kunststoffe verwendet. Für Stahl geringerer Festigkeit und für Leichtmetalle sind diese Bohrer nicht zu empfehlen.*²⁶

1.2.1 Physikalische Größen beim Bohren

Im folgenden Kapitel sind die meisten physikalischen Größen, welche beim Bohren relevant sind, beschrieben und erklärt. Für weitere Untersuchungen wäre es mit diesen möglich, die Spanungs- bzw. Kraftgrößen, welche beim Bohren entstehen, zu errechnen:

1. Die Schnittgeschwindigkeit v_c (m/min) richtet sich nach dem Bohrertyp bzw. dem Bohrverfahren und dem Werkstoff. Sie hat einen großen Einfluss auf die Standzeit des Bohrers.
2. Der Vorschub f (mm/U) hängt vor allem vom Werkstoff, vom Schneidstoff und Durchmesser des Bohrers ab. Er beeinflusst die Spanbildung und den Leistungsbedarf.

Aus diesen zwei Hauptparametern lassen sich folgende fertigungstechnische Größen ermitteln:

3. Drehzahl n (U/min) wird aus der Schnittgeschwindigkeit v_c und dem Bohrerdurchmesser d berechnet: $n = v_c / ((\pi) * d)$.
4. Die Vorschubgeschwindigkeit v_f (mm/min) ist das Produkt aus Drehzahl und Vorschub: $v_f = n * f$.²⁷

Des Weiteren treten folgende Kräfte an der Bohrspitze auf (s. Abb. 12, S. 15):

5. Die Schnittkraft F_{CZ} (N) wirkt senkrecht auf die jeweilige Hauptschneide.
6. Die Radialkräfte F_{PZ} (N) treten beim Bohren sowohl an den Schneidkanten als auch an den Ecken auf. Die Messung der Radialkräfte hat bislang keine ausgedehnte praktische Bedeutung erlangt, da sie technisch schwierig ist – gleichwohl sind diese Kräfte für die Zerspanarbeit und damit auch für die Wärmeentwicklung von Bedeutung.
7. Die Vorschubkraft F_{fz} (N) ist notwendig, um einen bestimmten Vorschub zu erzielen und wirkt in axialer Richtung zur Bohrachse.
8. Das Drehmoment M (Nm) stellt die Kraft dar, die bei einer Rotationsbewegung entlang eines bestimmten Weges wirksam ist:
 $M = F_{CZ} * r$.²⁸

²⁶ CZEGLEY u.a., 1987, S. 49

²⁷ Vgl. DOBLER u.a., 2003, S. 112

²⁸ Vgl. SCHMELZEISEN, 1990, S. 6

1.3 Verwendete Medizinische Instrumente beim Knochenbohrvorgang

Im nachfolgenden Kapitel wird ein kleiner Überblick über die verwendeten medizinischen Instrumente, um die Löcher für eine Osteosynthese vorzubereiten, gegeben.

1.3.1 Hauptgeräte zum Knochenbohrer in der Chirurgie

1.3.1.1 Medizinischer Standard Spiralknochenbohrer

Der in der Chirurgie überwiegend verwendete Spiralbohrer (s. Abb. 14) besitzt einen durchgehend geraden Anschliff, sprich keinen Hinterschliff der Hauptschneiden. Der Spitzenwinkel beträgt zwischen 75° und 80° , der Querschneidenwinkel Ψ (s. Abb. 12, S. 15) liegt zwischen 70° und 80° und ist zumeist nicht hinterschliffen. Die Querschneidenbreite beträgt ca. 0,8mm und der Drallwinkel beträgt ca 13° . Der Bohrer besteht zumeist aus rostfreiem martensitischem Chromstahl, wobei der Cr-Gehalt zwischen 16 - 18% liegt (s. Abb. 61, S. 60).



Abbildung 14: Chirurgischer Standardknochenbohrer von Synthes Swiss

Der in dieser Arbeit von uns am ausführlichsten untersuchte chirurgische Knochenbohrer stammt von SYNTHES. Dieser wird als Standardbohrer an der Unfallchirurgie Graz verwendet und besteht aus der Legierung AISI 440A, mit der Zusammensetzung (Gew.%): 0.6 - 0.75C, 16 - 18Cr, 0.75Mo, -V, 1Si, -Ni, 1Mn, 0.03S, 0.04P (s. Abb. 61, S. 60). Der AISI 440A entspricht dem X55CrMo14 (1.4110).

Wie in Abbildung 15 zu sehen, besteht dieser Bohrer ebenso aus Bohrspitze, -körper und -schaft.

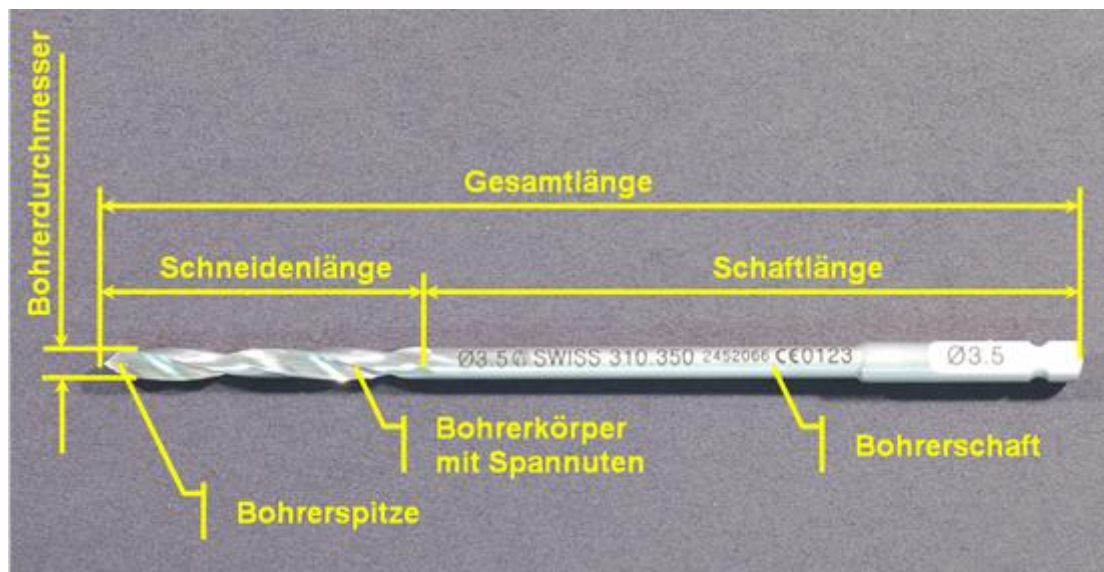


Abbildung 15: Hauptbestandteile eines chirurgischen Knochenbohrers

Der Spitzenwinkel (s. Abb. 16) beträgt bei diesem Exemplar von SYNTHES ca. 80°.

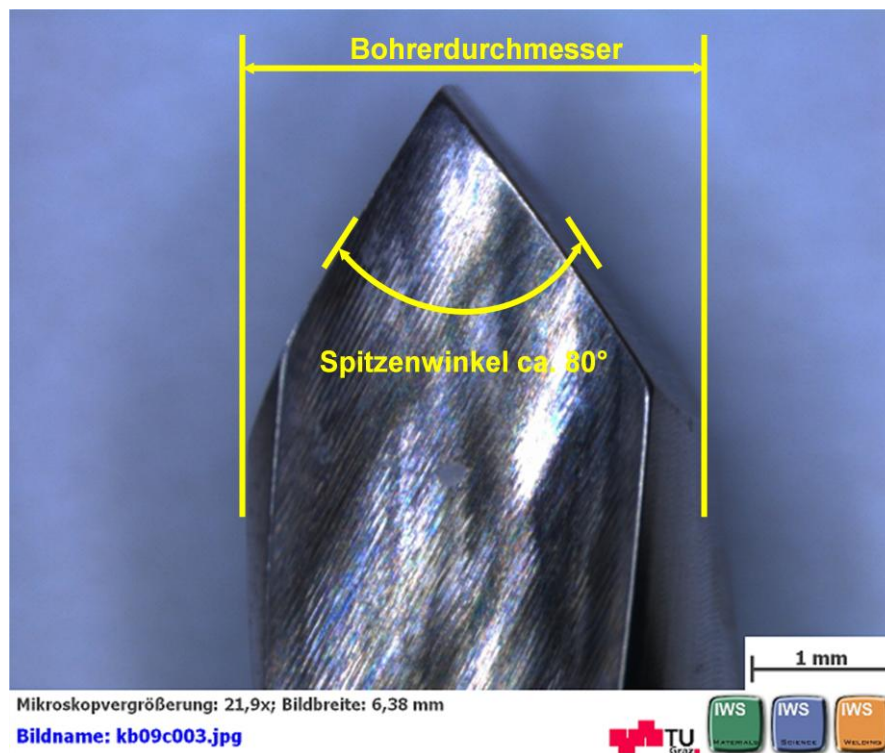


Abbildung 16: Spitzenwinkel eines chirurgischen Knochenbohrers

Die Querschneidenbreite (s. Abb. 17) ist mit 0,8mm außergewöhnlich groß – es liegt auch kein Hinterschliff vor.

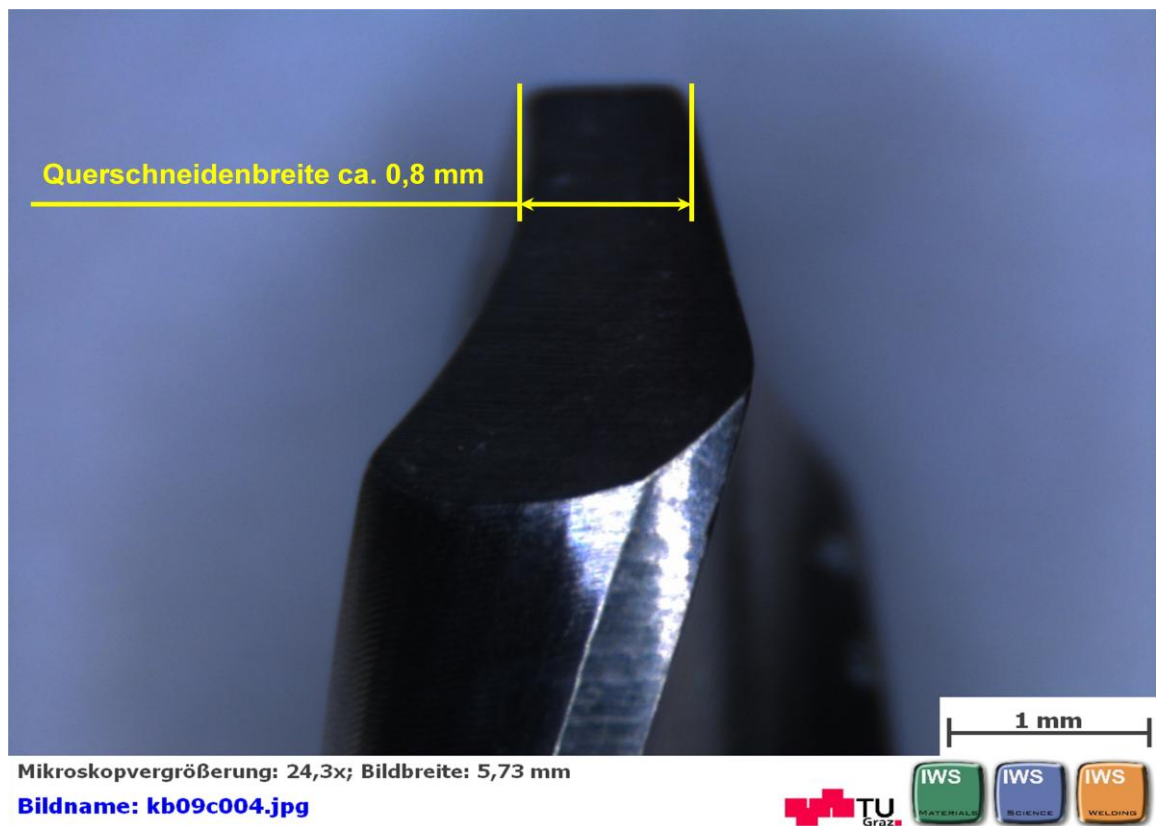


Abbildung 17: Querschneidenbreite eines chirurgischen Knochenbohrers

Der Spanwinkel, welcher dem Drallwinkel (s. Abb. 18) des Bohrerkörpers entspricht, beträgt in der Chirurgie zumeist um die 13° und würde dem Bohrer typen H entsprechen.

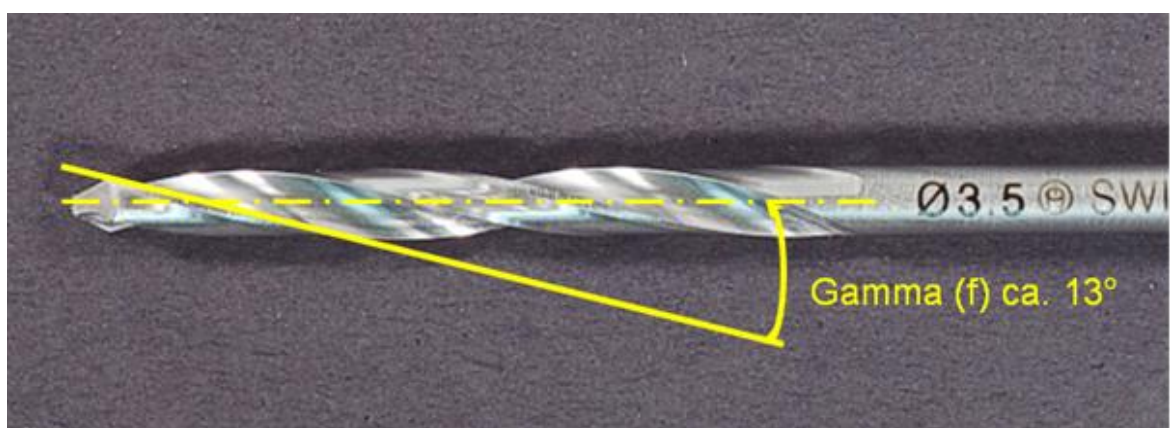


Abbildung 18: Drallwinkel eines chirurgischen Knochenbohrers

Zur genauen Veranschaulichung der Leistungsfähigkeit des verwendeten Bohrerwerkstoffes von SYNTHES in der Chirurgie, sind hier (s. Tab. 1, S. 21) die werkstoffmechanischen Kennwerte der Legierung AISI 440A (s. Anhang S. 168)

mit jenen der Standardlegierung für Bohrer in der Fertigungstechnik HSS-6-5-2 üblich (s. *Anhang S. 172*) gegenübergestellt:

		AISI 440A	HSS-6-5-2
			6%W, 5%Mo, 2%V
Oberflächenhärte	HV	500	700-840
Druckfestigkeit	N/mm ²	1490-1820	2000-2370
Biegefestigkeit	N/mm ²	1490-1820	2000-2370
Bruchzähigkeit	MPa.m ^{1/2}	17-34	17.8-20.4
Biokompatibilität	-	y	n
Korrosionsbeständigkeit:			
<i>H2O normal</i>	-	e	a
<i>H2O salzig</i>	-	e	l
<i>Säure schwach</i>	-	e	l
<i>Säure stark</i>	-	a	u
<i>Base schwach</i>	-	e	a
<i>Base stark</i>	-	l	l
<i>Organ. Lösungen</i>	-	e	e
<i>UV beständig</i>	-	e	e
<i>Oxidationsbest. 500°C</i>	-	e	a

a: acceptable, e: excellent, l: limited use, u: unacceptable, y: yes, n: no

Tabelle 1: Vergleich Werkstoffeigenschaften (Knochenbohrer/Metallbohrer)

Bilder, welche mit Hilfe des Raster-Elektronen-Mikroskops (REM) aufgenommen wurden, verdeutlichen eine grobe, mit Schleifriefen übersähte Oberflächenstruktur bei dem Modell von SYNTHES (s. *Abb. 19 u. 20, S. 22*).

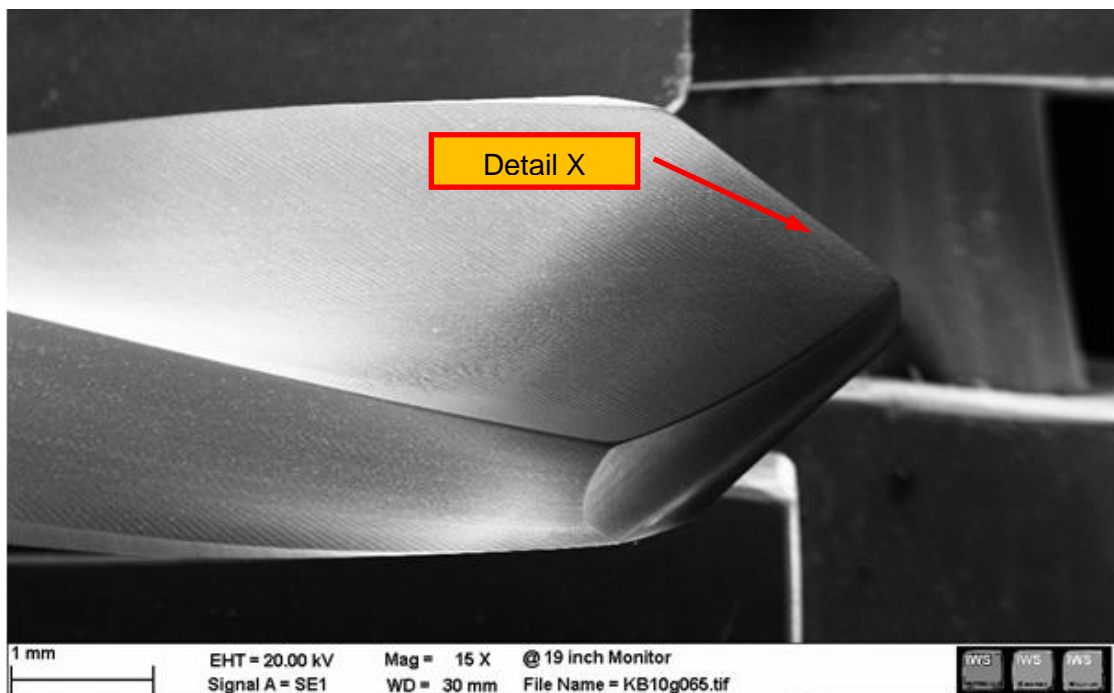


Abbildung 19: Synthes 440A unbeschichtet; REM (15 X)

Alle Kanten, unter anderem auch die Schneidkanten müssen laut dem Medizinproduktegesetz 2a leichte Abrundungen aufweisen. Die rundlichen Ausbrüche weisen auf Karbidausbrüche hin (s. Abb. 20).²⁹

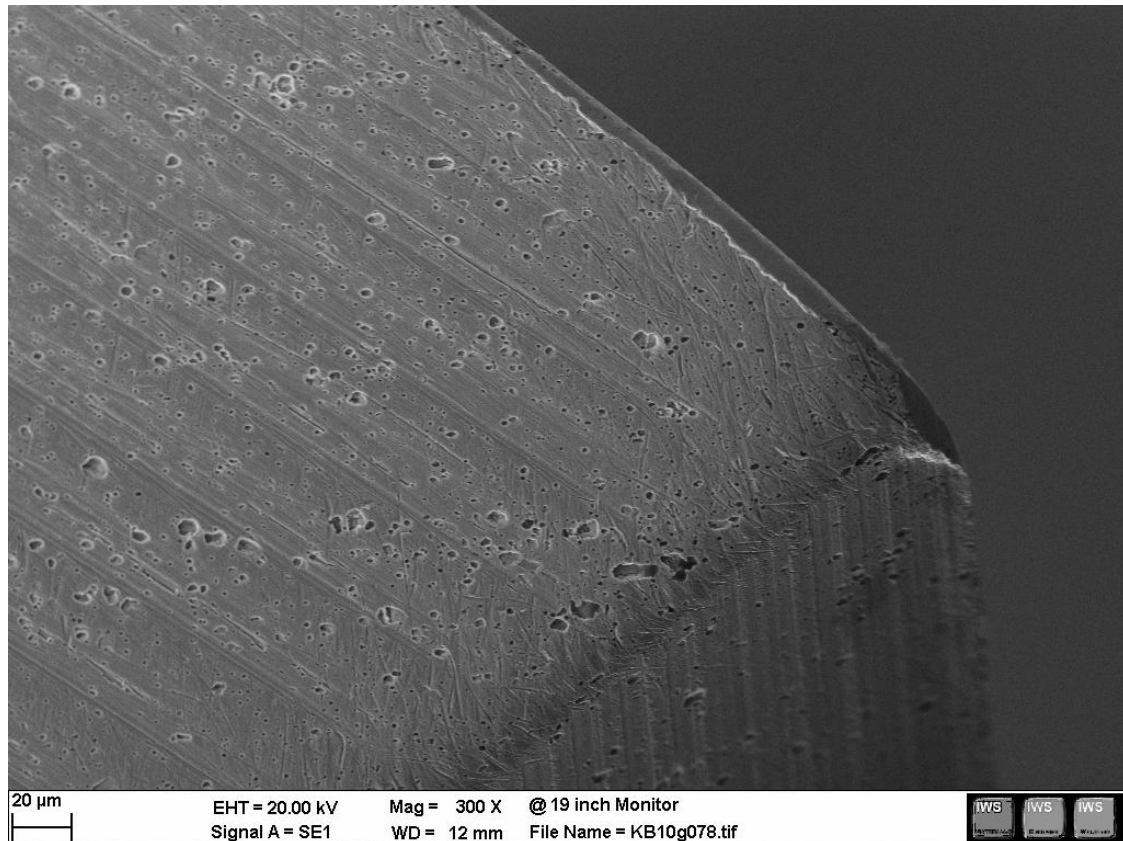


Abbildung 20: Detail X; Synthes 440A unbeschichtet; REM (300 X)

1.3.1.2 Weitere spezielle Knochenbohrerformen in der Chirurgie

Im Allgemeinen werden in der Chirurgie ca. 45 verschiedene Spezialbohrer mit einer Durchmesserreihe von 1,8 bis 4,2mm (s. Abb. 21, S. 23) und einer Länge von 6 bis 25cm verwendet.

Bohrer mit einer Körnerspitze, einer Doppelspitze und Stufenbohrer sind ebenfalls weit verbreitet. Eine ebenso häufig verwendete Bohrervariante besitzt drei Hauptschneiden und einen zweistufigen Anschliff an der Hauptschneide. Ob jetzt diese Spitzenformen und Anschliffarten konkrete Vorteile mit sich bringen bzw. welche, ist nicht dokumentiert.

Hinzuzufügen ist, dass es zusätzlich noch Unterschiede in der Schaftgestaltung gibt. Der unter Abbildung 14 auf Seite 18 gezeigte AO-Spezialschaft ist mit einer Pneumatik- oder Akkubohrmaschine (s. Kap. 1.3.2) kompatibel. Im Handel sind auch noch Bohrer mit einem einfachen zylindrischen Schaft erhältlich.

²⁹ Vgl. DANGER, persönliche Mitteilung, Nov. 2010



Abbildung 21: Weitere spezielle Knochenbohrerformen in der Chirurgie³⁰

1.3.2 Die Bohrmaschinen

In der Chirurgie werden im Allgemeinen zwei verschiedene Bohrmaschinentypen verwendet – pneumatisch betriebene und Akkubohrmaschinen.

1.3.2.1 Pneumatische Bohrmaschine

Bei diesem Gerät (s. Abb. 22) handelt es sich um eine mit Druckluft betriebene Bohrmaschine. Der Betriebsdruck beträgt ca. 8bar, die Drehzahl ist stufenlos regelbar und bei diesem Model auf max. 800U/min begrenzt. Der Bohrer wird mittels Schnellspannfutter gespannt, indem man den Spannring zurückzieht, den Bohrer mit Spezialschaft einlegt und eine Feder den Spannring wieder nach vorne schiebt. Das Spannfutter lässt sich zusätzlich auch gegen ein Zylindrisches auswechseln.



Abbildung 22: Chirurgische Pneumatikbohrmaschine

³⁰ CLEMENT, 2011, S. 11

1.3.2.2 Akkubohrmaschine

Das Spannen des Bohrers bei der Akkubohrmaschine (s. Abb. 23) funktioniert so wie bei der Pneumatischen (s. o.). Die Drehzahl ist ebenfalls stufenlos regelbar und je nach Modell auf eine bestimmte maximale Drehzahl begrenzt. Weiters besitzt dieses Gerät eine Drehrichtungsregelung, mit welcher sich auch Schrauben wieder lösen lassen. Dieses Gerät wird mit einem wiederaufladbarem Li-Ion-Akku betrieben. Ein Vorteil dieses Systems ist; dass man nicht durch einen Druckluftschlauch behindert wird und dadurch mehr Gefühl beim Bohren hat.



Abbildung 23: Chirurgische Akkubohrmaschine³¹

1.3.3 Hilfsgeräte zum Knochenbohrer in der Chirurgie

1.3.3.1 Kortikalistiefenmesser

Zur Feststellung der Kortikalisdicke wird ein sogenannter Kortikalistiefenmesser (s. Abb. 24) verwendet. Dies ist notwendig, um die Länge der benötigten Schrauben zu ermitteln und deren Haltefestigkeit im Knochen abschätzen zu können.



Abbildung 24: Kortikalistiefenmesser

³¹ MAT-MEDICAL, 2011

1.3.3.2 Bohrlehre

Damit ein genaues Ansetzen möglich ist und ebenso ein Abrutschen der Bohrspitze an der Oberfläche des Knochens vermieden werden kann, bedient man sich einer chirurgischen Bohrlehre (s. Abb. 25). Diese wird an der zu bohrenden Stelle angesetzt und führt den Spiralbohrer am Beginn des Bohrvorganges. Weiters ist mit einer Bohrlehre eine spätere Korrektur des Bohrwinkels möglich.



Abbildung 25: Bohrlehre

1.4 Auswirkung thermischer Gewebeschädigungen

Die Wahl falscher Bohrparameter, falscher Bohrergeometrien und einer verschlissenen Bohrschneide, führen zu erhöhter Reibung zwischen Werkzeug und Knochen. Dadurch ist eine hohe Vorschubkraft und ein erhöhtes Drehmoment vonnöten, um den Knochen weiter durchbohren zu können. Dies führt wiederum zu einer Zunahme des Verschleißes an den Bohrschneiden und folgedessen zu noch höheren Reibungskräften. Durch diese Reibungskräfte entsteht wiederum Wärme, welche in das Knochengewebe weitergeleitet wird und den Knochen massiv schädigen kann.

1.4.1 Wärmeleitfähigkeit und spezifische Wärme eines Humanknochens

„Die Unterschiede der Messwerte für die spezifische Wärme und die Wärmeleitfähigkeit aus einzelnen Literaturangaben sind relativ gering und z.T. ganz offensichtlich durch die unterschiedlichen Meßmethoden bedingt. Aus allen Untersuchungen geht hervor, dass mineralisiertes, biologisches Gewebe eine hohe spezifische Wärme und eine relativ schlechte Wärmeleitfähigkeit besitzt.“³²

Das heißt, eingebrachte Wärme kann im Knochen nur schwer abfließen bzw. abkühlen und ist deshalb sehr lange Zeit vorhanden.

³² SCHMELZEISEN, 1990, S. 10

1.4.2 Auftretende Komplikationen bei zu hoher Wärmeeinbringung

Wird nun in einem Knochen zu viel Wärme eingebracht, kann dies unter anderem zu folgenden Komplikationen führen:

1. Nekrose (gr.): Darunter versteht man den Zelltod am lebenden Organismus, welcher infolge mechanischer, toxischer und thermischer Verletzungen etc. auftreten kann.³³

Eine Nekrose ist wiederum ein Ausgangspunkt einer:

2. Infektion (lat.): Darunter versteht man eine Übertragung von Krankheitserregern von einem Organismus zum anderen, mit anschließendem Vermehren (auch „Ansteckung“ genannt).³⁴

„Bei unsachgemäßem, intraoperativem Vorgehen (stumpfer Bohrer, zu hohe Vorschubkraft) können oben genannte Komplikationen auftreten und die Kortikalis so sehr beeinträchtigt werden, dass die primäre Festigkeit des Implantates herabgesetzt ist und damit, beispielsweise unter Belastung, eine Lockerung des Implantates eintreten kann.“³⁵ Des Weiteren ist mit einer verzögerten Heilung und damit erhöhten Kosten durch weitere medizinische Behandlungen bzw. Klinikaufenthalten zu rechnen.

1.4.3 Zusammenhang Temperatur, Einwirkzeit und Zellschädigung

„Der nach thermischen Noxen (lat. noxa, „der Schaden“) auftretende Temperaturabfall zwischen der Haut und den tiefer gelegenen Gewebestrukturen wurde mit Hilfe von Thermosonden gemessen. Dieser Temperaturgradient, sowie die Bedeutung des Zeitfaktors, ist genau untersucht worden. Es wurde die Zeit gemessen, die notwendig war, um bei verschiedenen Temperaturen einen transepithelialen Zelltod herbeizuführen. Dabei wurden Temperatureinwirkungen von 42 - 70°C untersucht.

Es resultierte daraus eine Temperatur-Zeit-Beziehung (s. Abb. 26, S. 27), die für alle vitalen Strukturen ähnlich ist. Bei 44°C nähert sich die Kurve einer Asymptote; die Zeit zur definitiven Zerstörung erhöht sich auf maximal 7h.

³³ Vgl. MIHU, 2011

³⁴ Vgl. BEDÜRFTIG, 1984, S. 159

³⁵ SCHMELZEISEN, 1990, S. 83

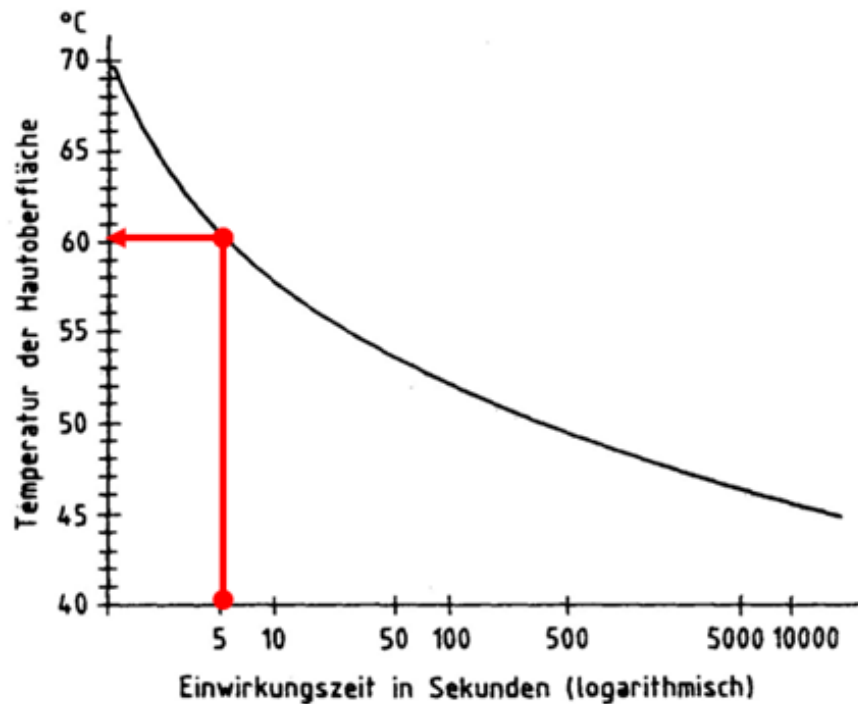


Abbildung 26: Schwellwertkurve epiderm. Nekrosen in Abh. von Temperatur und Zeit³⁶

Die Kurve in Abbildung 26 zeigt die Bedeutung der Einwirkungszeit im Hinblick auf die Zellschädigung. Sie gibt den Schwellenwert an, bei dem epidermale Nekrosen auftreten. Je kürzer die Einwirkzeit ist, desto lokaler bleibt die Gewebeschädigung. Das Ausmaß der Gewebeschädigung hängt von dem Wärmefluß, also von der Wärmeleitfähigkeit und der Temperaturdifferenz ab. Den größten Einfluß jedoch übt der Zeitfaktor aus; durch ihn wird der Grenzwert für die Gewebeschädigung bzw. den Zelltod, wesentlich bestimmt.“³⁷

Die Dauer eines Bohrvorganges hängt wiederum im Wesentlichen von der Kortikalisdicke, dem Bohrerverschleiß und von der Knochenbeschaffenheit des Patienten ab. Es ist davon auszugehen, dass ein durchschnittlicher Bohrvorgang ca. 5 Sekunden dauert. D.h. laut Kurve dürfte die Temperatur also 60°C nicht überschreiten, sodass keine Schädigung des Knochengewebes auftritt.

FUCHSBERGER hat in seiner Studie ebenfalls Einflussfaktoren, welche in direktem Zusammenhang mit der Temperaturentwicklung im Knochen stehen, untersucht. Dabei kam er zu dem Ergebnis, dass sich ein hoher Vorschub und eine Kühlung während des Bohrvorganges positiv, ein verschlissener Bohrer stark negativ auf die Temperaturentstehung im Knochen auswirkt.³⁸

³⁶ Vgl. SCHMELZEISEN, 1990, S. 11

³⁷ SCHMELZEISEN, 1990, S. 11

³⁸ Vgl. FUCHSBERGER, 1986, S. 1ff

1.4.4 Schädigung des Knochens durch eisenhaltigen Abrieb

Es sei allgemein angemerkt, dass eisenhaltige chirurgische Instrumente und Implantate, für den menschlichen Organismus schädigend sein können.

„Eisen, einerseits essentiell notwendiges Element für den Organismus, übt andererseits in der Umgebung von Implantaten/Prothesen offensichtlich massive nachteilige Auswirkungen z.B.: auf das Einwachsverhalten von Osteosyntheseplatten, Prothesen, Implantaten und Schrauben u.ä. aus. [...] Wenn diese Implantate aus eisenfreiem Material hergestellt sind, können diese Spuren nur von chirurgischen Instrumenten und durch deren Verschleiß bzw. Abrieb stammen. [...] Dieser bei der Operation eisenhaltige Abrieb sammelt sich offensichtlich im periprothetischen Gewebe an und kann damit mitverantwortlich für die Lockerung von Schrauben und Prothesen gemacht werden.“³⁹

³⁹ PATENTSCHRIFT MEDIZINISCHE INSTRUMENTE, 2000, S. 1-2

2 Aufarbeitung von Vorversuchen (Praxis- und Labortests)

Im folgenden Kapitel werden die Versuchsbohrungen, welche im September 2009 und von März bis Juni 2010 durchgeführt wurden, erläutert. Hierbei ging es darum, etwaige Zusammenhänge zwischen chirurgischem Können, Bohrparametern, Probenmaterial und daraus resultierendem Werkzeug- und Bohrerverschleiß zu erkennen.

2.1 Praktische Bohrversuche September 2009 – Meduni Graz

2.1.1 Ziele der Untersuchung

Diese Bohrversuche wurden am Vorklinikum an der Medizinischen Universität in Graz durchgeführt. Ziel der Untersuchung war es, sich einen ersten Überblick über die Bohrproblematik zu verschaffen und zu sehen, ob es quasi einen „Standardchirurgen“ bezüglich Bohrfertigkeit gibt.

Um diese Fragen beantworten zu können, wurde auf folgende Punkte näher eingegangen:

1. Alterungseinfluss der chirurgischen Bohrer (Versuchsmatrix A - C): Nach wie vielen Bohrungen muss ein chirurgischer Bohrer als verschlissen betrachtet und aussortiert werden?
2. Typisches Bohrverhalten (Versuchsmatrix EFG): Gibt es den Standardchirurgen? Zusammenhang zwischen Berufserfahrung, chirurgischem Können und Bohrverhalten feststellen.
3. Unterschiede zwischen Kunst- und Schweineknochen (Versuchsmatrix D, EFG): Welchen Einfluss hat das gebohrte Material auf den Bohrerverschleiß?
4. Unterschiedliche Bohrer: Standard Knochenbohrer AISI 440A rostfreier martensitischer Chromstahl, $80^\circ \pm 5^\circ$ Spitzenwinkel, Querschneidenbreite ca. 0,8mm und einem HSS Bohrer 118° , hinterschliften, TiN beschichtet. Gibt es bessere Werkstoffe als den bisher verwendeten AISI 440A?

2.1.2 Beschreibung des Versuchsprogrammes

Das Versuchsprogramm (s. Tab. 2) wurde von DR. BRANDNER (emt TU Graz) und DR. CLEMENT (Meduni Graz) unter Berücksichtigung statistischer und analytischer Verfahren zusammengestellt:

54	Person/Initialen	Nr.	m/w	Alter	Größe	Gewicht	Berufserf/ia	re/li	Krafttraining	A	B	C	D
55	weiß johannes	54	m	37	174	90	7	re	n	9	8	9	
56	langen hans peter	55	m	39	182	85	11	re	n	8	10	9	9
57	thiele jan oliver	56	m	38	183	79	3	li	n	9	8	8	9
58	perchtold alexander	57	m	46	181	78	12	re	n	10	9	10	9
59	duijff jan	58	m	32	183	69	5	re	n	7	7	8	9
60	huber bernhard	59	m	40	180	76	12	re	n	8	10	6	9
61	wiech oliver	60	m	36	177	82	8	li	j	9	8	4	10
62	müller michael	61	m	36	177	85	8	re	n	11	11	10	11
63	hedrich tom	62	m	37	186	75	9	re	n	7	10	10	8
64	krampfen alexander	63	m	31	174	75	5	re	n	8	8	10	8
65	rois johannes	64	m	47	181	72	19	re	n	9	8	9	10
66	birner andreas	65	m	31	187	103	0,5	re	j	10	8	9	6

Tabelle 2: Auszug Versuchsprogramm September 2009

Hierfür wurden also verschiedene Personen, welche sich durch Berufserfahrung, Alter, Größe und Gewicht unterschieden, ausgewählt, um Probebohrungen an Kunst- und Schweineknochen durchzuführen. Für diese Probebohrungen wurden Bohrerklassen, welche sich durch unterschiedliche Benutzungsgrade unterschieden, verwendet. In nachfolgender Auflistung werden diese Klassen dargestellt:

- A - Schweineknochen, Chir. Bohrer, 1 bis max. 6 Bohrungen alt
- B - Schweineknochen, Chir. Bohrer, 7 bis max. 15 Bohrungen alt
- C - Schweineknochen, Chir. Bohrer, mehr als 15 Bohrungen alt
- D - Schweineknochen, HSS Bohrer
- EFG - drei Bohrungen im Kunstknochen, HSS Bohrer

Bohrparameter wie Drehzahl und Vorschubkraft wurden bei den Probebohrversuchen dokumentiert. Dies gelang mit Hilfe einer geeichten Waage (s. Abb. 27, S. 31), auf welcher sich eine Einspannvorrichtung für den Knochen befand und deren Gewicht zuvor abgezogen wurde.

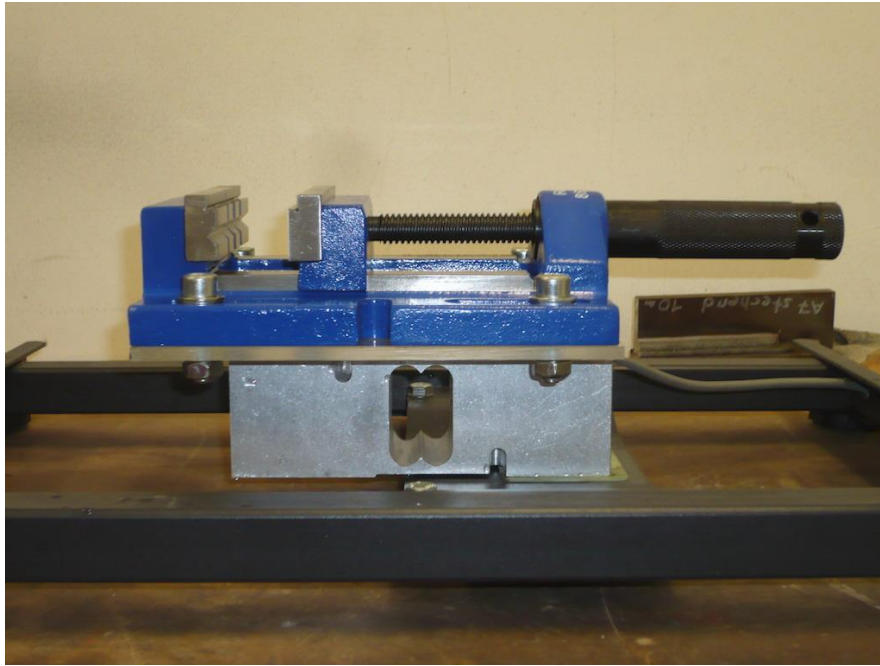


Abbildung 27: Spannvorrichtung mit integrierter Kraftmessanlage

Die Drehzahl wurde mit Hilfe eines Sensors, welcher am Bohrfutter angebracht wurde und einem Signalaufnehmer, der sich an der Bohrmaschine befand, gemessen (s. Abb. 28). Bei jeder Umdrehung der Bohrspindel wurde so ein Impuls erzeugt und die Drehzahl konnte somit auf einem Stethoskop abgelesen werden.



Abbildung 28: Bohrfutter mit Umdrehungssensor



Die Dicke der Kortikalis wurde ebenfalls mit Hilfe eines Kortikalistiefenmesser protokolliert. Im Anschluss der Testreihe wurden die erhaltenen Daten in Tabellen eingetragen und in Diagrammen verarbeitet.

Abbildung 29: Versuchsproband

2.1.3 Darstellung eines typischen Bohrverlaufs mit Hand

Ein typischer Bohrverlauf ist in Abbildung 30 dargestellt. Im oberen Diagramm wurde die Drehzahl und im unteren die gemessene Vorschubkraft über die Zeit aufgetragen.

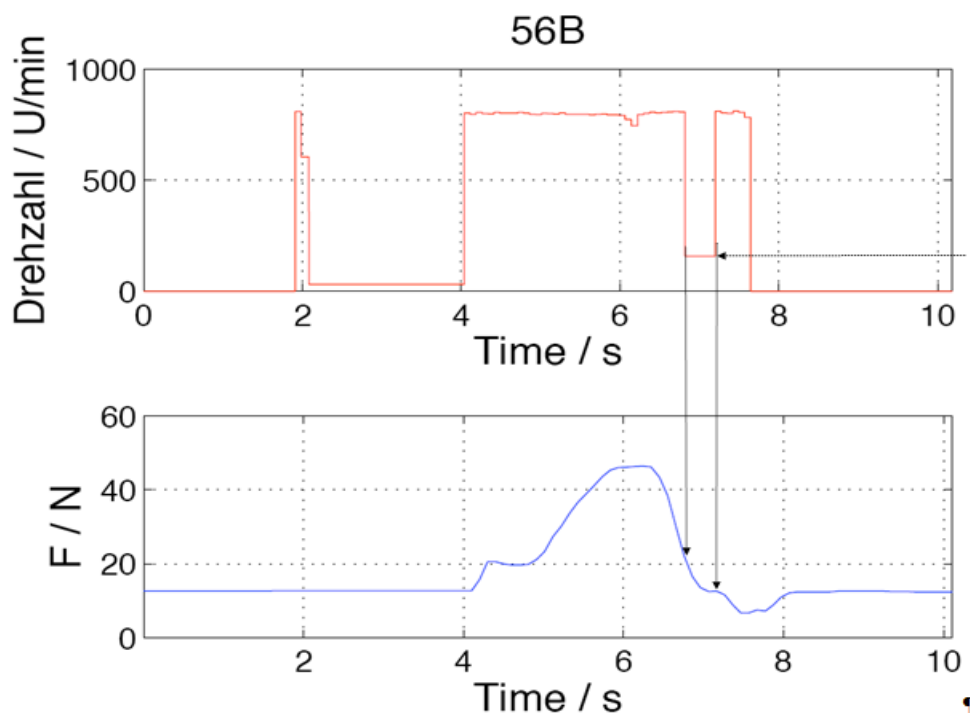


Abbildung 30: Typischer Bohrverlauf einer Handbohrung

Aus den beiden Diagrammen (s. Abb. 30) ist zu erkennen, dass zuerst der Bohrer leicht am zu bohrenden Knochen angesetzt wurde. Die Bohrmaschine wurde zur selben Zeit aktiviert, mit ständig steigender Vorschubkraft die Kortikalis durchbohrt und beim Durchbrechen der Kortikalis ins Knochenmark die Drehzahl wieder abgesenkt. Um den Bohrer leichter aus dem Knochen herausziehen zu können, wurde erneut die Bohrmaschine betätigt.

In den nachfolgenden Diagrammen sind die verschiedensten Bohrverhalten einiger Versuchsprobanden zu erkennen (s. Tab. 2, S. 30):

- Kandidat Nr. 58: A – Schweineknochen, Chir. Bohrer, 1 bis max. 6 Bohrungen alt (s. Abb. 31):

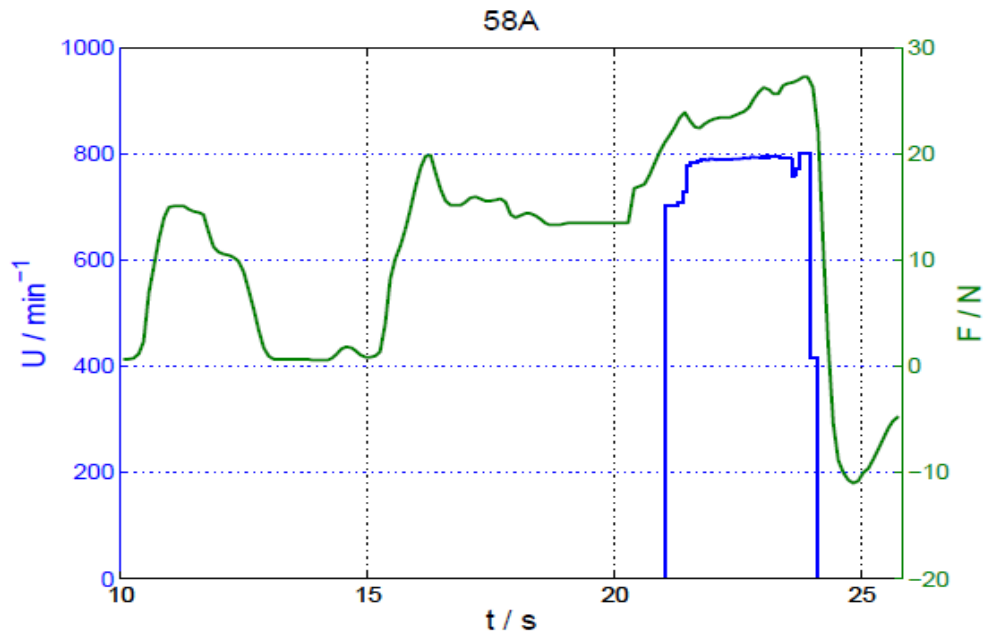


Abbildung 31: Bohrverhalten Kandidat Nr. 58

- Kandidat Nr. 62: B – Schweineknochen, Chir. Bohrer, 7 bis max. 15 Bohrungen alt (s. Abb. 32):

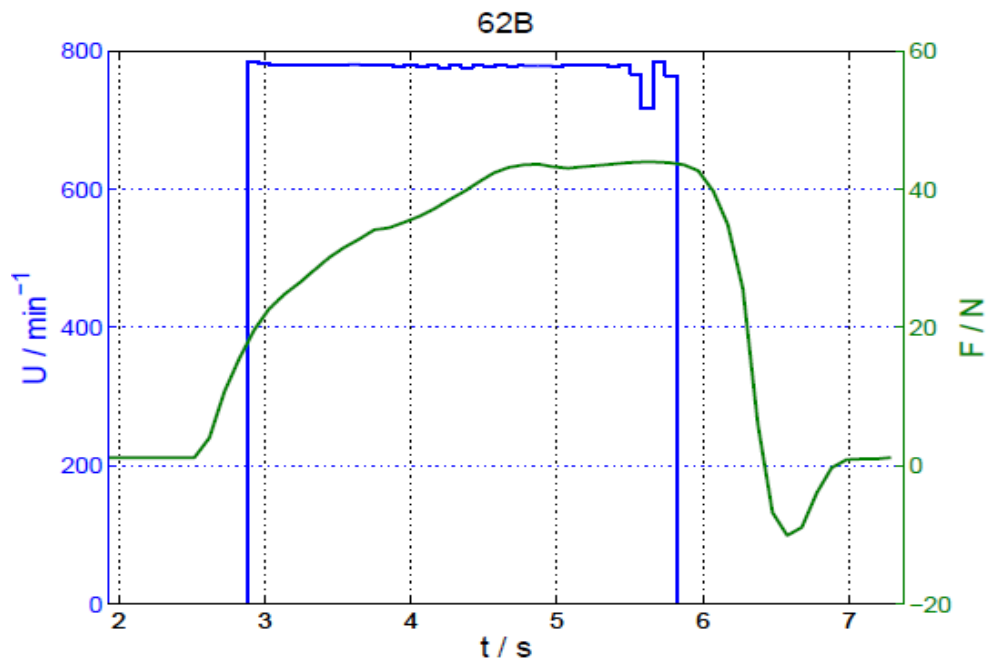


Abbildung 32: Bohrverhalten Kandidat Nr. 62

- Kandidat Nr. 65: C – Schweineknochen, Chir. Bohrer, mehr als 15 Bohrungen alt (s. Abb. 33):

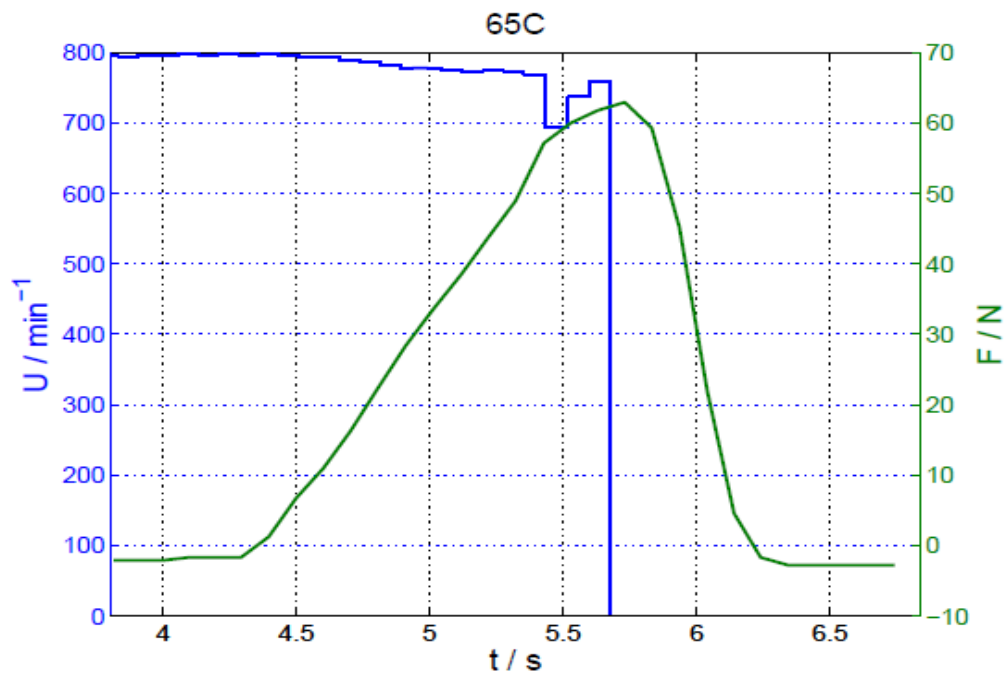


Abbildung 33: Bohrverhalten Kandidat Nr. 65

- Kandidat Nr. 66: D – Schweineknochen, HSS Bohrer (s. Abb. 34):

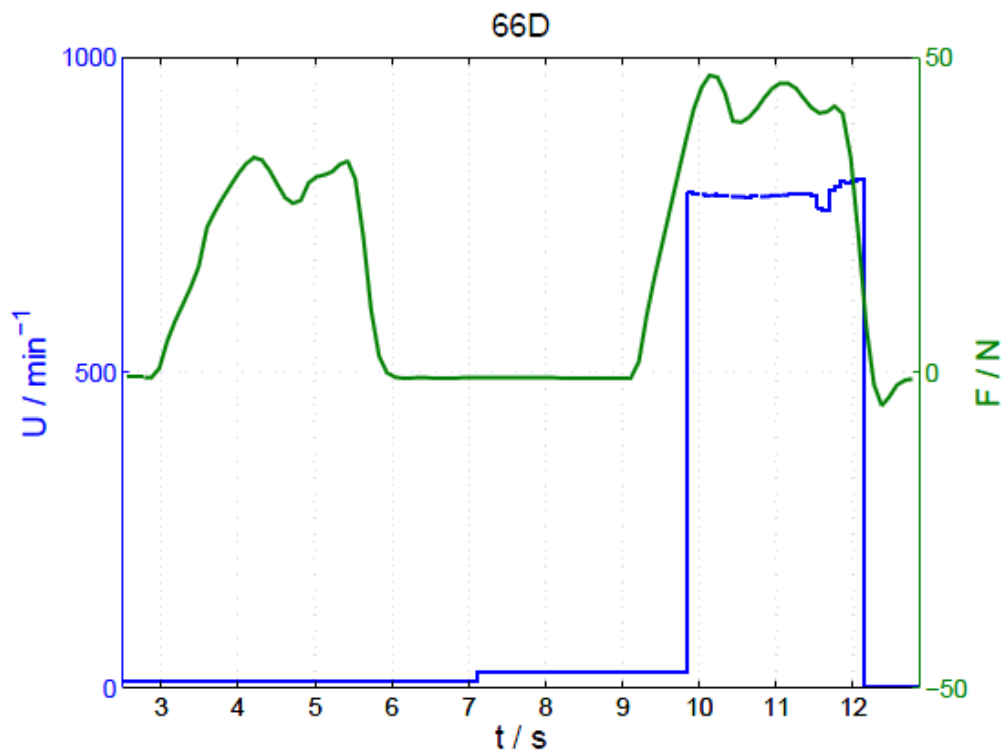


Abbildung 34: Bohrverhalten Kandidat Nr. 66

- Kandidat Nr. 61: EFG – drei Bohrungen im Kunstknochen, HSS Bohrer, (Versuch 3 x hintereinander gleich zu bohren), (s. Abb. 35):

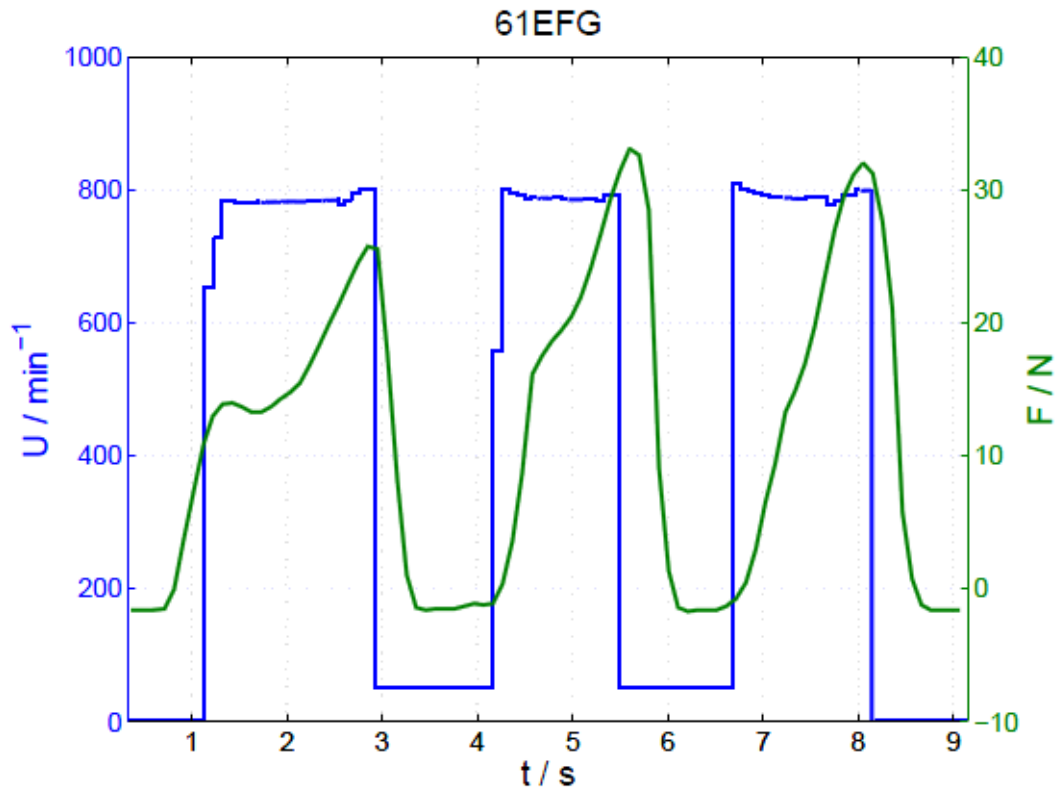
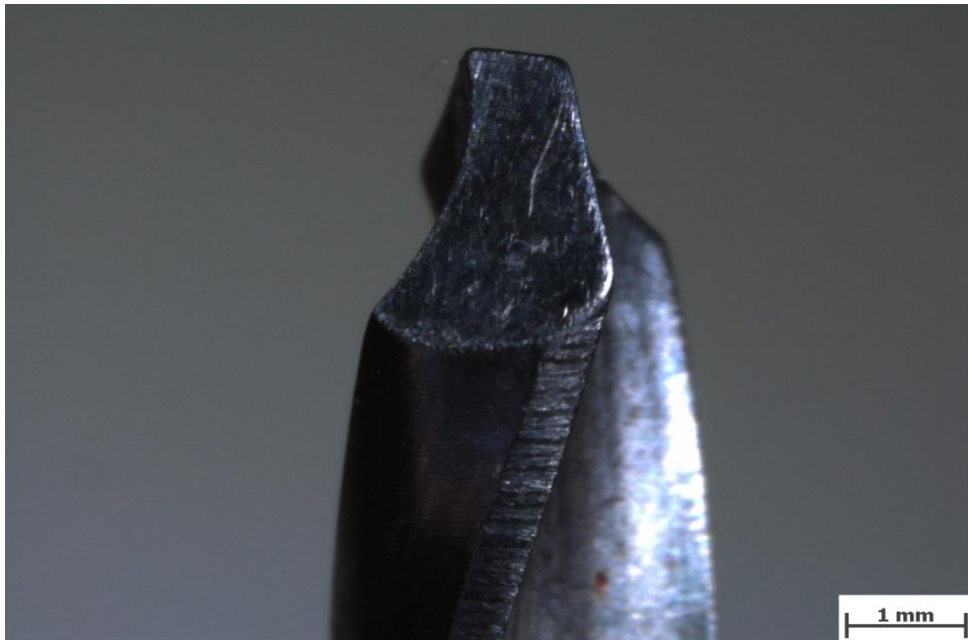


Abbildung 35: Bohrverhalten Kandidat Nr. 61

Nach Beendigung der Probebohrungen wurden die einzelnen Bohrerschneiden im Stereomikroskop untersucht und der aufgetretene Verschleiß untersucht. In den nachfolgenden Aufnahmen sind die Verschleißarten, in Abhängigkeit der Bohrereinsätze, ersichtlich:

2.1.4 Untersuchung Verschleiß im Stereolichtmikroskop

- A: 6 Bohrungen in Schweineknochen (s. Abb. 36):



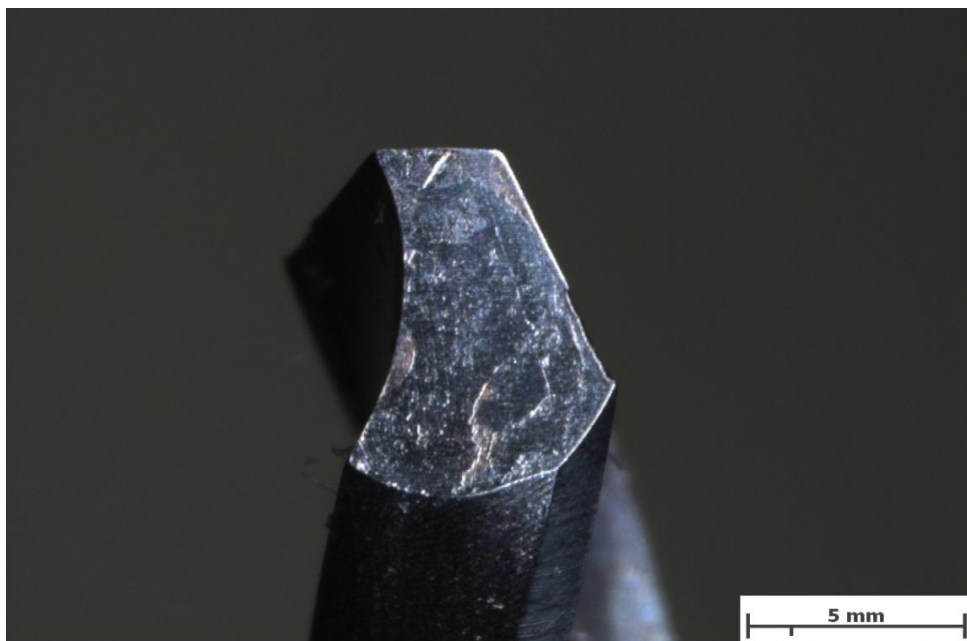
Mikroskopvergrößerung: 17,3x; Bildbreite: 8,08 mm

Bildname: kb09c035.jpg



Abbildung 36: AISI 440A: Verschleiß nach 6 Bohrungen in Schweineknochen

- B: 14 Bohrungen in Schweineknochen (s. Abb. 37):



Mikroskopvergrößerung: 6,3x; Bildbreite: 22,25 mm

Bildname: kb09c067.jpg



Abbildung 37: AISI 440A: Verschleiß nach 14 Bohrungen in Schweineknochen

- C: 33 Bohrungen in Schweineknochen (s. Abb. 38):



Abbildung 38: AISI 440A: Verschleiß nach 33 Bohrungen in Schweineknochen

Im Rahmen der Versuche wurde auch ein normaler TiN beschichteter HSS Bohrer verwendet, um ein breiteres Spektrum der Untersuchung zu erhalten. Die makroskopischen Aufnahmen der Schneide brachten interessante Ergebnisse bzgl. des Verschleißes:

- D: HSS 15 Bohrungen in Schweineknochen (s. Abb. 39):



Abbildung 39: HSS TiN: Verschleiß nach 15 Bohrungen in Schweineknochen

- EFG: 39 Bohrungen im Kunstknochen, 12 in Schweineknochen; HSS Bohrer (s. Abb. 40):



Abbildung 40: HSS TiN: Verschl. nach 39 Bohrungen in Kunst- und 12 in Schweinekn.

Der Verschleiß dieser Bohrer war auch nach über 50 Bohrungen deutlich geringer, als an den chirurgischen Standardbohrern AISI 440A. Diese Erkenntnisse veranlassten dazu, den AISI 440A-Typen hinsichtlich Werkstoff und Schneidengeometrie näher zu untersuchen (s. Kap. 5.5).

2.1.5 Ermittlung der durchschnittlich angew. Vorschubkraft von Chirurgen

Wie bereits erwähnt, wurde bei allen Versuchen die Bohrparameter wie Drehzahl und Vorschubkraft elektronisch erfasst. Aus der Anzahl der Kandidaten und den gewonnenen Daten lässt sich eine durchschnittliche aufgewendete Vorschubkraft berechnen. Dazu wurde jeweils die maximale Vorschubkraft aller Bohrvorgänge bestimmt und ein Mittelwert ermittelt (s. Anhang S. 164).

- $2004 / 45 = 44,5 \rightarrow$ die durchschnittliche Vorschubkraft beträgt ca. 45N

Es ist also davon auszugehen, dass durchschnittlich mit einer Vorschubkraft von 45N gebohrt wird, wobei die Standardabweichung ca. 15N beträgt.

2.1.6 Fazit der Bohrversuchsreihe Sept. 2009

- Die Versuchsreihe war bzgl. der allgemeinen Verschleißerscheinungen nicht sehr aussagekräftig, da jeder Chirurg ein deutlich unterschiedliches Bohrverhalten bzw. handwerkliches Geschick aufweist.
- Es gibt keinen Standardchirurgen: Das Spektrum des Bohrverhaltens reicht von „sehr konstant“ bis zu „sehr unterschiedlich“. Erfahrene Chirurgen bohren mit mehr Gefühl, Unerfahrene mit weniger (bis hin zur Rauchentwicklung!!).
- Die durchschnittliche Vorschubkraft beim Bohren beträgt 45N.
- Folgende Verschleißerscheinungen treten auf: Hauptschneidenausbruch, Freiflächenverschleiß bzw. -ausbruch, Abrundung der Querschneide.
- Bereits ab der ersten Bohrung sind wegen unterschiedlicher Bohrverhalten der Chirurgen Ausbrüche möglich. Der Werkstoff der chirurgischen Bohrer AISI 440A oder/und die Bohrergeometrie scheinen sehr schlecht geeignet (Ausbrüche an den Bohrerschneiden).
- Der HSS Bohrer mit TiN-Beschichtung ist auch nach 51 Bohrungen noch immer zu gebrauchen.

Da alle Testpersonen unterschiedliches Bohrverhalten mit sich gebracht haben und es keine Vorschriften bzw. keine empfohlenen Tabellenwerte beim Bohren von Knochen gibt, war eine Aussage bzgl. des Zusammenhanges zwischen Bohrparameter, Bohrerwerkstoff und auftretendem Verschleiß unmöglich. Aus diesem Grund war eine weitere Versuchsserie unter konstanten Umgebungsparametern, für eine aussagekräftige Reproduzierbarkeit der Versuche, notwendig (s. Kap. 2.2).

2.2 Laborversuche März bis Juni 2010 – IWS TU Graz

2.2.1 Ziele der Untersuchung

Mit Hilfe der FrictionStirWelding-Anlage (FSW) des Instituts für Werkstoffkunde und Schweißtechnik (IWS) an der Technischen Universität Graz, sollten die weiteren Bohrversuche durchgeführt werden. Mit dieser Versuchsserie unter gleichbleibenden Umgebungsbedingungen, sollte der Verschleiß an medizinischen Knochenbohrern ermittelt werden. Die erhaltenen Daten aus der FSW wurden ausgewertet und die Schneiden der Knochenbohrer wiederum mittels

Stereolichtmikroskop untersucht. Die erhaltenen Ergebnisse wurden zusammengefasst, gegenübergestellt und diskutiert.

Folgende Faktoren, welche für einen etwaigen Verschleiß verantwortlich sein könnten, wurden untersucht:

- Vorschubkraft
- Unterschiedliche zu bohrende Knochen

2.2.2 Beschreibung des Versuchsprogrammes

Der nächste Absatz soll kurz und präzise den Versuchsablauf erklären:

Es wurden jeweils 20 Bohrungen hintereinander, mit jeweils 15 medizinischen Knochenbohrern an 3 unterschiedlichen Materialien mit 5 unterschiedlichen Vorschubkräften durchgeführt:

Kunstknochen (20 Bohrungen zu jeweils 5N, 30N, 50N, 80N und 100N Vorschubkraft), (s. Abb. 41):



Abbildung 41: Kunstknochen in Spannvorrichtung

Schweineknochen (20 Bohrungen zu jeweils 5N, 30N, 50N, 80N und 100N Vorschubkraft), (s. Abb. 42):



Abbildung 42: Schweineknochen in der Spannvorrichtung

Menschenknochen (20 Bohrungen zu jeweils 5N, 30N, 50N, 80N und 100N Vorschubkraft), (s. Abb. 43):

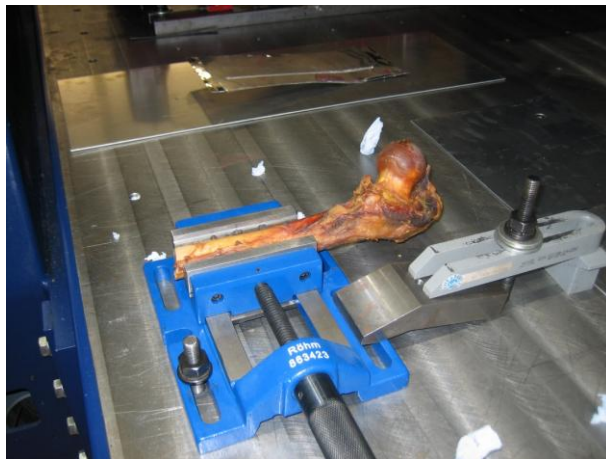


Abbildung 43: Menschenknochen in der Spannvorrichtung

Die Bohrversuche an Kunst- und Schweineknochen wurden jeweils an einem Knochen durchgeführt. Bei den Menschenknochen wurden unterschiedliche Präparate pro Vorschubkraft eingesetzt.

2.2.2.1 FSW-Anlage

Mit Hilfe der FSW-Anlage (s. Abb. 44) wurden die Knochen gebohrt. Diese sind in einem Schraubstock, welcher an der Anlage befestigt wurde, eingespannt und parallel zur y-Ebene der Maschine ausgerichtet worden. Ein eigens für diesen Versuch geschriebenes Programm gewährleistete mit 20 hintereinander durchgeführten Bohrungen in einem Abstand von jeweils 0,5mm einen nahezu automatischen Ablauf der Versuchsreihe. Somit konnten die Bohrparameter über den kompletten Versuchsablauf (Kunst-, Schweine- und Menschenknochen) konstant gehalten werden.



Abbildung 44: FSW-Anlage

Die FSW-Anlage besitzt überdies hinaus eine automatische Datenerfassung und Datenverarbeitung. Folgende Daten wurden erfasst und ausgewertet:

- Vorschubkraft (Kontrolle, ob diese über den Bohrverlauf konstant bleibt)
- Vorschubbewegung des Bohrers
- Drehmoment des Bohrers

Beim Bohrgut (s. *Abb. 45*) handelt es sich im Wesentlichen um Bohrmehl bestehend aus kleineren Partikeln, welches sich bei allen drei gebohrten Materialien ähnelte. Bei manchen Bohrungen musste ein Steckenbleiben und somit eine Aufstauung der abgeführten Späne in den Spannuten festgestellt werden.



Abbildung 45: Bohrgut Schweineknochen

2.2.2.2 Stereolichtmikroskop

Die visuelle Untersuchung des Verschleißes der Bohrköpfe erfolgte mittels Stereolichtmikroskopie (s. *Abb. 46*). Dabei wurden die Bohrer zuerst ultraschallgereinigt, getrocknet, eingespannt, mikroskopiert und im Anschluss digital fotografiert.



Abbildung 46: Untersuchung des Verschleißes mittels Stereolichtmikroskopie

2.2.2.3 Messung der Kortikalisdicke

Um einen etwaigen Zusammenhang zwischen Verschleiß und zurückgelegter Bohrtiefe feststellen zu können, wurde bei den Menschenknochen die Kortikalisdicke mittels eines Kortikalisdicken-Messgeräts ermittelt (s. *Abb. 47*).



Abbildung 47: Messung der Kortikalisdicke mittels eines Kortikalisdicken-Messgeräts

Hierbei wurde bei jeder fünften Bohrung die Kortikalisdicke ermittelt, protokolliert und anschließend der Mittelwert über alle 20 Bohrungen gebildet. Dies repräsentierte ziemlich genau die Dicke über den gesamten Knochenbereich, welcher gebohrt wurde.

2.2.3 Darstellung eines typischen Bohrverlaufs mit FSW

Auf den nachfolgenden Seiten erfolgt eine visuelle Auswertung der Ergebnisse der getätigten Bohrversuche mit direkter Gegenüberstellung der Phasen 1/2/3 (Bohrung in Kunst-, Schweine- und Menschenknochen) und der unterschiedlichen Vorschubkräfte.

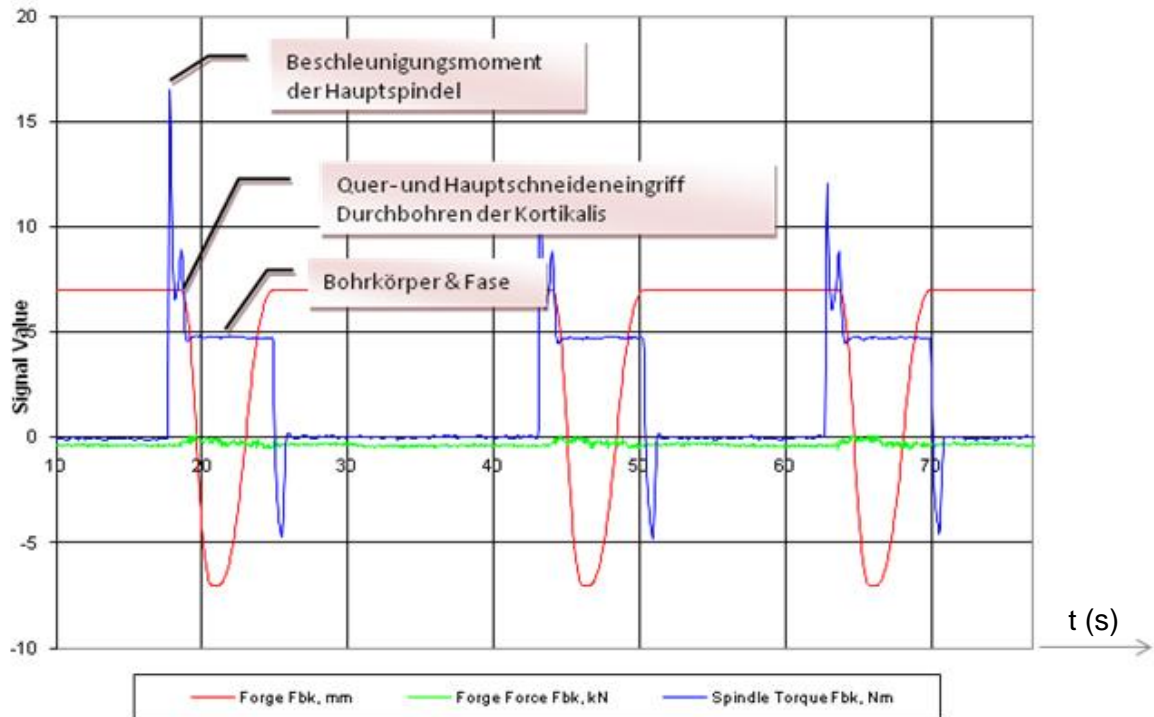


Abbildung 48: Typischer Bohrverlauf einer FSW-Bohrung

Das gemessene Drehmoment (s. Abb. 48) zeigt einen Doppelpeak: Der Erste stellt wahrscheinlich das Beschleunigungsmoment der Hauptspindel dar. Eine erstmalige Berührung der Schneide ist, wie ursprünglich vermutet, eher unwahrscheinlich, da zu diesem Zeitpunkt noch kein Spindelvorschub vorhanden ist (s. rote Kurve). Der zweite Teilpeak stellt daher sehr wahrscheinlich das erstmalige Eingreifen der Bohrschneide im Knochen dar. Ist die Bohrschneide voll im Eingriff, sinkt mit zunehmender Tiefe der Bohrung das Moment ab und stabilisiert sich beim Durchbohren der kompletten Kortikalis (nur noch Reibung zwischen Bohrerkörper und Knochenwand). Beim Zurückziehen des Bohrers ist wegen der Spiralform dessen ein negatives Drehmoment erkennbar.

2.2.4 Gegenüberstellungen im Stereomikroskop

2.2.4.1 Bohrerverschleiß bei unterschiedlicher Vorschubkraft

- Gegenüberstellung des Bohrerverschleißes bei unterschiedlicher Vorschubkraft (30 und 80N) gebohrt im Kunstknochen (s. Abb. 49):



Abbildung 49: Verschleiß durch Kunstknochen bei Vorschubkraft_30N und 80N

- Gegenüberstellung des Bohrerverschleißes bei unterschiedlicher Vorschubkraft (30 und 80N) gebohrt im Schweineknochen (s. Abb. 50):

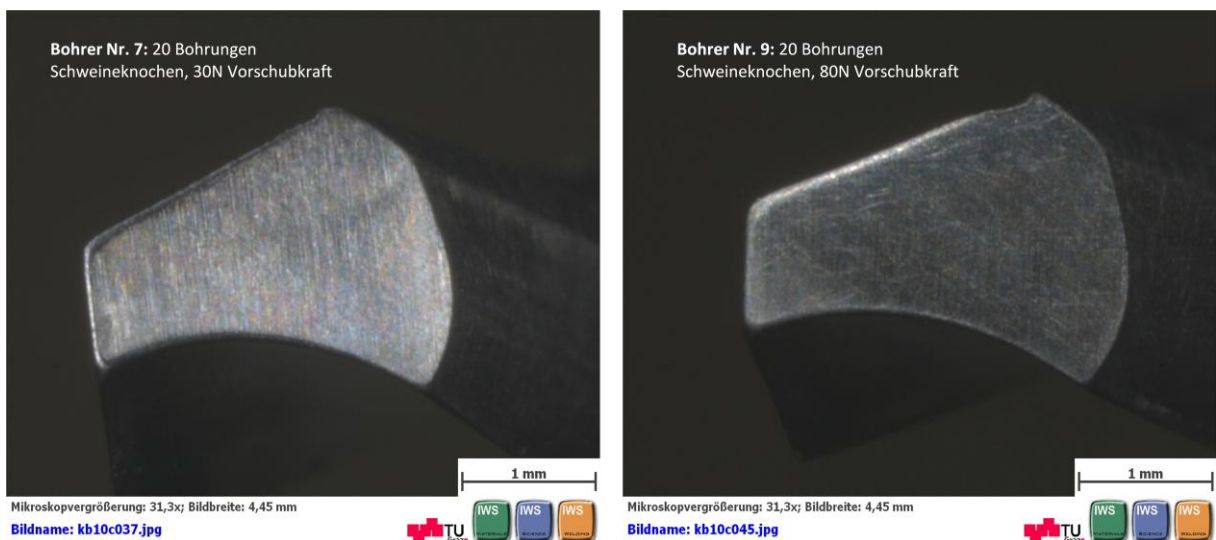


Abbildung 50: Verschleiß durch Schweineknochen bei Vorschubkraft_30N und 80N

- Gegenüberstellung des Bohrerverschleißes bei unterschiedlicher Vorschubkraft (30 und 80N) gebohrt im Menschenknochen (s. Abb. 51):

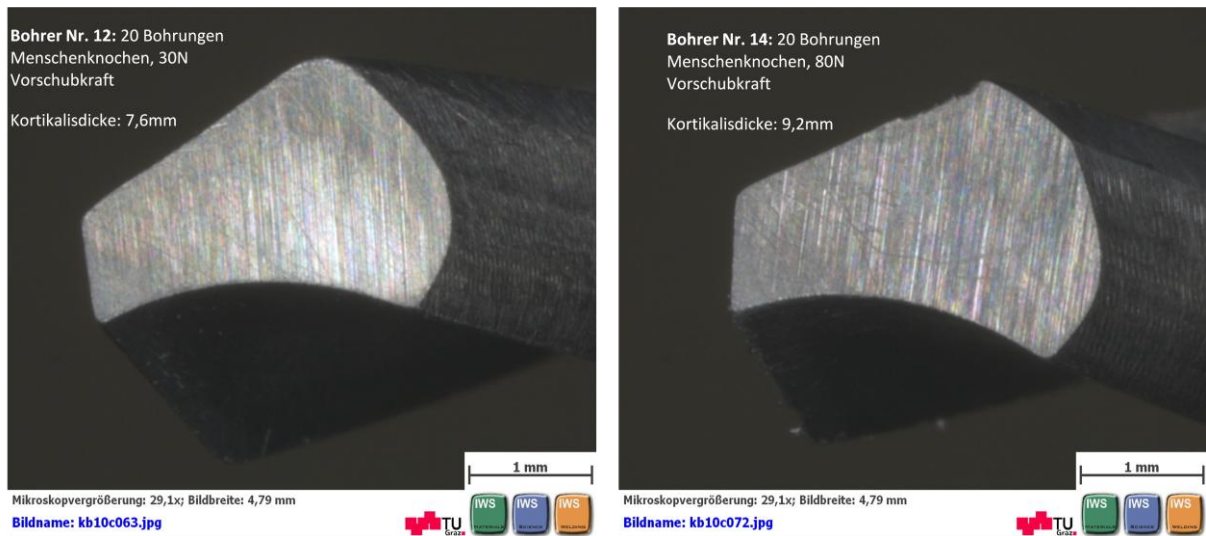


Abbildung 51: Verschleiß durch Menschenknochen bei Vorschubkraft_30N und 80N

Aus den obigen Gegenüberstellungen (Kunst-, Schweine- und Menschenknochen) ist eine deutliche Zunahme des Verschleißes mit zunehmender Vorschubkraft ersichtlich.

2.2.4.2 Bohrerverschleiß – Kunst-, Schweine- und Menschenknochen

- Gegenüberstellung Kunst-, Schweine- und Menschenknochen bei 5N Vorschubkraft (s. Abb. 52):



Abbildung 52: Verschleiß im Kunst-, Schweine- und Menschenknochen - 5N VK

- Gegenüberstellung Kunst-, Schweine- und Menschenknochen bei 50N Vorschubkraft (s. Abb. 53):



Abbildung 53: Verschleiß im Kunst-, Schweine- und Menschenknochen - 50N VK

Hieraus ist eine Zunahme des Verschleißes in der Reihenfolge Kunst-, Schweine- und Menschenknochen festzustellen; d.h. bei Menschenknochen tritt deutlich erkennbar der höchste Verschleiß auf.

2.3 Fazit der Laborversuche März bis Juni 2010

- Das gemessene Drehmoment im Bohrversuch an der FSW-Anlage zeigt einen Doppelpeak: der Erste wird durch das Massenträgheitsmoment beim Einschalten verursacht. Der zweite Teilpeak stellt den Eingriff der Quer- und Hauptschneide und das Durchbohren der Kortikalis dar, wobei das Moment mit zunehmender Kortikalistiefe absinkt. Es ist daher anzunehmen, dass beim Durchbohren der Kortikalis, die äußerste Zone die Widerstandsfähigste ist – zur Verifikation wären jedoch genauere Auswertungen notwendig.
- Die Schwankungen der aufzuwendenden Vorschubkräfte sind bei den Bohrungen von Menschenknochen durchgehend höher, als bei Kunst- bzw. Schweineknochen.
- Deutliches Verlaufen der Bohrspitze zu Bohrbeginn.
- Bei Kunst-, Schweine- und Menschenknochen ist mit zunehmender Vorschubkraft ein deutlich höherer Verschleiß der Knochenbohrer erkennbar.
- Der Verschleiß nimmt in der Reihenfolge Kunst-, Schweine- und Menschenknochen zu. Die meisten Ausbrüche sind bei den Menschenknochen festzustellen. Daher die Vermutung, dass ein Zusammenhang von Knochenzusammensetzung bzgl. Härte und Dichte,

Form des Knochens, dem anfänglichen Verlaufen der Bohrerspitze und dem Bohrerverschleiß besteht.

- Zumeist zeigen sich Ausbrüche an den äußeren Bereichen der Hauptschneiden.
- Bei höheren Kräften zeigt sich schon eine deutlich ersichtliche Abrundung der Querschneide, sowie auch Freiflächenverschleiß.
- Die Vorschubkraft hat größeren Einfluss auf den Bohrerverschleiß als die Bohrdauer und dem Bohrweg.

Bei SCHMELZEISEN wurden bzgl. der Vorschubkraft folgende Ergebnisse festgestellt:

„Bei experimentellen Untersuchungen kann es bei zu hoch eingestelltem Vorschub zu Reißvorgängen an den Bohrern kommen. [...] Verschiedentlich wurde auch darauf hingewiesen, dass bei zu starkem Vorschub und ungünstiger Geometrie die Zerspanung beim Bohrvorgang und der Spanfluss ungenügend sind, was mit verstärkter Wärmeentwicklung und raschem Abstumpfen des Bohrers einhergeht.“⁴⁰

Diese Ergebnisse entsprechen weitgehend auch den der o.a. Laborversuche. Es ist daher der Vorschub und infolgedessen die Vorschubkraft, neben weiteren wichtigen Faktoren, wie dem Verlaufen beim Ansetzen des Bohrers etc., einer der wichtigen Haupteinflüsse auf den Verschleiß. Zu bedenken ist, dass eine höhere Anpresskraft der Bohrerspitze gegen den Knochen ein erhöhtes Reibmoment bewirkt. Der Vorschub hängt somit direkt durch Reibung und indirekt durch Entstehung des Verschleißes mit der Wärmeentwicklung im Knochen zusammen.

Einen anderen Aspekt bzgl. Vorschubkraft beschreibt hingegen FUCHSBERGER. In seinen Untersuchungen konnte er einen Trend zur leichten Temperaturabnahme mit zunehmender Vorschubkraft erkennen. Eine Erhöhung der Vorschubkraft bedeutete einen erhöhten Vorschub, der wiederum eine Verkürzung der Bohrzeit und somit eine Verkürzung der Einwirkzeit der Schnitttemperatur auf den Knochen mit sich bringt.⁴¹

Was jedoch schlussendlich der wesentliche Parameter zur Verringerung der Wärmeentwicklung im Knochen ist, lässt sich mit diesen Untersuchungen nicht genau sagen. Es ist wahrscheinlich eine Kombination aus beiden Aspekten, d.h. möglichst kurze Zeit mit unverschlissenen Werkzeug bohren.

⁴⁰ SCHMELZEISEN, 1990, S. 9

⁴¹ Vgl. FUCHSBERGER, 1986, S. 2

Wie in den vorangegangenen Kapiteln ersichtlich, konnte der vorhandene Werkstoff den Belastungen, welche bei einem Bohrvorgang auftreten, nur äußerst schwer standhalten. Die weiteren Kapitel befassen sich daher verstärkt mit der Werkstoffproblematik.

3 Werkstoffwahl Bohrer: Anforderungen an den Werkstoff

Wie aus den oben dargelegten Untersuchungen deutlich hervorgeht, ist die Werkstoffwahl eines der wesentlichsten Elemente (zur Verminderung des Bohrerverschleißes) und beeinflusst die Standfestigkeit des Bohrers vehement. Im folgenden Kapitel wird daher unter Berücksichtigung aller Werkstoffeigenschaften, welche für das Knochenbohren relevant sind, eine Werkstoffwahl durchgeführt.

3.1 Allgemeines zu Schneidwerkstoffen

„Schneidstoffe sind während ihres Einsatzes hohen mechanischen und thermischen Belastungen ausgesetzt. Daraus ergeben sich unterschiedliche Anforderungen wie:

- *Härte und Druckfestigkeit*
- *Biegebruchfestigkeit*
- *Warmfestigkeit*
- *Warmwechselfestigkeit*
- *Abriebbeständigkeit*
- *Widerstandsfähigkeit gegen Oxidation und Diffusion*

Diese Ansprüche an moderne Schneidstoffe werden meist in den beiden Begriffen Verschleißfestigkeit und Zähigkeit zusammengefasst. Zur Prüfung der Verschleißbeständigkeit dient der Standzeitversuch, wogegen für die Messung der Zähigkeit erst seit relativ kurzer Zeit Testmöglichkeiten zur Verfügung stehen. Eine erfolgversprechende Variante ergibt sich aus der Ermittlung desjenigen Vorschubs, bei dem ein überwiegender Prozentsatz von Schneidenkanten eine festgelegte Zahl von Schnittunterbrechungen ohne Bruch bzw. Verschleiß erträgt. Je nach Anwendungsfall sind unterschiedliche Schneidstoffeigenschaften primär von Bedeutung. Erschwerend wirkt die Tatsache, dass Verschleißfestigkeit und Zähigkeit gegenläufige Tendenzen aufweisen.“⁴²

⁴² FRANK, 2006, Kap. 7.1, S. 23

3.2 Verschleißbeschreibung chirurgischer Bohrer in Praxis- und Laborversuchen

Um neue Werkstoffe/Werkstoffkombinationen für chirurgische Knochenbohrer finden zu können, müssen die Schwachstellen des bisher verwendeten Bohrerwerkstoffes untersucht und erläutert werden. Aus dem Versuchsprogramm (s. Kap. 2.2.2) konnten folgende Verschleißerscheinungen (s. Abb. 54-58) festgestellt werden:



Abbildung 54: Verschleißerscheinungen am Knochenbohrer 1



Abbildung 55: Verschleißerscheinungen am Knochenbohrer 2



Abbildung 56: Verschleißerscheinungen am Knochenbohrer 3

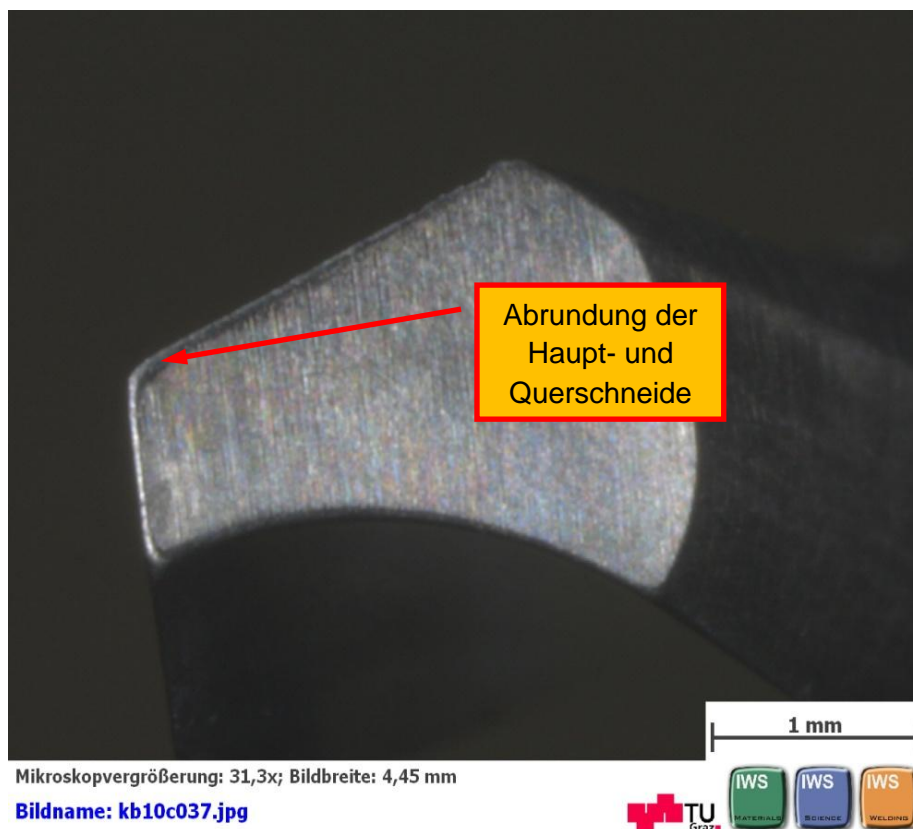


Abbildung 57: Verschleißerscheinungen am Knochenbohrer 4

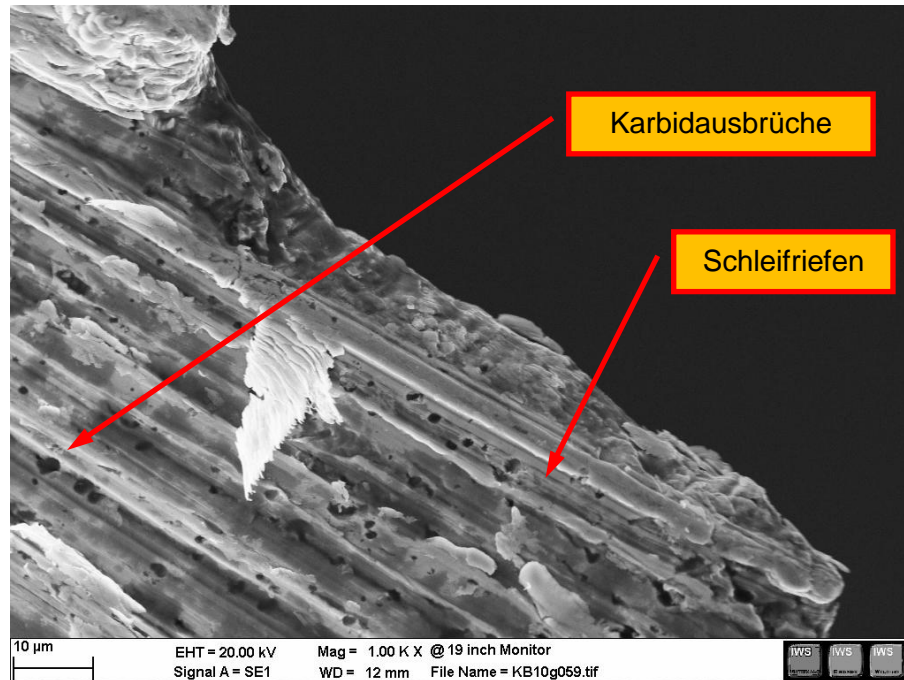


Abbildung 58: Verschleißerscheinungen am Knochenbohrer 5

Zusammenfassend sind folgende Verschleißerscheinungen bei diesen Bohrern aus martensitischem Chromstahl AISI 440A aufgetreten:

- Ausbrüche an den Hauptschneiden
- Ausbrüche an den Querschneiden
- Schichtweiser Bruch an der Freifläche
- Abrundung der Haupt- und Querschneiden
- Riefen-/Kratzerbildung an der Oberfläche
- Festkleben von Bohrmaterial an der Oberfläche

3.3 Allgemeines zu martensitischen, rostfreien Stählen

Der hohe Korrosions- und Verschleißwiderstand, sowie gute Schneidhaltigkeit sind die hauptsächlich geforderten Gebrauchseigenschaften dieser Stähle, wobei der C-Gehalt, die Härte und die Zähigkeit relevante Werkstoffkenngrößen darstellen.

Auf Grund des hohen Cr-Gehaltes von 12 - 18% und einem C-Gehalt von über 0,1% zeigen diese Stähle eine Phasenumwandlung, d.h. können austenitisiert und aufgrund des hohen Legierungsgehaltes an Luft gehärtet werden. Die Härtetemperatur liegt je nach Stahlsorte zwischen 950 - 1050°C. Durch Wahl der Anlasstemperatur kann die Festigkeit, sowohl auch die Zähigkeit, in einem weiten Bereich eingestellt werden. Bei Messerstählen geschieht dies meist unter 300° C.

Ist jedoch die Anlasstemperatur höher gewählt (650°C), so lässt sich höchste Zähigkeit, bei entsprechend verminderter Festigkeit erreichen. Die erreichbare Härte der Gefügematrix hängt, wie bei den Vergütungsstählen vom C-Gehalt ab.

Weitere Ableger der martensitischen Stähle laut BUCHMAYR:

- Weichmartensitische Stähle:

Der C-Gehalt liegt unter 0,1% und durch austenitstabilisierendes Nickel ersetzt, sodass bei der Aushärtung ein zäher, kubischer Martensit entsteht, aus welchem sich beim Anlassen ein stabiler, feinverteilter Austenit ausscheidet. Dies bringt eine extrem hohe Zähigkeit und Korrosionsbeständigkeit mit sich.

- Aushärtende Nickelmartensitische Stähle

Durch Zulegieren von Cu, Nb, Ti oder Al scheiden sich intermetallische Phasen aus, wodurch eine zusätzliche Verfestigung erfolgt (bis Streckgrenze über 1000N/mm²).

Beliebte Anwendungsgebiete sind neben Messerstählen unter anderem Skalpelle, Rasierklingen, Düsen, Nadelventile, Wellen, etc.⁴³

Martensitische Stähle (bis 0,4% C-Gehalt) werden üblicherweise im vergüteten Zustand, sprich gehärtet und angelassen, geliefert. Vor dem Härten sollte dieser Werkstoff im weichgeglühten Zustand vorliegen. Die Temperaturen beim Vergüten betragen laut BAUER:

- Weichglühen 750 - 850°C; Luft- bzw. Ofenabkühlung
- Härten 950 - 1100°C; Öl- bzw. Luftabkühlung
- Anlassen und Vergüten 200 - 750°C; reine Luftabkühlung

Die beste Korrosionsbeständigkeit erreichen diese Stähle nach dem Härten oder Vergüten, jedoch sinkt diese bei höherer Anlasstemperatur. Dies ist auch der Grund, wieso Messerstähle nur mäßig angelassen werden (200 - 300°C), um die Schneidhaltigkeit, welche hauptsächlich die Karbide bestimmen, zu bewahren.⁴⁴

3.3.1 Der Bohrerwerkstoff AISI 440A und dessen Verschleißursachen

Auf Grund der festgestellten Abnützungserscheinungen an den Bohrern, welche schon nach dem ersten Bohrvorgang möglich sind, lässt sich sagen, dass der verwendete Werkstoff für die Bearbeitung von Knochen keineswegs ein Optimum

⁴³ Vgl. BUCHMAYR, 1999, Kap. 5.4, S. 1ff

⁴⁴ Vgl. BAUER, 2008, Gegenstand 2.16, S. 53

darstellt. Die werkstoffmechanischen Kenndaten des AISI 440A konnten aus der Datenbank des CES (Cambridge Engineering Selector) entnommen werden und sind im Anhang (s. S. 168) ersichtlich. Um die Übersicht bewahren zu können, werden nur die Wesentlichen hier dargestellt. Die genaue chemische Zusammensetzung kann in Abb. 61, S.60 entnommen werden, welche einen 16%igen Anteil an Chrom und 0,6%igen Anteil an Kohlenstoff erkennen lässt.

Der hohe Chrom- und C-Gehalt führen zur Bildung von sogenannten Chromkarbiden, welche für Härte, Verschleißfestigkeit und vor allem in der Matrix für die Korrosionsbeständigkeit des Werkstoffes sorgen. Hohe Härte und hohe Verschleißfestigkeit führen aber zu einer geringeren Bruchzähigkeit, welche den Widerstand gegen Risswachstum bestimmt. Daher hat geringe Bruchzähigkeit häufigeres Auftreten von Ausbrüchen zur Folge.

Die Kombination aus hoher Härte, den groben Bearbeitungsriefen (Kerben), die niedrige Bruchzähigkeit und die zum Teil schlagartige Beanspruchung (Inhomogenität der Knochenstruktur und chirurgisches Können), könnten der Grund für den schnellen Verschleiß der Knochenbohrer aus AISI 440A sein. Des Weiteren ist noch die äußerst breite Querschneide, welche am Beginn der Bohrung zu einem Ausweichen der Bohrerspitze führt, zu erwähnen. Dieses Ausweichen bewirkt eine extrem hohe Radialbelastung an den Hauptschneiden und führt daher schnell zum Bruch.

3.4 Aspekte Werkstoffwahl – technisch/medizinisch/wirtschaftlich

Eine Möglichkeit der im Kapitel 4.2 beschriebenen Werkstoffeigenschaften (hohe Härte bewirkt hohe Verschleißfestigkeit aber geringe Bruchzähigkeit) entgegenzutreten, wäre die Verwendung von Feinkornstählen. Die Festigkeitssteigerung durch Feinkorn ist die einzige Möglichkeit, bei der die Festigkeit (Härte) und zugleich die Zähigkeit (Bruchzähigkeit) gesteigert werden kann. Bei den anderen festigkeitssteigernden Mechanismen (Mischkristall- und Kaltverfestigung, Ausscheidungs- und Dispersionshärtung, sowie Martensitbildung) sinkt die Zähigkeit mit zunehmender Festigkeit und es sind vermehrt Ausbrüche zu erwarten.

Auf die Verwendung von Feinkornstählen als Werkstoff für chirurgische Knochenbohrer wird aber im Vergleich zum martensitischen Chromstahl wegen der nicht so hohen Korrosionsbeständigkeit und den erhöhten Anteilen von Nickel bislang verzichtet.

Zu bedenken ist bei der Werkstoffwahl des Knochenbohrers auch die evtl. nachteiligen Wirkungen des Eisens auf die Osteosynthese. Die Verwendung von

eisenfreien Werkstoffen, würde natürlich die Möglichkeiten in der Werkstoffwahl stark einschränken.

„Anbei sei allgemein angemerkt, dass eisenhaltige chirurgische Instrumente und Implantate, für den menschlichen Organismus schädigend sein können. Eisen, einerseits essentiell notwendiges Element für den Organismus, übt andererseits in der Umgebung von Implantaten/Prothesen offensichtlich massive nachteilige Auswirkungen z.B.: auf das Einwachsverhalten von Osteosyntheseplatten, Prothesen, Implantaten und Schrauben u.ä. aus. Wenn diese Implantate aus eisenfreiem Material hergestellt sind, können diese Spuren nur von chirurgischen Instrumenten und durch deren Verschleiß bzw. Abrieb stammen.

Dieser bei der Operation eisenhaltige Abrieb sammelt sich offensichtlich im periprothetischen Gewebe an und kann damit mitverantwortlich für die Lockerung von Schrauben und Prothesen gemacht werden.“⁴⁵

Aus diesem Grund sollte man im Allgemeinen danach trachten, wenn möglich, eisenfreie Werkstoffe in der Chirurgie zu verwenden!

Eine andere Möglichkeit diesem Problem zu begegnen, wäre die Kombination bzw. Paarung verschiedener Werkstoffe, welche durch geschickte Fügemechanismen als ein Ganzes gesehen werden können. Jeder einzeln verwendete Werkstoffpartner hat konkret ausgeprägte Stärken, welche die Schwächen des jeweiligen anderen Partners kompensieren.

Auf der Suche nach einem neuen Bohrerwerkstoff bzw. Bohrerwerkstoffkombinationen sind folgende Werkstoffeigenschaften für die Verwendung zum Bohren von Knochen zu beachten und von großer Bedeutung.

- **Oberflächenhärte**
- **Biegefestigkeit**
- **Bruchzähigkeit**
- **Druckfestigkeit**
- **Bioverträglichkeit**
- **nichtrostend bzw. Säure-/Basenstabilität**
- **Materialkosten**

Diese Eigenschaften sollen, zumindest jene des bisher verwendeten Werkstoffes, entsprechen bzw. weit übertreffen.

⁴⁵ PATENTSCHRIFT MEDIZINISCHE INSTRUMENTE, 2000, S. 1-2

3.5 Bohrerkonstruktionen

Dabei hat man die Wahlmöglichkeit zwischen Voll- und beschichteten Bohrern sowie einer Schaft/Bohrkopfkombination (s. Abb. 59):

Bohrerkonstruktionen

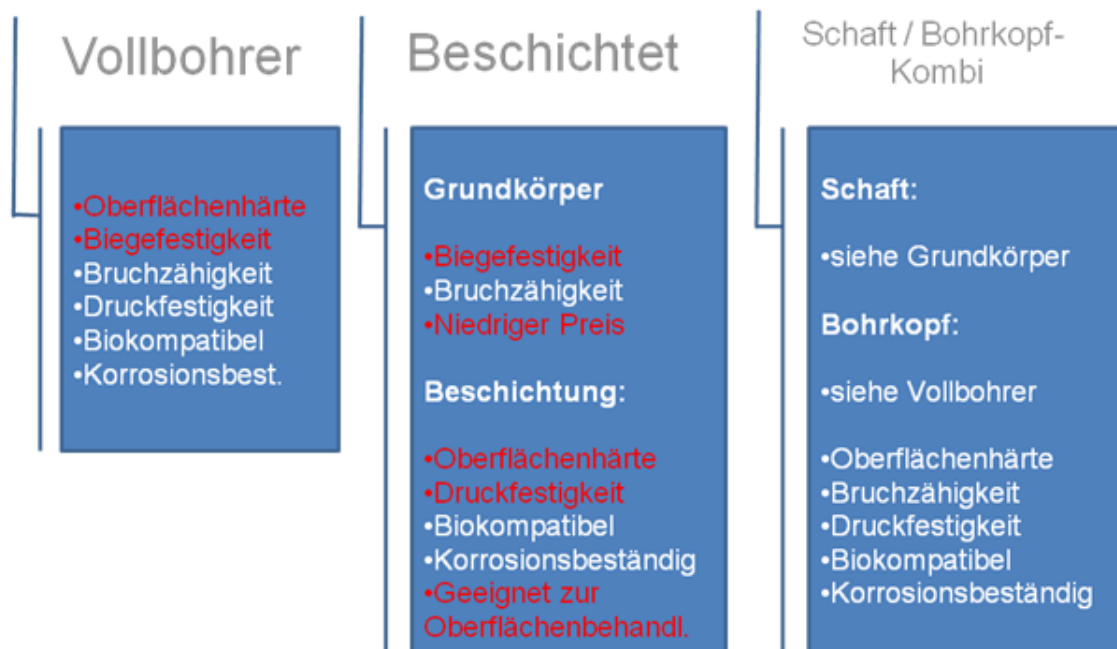


Abbildung 59: Bohrerkonstruktionen

Die als rot gekennzeichneten Werkstoffeigenschaften gelten, wie oben beschrieben, als besonders wichtig.

3.5.1 Vollbohrer

Der Vollbohrer besteht durchgehend aus einem Material, wie der bereits bestehende Knochenbohrer von SYNTHES. Hauptaugenmerk (rot im Diagramm hervorgehoben) wurde bei der Wahl eines geeigneteren Werkstoffes auf die Oberflächenhärte, wegen des hohen Verschleißwiderstandes, und die Biegefestigkeit, wegen des erhöhten Biegegewiderstandes bzw. Sicherheit gegen Biegebruch gelegt.⁴⁶

Die restlichen Werkstoffeigenschaften (Bruchzähigkeit, Druckfestigkeit, Biokompatibilität und Korrosionsbeständigkeit) sollen zumindest jenen des bisher verwendeten Werkstoffes des Bohrers von SYNTHES entsprechen.

⁴⁶ Vgl. CLEMENT, persönliche Mitteilung, Okt. 2010

3.5.2 Beschichteter Bohrer

Die beschichtete Bohrerkonstruktion spiegelt die oben genannten Vorteile einer Werkstoffpaarung wider. In diesem Fall handelt es sich um einen Bohrergrundkörper samt Schaft, welcher mit einer speziellen Beschichtung an den Bohrerschneiden überzogen ist (vergleiche beschichtete Metallbohrer in der Fertigungstechnik).⁴⁷

Der Bohrergrundkörper sollte demnach eine sehr hohe Biegefestigkeit und geringe Gesamtkosten aufweisen. Die Bruchzähigkeit müsste zumindest jener des AISI 440A entsprechen. Aus einer einfachen Recherche hat sich der seit Jahrzehnten im Maschinenbau verwendete Standard HSS-Bohrer als der am besten geeignete Bohrerschaft erwiesen (s. Tab. 5, S. 62).

Für die Beschichtung ist das Hauptaugenmerk auf die Oberflächenhärte und die Druckfestigkeit, zur Einstellung eines hohen Verschleißwiderstandes, gelegt. Zusätzlich wird die Beschichtungsfähigkeit des Grundwerkstoffes, mit PVD- und CVD-Verfahren (PVD = Physical Vapour Deposition; CVD = Chemical Vapour Deposition), besonders beachtet. Weitere Eigenschaften wie Biokompatibilität und Korrosionsbeständigkeit, sollen natürlich wiederum den Werten des derzeit verwendeten Produktes entsprechen.

3.5.3 Schaft/Bohrkopf Kombination

Bei dieser Variante handelt es sich – wie oben – um zwei unterschiedliche Materialien, jedoch als separate Bauteile. Die Wahl des Schaftes würde nach denselben Kriterien, wie der Wahl des beschichteten Grundkörpers erfolgen, die des Bohrkopfes nach denen des Vollbohrers.

3.6 Werkstoffwahl mit CES und biomedizinischer Datenbank

Die Werkstoffwahl wurde mit Hilfe des Standard CES EduPack 2010 (Cambridge Engineering Selector) getroffen. Es würde auch eine eigene Medical-Version des CES am Markt existieren, leider stand diese im Rahmen der Diplomarbeit nicht zur Verfügung.⁴⁸ Um die biomedizinische Verträglichkeit trotzdem berücksichtigen zu können, wurde eine Datenbank der Universität Magdeburg, welche nur biokompatible Materialien enthält, verwendet.⁴⁹

⁴⁷ Vgl. BOSCH, 2007

⁴⁸ CES MEDICAL

⁴⁹ UNIVERSITÄT MAGDEBURG

3.6.1 CES Werkstoffwahl „Vollbohrer“

Wie oben erwähnt, wurde bei der Wahl eines Werkstoffes für einen Vollbohrer das Hauptaugenmerk auf die Oberflächenhärte und die Biegefestigkeit gelegt.

Für die restlichen Kriterien wurden, bei der Limit-Eingabe im CES (s. Tab. 3) nahezu dieselben Werte, wie die des AISI 440A (s. Anhang S. 168) verwendet:

Werkstoffparameter	Chemische Beständigkeit	Grenzwerte
Oberflächenhärte		500 HV
Biegefestigkeit		1000 N/mm ²
Bruchzähigkeit		9 MPa.m ^{0,5}
Druckfestigkeit		1490 N/mm ²
Korrosionsbeständigkeit:	Wasser normal	exzellent
	Wasser salzig	exzellent
	Säure schwach	exzellent
	Säure stark	exzellent, akzeptabel
	Base schwach	exzellent
	Base stark	exzellent, akzeptabel, begrenzt
	Organ. Lösungen	exzellent
	UV beständig	exzellent, gut
	Oxidationsbest. 500°C	exzellent
Biokompatibilität		ja

Tabelle 3: Festgelegte Limits des Vollbohrers für CES Werkstoffwahl

In Abb. 60 sind als Ergebnisse die Metall-Legierungen, Keramiken und Verbundwerkstoffe mit genügender Oberflächenhärte und Biegefestigkeit (engl. Flexural strength) dargestellt:

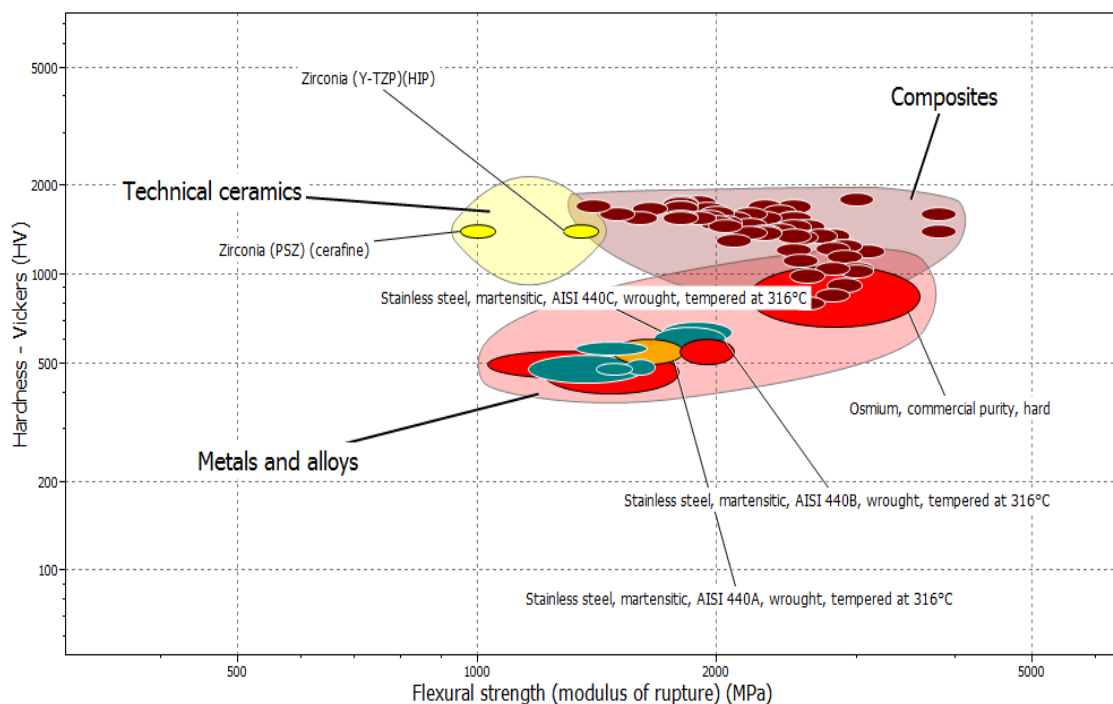


Abbildung 60: CES Werkstoffwahl Vollbohrer / CES EduPack 2010

In Abb. 60, S. 59 sind alle jene Werkstoffe aufgetragen, welche aus technischer Sicht in Frage kämen. Sie können in die Hauptgruppen Metals and alloys (Metalle und Legierungen), Technical ceramics (technische Keramiken) und Composites (Verbundwerkstoffe) eingeteilt werden. Unter zusätzlicher Betrachtung der biomedizinischen Datenbank, ergibt sich folgende engere Auswahl geeigneter Werkstoffe:

- **AISI 440A 316°C Anlasstemperatur (oranges Feld):** Ist aktuell der meist verwendete Bohrerwerkstoff in der Chirurgie, aber wie schon in den Versuchsbohrungen gezeigt, nicht unbedingt für das Bohren von Knochen geeignet (s. Anhang S. 168).
- **AISI 440 B/C 316° Anlasstemperatur:** Besitzt im Vergleich zum AISI 440A einen höheren C-Gehalt, alle anderen Legierungsbestandteile sind unverändert:

KLINGENSTÄHLE													
Bezeichnung	Legierungsbestandteile in Prozent											Härte HRC	
	Kohlenstoff	Chrom	Molybdän	Vanadium	Silizium	Nickel	Schwefel	Phosphor	Mangan	Wolfram	Kobalt		Stickstoff
1.4034	0,43-0,50	12,50-14,50	-	-	1,00	-	0,02	0,04	1,00	-	-	-	52-55
1.4109	0,65-0,75	14,00-16,00	0,40-0,80	-	0,70	-	0,02	0,04	1,00	-	-	-	55-57
1.4110	0,48-0,60	13,00-15,00	-	0,05-0,15	1,00	-	0,02	0,04	1,00	-	-	-	54-56
1.4116	0,45-0,55	14,00-15,00	0,50-0,80	0,10-0,20	1,00	-	0,02	0,04	1,00	-	-	-	56-58
440A	0,60-0,75	16,00-18,00	0,75	-	1,0	-	0,03	0,04	1,00	-	-	-	55-57
440B	0,75-0,95	16,00-18,00	0,75	-	1,0	-	0,03	0,04	1,00	-	-	-	56-59
440C	0,95-1,20	16,00-18,00	0,75	-	1,0	-	0,03	0,04	1,00	-	-	-	58-60

Abbildung 61: Werkstoffzusammensetzung AISI 440 A/B/C 316° gehärtet

Durch den höheren C-Gehalt (s. Abb. 61) weisen diese Stähle im Vergleich zum AISI 440A eine höhere Oberflächenhärte, eine höhere Biegefestigkeit, und eine höhere Druckfestigkeit auf. Bei der Bruchzähigkeit des AISI 440 B/C 316°C liegen die Werte in einem sehr hohen Streubereich von 13 bis 29 MPa.m^{1/2}. Es sei hier angemerkt, dass bei der Werkstoffwahl auch die eventuell für den Organismus schädigende Wirkung von Eisen bzw. Abrieb von Eisenbasisbohrerwerkstoffen berücksichtigt werden sollen (vgl. Kapitel 3.4 und s. Anhang S. 168 und 170).

Osmium: Weist lt. CES eine sehr hohe Härte (Haltbarkeit) und Biegefestigkeit auf. Es ist sehr teuer und es konnten bis dato keine konkreten Erfahrungen am menschlichen Organismus gesammelt werden.

Wolframkarbide aller Art: Wolframkarbide weisen die höchsten Härte- und Biegefestigkeitswerte auf, sind aber für das Vorhaben uninteressant, da Wolfram den menschlichen Organismus schädigen kann.⁵⁰

⁵⁰ LENNTECH BV, 2011

Zirkoniumoxid Y-TZP und PSZ: Hat im Vergleich zu den martensitischen Stählen viel höhere Härte, jedoch geringere Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit als der AISI 440A. Da die Oberfläche aber eine sehr glatte Struktur aufweist (siehe REM-Aufnahmen in Kapitel 5.3.6), ist die Gefahr einer Rissbildung eher gering. Außerdem wird Zirkoniumoxid schon seit Jahren in der Dentalmedizin als Zahnersatz oder Dentalknochenbohrer verwendet (s. Anhang S. 171). Diese Bohrer sind jedoch im Vergleich zu chirurgischen Knochenbohrern sehr kurz (ca. 40-50mm). Hätten diese Bohrer die Länge eines Knochenbohrers (ca. 11cm), würden sie wahrscheinlich bereits bei geringen Biegebeanspruchungen brechen. Für die Versuchsbohrungen sind diese Vollbohrer aber trotzdem interessant, da bei einer „Schaft/Bohrkopf-Kombination“ das Problem der Überlänge nicht auftreten würde.

Zusammenfassend konnten folgende Alternativwerkstoffe für den Typ „Vollbohrer“, natürlich nur bis zu einer gewissen Länge, gefunden werden:

- **AISI 440B/C**
- **Zirkoniumoxid Y-TZP und PSZ**

Deren Werkstoffeigenschaften sind in Tab. 4 gegenübergestellt:

		AISI 440A	AISI 440B	Zirkoniumoxid Y-TZP
				ZrO ₂
Oberflächenhärte	HV	500	560-660	1330-1470
Druckfestigkeit	N/mm ²	1490-1820	1670-2050	10700-11800
Biegefestigkeit	N/mm ²	1490-1820	1670-2050	1290-1420
Bruchzähigkeit	MPa.m ^{1/2}	17-34	13 bis 29	6 bis 9
Biokompatibilität	-	y	y	y
Korrosionsbeständigkeit:				
H ₂ O normal	-	e	e	e
H ₂ O salzig	-	e	e	e
Säure schwach	-	e	e	e
Säure stark	-	a	a	a
Base schwach	-	e	e	e
Base stark	-	l	l	a
Organ. Lösungen	-	e	e	e
UV beständig	-	e	e	e
Oxidationsbest. 500°C	-	e	e	e

a: acceptable, e: excellent, l: limited use, u: unacceptable, y: yes, n: no

Tabelle 4: Werkstoffeigenschaften Vollbohrer

3.6.2 CES Werkstoffwahl Bohrer beschichtet

Ein Lösungsansatz ist, handelsübliche, kostengünstige Spiralbohrer mit Spezialbeschichtungen zu versehen, um ihre Verschleißbeständigkeit (und Schneidhaltigkeit) signifikant zu verbessern und weiters ihre Biokompatibilität stets zu gewährleisten. Die Wahl des Bohrergrundkörpers fällt auf den Standard HSS Werkzeugstahl HSS-6-5-2 (s. Tab. 5), welcher schon im Kapitel 2.1 getestet wurde. Dieser wird üblicherweise nicht in der Medizin, sondern in der Fertigungstechnik verwendet. Dies begründet sich darin, da er mit einigen im menschlichen Körper befindlichen Flüssigkeiten (salzhaltiges Wasser, Säuren, Basen etc.) z.T. reagiert und dies für den Organismus schädigend sein kann (s. Anhang S. 172) – zudem handelt es sich hierbei ebenso um einen Eisenbasis-Werkstoff. Die mangelnde Korrosionsbeständigkeit gegen Umgebungseinflüsse war bisher auch der Hauptgrund dafür, dass dieser Werkstoff für medizinische Zwecke nur wenig Verwendung fand. Aufgrund seiner Werkstoffeigenschaften wäre er jedoch hervorragend für das chirurgische Bohren einsetzbar. Er verbindet hohe Biegefestigkeit/Bruchzähigkeit mit einer ebenfalls hohen Oberflächenhärte und ist darüber hinaus äußerst kostengünstig. Zu erwähnen sei jedoch, dass es vereinzelt Medizinproduktehersteller gibt, welche HSS-Stähle als Grundwerkstoff für ihre chirurgische Instrumente verwenden. Welche dies sind bzw. um welchen Werkstoff es sich hierbei konkret handelt, ist nicht bekannt.⁵¹

		AISI 440A	HSS-6-5-2
			6%W, 5%Mo, 2%V
Oberflächenhärte	HV	500	700-840
Druckfestigkeit	N/mm ²	1490-1820	2000-2370
Biegefestigkeit	N/mm ²	1490-1820	2000-2370
Bruchzähigkeit	MPa.m ^{1/2}	17-34	17.8-20.4
Biokompatibilität	-	y	n
Korrosionsbeständigkeit:			
<i>H₂O normal</i>	-	e	a
<i>H₂O salzig</i>	-	e	l
<i>Säure schwach</i>	-	e	l
<i>Säure stark</i>	-	a	u
<i>Base schwach</i>	-	e	a
<i>Base stark</i>	-	l	l
<i>Organ. Lösungen</i>	-	e	e
<i>UV beständig</i>	-	e	e
<i>Oxidationsbest. 500°C</i>	-	e	a
a: acceptable, e: excellent, l: limited use, u: unacceptable, y: yes, n: no			

Tabelle 5: Werkstoffeigenschaften Grundkörper

⁵¹ Vgl. DANGER, persönliche Mitteilung, März 2011

Um diesen Bohrer und die damit verbundenen günstigen Parameter dennoch nutzen zu können, bietet sich die Möglichkeit an, ihn mit einer speziellen Beschichtung, welche einen 100%igen Schutz gegen die äußeren Einflüsse bieten muss, zu versehen. Denkbar wäre auch ein Einmalprodukt, welches nach der abgeschlossenen Operation aussortiert werden würde. Die für die Beschichtung vorgesehenen Werkstoffe, werden hinsichtlich konkreter Eigenschaften (Oberflächenhärte, Druckfestigkeit, Biokompatibilität, Korrosionsbeständigkeit und Eignung zur Oberflächenbehandlung) ausgewählt und miteinander kombiniert.

Bei der Suche nach einer passenden Beschichtung wurden folgende Limits (s. Tab. 6) in den CES festgelegt:

Werkstoffparameter	Chemische Beständigkeit	Grenzwerte
Oberflächenhärte		500 HV
Druckfestigkeit		1490 N/mm ²
Korrosionsbeständigkeit:	Wasser normal	exzellent
	Wasser salzig	exzellent
	Säure schwach	exzellent
	Säure stark	exzellent, akzeptabel
	Base schwach	exzellent
	Base stark	exzellent, akzeptabel, begrenzt
	Organ. Lösungen	exzellent
	UV beständig	exzellent
	Oxidationsbest. 500°C	exzellent
Biokompatibilität		ja

Tabelle 6: Festgelegte Limits der Beschichtung für CES Werkstoffwahl

Auf die Festlegung von Limits für die Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit wurde verzichtet, da diese Aufgaben die Grundkörperwerkstoffe übernehmen sollen.

Zudem war es Grundvoraussetzung, dass alle mit Hilfe der Datenbank ausselektierten Stoffe mittels CVD/PVD weiterverarbeitet werden können (siehe Tree-function im CES, welche die mögliche Weiterverarbeitung der Werkstoffe ebenfalls berücksichtigt).

In Abbildung 62, S. 64 sind als Ergebnisse die Metall-Legierungen, Keramiken und Verbundwerkstoffe mit genügender Oberflächenhärte und Druckfestigkeit (engl. Compressive strength) dargestellt:

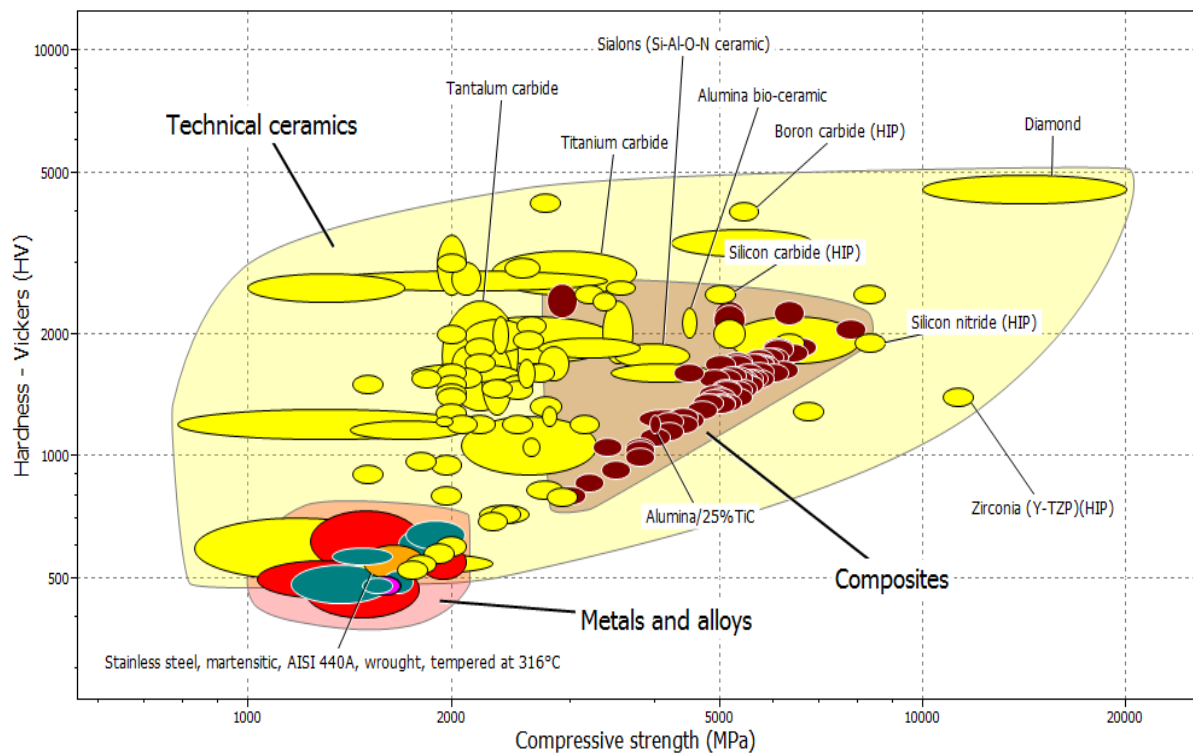


Abbildung 62: CES Werkstoffwahl Beschichtung

In dieser Graphik (s. Abb. 62) sind alle jene Werkstoffe aufgetragen, welche aus technischer Sicht in Frage kämen. Sie können in die Hauptgruppen Metals and alloys (Metalle und Legierungen), Technical ceramics (technische Keramiken) und Composites (Verbundwerkstoffe) eingeteilt werden. Bei Berücksichtigung der biomedizinischen Datenbank, ergibt sich eine engere Auswahl der möglichen bzw. geeigneten Beschichtungen:

Metalle siehe Vollbohrer (S. 60, AISI 440 A/B/C)

Aluminiumoxid: Besitzt eine höhere Oberflächenhärte und Druckfestigkeit als AISI 440A und ist bioverträglich (nicht im Lieferprogramm von Fa. MIBA Coatings).

Beryllium: Besitzt zu schwache Werkstoffeigenschaften (Härte und Druckfestigkeit) und es konnten keine Hinweise auf seine Bioverträglichkeit gefunden werden.

Borkarbid (HIP = High-Impact-Beschichtung): Besitzt höhere Oberflächenhärte und Druckfestigkeit als der AISI 440A, wurde jedoch noch nicht im medizinischen Bereich eingesetzt, da seine Bioverträglichkeit ungewiss ist. Darüber hinaus sind die Materialkosten sehr hoch.

Diamant bzw. DLC (Diamond like carbon): Die Oberflächenhärte und Druckfestigkeit sind deutlich höher als bei AISI 440A. Laut Hersteller (Fa. MIBA

Coatings) und Biomaterialdatenbank⁵² entspricht er den Anforderungen der Bioverträglichkeit und die Beschichtungskosten sind moderat (s. *Anhang S. 174*).

Siliziumnitrid/-karbid: Weisen höhere Oberflächenhärte und Druckfestigkeit auf als AISI 440A, sind lt. Patentschrift⁵³ bioverträglich und wurden bereits im medizinischen Bereich eingesetzt. Diese Beschichtungen sind relativ günstig im Handel erhältlich (nicht im Lieferprogramm von Fa. MIBA Coatings).

Titannitrid/-karbid: Besitzt höhere Oberflächenhärte und Druckfestigkeit als der AISI 440A und ist bioverträglich. TiN ist eine Standardbeschichtung und daher günstig erhältlich (s. *Anhang S. 173*).

Tantalkarbid: Dieser Stoff weist eine hohe Oberflächenhärte und eine mit AISI 440A vergleichbare Druckfestigkeit auf, ist ebenfalls bioverträglich, jedoch sehr kostspielig (nicht im Lieferprogramm von Fa. MIBA Coatings).

Zirkoniumoxid Y-TZP und PSZ: Weist sehr hohe Härte und sehr hohe Druckfestigkeit auf; jedoch sehr kostspielig, dafür aber auch sehr bioverträglich (s. *Anhang S. 171*).

Sialon (Si-Al-O-N): Besitzt höhere Oberflächenhärte und Druckfestigkeit als AISI 440A. Sialon wurde bisher noch nicht im medizinischen Bereich eingesetzt, da die Bioverträglichkeit nicht eindeutig bewiesen ist. Kostenmäßig befindet sich diese Beschichtung im Mittelfeld.

Es konnten nicht alle möglichen Beschichtungen berücksichtigt werden, da es sehr schwierig ist, Unternehmen zu finden, welche im Stande sind, alle in Frage kommenden Prototypen herzustellen. Des Weiteren sind solche Beschichtungsvorgänge sehr kostspielig und würden einen enormen Aufwand an Umrüstungsvorgängen/-kosten bedeuten. Besonderes Augenmerk bzgl. der Auswahl wurde von Seiten des Beschichtungsunternehmens (Fa. MIBA Coatings) auf die Oberflächenstruktur gelegt. Die ausgewählten Beschichtungswerkstoffe weisen im Gegensatz zu Metallen eine äußerst glatte Struktur auf. Sie neigen daher nicht, wie jene zur Oberflächenbenetzbarkeit und infolgedessen zu Verschleißanfälligkeit. Eine Wiederverwendbarkeit von beschichteten Bohrern ist durch übliche Sterilisation problemlos möglich.

Zu beachten ist, dass einige Beschichtungskombinationen schon im Jahre 2000 von dem Deutschen Unternehmen CERAMTEC AG patentiert wurden (*Patentschrift Medizinische Instrumente WO 00/61517*).⁵⁴

⁵² UNIVERSITÄT MAGDEBURG

⁵³ Vgl. PATENTSCHRIFT MEDIZINISCHE INSTRUMENTE, 2000, S. 4

⁵⁴ PATENTSCHRIFT MEDIZINISCHE INSTRUMENTE, 2000

Als Ergebnis wurden daher schlussendlich folgende Beschichtungen für die Belastungsbohrversuche (s. Kap. 5) ausgewählt:

- **Titannitrid**
- **Zirkoniumoxid Y-TZP**
- **Diamant bzw. DLC (Diamond like carbon)**

Deren Werkstoffeigenschaften sind in Tab. 7 gegenübergestellt:

		AISI 440A	Diamant / DLC	Titannitrid / - karbid	Zirkoniumoxid Y-TZP
			C	Ti/0.97C	ZrO ₂
Oberflächenhärte	HV	500	4200-4900	2500-3200	1330-1470
Druckfestigkeit	N/mm ²	1490-1820	10000-20000	2290-3750	10700-11800
Biegefestigkeit	N/mm ²	1490-1820	2600-3000	275-450	1290-1420
Bruchzähigkeit	MPa/m ^{1/2}	17-34	3-3,7	2 bis 3	6 bis 9
Biokompatibilität	-	y	y	y	y
PVD / CVD	-	y	y	y	y
Korrosionsbest.:					
<i>H₂O normal</i>	-	e	e	e	e
<i>H₂O salzig</i>	-	e	e	e	e
<i>Säure schwach</i>	-	e	e	e	e
<i>Säure stark</i>	-	a	e	a	a
<i>Base schwach</i>	-	e	e	e	e
<i>Base stark</i>	-	l	a	e	a
<i>Organ. Lösungen</i>	-	e	e	e	e
<i>UV beständig</i>	-	e	e	e	e
<i>Oxidationsbest. 500°C</i>	-	e	e	e	e

a: acceptable, e: excellent, l: limited use, u: unacceptable, y: yes, n: no

Tabelle 7: Werkstoffeigenschaften Beschichtungen

3.6.3 CES Werkstoffwahl „Schaft/Bohrer - Kombination“

Bei diesem Bohrertyp handelt es sich wiederum um eine Kombination von zwei verschiedenartigen Werkstoffen. Allerdings um keine untrennbar verbundene Werkzeugeinheit, sondern um zwei unterschiedliche, separate Bauteile.

Der Vorteil dieser Kombination besteht darin, dass einerseits die günstigen mechanischen Eigenschaften zweier Werkstoffe kombiniert werden können, andererseits ein Bauteil ausgewechselt werden könnte, wenn Verschleißerscheinungen auftreten.

Der Schaft würde nach den Kriterien des beschichteten Grundkörpers (Biegefestigkeit, Bruchzähigkeit und kostengünstige Herstellung) ausgewählt werden. Unter diesen Parametern würde die Wahl derzeit auf den AISI 440A/B/C

fallen, da dieser, trotz schlechterer mechanischer Eigenschaften als der HSS-6-5-2, die bessere Biokompatibilität besitzt, obwohl dieser ebenfalls ein Eisenbasiswerkstoff ist. Der HSS-6-5-2 ist gegenüber körpereigenen Flüssigkeiten, wie bereits zuvor erwähnt, zu wenig beständig.

Die Werkstoffwahl des Bohrkopfes würde ähnlich, wie jene eines Vollbohrers erfolgen – wobei die Biegefestigkeit nicht berücksichtigt werden muss. Da der Bohrkopf nur eine geringe Länge aufweist und der Schaft den größten Teil der Konstruktion einnimmt, würde er den Großteil der Biegebeanspruchung aufnehmen. Die Wahl des Bohrerkopfes fällt damit erneut auf den Werkstoff Zirkoniumoxid Y-TZP, welcher eine sehr glatte Oberfläche und eine hohe Verschleißbeständigkeit aufweist. Dadurch ist jener mehrfach verwendbar.

Die größte Schwachstelle dieser Variante ist vermutlich die Fügestelle zwischen Schaft und Bohrkopf. Einerseits dürfte sich der Bohrkopf während des Einsatzes im Knochengewebe nicht lockern oder lösen, andererseits wäre ein einfacher Wechsel des Bohrkopfes zur Erneuerung oder Sterilisation wünschenswert. Da dies einer sehr aufwendigen Konstruktion entspricht und somit den Rahmen einer Diplomarbeit sprengen würde, wird auf diesen Konstruktionstyp nicht weiter eingegangen.

4 Erstellung eines Versuchsplans für weitere Bohrversuche

Dieses Kapitel beschäftigt sich mit der Bohrversuchsplanung und der Auswahl relevanter Parameter, um die ausgewählten Werkstoffe auf ihre Verschleißbeständigkeit testen zu können.

4.1 Einflussfaktoren des Bohrerverschleißes

In Abb. 63 wird eine Übersicht der einzelnen Einflussfaktoren auf den Bohrerverschleiß und dessen Folgen gezeigt:

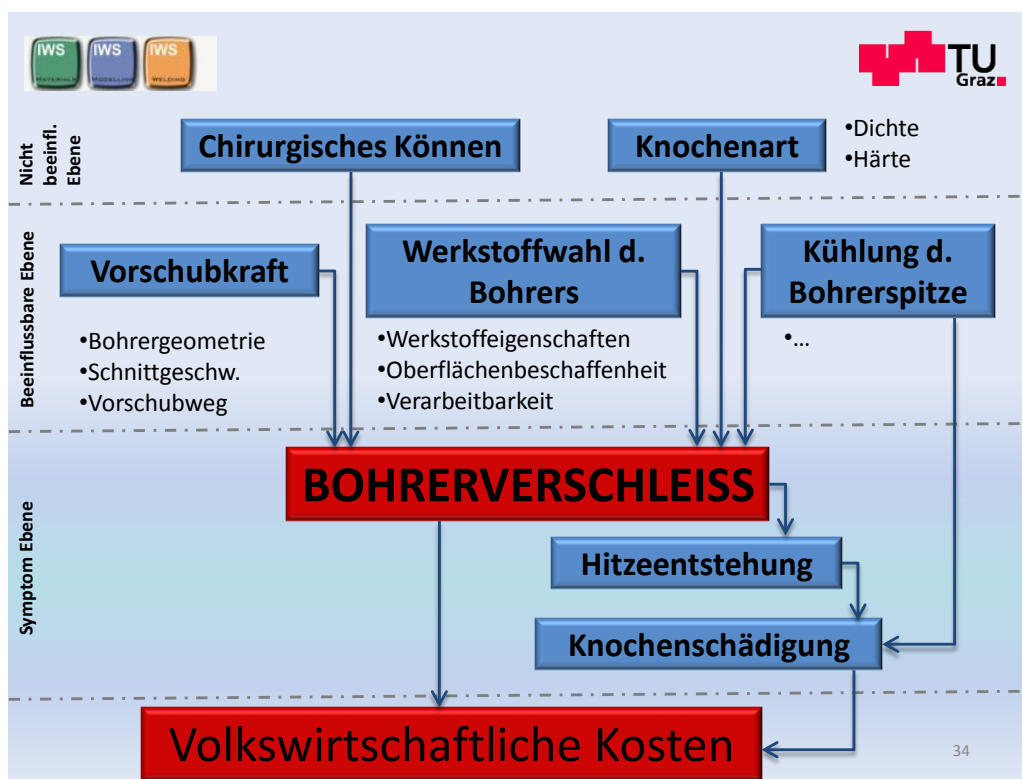


Abbildung 63: Einflussfaktoren auf den Bohrerverschleiß

Diese lassen sich durch verschiedene Ebenen der Beeinflussbarkeit unterscheiden:

4.1.1 Erste Ebene – Nicht beeinflussbare Bohrerverschleißfaktoren

Die erste Ebene beinhaltet das chirurgische Können und die zu bohrende Knochenart. Der Einflussfaktor „Chirurgisches Können“ würde theoretisch sehr wohl beeinflussbar sein, jedoch gibt es momentan noch keine ernsthaften Bestrebungen von Seiten der Chirurgen, diesen durch technische Hilfsmittel zu unterstützen. Der Faktor „Knochenart“ wird hingegen nie beeinflussbar sein, da jeder Patient eine unterschiedliche Knochenstruktur besitzt.

4.1.1.1 Knochenstruktur und empfohlene Bohrgeschwindigkeit

DIYA analysiert in seiner Arbeit wie folgt: „Die Knochenstruktur gibt Auskunft über das Verhältnis der Kortikalis zur Spongiosa und deren Aufbau. Beurteilt werden die Dicke der Kortikalis und der Spongiosatrabekel, der Mineralisationsgrad sowie das Ausmaß der Spongiosazwischenräume. Die Einteilung der Knochenstruktur (s. Abb. 64) kann klinisch intraoperativ nach ihrer Dichte klassifiziert werden (Knochenstrukturklassen). Die Bohrgeschwindigkeit richtet sich nach der Knochendichte und der Temperaturentwicklung. Eine hohe Geschwindigkeit wird nur in einem weichen Knochen (Typ III oder IV) befürwortet. Bei einer Knochenstruktur vom Typ I bzw. Typ II haben sich niedrige Bohrgeschwindigkeiten bewährt.“⁵⁵

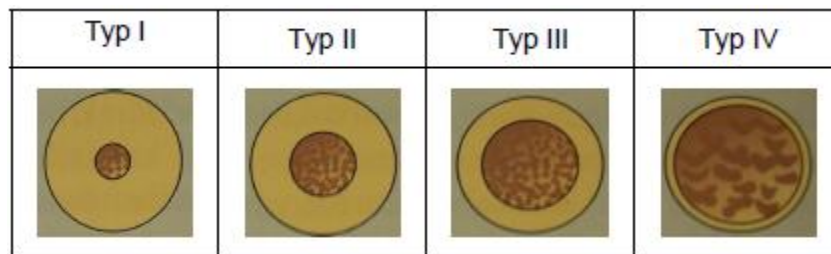


Abbildung 64: Klassifizierung der Knochenqualität nach Lekholm und Zarb⁵⁶

4.1.2 Zweite Ebene – Beeinflussbare Bohrerverschleißfaktoren

Die zweite Ebene beinhaltet a) die verwendete Vorschubkraft, b) den Bohrerwerkstoff und c) eine eventuelle Kühlung der Bohrspitze.

- a) Die Vorschubkraft wiederum ist abhängig von folgenden Bohrparametern:
- der Schnittgeschwindigkeit v_c (m/min) und sich daraus ergebenden Drehzahl n (U/min)
 - dem Vorschubweg f (mm/U) und die daraus resultierende Vorschubgeschwindigkeit v_f (mm/min)
 - der Bohrergeometrie (Spitzen-, Querschneidenwinkel, Hinterschliff der Querschneide, Anzahl der Hauptschneiden, Anschlag der Hauptschneiden, Drall-, Keil- und Freiwinkel etc.)

Der Zusammenhang zwischen diesen Parametern und den auftretenden Kräften wird durch spezielle Formeln für die Berechnung der Schnittkraft beschrieben und kann aus einschlägiger Literatur entnommen werden.

⁵⁵ DIYA, 2005, S. 21

⁵⁶ DIYA, 2005, S. 21

Da jedoch konkrete Schnittwerte, wie z.B. die spezielle Schnittkraft $k_{c1.1}$ für die Knochenzerspanung nicht auffindbar sind und diese von Knochen zu Knochen sehr stark variieren, sind Schnittkraft und Leistungsberechnung z.Zt. noch mit äußerster Vorsicht zu genießen. Es empfiehlt sich daher eher eine experimentelle Ermittlung der Schnittkräfte durch diverse Messeinrichtungen.

Wichtig sei zu erwähnen, dass die Vorschubkraft und die damit verbundene Zerspandauer, die sich aus Vorschubgeschwindigkeit / Kortikalisdicke errechnet (Vorschubgeschwindigkeit = Drehzahl * Vorschubweg), einen direkten Einfluss auf die Verschleißentstehung des Bohrers und somit auf die Temperaturentwicklung im Knochen haben. Aus unseren Versuchen (s. Kap. 2.2) ging jedoch hervor, dass der Einfluss der Vorschubkraft auf den Bohrerverschleiß größer ist, als jener der Bohrdauer. Aus dieser Überlegung heraus nimmt die Bohrdauer daher eher eine untergeordnete Rolle ein und ist im Modell der Einflussfaktoren nicht angeführt.

Eine Variation dieser oben genannten Parameter, wurde jedoch bereits von SCHMELZEISEN⁵⁷ und FUCHSBERGER⁵⁸ untersucht. Die Ergebnisse können aus Kapitel 1.4.3, 2.3, 4.2 entnommen werden.

- b) Die Wahl des optimalen Bohrerwerkstoffes erfolgte im Kapitel 3.
- c) Die Verwendung eines Kühlmittels hat ebenfalls Einfluss auf den Bohrerverschleiß und noch mehr auf die Temperaturentwicklung im Knochen selbst. Eine Kühlung erfolgt während der Bohrung zumeist mit Wasser, welches ein zu starkes Erwärmen des Knochens verhindern soll. Je nach Temperatur im Knochen erfolgt eine Schädigung der Knochenstruktur.

4.1.3 Dritte Ebene – Symptomebene

Alle oben genannten Einflussfaktoren, wie, chirurgisches Können, zu bohrende Knochenart, Vorschubkraft, verwendeter Bohrerwerkstoff und Kühlung des Knochens bzw. der Bohrerspitze, haben Einfluss auf den Bohrerverschleiß.

Dieser Verschleiß an der Bohrerspitze lässt durch Reibung zwischen Bohrerspitze und Knochen Wärme (thermische Noxen) entstehen, die eine Knochenschädigung (thermische Nekrosen) hervorruft (s. Kap. 1.4.2ff). Die Folge dieser auftretenden Komplikationen sind eine Herabsetzung der Haltefestigkeit der Schrauben im Knochen, eine Verzögerung der Heilung des Patienten und ein enormer Heilkostenanstieg.

⁵⁷ Vgl. SCHMELZEISEN, 1990

⁵⁸ Vgl. FUCHSBERGER, 1986

Die Verwendung von zusätzlichen neuen, scharfen Bohrern bzw. ein Nachschäfen jener, treibt die Kosten weiter in die Höhe.

4.2 Literaturstudie – Einflussfaktoren der Bohrparameter auf die Vorschubkraft

In der Studie von SCHMELZEISEN⁵⁹ wurden die einzelnen Bohrparameter, wie Bohrergerometrie, Drehzahl und Vorschub bzgl. des Bohrens von Knochen genauer untersucht. Diese Ergebnisse sind für die Erstellung eines weiteren Versuchsplans von großer Bedeutung, da sie in direktem Zusammenhang mit der Vorschubkraft und deren Auswirkung auf den Verschleiß stehen. Die betrachteten Parameter und die erhaltenen Ergebnisse werden in den nächsten Kapiteln erläutert:

4.2.1 Die Bohrergerometrie

SCHMELZEISEN hat in seiner Studie erkannt, dass sich die aufzuwendende Vorschubkraft (K_p ; 1 K_p entspricht 9,81N) bei konstanter Umdrehungszahl n (U/min), bei festgelegtem Bohrweg pro Umdrehung und verschiedenen Bohrergerometrien z.T. erheblich unterscheidet.⁶⁰

„Spiralbohrertypen mit kleinerem Anschliff (Spitzenwinkel ϕ : 60° und 75°) zeigten eindeutig bessere Werte als Bohrer mit großem Winkel (s. Abb. 65 und Tab. 8, S. 72). Die Vorschubkraft kann bei der günstigeren Anschliffart nur 1/3 bis 1/4 der Werte betragen, wie sie bei flacherer Formgebung aufgewendet werden müssen.“⁶¹

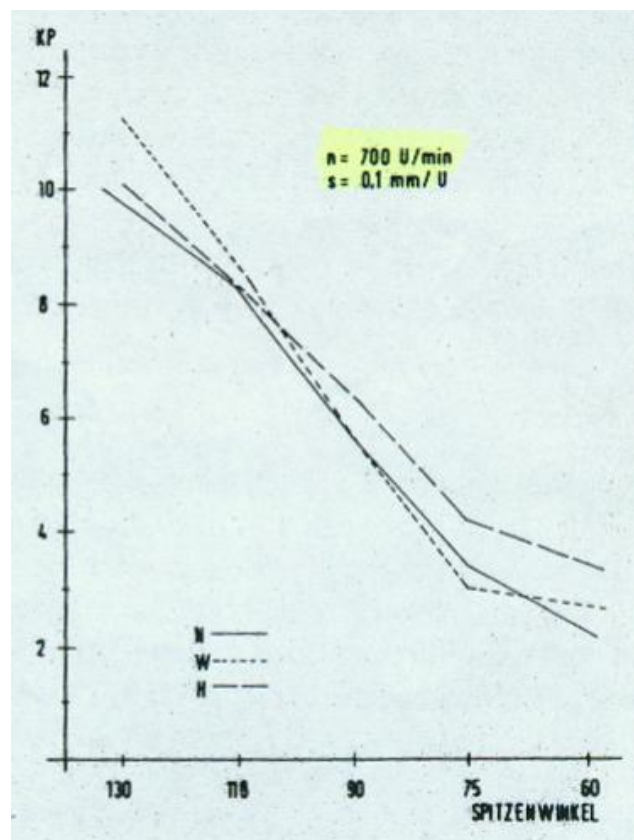


Abbildung 65: Zusammenhang von Spitzenwinkel und Vorschubkraft⁶²

⁵⁹ Vgl. SCHMELZEISEN, 1990

⁶⁰ Vgl. SCHMELZEISEN, 1990, S. 39

⁶¹ SCHMELZEISEN, 1990, S. 39

Des Weiteren hat er eher einen verhältnismäßig geringeren Einfluss des Drallwinkels festgestellt, der in Kombination mit den verschiedenen Spitzenwinkeln keine wesentlichen Unterschiede in den Kurven erkennen ließ.⁶³ Die Buchstaben N, W und H stellen die verschiedenen Spiralbohrertypen dar, wobei N einen Drallwinkel (γ_f) um 30° , W einen γ_f über 30° und H einen γ_f um 15° aufweist.⁶⁴

„Da sich die Kurven z.T. mehrfach überschneiden, lässt sich aufgrund dieser Befunde keine sichere Abhängigkeit der Schneidleistung des Bohrers beim Kortikalen Bohrvorgang im Hinblick auf den Drallwinkel (Spanwinkel) angeben.“⁶⁵

σ 130° (N)	9,8	9,8	9,9	10,0	10,1	10,1
σ 130° (W)	11,0	11,1	11,2	11,5	11,6	11,6
σ 130° (H)	10,0	10,1	10,1	10,1	10,2	10,2
σ 118° (N)	8,1	8,1	8,2	8,2	8,2	8,3
σ 118° (W)	8,5	8,7	8,8	8,8	9,0	9,2
σ 118° (H)	8,2	8,2	8,3	8,3	8,4	8,5
σ 90° (N)	5,4	5,4	5,5	5,6	5,7	5,7
σ 90° (W)	5,4	5,5	5,5	5,6	5,7	5,8
σ 90° (H)	6,0	6,1	6,2	6,4	6,4	6,4
σ 75° (N)	3,4	3,4	3,5	3,6	3,6	3,6
σ 75° (W)	2,9	2,9	3,0	3,0	3,1	3,1
σ 75° (H)	3,9	3,9	4,0	4,2	4,2	4,3
σ 60° (N)	2,0	2,0	2,1	2,1	2,1	2,1
σ 60° (W)	2,3	2,3	2,5	2,3	2,7	2,7
σ 60° (H)	3,1	3,1	3,4	3,4	3,4	3,5

Tabelle 8: Zusammenhang von Spitzenwinkel und Vorschubkraft⁶⁶

4.2.2 Die Umdrehungszahl (Schnittgeschwindigkeit)

Weiters konnte SCHMELZEISEN einen eindeutigen Zusammenhang von Umdrehungszahl und Vorschubkraft erkennen: Verglichen wurden drei verschiedene Umdrehungszahlen (500, 700, 900U/min), wobei sich für die niedrigeren Umdrehungszahlen jeweils die höchsten Werte der Vorschubkräfte ergaben (s. Abb. 66 und Tab. 9, S. 73).

⁶² SCHMELZEISEN, 1990, S. 39

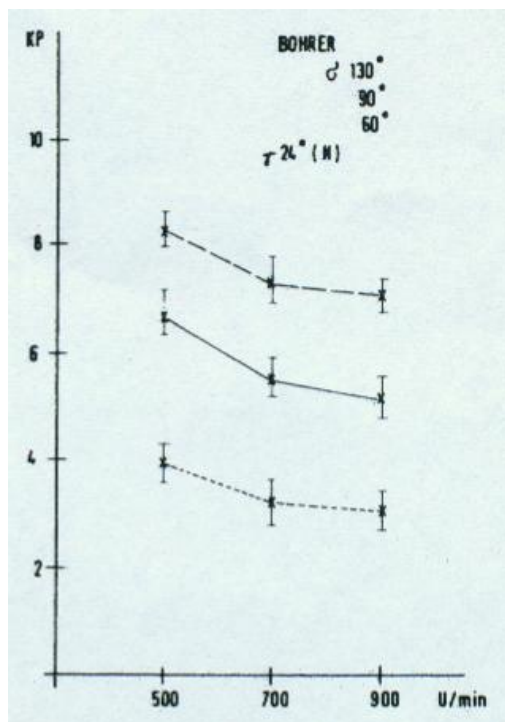
⁶³ Vgl. SCHMELZEISEN, 1990, S. 39

⁶⁴ Vgl. SCHMELZEISEN, 1990, S. 6

⁶⁵ SCHMELZEISEN, 1990, S. 39f

⁶⁶ SCHMELZEISEN, 1990, S. 40

Ansonsten zeigten sich bei geänderten Umdrehungszahlen und gleichen Bedingungen, im Hinblick auf die Geometrie des Bohrers, fast identische Kurvenverläufe.⁶⁷



U/min	$\sigma 130^\circ$	$\sigma 90^\circ$	$\sigma 60^\circ$
500	7,9	6,3	3,8
	8,0	6,4	3,8
	8,2	6,8	3,9
	8,2	6,8	4,0
	8,4	7,1	4,1
700	8,4	7,2	4,2
	6,9	5,3	2,9
	6,9	5,4	3,0
	7,1	5,6	3,1
	7,4	5,7	3,3
900	7,5	5,8	3,3
	7,7	5,9	3,5
	6,9	4,8	2,8
	6,9	4,9	2,9
	7,1	5,1	3,0
900	7,2	5,3	3,0
	7,2	5,3	3,3
	7,3	5,5	3,3

Tabelle 9: Zusammenhang von Drehzahl und Vorschubkraft⁶⁸

Abbildung 66: Zusammenhang von Drehzahl und Vorschubkraft⁶⁹

4.2.3 Der Vorschubweg

Eine weitere wichtige Erkenntnis von SCHMELZEISEN betrifft den Vorschubweg f (mm/U). Insgesamt wurden drei verschiedene Werte getestet (0.1, 0.2 und 0.3mm/U) mit dem Ergebnis, dass eine Änderung des Vorschubweges den stärksten Einfluss auf die Vorschubkraft hat (s. Abb. 67 und Tab. 10, S. 74). Eine Erhöhung des Vorschubweges von 0.1 auf 0.2 mm/U brachte einen Anstieg der erforderlichen Vorschubkräfte z.T. um mehr als 20N mit sich. Mit einem Vorschubweg von 0.3mm/U wurden, im Vergleich zum kleineren Vorschub von 0.1mm/U, nahezu die 4- bis 5fachen Werte gemessen.⁷⁰

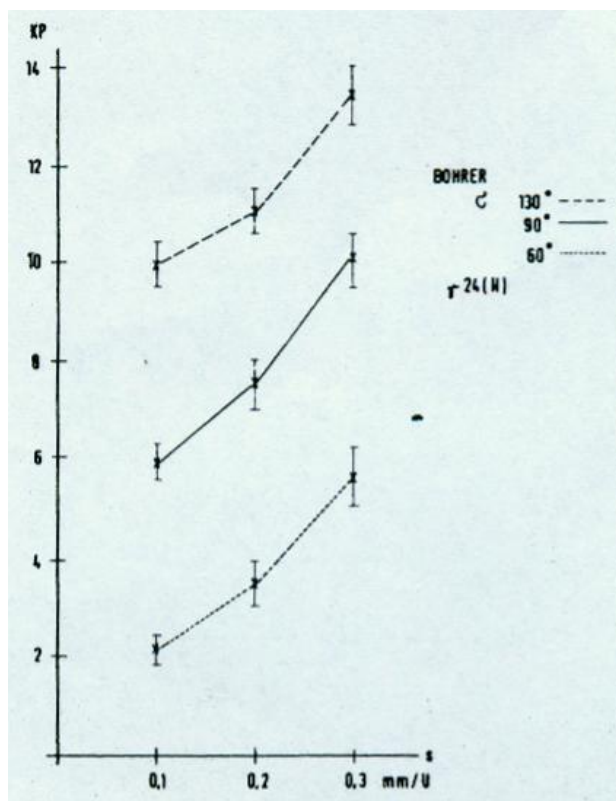
⁶⁷ Vgl. SCHMELZEISEN, 1990, S. 40

⁶⁸ SCHMELZEISEN, 1990, S. 41

⁶⁹ SCHMELZEISEN, 1990, S. 41

⁷⁰ Vgl. SCHMELZEISEN, 1990, S. 40

„Die bei dieser Versuchsserie benutzten Bohrer entsprachen in ihrer Geometrie den bei der Untersuchung mit verschiedenen Umdrehungszahlen verwendeten Typen (Spitzenwinkel φ : 60, 90 und 130°) bei jeweils gleichem Drallwinkel γ : 24°. Auch in dieser Serie erwiesen sich Bohrer mit spitzerem Anschlag (φ : 60°) als günstiger in Bezug auf die Vorschubkraft als solche mit flachem Anschlag.“⁷¹



mm/U	σ 130°	σ 90°	σ 60°
0,1	9,3	5,3	1,7
	9,4	5,5	1,9
	9,9	5,8	2,1
	10,1	5,9	2,2
0,2	10,2	6,0	2,2
	10,3	6,2	2,4
	10,4	6,9	2,9
	10,6	7,1	3,1
0,3	10,9	7,6	3,5
	11,0	7,8	3,5
	11,1	7,9	3,6
	11,3	8,0	3,9
0,3	12,6	9,2	4,9
	12,8	9,3	5,1
	13,2	9,9	5,2
	13,3	9,9	5,5
0,3	13,5	10,2	5,8
	13,9	10,3	6,1

Tabelle 10: Zusammenhang zwischen Vorschubweg und Vorschubkraft⁷²

Abbildung 67: Zusammenhang zwischen Vorschubweg und Vorschubkraft⁷³

Aus dieser Studie von SCHMELZEISEN lässt sich zusammenfassend sagen:

- Je größer der Spitzenwinkel, umso größer die Vorschubkraft
- Je niedriger die Drehzahl, umso größer die Vorschubkraft
- Je größer der Vorschubweg, umso größer die Vorschubkraft

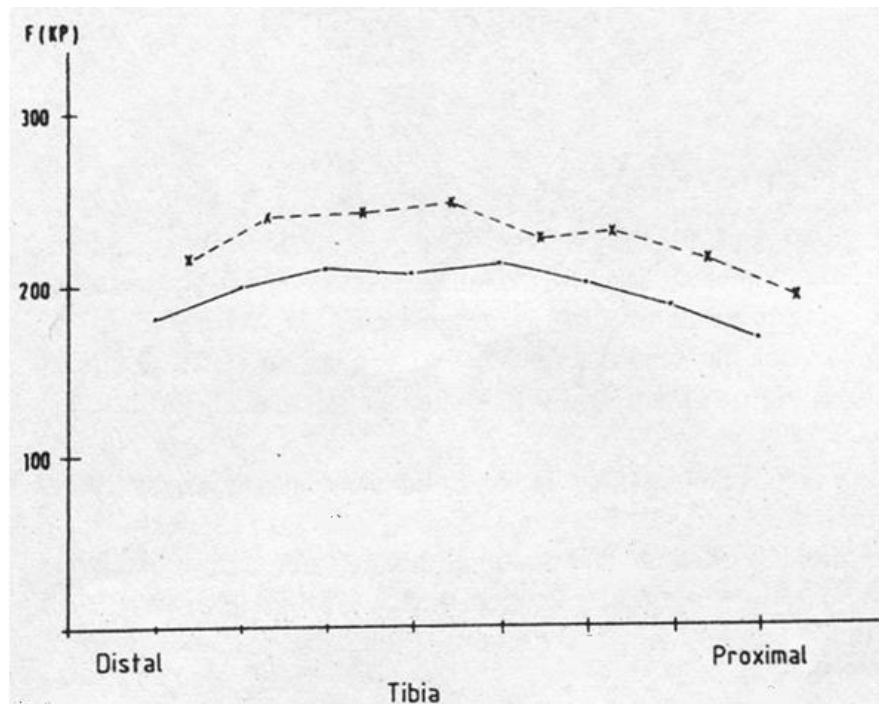
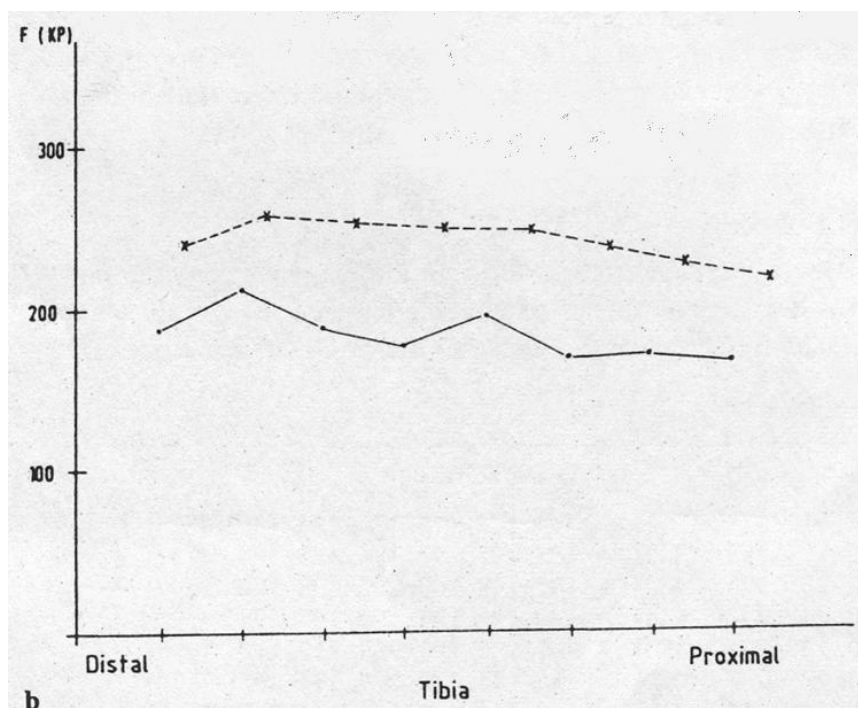
Außerdem wurde festgestellt, dass bei der Verwendung eines verschlissenen Bohrers deutlich höhere Temperaturgradienten und dadurch eine deutlich herabgesetzte Haltfähigkeit der Schrauben aufgetreten war. In den Graphiken (s. Abb. 68 - 69, S. 75 und Tab. 11, S. 76) sind oben die Normalwerte (- - -), unten die Werte bei thermischer Beeinträchtigung bzw. stumpfem Bohrer (-----) ersichtlich. „Distal“ bedeutet hierbei „weg vom Körper“ und „proximal“ – „hin zum Körper“.⁷⁴

⁷¹ SCHMELZEISEN, 1990, S. 41

⁷² SCHMELZEISEN, 1990, S. 42

⁷³ SCHMELZEISEN, 1990, S. 42

⁷⁴ Vgl. SCHMELZEISEN, 1990, S. 43

Abbildung 68: Haltefestigkeit der Schrauben bei erhitzter Knochenprobe⁷⁵Abbildung 69: Haltefestigkeit der Schrauben bei der Bohrung mit stumpfem Bohrer⁷⁶⁷⁵ SCHMELZEISEN, 1990, S. 44⁷⁶ SCHMELZEISEN, 1990, S. 44

	Normale Proben	Erhitzte Proben
Proximal	210, 212, 215, 217, 217, 218 (215)	170, 170, 174, 176, 176, 180 (174)
	225, 225, 230, 230, 232, 232 (229)	185, 185, 190, 194, 195, 195 (191)
	228, 230, 230, 235, 235, 235 (232)	195, 198, 200, 205, 208, 208 (202)
	232, 232, 235, 235, 240, 240 (236)	190, 194, 194, 196, 196, 198 (195)
	215, 218, 220, 220, 222, 225 (220)	202, 202, 206, 208, 210, 210 (206)
	218, 220, 220, 222, 225, 225 (222)	184, 184, 190, 190, 194, 195 (190)
	214, 216, 218, 218, 220, 220 (218)	172, 172, 178, 184, 184, 188 (180)
Distal	195, 195, 200, 200, 204, 206 (200)	150, 155, 158, 164, 165, 165 (160)
	Normale Proben	Stumpfe Bohrung
Proximal	232, 235, 236, 238, 240, 245 (238)	174, 174, 180, 180, 182, 186 (179)
	250, 256, 260, 260, 260, 260 (258)	200, 205, 210, 210, 212, 214 (209)
	246, 250, 250, 256, 256, 258 (253)	176, 178, 178, 180, 182, 186 (180)
	240, 244, 244, 248, 250, 252 (246)	170, 170, 174, 176, 178, 178 (174)
	238, 242, 245, 248, 248, 248 (245)	184, 194, 194, 200, 202, 206 (197)
	228, 232, 235, 235, 238, 240 (235)	150, 158, 160, 160, 162, 164 (159)
	220, 224, 224, 225, 230, 230 (226)	148, 158, 160, 162, 162, 164 (159)
Distal	216, 220, 220, 224, 226, 228 (222)	148, 150, 154, 154, 160, 160 (154)

Tabelle 11: Haltefestigk. von Schr. (Kp) bei erhitzten Knochen und stumpfen Bohrern⁷⁷

Bei den gemessenen Kräften ergaben sich für die erhitzten Knochenproben bzw. den stumpfen Bohrern stets geringere Werte, als es beim thermisch nicht geschädigten Knochen der Fall war. Die einzelnen Spalten der Tabelle (s. Tab. 11) von links nach rechts entsprechen den Bohrungen unterschiedlicher Kortikalisdicken (4,3-4,5-4,5-4,6-4,6-4,8mm).⁷⁸

4.3 Parameterwahl für Belastungsbohrversuche

Da die Ermittlung optimaler Bohrparameter hinsichtlich der vielfältigen Einflussfaktoren auf den Bohrerverschleiß (s. Abb. 63, S. 68) den Rahmen einer Diplomarbeit mehr als sprengen würde, lag hier der Schwerpunkt auf der Wahl eines optimalen Ersatzes für einen Bohrerwerkstoff, unter Berücksichtigung aller bisher gewonnenen Erkenntnisse. Die Vorgehensweise zur Erstellung eines Versuchsplanes, wurde von der Idee begleitet, einen Vergleich bzgl. Verschleißanfälligkeit zwischen dem neu gewählten Bohrermaterial (s. Ergebnisse in Kap. 3.6) und dem herkömmlichen AISI 440A, zu erhalten. Dazu sollten die einzelnen Bohrer unter Extrembedingungen getestet werden, um auch gleichzeitig das mögliche Potential des neuen Bohrerwerkstoffes einschätzen zu können. Eine zusätzliche Voraussetzung ist natürlich die Einhaltung aller medizinischen Kriterien (biomedizinische Verträglichkeit, kein Bruch des Bohrers während des Bohrvorganges etc.).

⁷⁷ SCHMELZEISEN, 1990, S. 43

⁷⁸ Vgl. SCHMELZEISEN, 1990, S. 43

Folgende bis jetzt gewonnenen Erkenntnisse wurden dabei berücksichtigt:

- Hohe Vorschubkraft bewirkt hohen Verschleiß
- Chirurgen bohren durchschnittlich mit Vorschubkräften von 45N
- Kleinere Spitzenwinkel (80°) erweisen sich bzgl. Vorschubkraft günstiger
- Die Drehzahl ist im Bereich von 700 - 800U/min etwas zu niedrig, um eine geringere Vorschubkraft zu erzielen
- Je geringer der Vorschub, umso deutlich geringer die Vorschubkraft
- Menschenknochen bewirken einen größeren Verschleiß bei Knochenbohrern als Kunstknochen

Ziel der weiteren Bohrversuche ist es, die Bohrer unter Extrembedingungen zu testen und dabei eine höchstmögliche, realistische Beanspruchung des Materials zu erzielen. Hierbei wurden die bisher ungünstigsten Werte ermittelt und für die Belastungsbohrversuche verwendet:

- Hoher Vorschubweg: Hat laut Studie SCHMELZEISEN⁷⁹ den größten Einfluss auf die Vorschubkraft. Gemäß Abbildung 67 entspricht ein Vorschub von 0.3mm/U einer Vorschubkraft von ca. 100N bei einem Spitzenwinkel von 90° . Das entspricht in etwa dem doppelten Wert der durchschnittlichen Vorschubkraft eines Standardchirurgen.
- Verwendung einer niedrigeren Drehzahl
- Der Spitzenwinkel beträgt bei den vorliegenden chirurgischen Bohrern ca. 80° . Andere zu testende Bohrer weisen einen höheren Spitzenwinkel auf. Daher sollten die chirurgischen Bohrer einer geringeren Verschleißbelastung unterliegen.
- Die Bohrversuche werden an Menschenknochen durchgeführt, da diese in der Vorversuchsserie den größten Verschleiß mit sich gebracht haben.
- Die Anzahl der Bohrungen wird stufenweise erhöht und die bisherige Anzahl weit übersteigen. So soll es möglich sein, eine Art Standzeit abschätzen zu können.

⁷⁹ SCHMELZEISEN, 1990, S. 40

Aus diesen Überlegungen gingen die nachfolgenden Bohrparameter für Belastungsbohrversuche (s. Tab. 12) hervor:

	Phase 1	Phase 2	Phase 3
Vorschubweg (mm/U)	0.3	0.3	0.3
Drehzahl (U/min)	500	500	500
Vorschubgeschwindigkeit (mm/min)	150	150	150
Spitzenwinkel (°)	80 - 135	80 - 135	80 - 135
Knochenmaterial	Mensch	Mensch	Mensch
Bohrungen (#)	20	40	60

Tabelle 12: Bohrparameter für Belastungsbohrungen

Die getroffene Wahl der Bohrerwerkstoffe und deren Überprüfung auf Tauglichkeit, erfolgt im nächsten Kapitel.

5 Belastungsbohrversuche

Dieses Kapitel beschreibt den Aufbau der Belastungsbohrversuche, deren Durchführung und die Beurteilung der erhaltenen Ergebnisse.

5.1 Bohrparameter

Die ausgewählten Knochenbohrkonstruktionen (s. *Kap. 3.5ff*) und den für die Belastungsbohrungen erstellten Bohrparameterplan (s. *Tab. 12, S. 78*) stellen die Grundlage unserer Abschlusstests dar. Leider konnten nicht alle ausgewählten Beschichtungen geliefert werden. Daher mussten die Bohrversuche auf folgende Vollbohrer und folgende Beschichtungen, welche aber trotzdem allgemein gültige Eigenschaften einer Beschichtung erkennen ließen (niedriger Reibungskoeffizient, hohe Oberflächenhärte etc.), eingeschränkt werden:

Beschichtete Varianten:

- Synthes Standard Knochenbohrer aus AISI 440A mit DLC-Grafitic Beschichtung von Fa. MIBA
- Synthes Standard Knochenbohrer aus AISI 440A mit DLC+Titan Beschichtung von Fa. MIBA
- Zgonc Baumarkt Spiralbohrer (Verkaufspreis 30 Cent) aus HSS mit DLC-Grafitic Beschichtung von Fa. MIBA
- Zgonc Baumarkt Spiralbohrer (Verkaufspreis 30 Cent) aus HSS mit DLC+Titan Beschichtung von Fa. MIBA

Aufgrund der mangelnden Schneiden- und Oberflächenqualität konnten von Fa. MIBA nicht alle Rohbohrer (Synthes Standard Knochenbohrer aus AISI 440A und Zgonc Baumarkt Spiralbohrer 30 Cent aus HSS) beschichtet werden konnten.

Vollbohrer:

- Fa. Brasseler Standard Knochenbohrer AISI 440B mit AO-Anschluss unbeschichtet
- Fa. Brasseler CeraDrill – Pilotbohrer aus ZrO₂ für Implantatbohrungen im Dentalbereich

Der Bohrparameterplan blieb hingegen unverändert (s. *Tab. 12, S. 78*).

5.2 Maschinelle und händische Bohrungen

Alle Bohrerkonstruktionen wurden für zwei verschiedene Belastungsvarianten getestet, um so einen größeren Bereich an Einsatzbedingungen abdecken zu können. Dies erlaubt in Folge eine höhere Aussagekraft bzgl. der Verschleiß- und Standzeit. Die Belastungsvarianten unterscheiden sich durch:

- a) Maschinelle Bohrversuche: Diese wurden an der zur Verfügung stehenden FSW-Anlage am IWS durchgeführt (s. Kap. 2.2). Die Bohrparameter konnten hierbei konstant gehalten werden (s. Abb. 70 und 71).



Abbildung 70: Bohrmeister Herr Andreas Hütter an der FSW-Anlage



Abbildung 71: Belastungsbohrung mit Brasseler CeraDrill an der FSW-Anlage

b) Handbohrversuche: Dabei wurden die Knochen in einem Schraubstock eingespannt und mit einer elektr. Handbohrmaschine (normales Spannfutter für Zylinderschaft, max. 1300W) die Bohrungen getätigt (s. Abb. 72). Es wurde dabei versucht, eine sehr hohe Belastung für den Bohrer, was der eines ungeübten Chirurgen entspricht (zu hohe Vorschubkraft, Verlaufen beim Ansetzen der Bohrerspitze etc.), zu simulieren. So konnte ein Nachempfinden tatsächlicher Einsatzbedingungen während einer Operation angestrebt werden:



Abbildung 72: Belastungsbohrung mit Brasseler CeraDrill per Hand

•) kein Konstanthalten der Bohrparameter, •) inklusive Auftreten von Belastungsspitzen in Form von unterschiedlich einwirkenden Kräften auf die Bohrerspitze (s. Abb. 13, S. 16 und Kap. 1.2.1). Anzahl der Bohrungen, des verwendeten Bohrmaterials und der Drehzahl entsprachen dem Versuchsplan.

5.3 Verschleißerscheinungen bei Belastungsbohrversuchen

Es wurden die einzelnen Bohrerkonstruktionen, betreffend deren Verschleiß, vor Versuchsbeginn und danach gegenübergestellt. Dies wird so gehandhabt, dass jeweils die REM-Bilder des neuen, unbenützten Bohrers samt Detailvergrößerung zu Beginn gezeigt werden. Danach folgen die Bilder in aufsteigender Reihenfolge, d.h. nach Anzahl der Bohrungen. Dabei ist jedoch zwischen maschinellen Bohrungen und Handbohrungen zu unterscheiden. Das Programm, welches per FSW gebohrt wurde, kommt zuerst. Details, welche als wichtig betrachtet werden, sind ebenfalls mit REM-Bildern hervorgehoben.

5.3.1 Synthes Standard AISI 440A / DLC-Grafitic Beschichtung

5.3.1.1 Bohrerbild 440A DLC-Grafitic vor dem ersten Bohrversuch

Der Bohrer weist in ungebrauchtem Zustand eine etwas raue Oberfläche auf, wobei zusätzlich an den Kanten kleine Partikel bzw. Pusteln auftreten. Diese könnten auch von der Fertigung zurückgebliebene Restspäne sein, da die Kanten sauberlich abgerundet sind (s. Abb. 73 und 74).

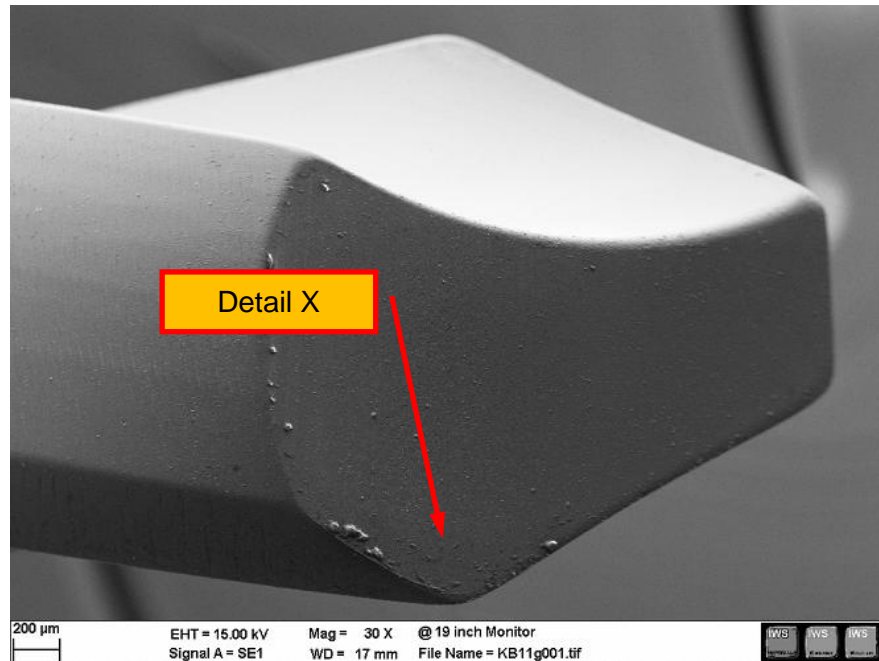


Abbildung 73: Synthes 440A DLC-Grafitic; unbenützt; REM (30 X)

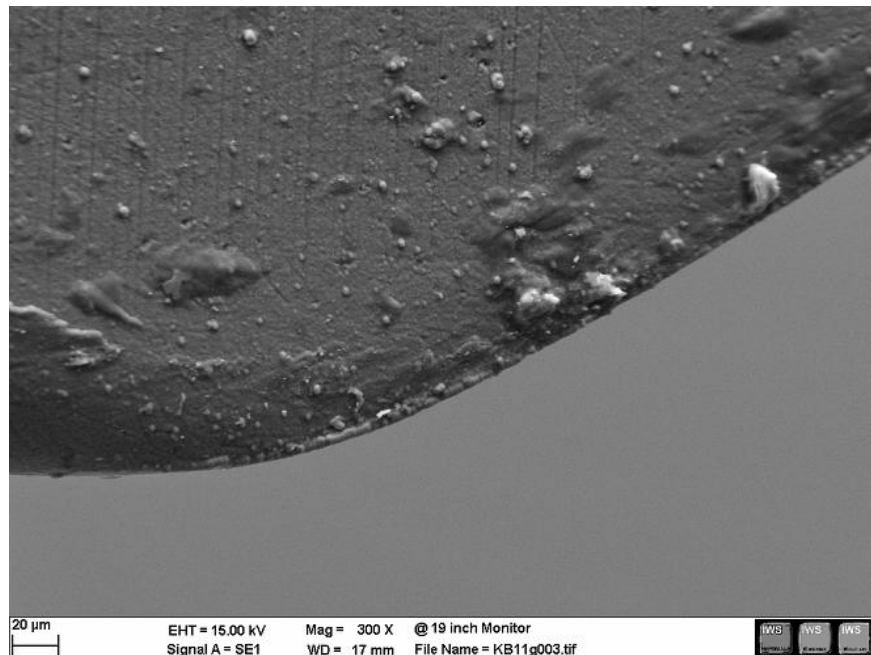
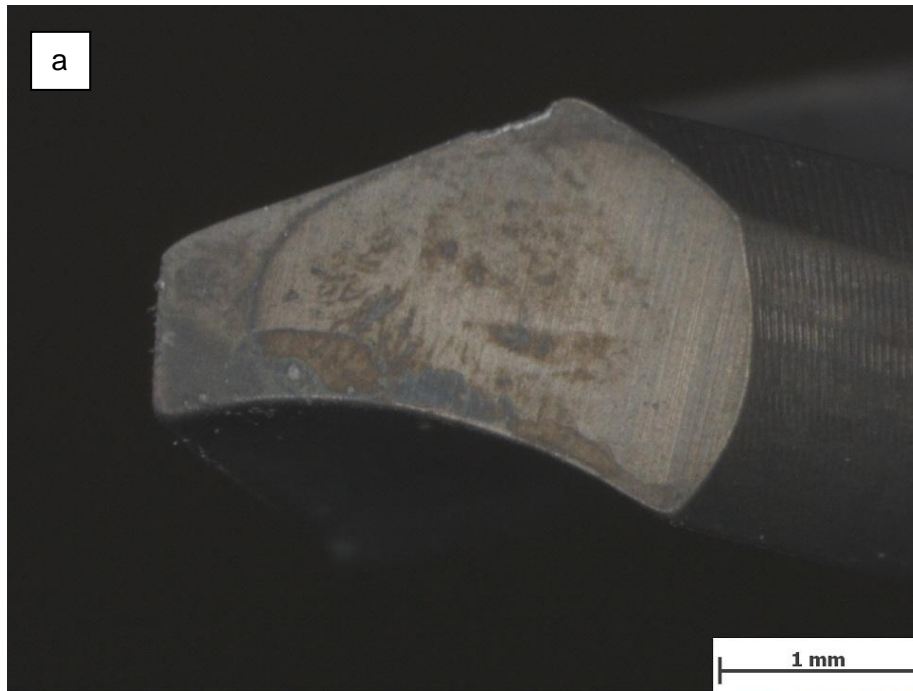


Abbildung 74: Detail X; Synthes 440A DLC-Grafitic; unbenützt; REM (300 X)

5.3.1.2 Bohrerbild 440A DLC-Grafitic nach 20 Bohrungen mit FSW

Nach 20 Bohrungen an der FSW zeigen beide Hauptschneiden im Stereomikroskop leichte Ausbrüche. An den Freiflächen, sowie an der Querschneide sind keine Verschleißerscheinungen erkennbar (s. Abb. 75).



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o038.jpg



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

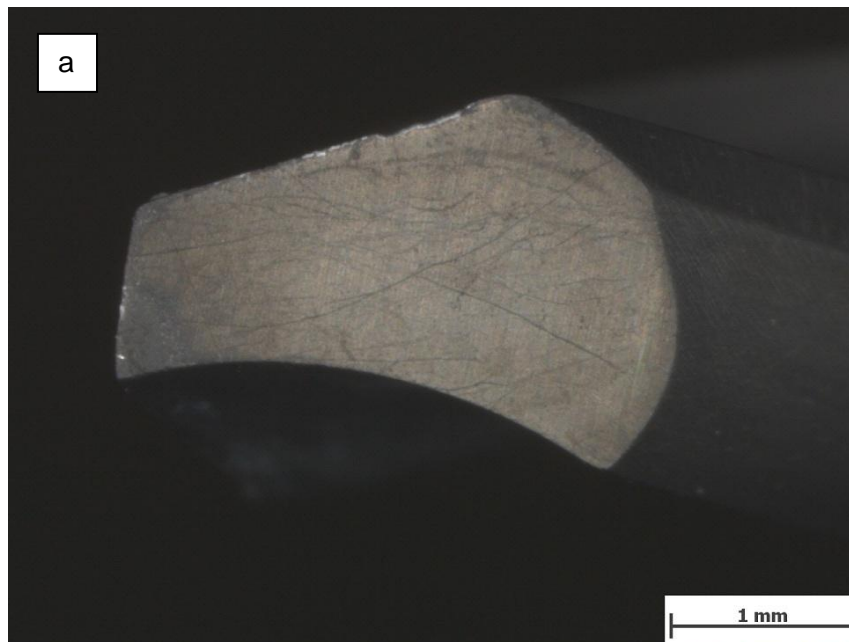
Bildname: kb11o040.jpg



Abbildung 75: Synthes 440A DLC-Grafitic; 20 Bohr. FSW; Stereo (30 X)

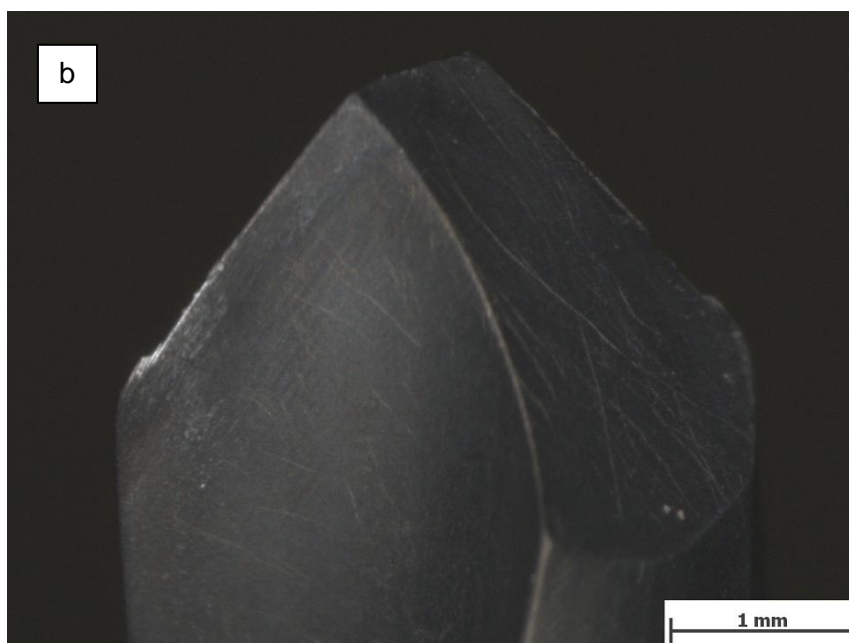
5.3.1.3 Bohrerbild 440A DLC-Grafitic nach 40 Bohrungen mit FSW

Nach 40 Bohrungen an der FSW treten entlang der Hauptschneiden leichte, abgerundete Ausbrüche auf. Die an der Oberfläche ersichtlichen Kratzer haben sich laut vorherigen REM-Aufnahmen in Abb. 74 schon vor dem Beschichtungsvorgang auf der Freifläche befunden. Trotz Beschichtung sind dennoch starke Schleifriefen zurückgeblieben (s. Abb. 76-79); dies weist auf eine sehr schwankende Fertigungsqualität hin.



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o033.jpg



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o035.jpg



Abbildung 76: Synthes 440A DLC-Grafitic; 40 Bohr. FSW; Stereo (30 X)

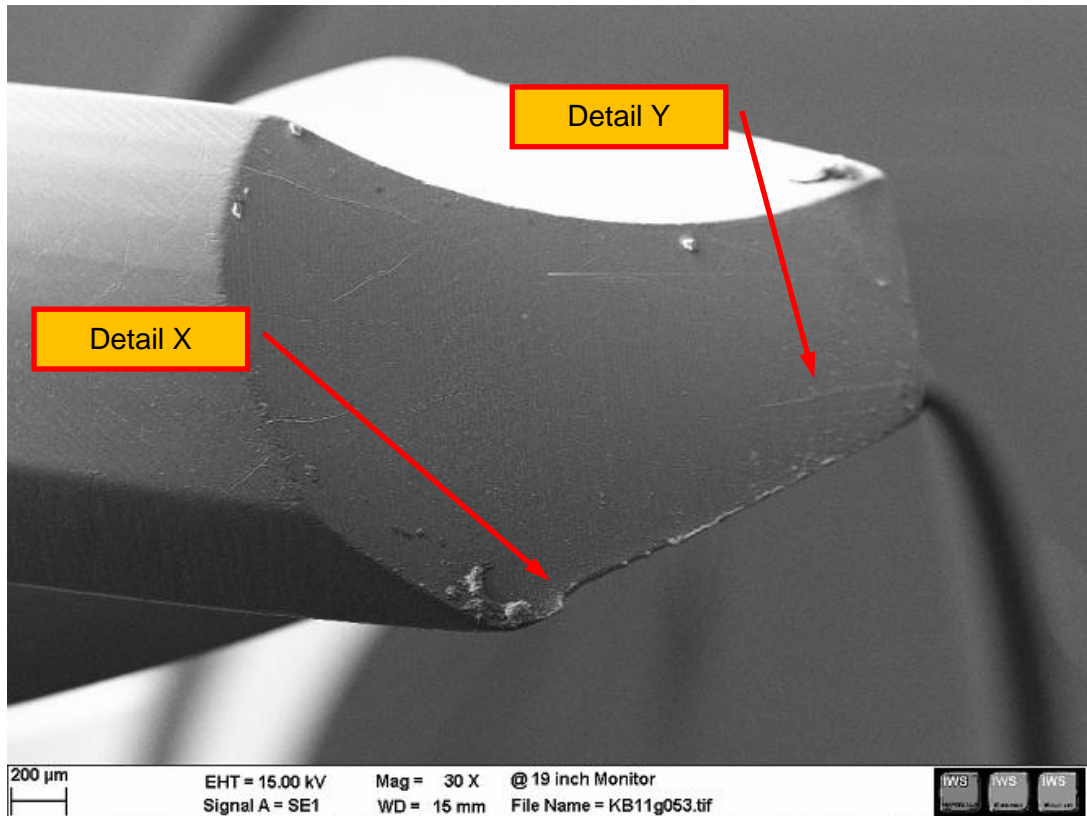


Abbildung 77: Synthes 440A DLC-Grafitic; 40 Bohr. FSW; REM (30 X)

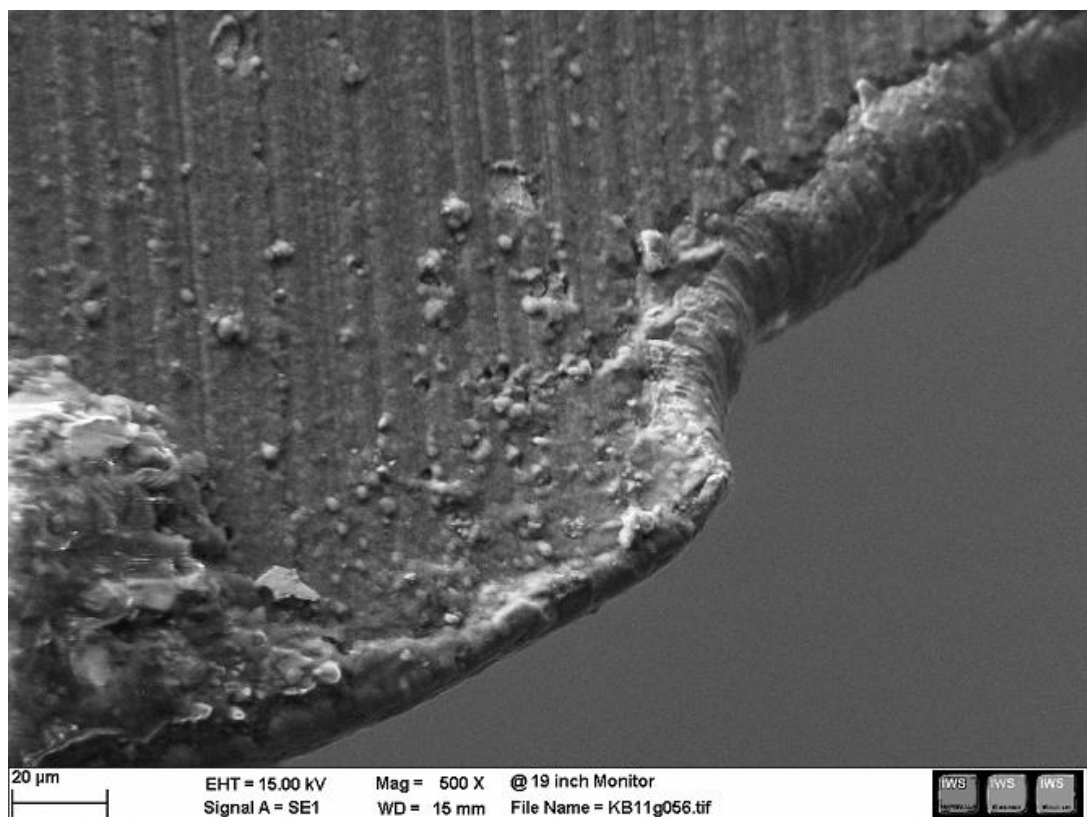


Abbildung 78: Detail X; Synthes 440A DLC-Grafitic; 40 Bohr. FSW; REM (500 X)

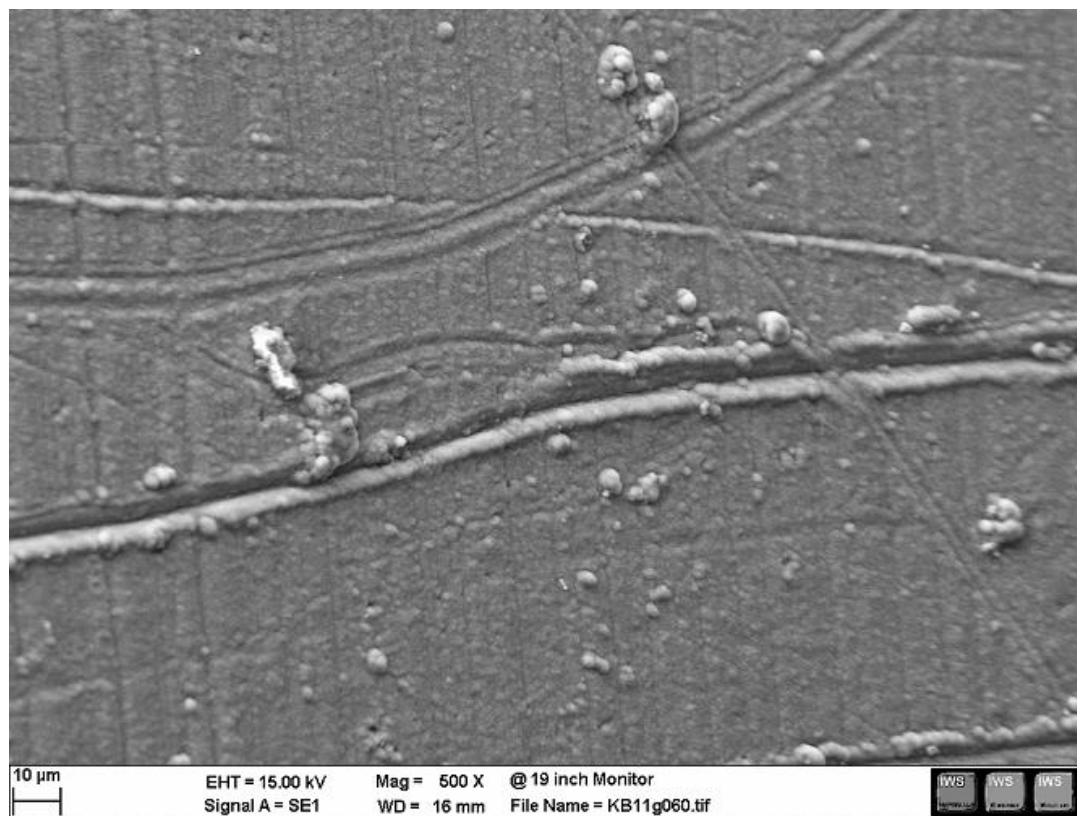


Abbildung 79: Detail Y; Synthes 440A DLC-Grafitic; 40 Bohr. FSW; REM (500 X)

5.3.1.4 Bohrerbild 440A DLC-Grafitic nach 60 Bohrungen mit FSW

Nach 60 Bohrungen lassen sich Ausbrüche auf beiden Seiten der Hauptschneide feststellen. Die Oberfläche des Bohrers weist keine Verschleißspuren auf (s. Abb. 80).

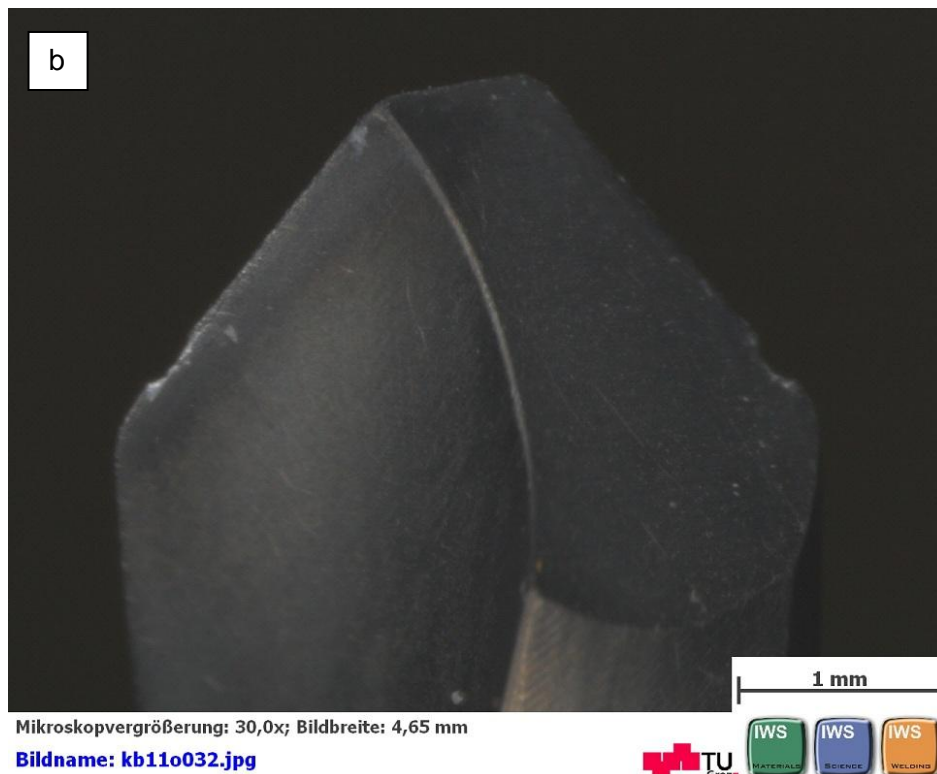
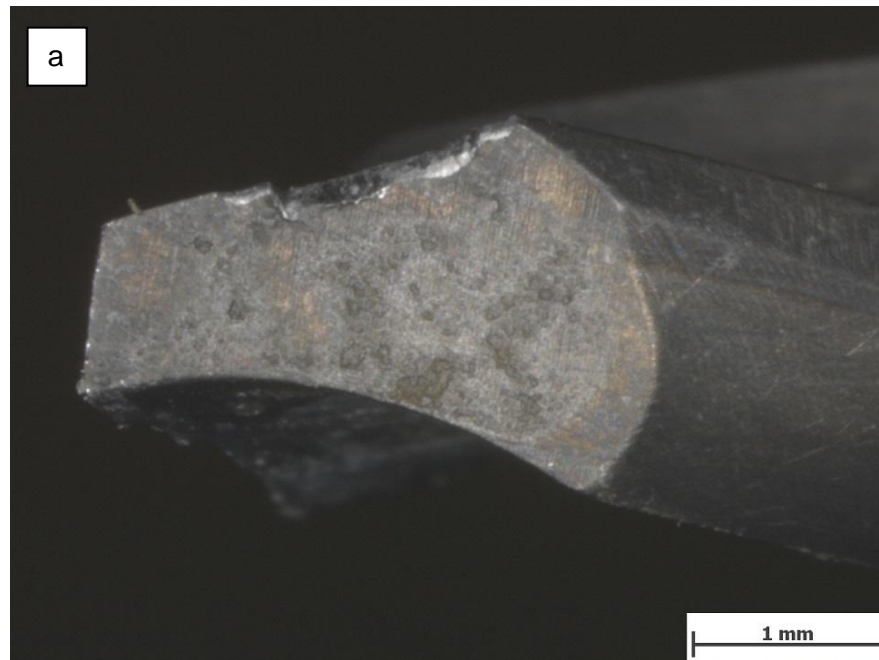


Abbildung 80: Synthes 440A DLC-Grafitic; 60 Bohr. FSW; Stereo (30 X)

5.3.1.5 Bohrerbild 440A DLC-Grafitic nach 20 Bohrungen mit Hand

Bereits nach 20 Bohrungen sind enorme, scharfkantige Ausbrüche entlang beider Hauptschneiden ersichtlich. Der scharfkantig verlaufende Bruchbereich weist darauf hin, dass der Bruch der Hauptschneide erst am Ende des Bohrzyklus eingetreten ist, da dieser ansonsten abgerundete Kanten aufweisen müsste (s. Abb. 81).



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o053.jpg



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o056.jpg



Abbildung 81: Synthes 440A DLC-Grafitic; 20 Bohr. Hand; Stereo (30 X)

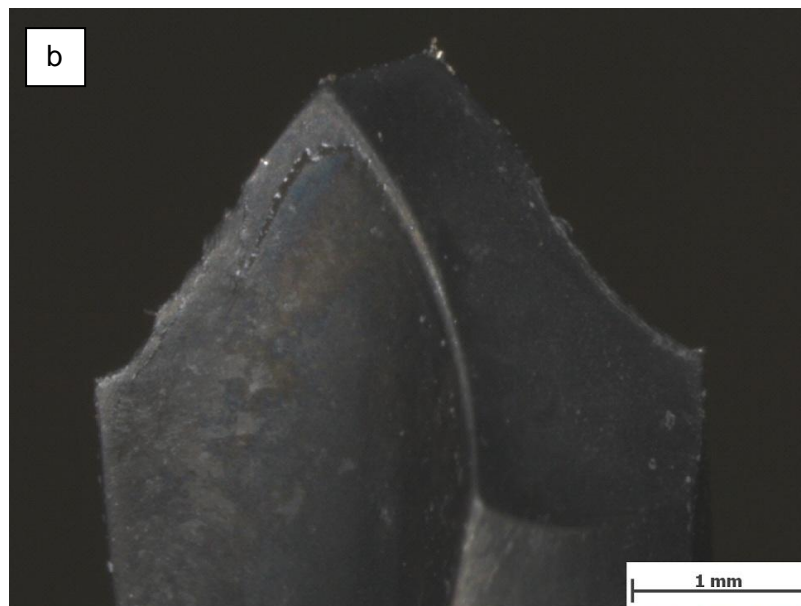
5.3.1.6 Bohrerbild 440A DLC-Grafitic nach 40 Bohrungen mit Hand

Nach 40 händischen Bohrungen zeigen sich ebenso starke Verschleißerscheinungen an den Hauptschneiden. Die Brüche müssen schon nach wenigen Bohrungen aufgetreten sein, da in den Detailbildern ausgeprägte Abrundungen zu sehen sind. Die Beschichtung an Frei- und Spanfläche ist nicht abgeplatzt und reicht bis zu den abgerundeten Ausbrüchen. Die Querschneide hingegen blieb unverschlissen (s. Abb. 82-85).



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o057.jpg



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o060.jpg



Abbildung 82: Synthes 440A DLC-Grafitic; 40 Bohr. Hand; Stereo (30 X)

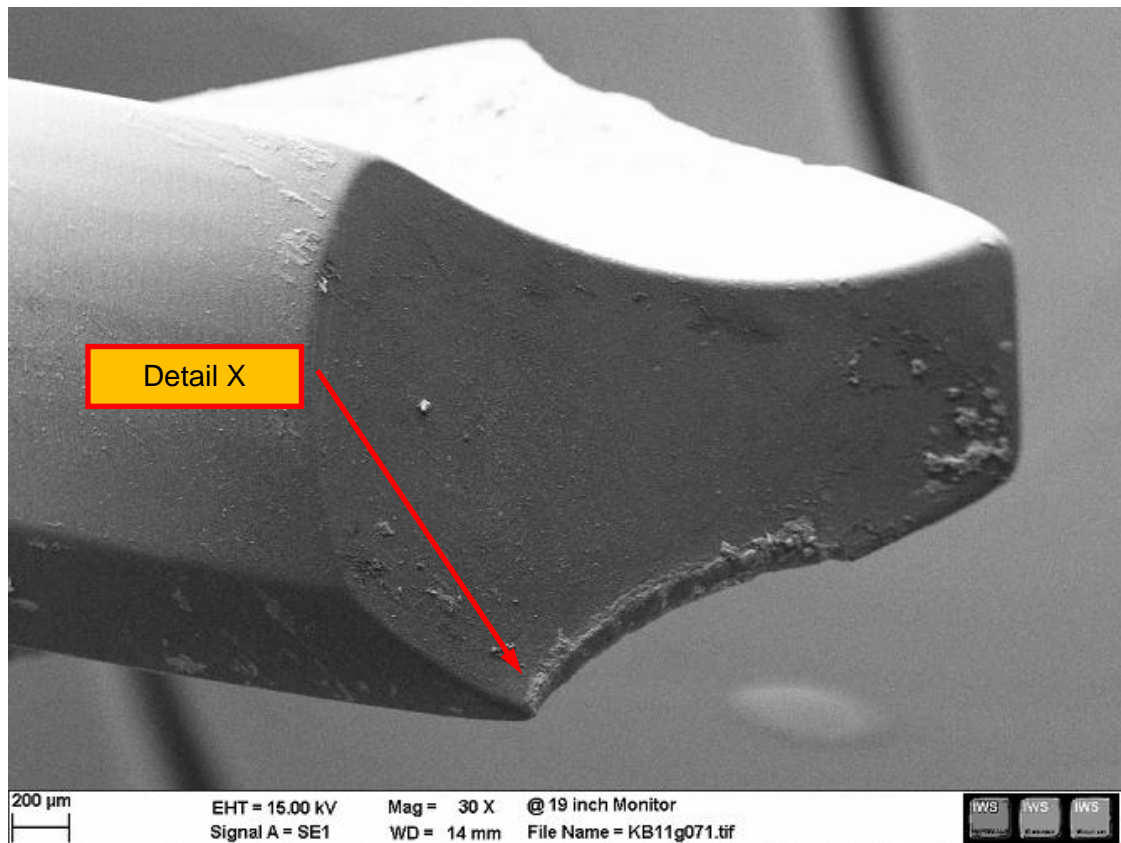


Abbildung 83: Synthes 440A DLC-Grafitic; 40 Bohr. Hand; REM (30 X)

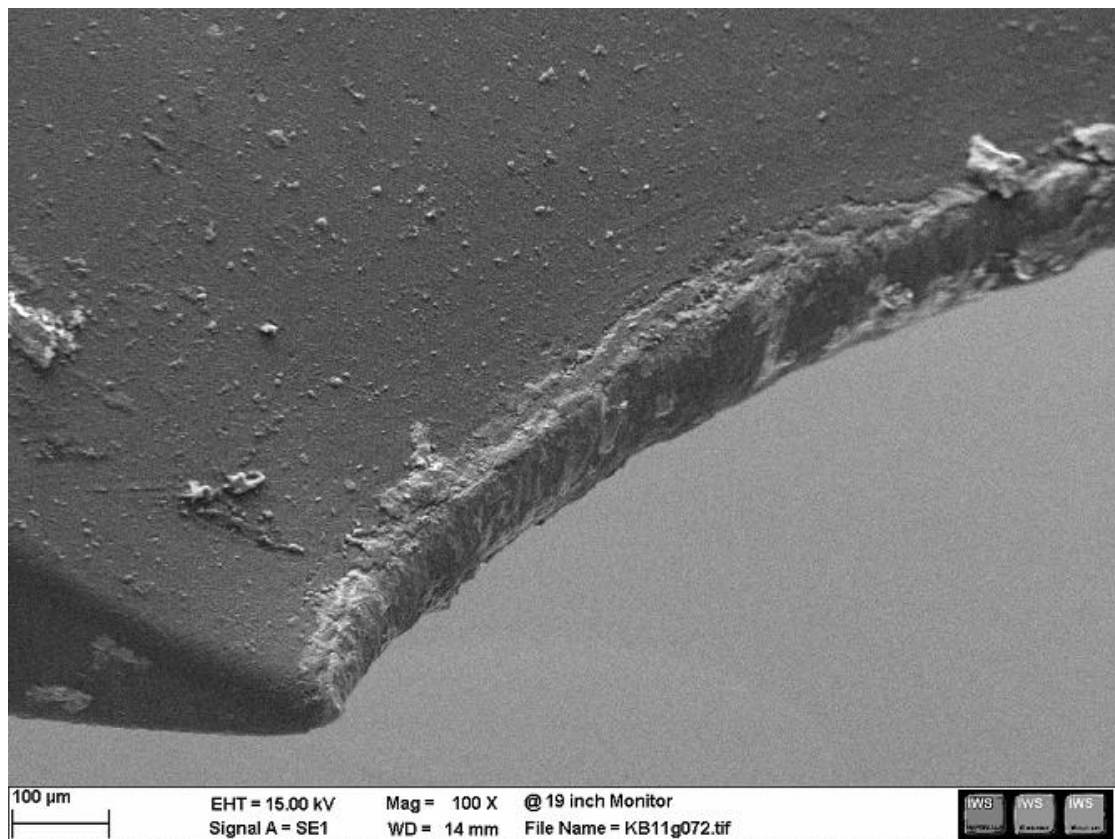


Abbildung 84: Detail X; Synthes 440A DLC-Grafitic; 40 Bohr. Hand; REM (100 X)

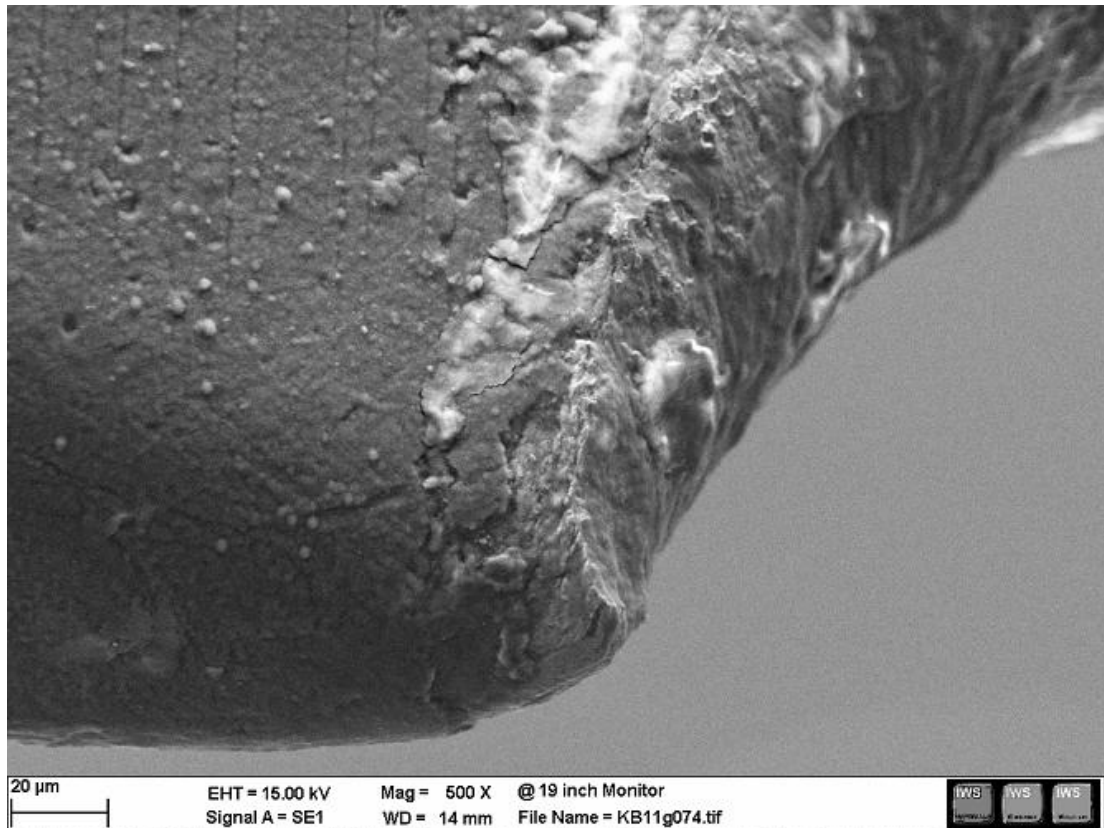


Abbildung 85: Detail X; Synthes 440A DLC-Grafitic; 40 Bohr. Hand; REM (500 X)

5.3.1.7 Bohrerbild 440A DLC-Grafitic nach 60 Bohrungen mit Hand

Nach 60 händischen Bohrungen lassen sich Ausbrüche entlang der gesamten Hauptschneide feststellen. Der Bohrer ist, wie nach 20 und 40 Bohrungen, also völlig verschlissen und keinesfalls mehr weiter zu verwenden (s. Abb. 86).



Abbildung 86: Synthes 440A DLC-Grafitic; 60 Bohr. Hand; Stereo (30 X)

5.3.2 Synthes Standard AISI 440A / DLC+Titan Beschichtung

5.3.2.1 Bohrerbild 440A DLC+Titan vor dem ersten Bohrversuch

Im ungebrauchten Zustand des Bohrers zeigt sich, wie schon bei der DLC-Grafitic Beschichtung (s. Abb. 73 und 74), eine relativ schlechte Oberflächenqualität mit Fremdpartikeln. Obwohl chir. Knochenbohrer vor dem ersten Gebrauch sterilisiert werden müssen, lässt dieser Oberflächenzustand jedoch sehr zu wünschen übrig (s. Abb. 87 und 88).

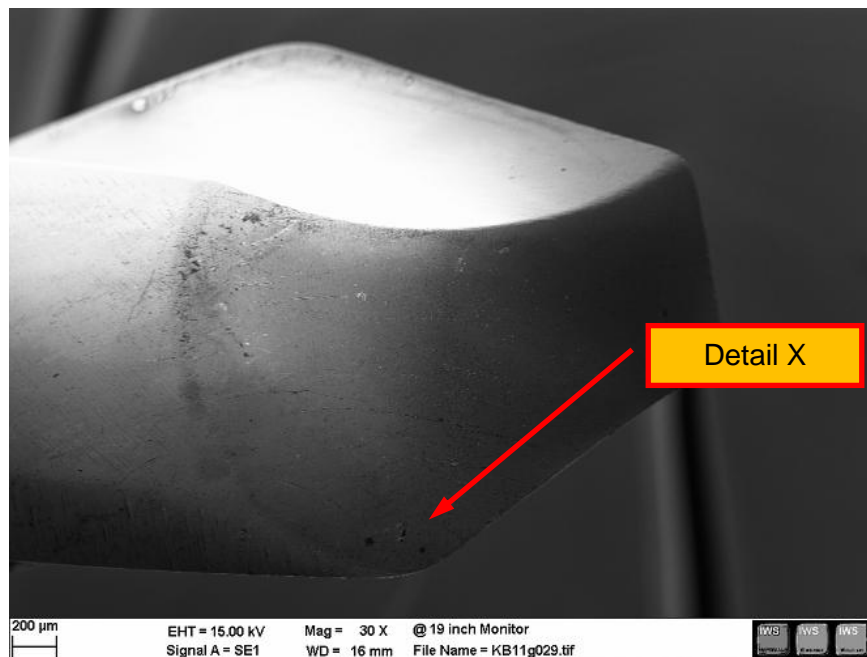


Abbildung 87: Synthes 440A DLC+Titan; unbenützt; REM (30 X)

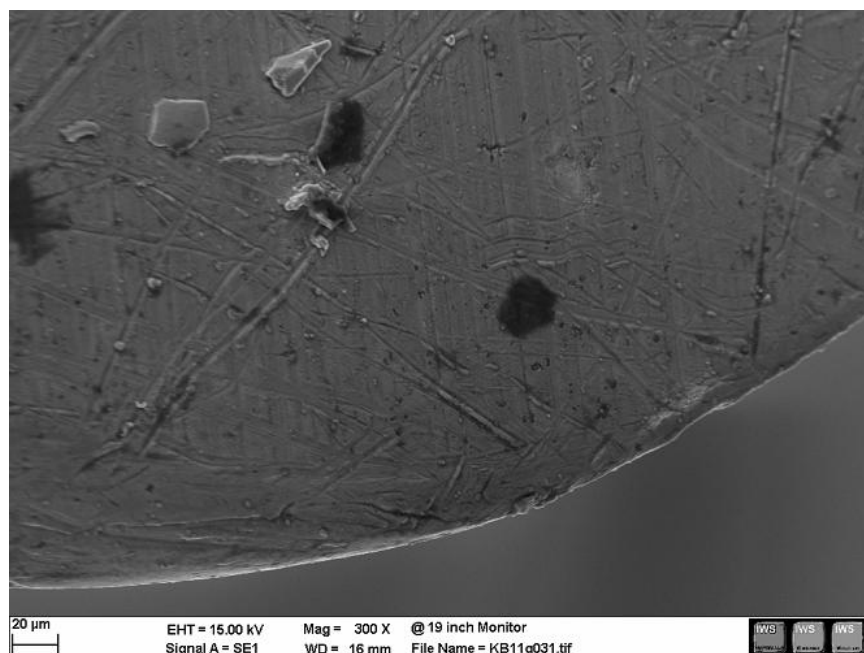
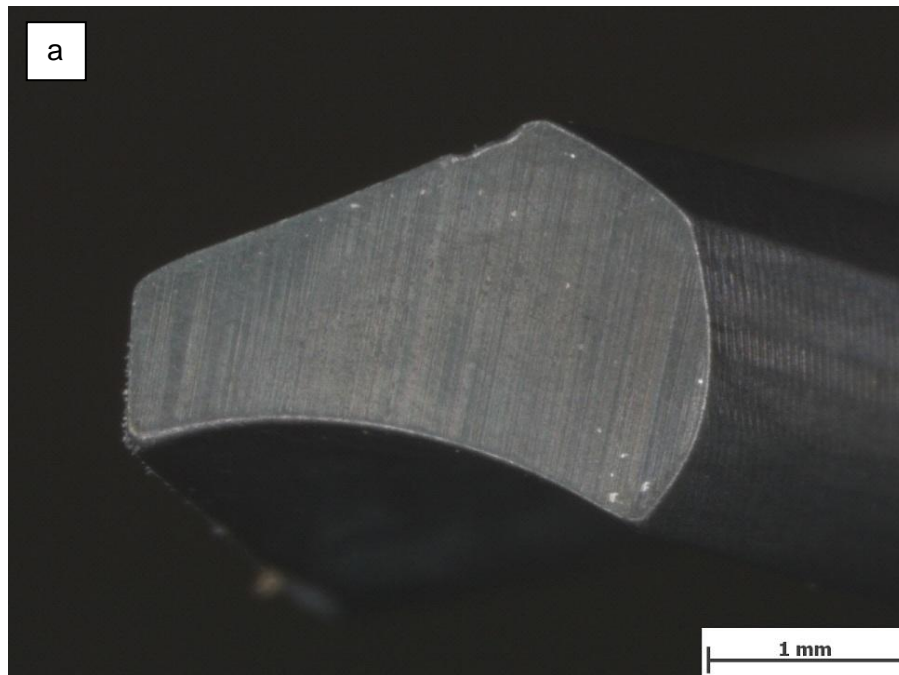


Abbildung 88: Detail X; Synthes 440A DLC+Titan; unbenützt; REM (300 X)

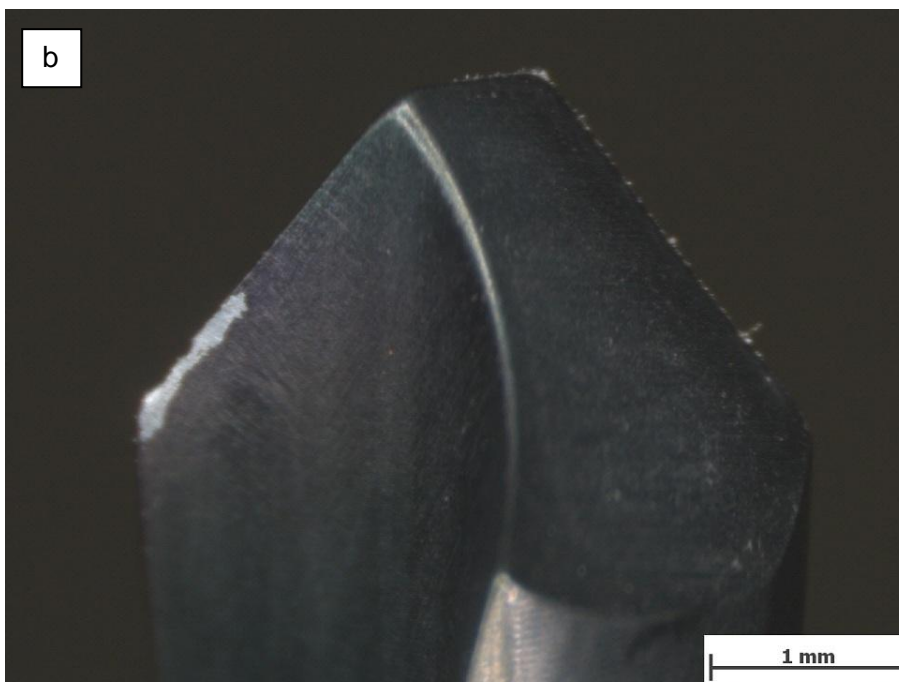
5.3.2.2 Bohrerbild 440A DLC+Titan nach 20 Bohrungen mit FSW

Nach 20 maschinellen Bohrungen an der FSW-Anlage kommt es zu Abplatzerscheinungen der Beschichtung an der Spanfläche und Ausbrüche an den Hauptschneiden (ähnlich wie bei DLC-Grafitic, s. *Abb. 75*, S. 83). Die Querschneide blieb hingegen unverschlissen (s. *Abb. 89*).



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o086.jpg



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o088.jpg



Abbildung 89: Synthes 440A DLC+Titan; 20 Bohr. FSW; Stereo (30 X)

5.3.2.3 Bohrerbild 440A DLC+Titan nach 40 Bohrungen mit FSW

Nach 40 maschinellen Bohrungen treten ebenfalls leichte, abgerundete Ausbrüche an den Hauptschneiden, mit einer deutlichen Zunahme der Abplatterscheinungen an der Spanfläche auf (s. Abb. 90).

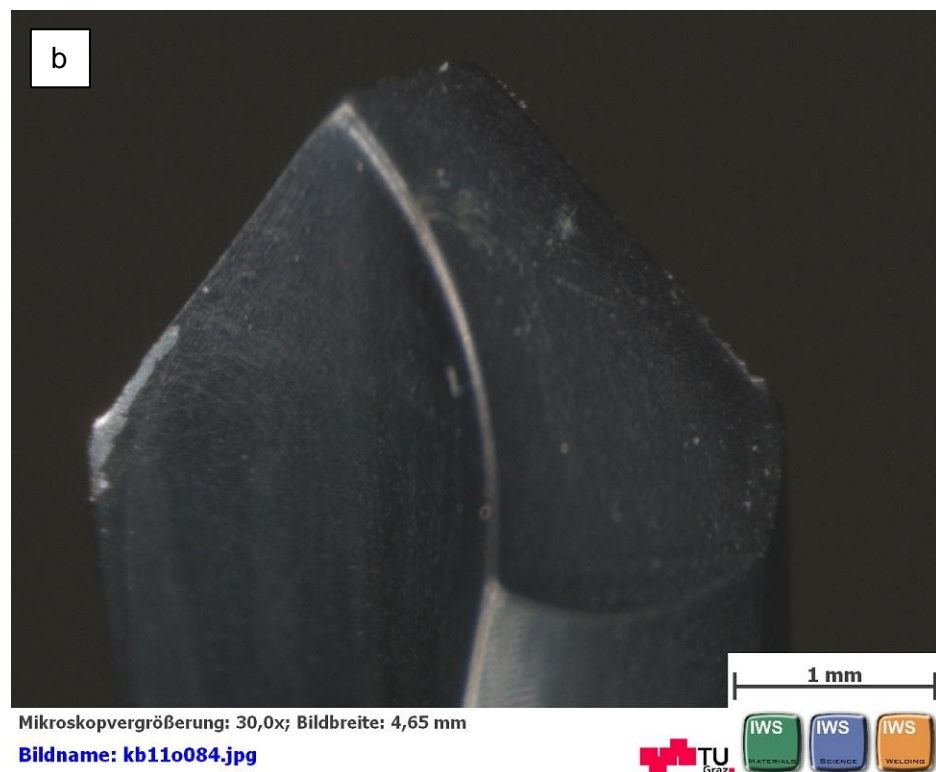
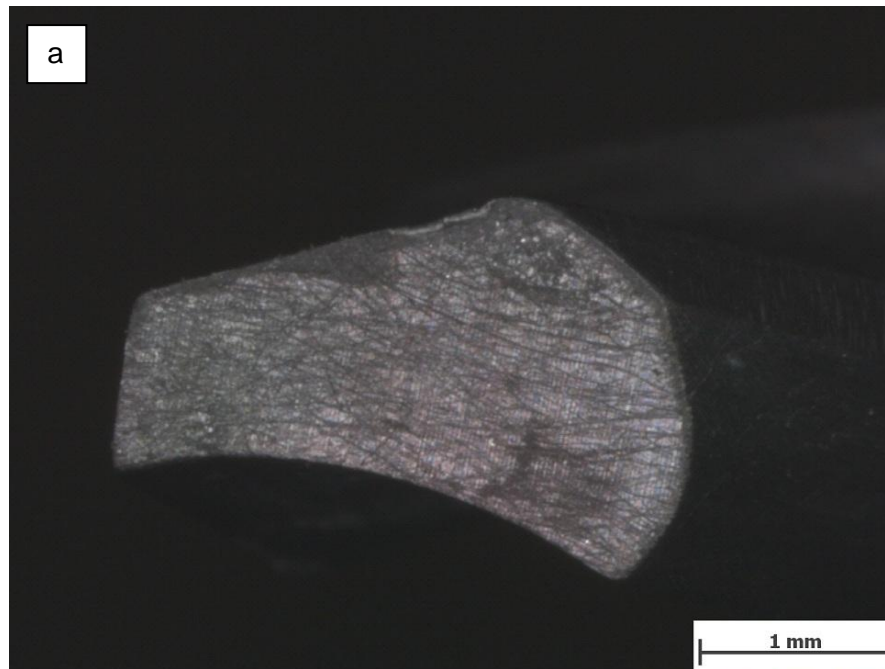


Abbildung 90: Synthes 440A DLC+Titan; 40 Bohr. FSW; Stereo (30 X)

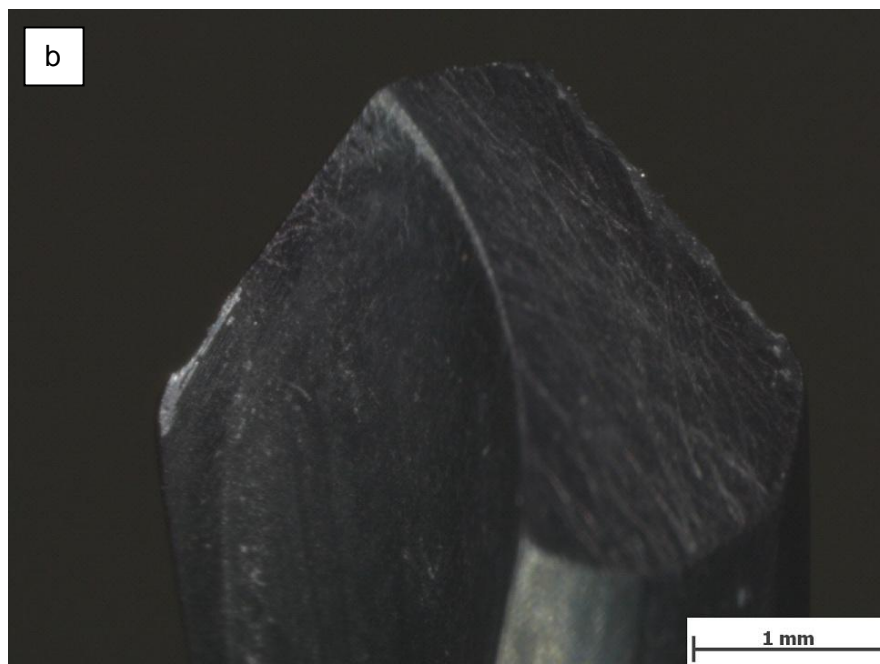
5.3.2.4 Bohrerbild 440A DLC+Titan nach 60 Bohrungen mit FSW

Auch nach 60 FSW-Bohrungen treten wiederum nur leichte, abgerundete Ausbrüche im Bereich des Bohrerradius an der Hauptschneide auf, sowie ein Abplatzen der DLC+Ti-Schicht an der Spanfläche des Bohrers. Die Oberfläche weist erneut eine hohe Anzahl an tiefen Kratzern an der Freifläche, welche schon vor Beschichtungsbeginn vorhanden waren, auf (s. Abb. 91-94).



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o078.jpg



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o080.jpg



Abbildung 91: Synthes 440A DLC+Titan; 60 Bohr. FSW; Stereo (30 X)

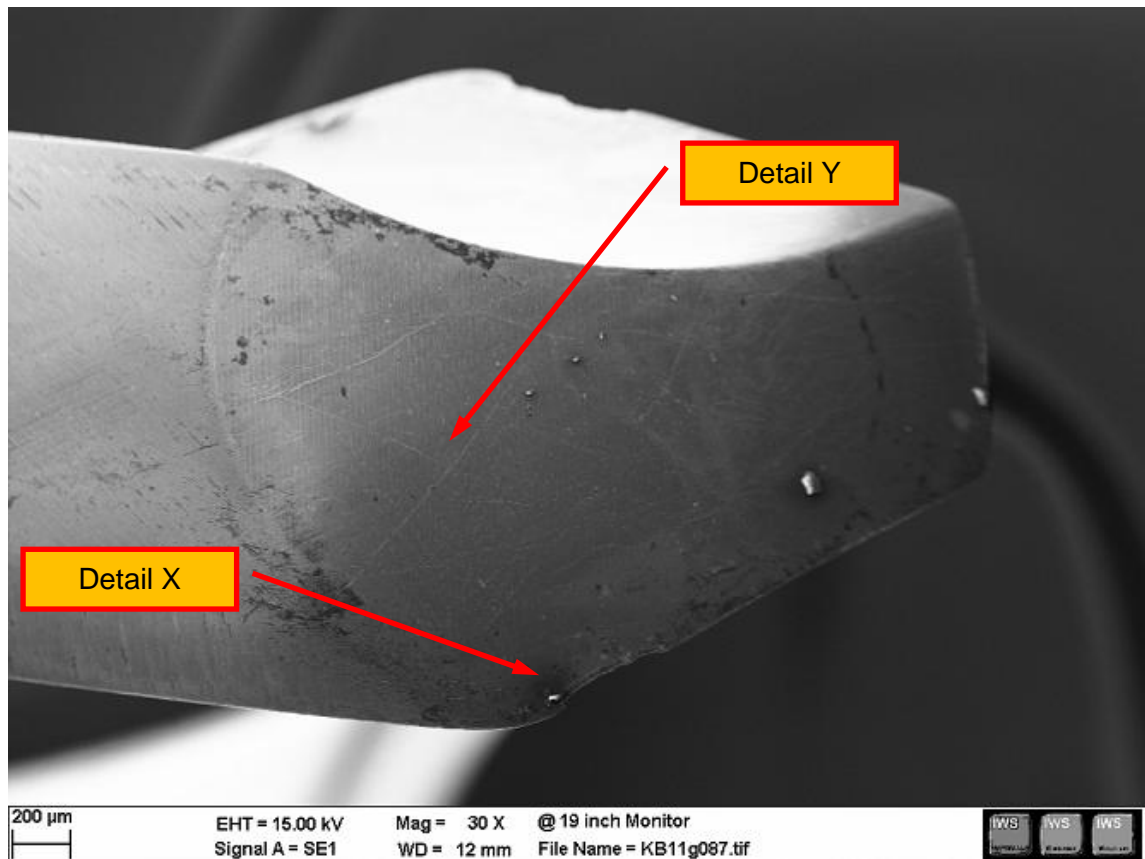


Abbildung 92: Synthes 440A DLC+Titan; 60 Bohr. FSW; REM (30 X)

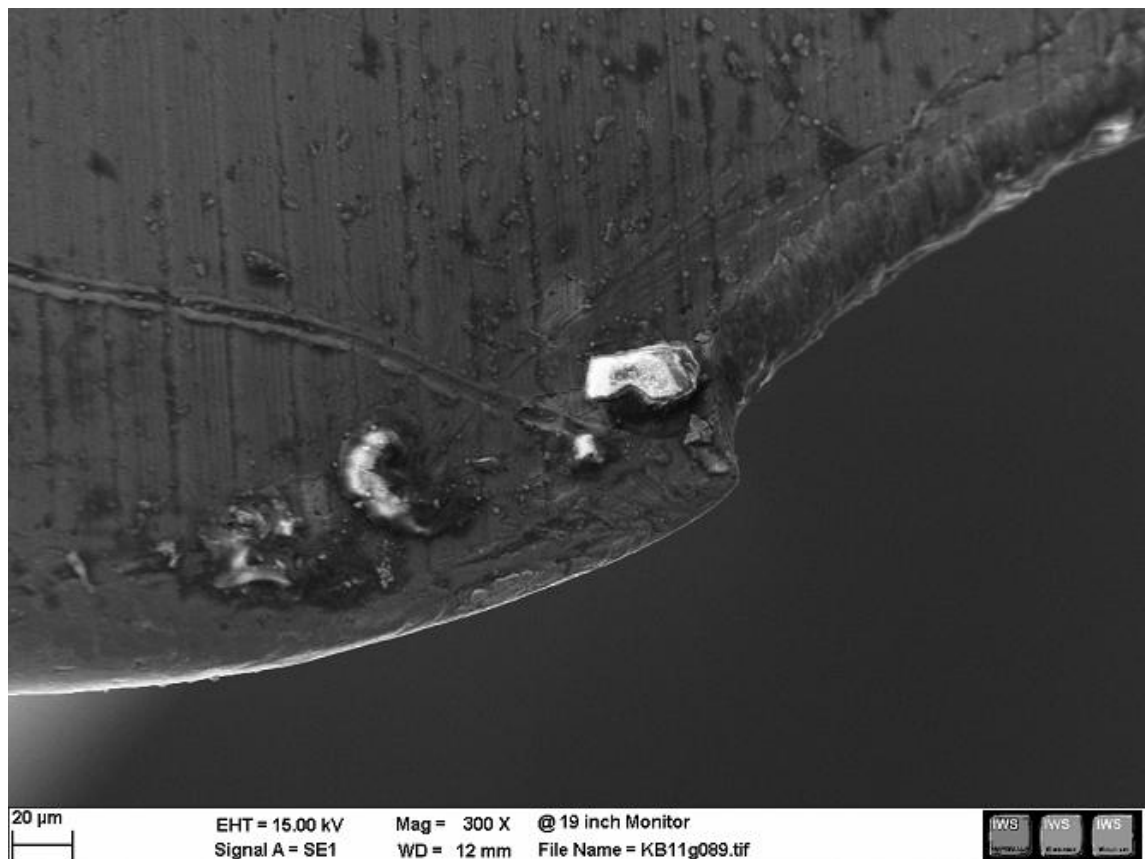


Abbildung 93: Detail X; Synthes 440A DLC+Titan; 60 Bohr. FSW; REM (300 X)

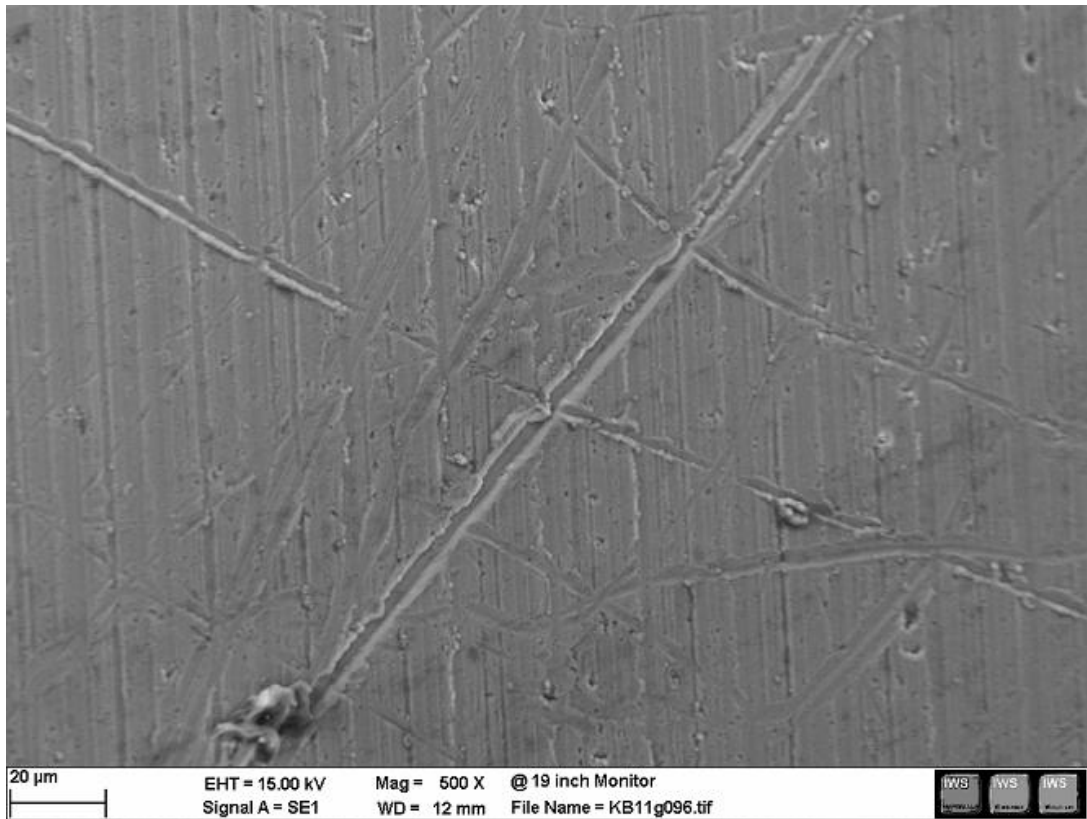
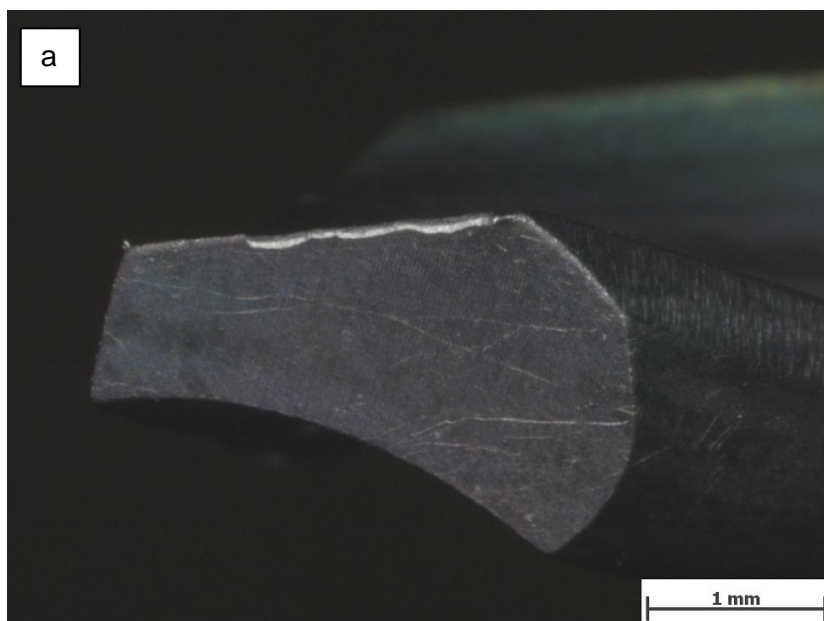


Abbildung 94: Detail Y; Synthes 440A DLC+Titan; 60 Bohr. FSW; REM (500 X)

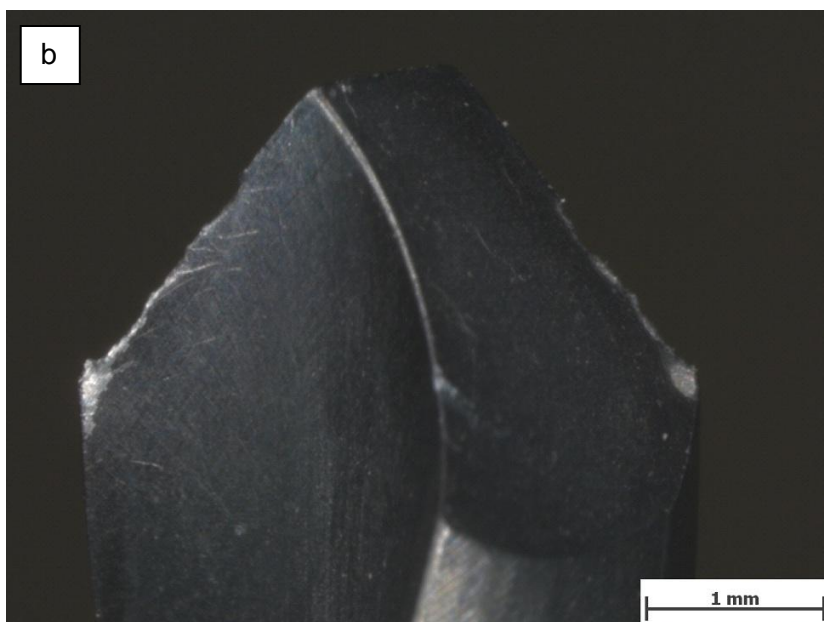
5.3.2.5 Bohrerbild 440A DLC+Titan nach 20 Bohrungen mit Hand

Der Verschleiß, der nach 20 händischen Bohrungen auftritt, ähnelt jenem der DLC-Grafitic (s. Kap. 5.2.1.5), jedoch ist dieser hier nicht so ausgeprägt und scharfkantig. Allerdings weist diese Beschichtung erneut starke Abplatzererscheinungen auf. Hier treten die Abplatzererscheinung (im Unterschied zu den FSW-Bohrungen) jedoch auch auf der Freifläche auf (s. Abb. 95b). Ein Indiz dafür, dass die Hauptschneiden relativ rasch nach Bohrbeginn verschlissen sind, liefert der abgerundete Ausbruch in Abb. 95a.



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o106.jpg



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

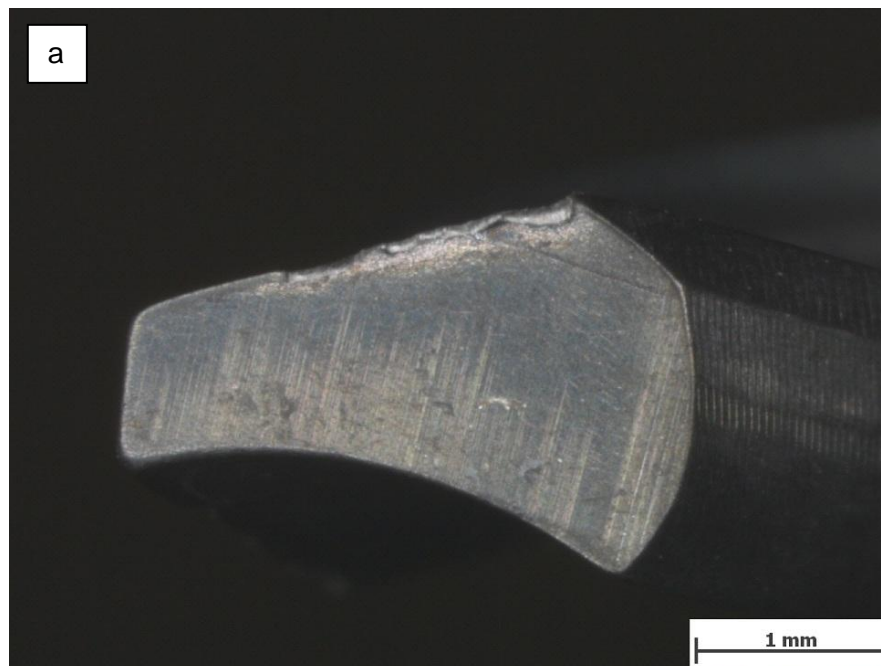
Bildname: kb11o107.jpg



Abbildung 95: Synthes 440A DLC+Titan; 20 Bohr. Hand; Stereo (30 X)

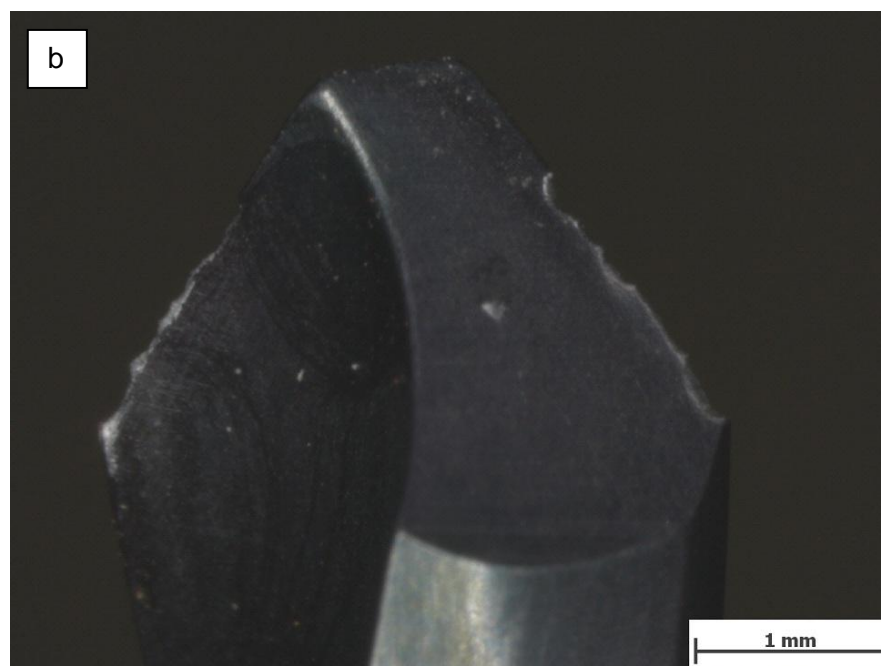
5.3.2.6 Bohrerbild 440A DLC+Titan nach 40 Bohrungen mit Hand

Nach 40 händischen Bohrungen weist der Bohrer sehr starken Verschleiß entlang der beiden Hauptschneiden auf. Auffallend sind die hohe Anzahl an Bruchriefen und deren Tiefe, welche ebenfalls keine Scharfkantigkeit mehr aufweisen. Das Abplatzen der Beschichtung hielt sich in Grenzen und die Querschneide blieb unverschlissen (s. Abb. 96-98).



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o101.jpg



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o103.jpg



Abbildung 96: Synthes 440A DLC+Titan; 40 Bohr. Hand; Stereo (30 X)

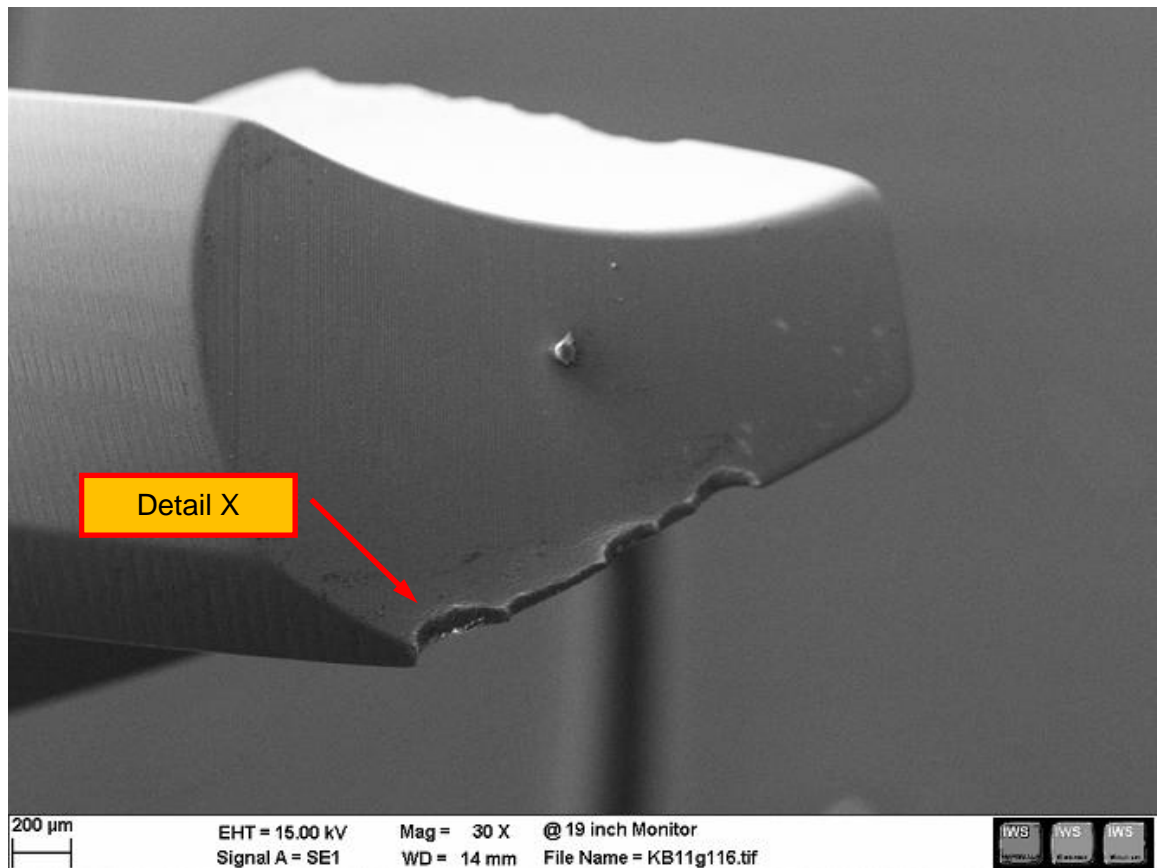


Abbildung 97: Synthes 440A DLC+Titan; 40 Bohr. Hand; REM (30 X)

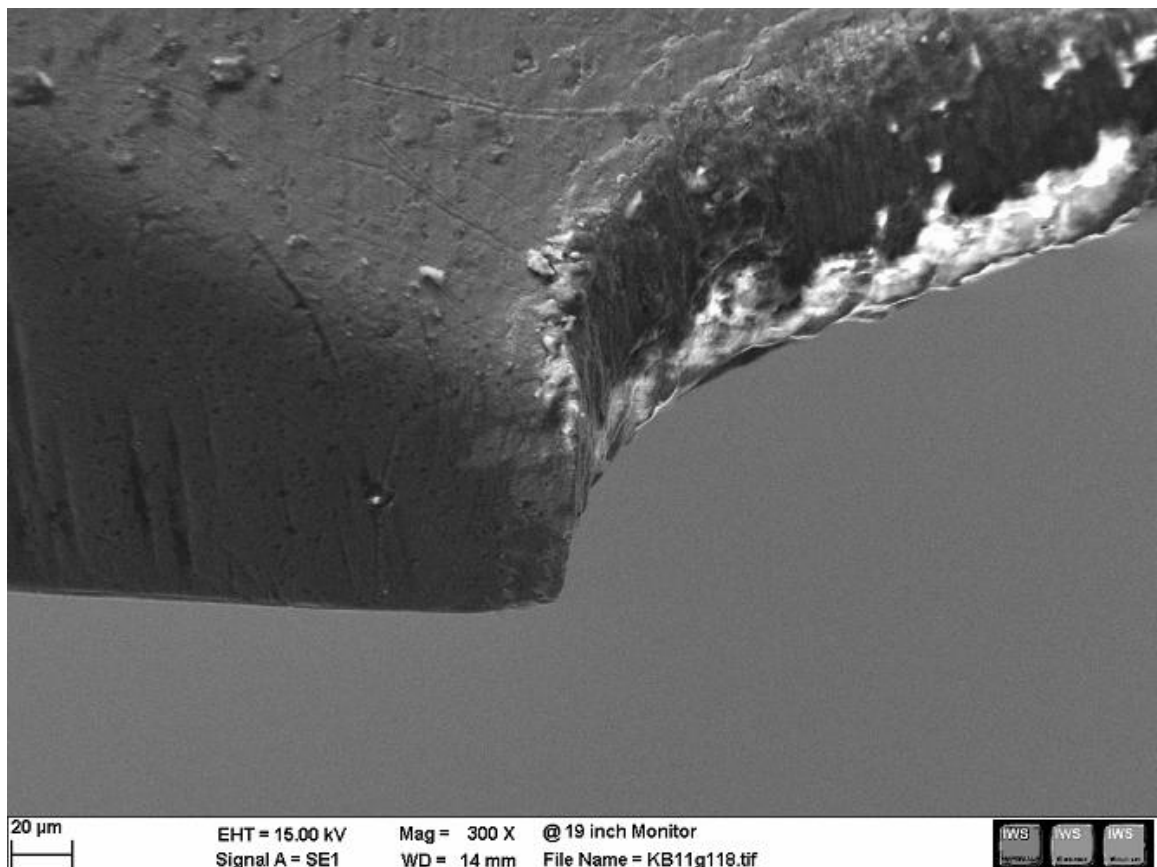


Abbildung 98: Detail X; Synthes 440A DLC+Titan; 40 Bohr. Hand; REM (300 X)

5.3.2.7 Bohrerbild 440A DLC+Titan nach 60 Bohrungen mit Hand

Nach 60 händischen Bohrungen ergibt sich ein Verschleißerscheinungsbild, das jenem aus Kap. 5.2.2.6 ähnelt. Jedoch besitzt ersteres eine auffallend hohe Anzahl an Kratzern auf der gesamten Oberfläche (s. Abb. 99).



Abbildung 99: Synthes 440A DLC+Titan; 60 Bohr. Hand; Stereo (30 X)

5.3.3 Baumarkt Spiralbohrer aus HSS mit DLC-Grafitic Beschichtung

5.3.3.1 Bohrerbild HSS DLC-Grafitic vor dem ersten Bohrversuch

In Abb. 100 und Abb. 101 ist der Bohrer im ungebrauchten Zustand zu sehen: Auffällig ist die – im Vergleich zum Standard Knochenbohrer – völlig andere Form der Bohrerspitze. Der Spitzenwinkel ist deutlich größer (ca. 135°) und die Querschneide hinterschliffen. Weiters sind sehr tiefe Schleifriefen, welche zu einer rauen Oberfläche und ungenau geschliffenen Hauptschneiden führen, erkennbar.

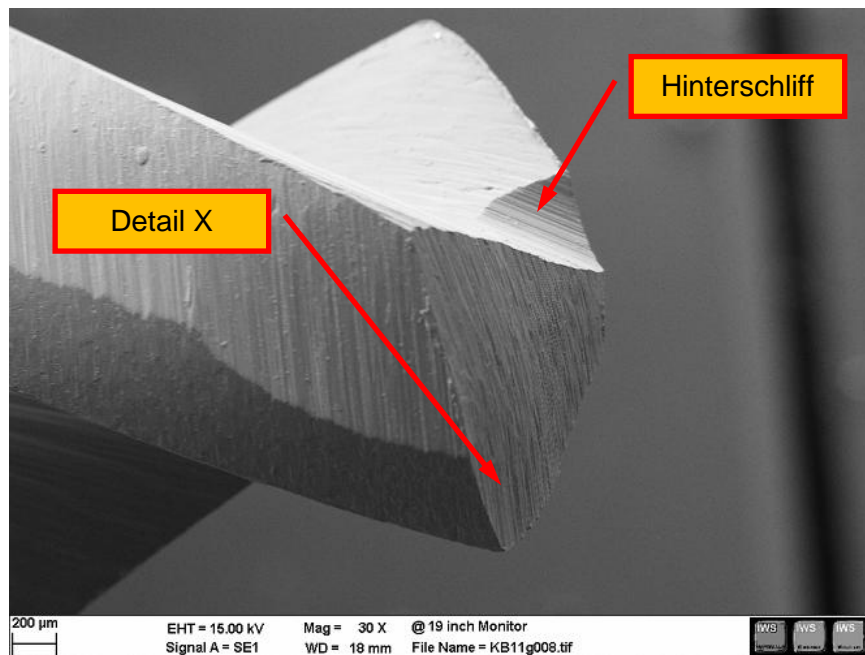


Abbildung 100: HSS DLC-Grafitic; unbenützt; REM (30 X)

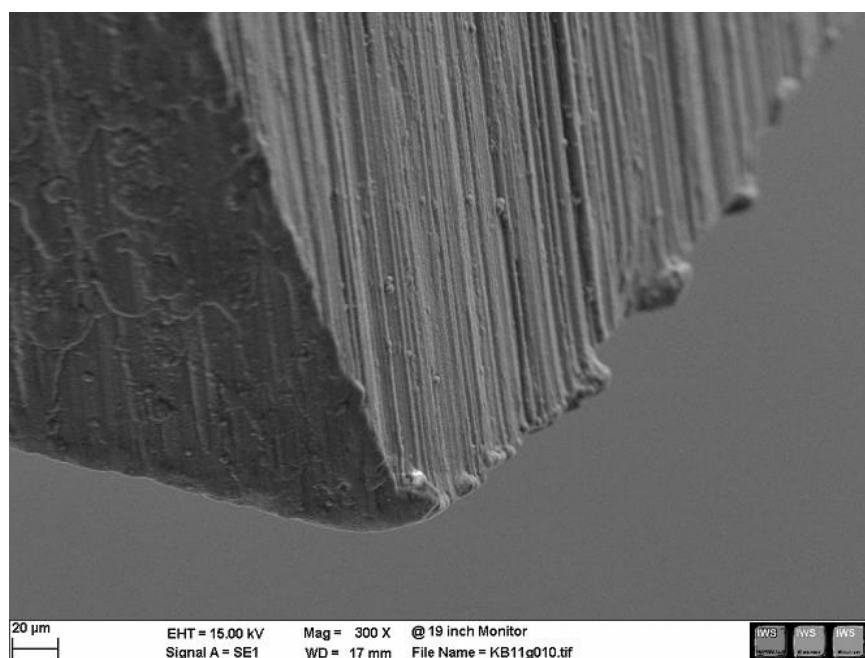


Abbildung 101: Detail X; HSS DLC-Grafitic; unbenützt; REM (300 X)

5.3.3.2 Bohrerbild HSS DLC-Grafitic nach 20 Bohrungen mit FSW

Nach 20 Bohrungen treten nahezu keine Verschleißspuren auf. Die bogenförmige Hauptschneidenform ist fertigungsbedingt (Billigprodukt). Auf der Spanfläche sind leichte Abtragungserscheinungen der Beschichtung erkennbar (s. Abb. 102).

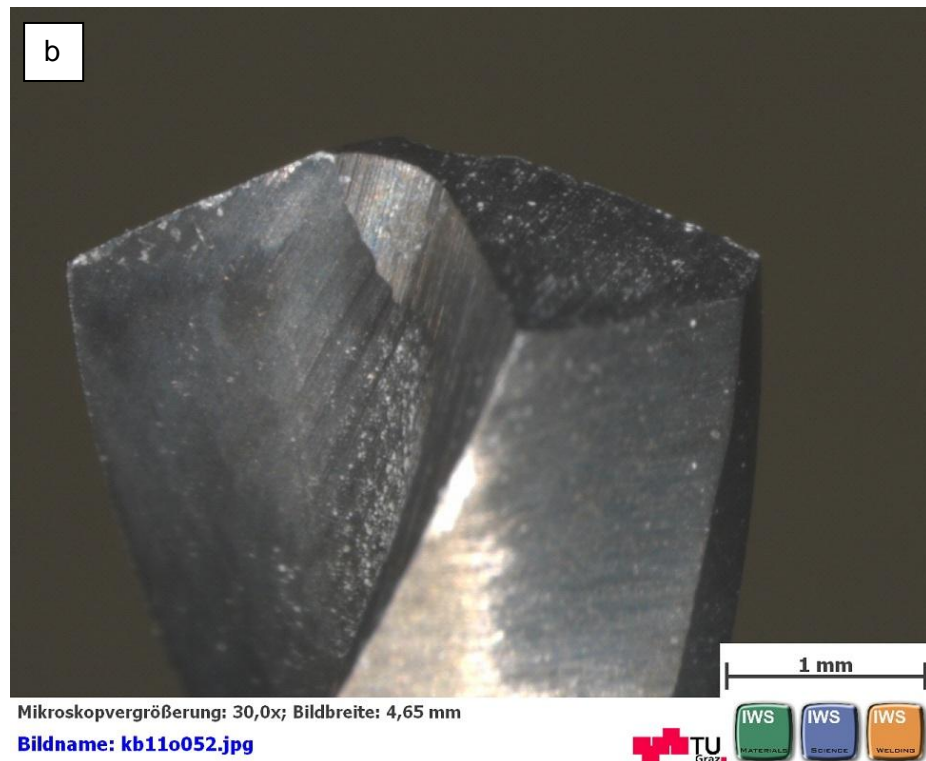
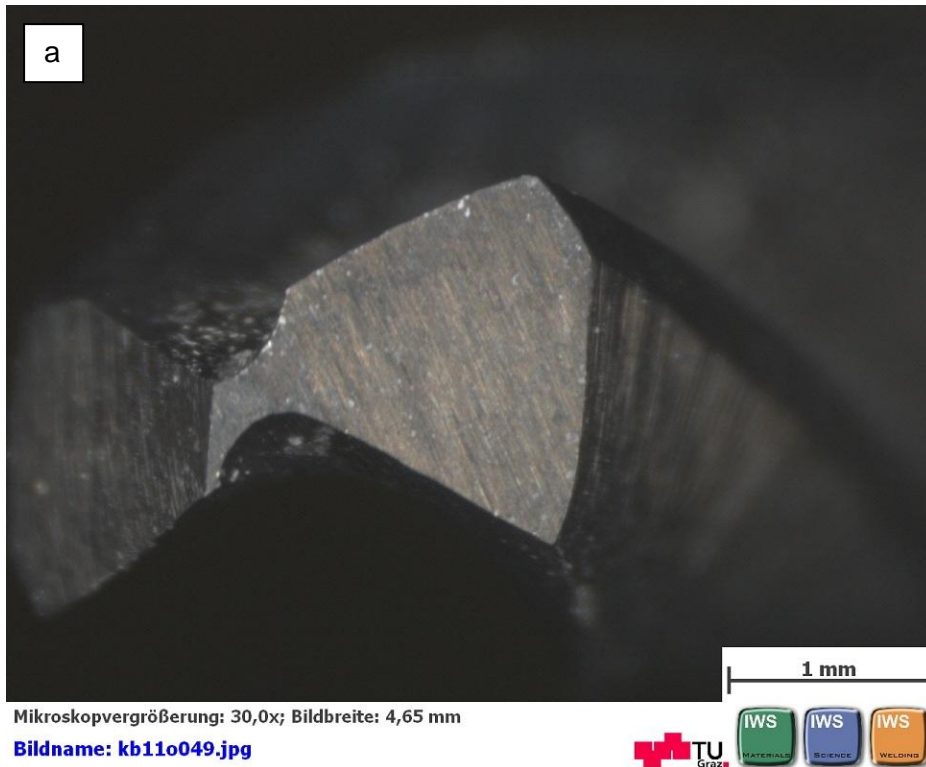
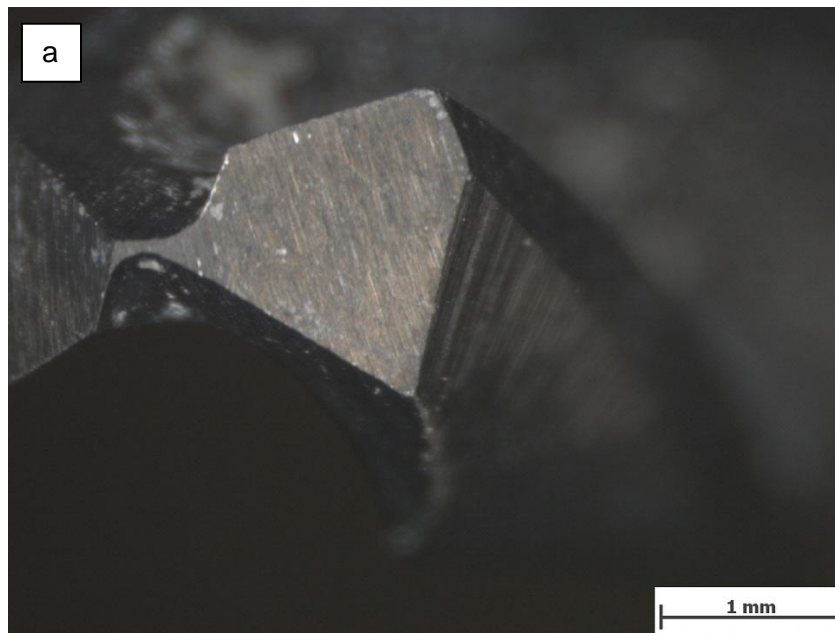


Abbildung 102: HSS DLC-Grafitic; 20 Bohr. FSW; Stereo (30 X)

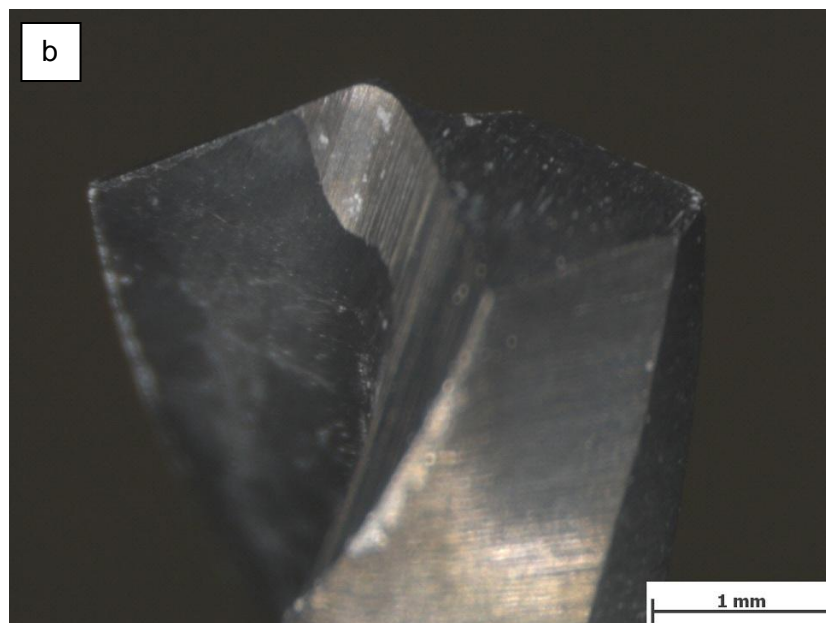
5.3.3.3 Bohrerbild HSS DLC-Grafitic nach 40 Bohrungen mit FSW

Nach 40 Bohrungen zeigt sich ein kleiner Ausbruch an der Hauptschneide (s. Abb. 106 und 107, S. 107). Wiederum treten leichte Abplatzungen auf der Spanfläche über die ganze Länge der Hauptschneiden auf. Des Weiteren sind kleine Partikel an der Oberfläche erkennbar – vermutlich zurückgebliebenes Knochenmaterial, das durch Reinigen mit Tuch und Ultraschall nicht entfernt werden konnte (s. Abb. 103-107).



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o046.jpg



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o048.jpg



Abbildung 103: HSS DLC-Grafitic; 40 Bohr. FSW; Stereo (30 X)

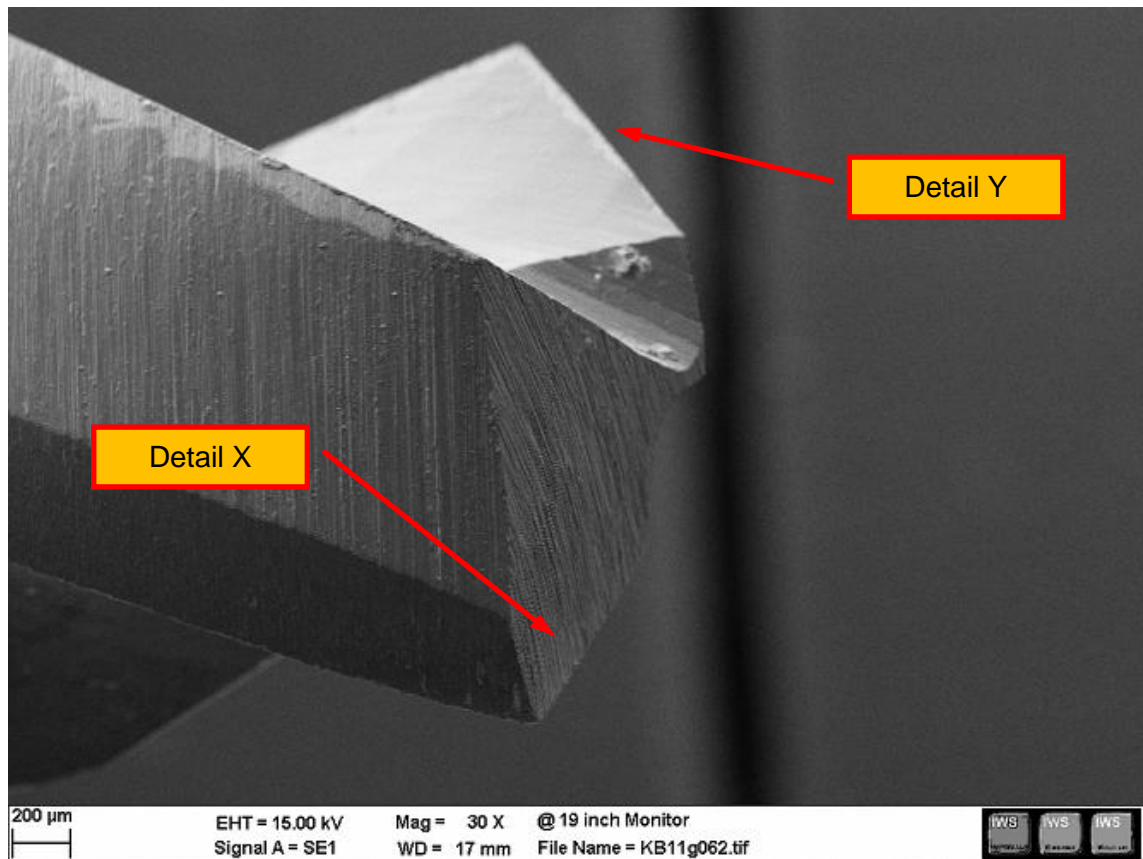


Abbildung 104: HSS DLC-Grafitic; 40 Bohr. FSW; REM (30 X)

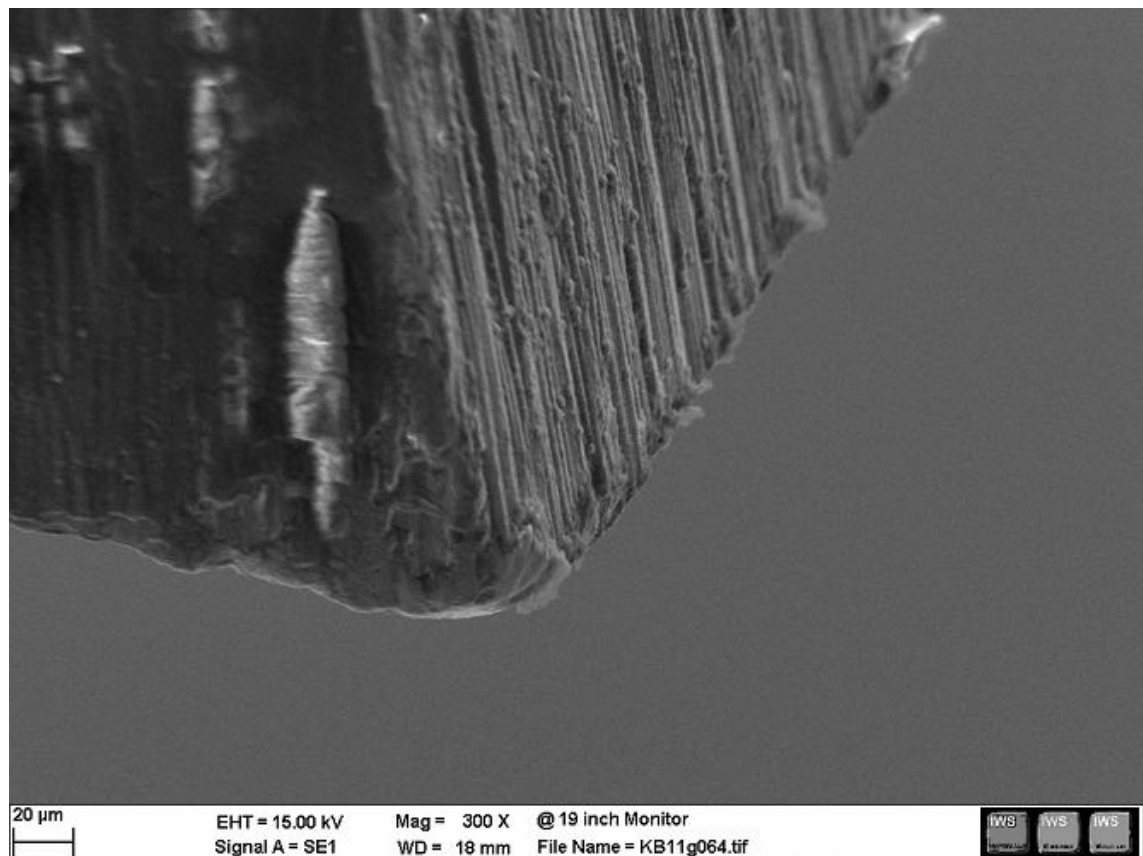


Abbildung 105: Detail X; HSS DLC-Grafitic; 40 Bohr. FSW; REM (300 X)

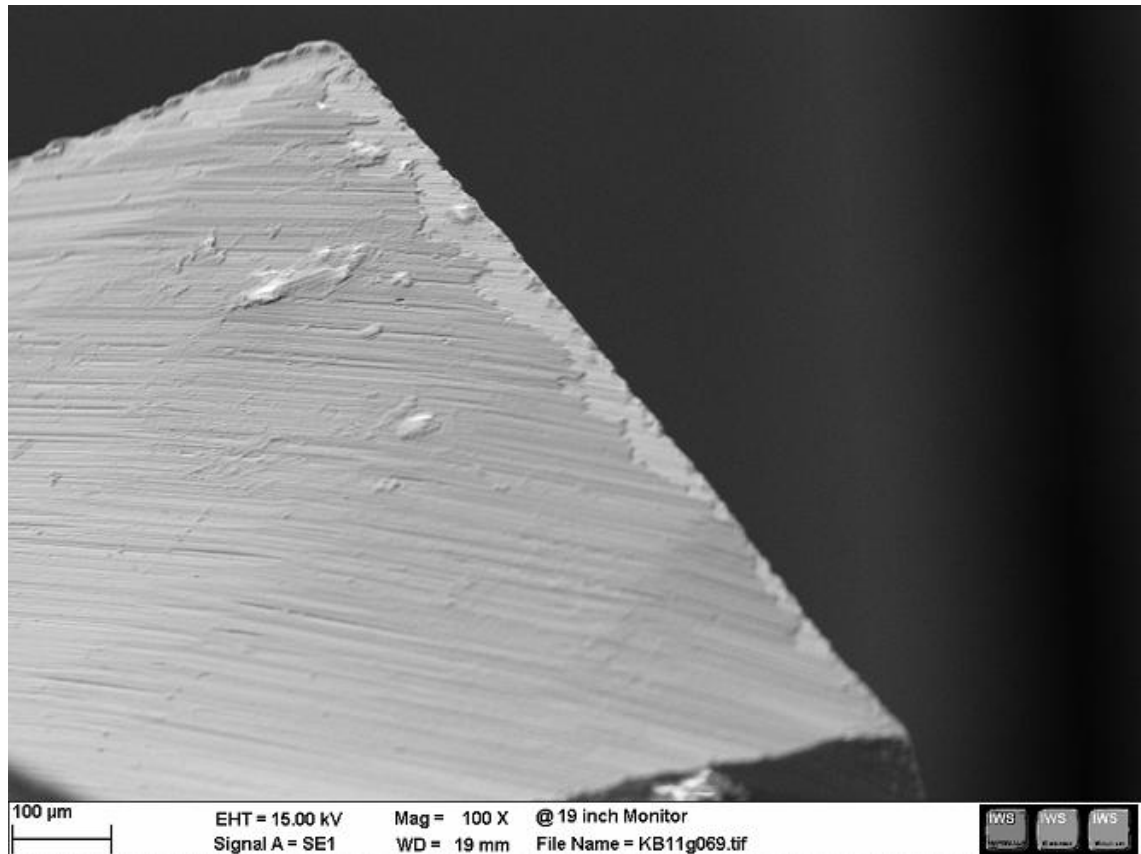


Abbildung 106: Detail Y; HSS DLC-Grafitic; 40 Bohr. FSW; REM (100 X)

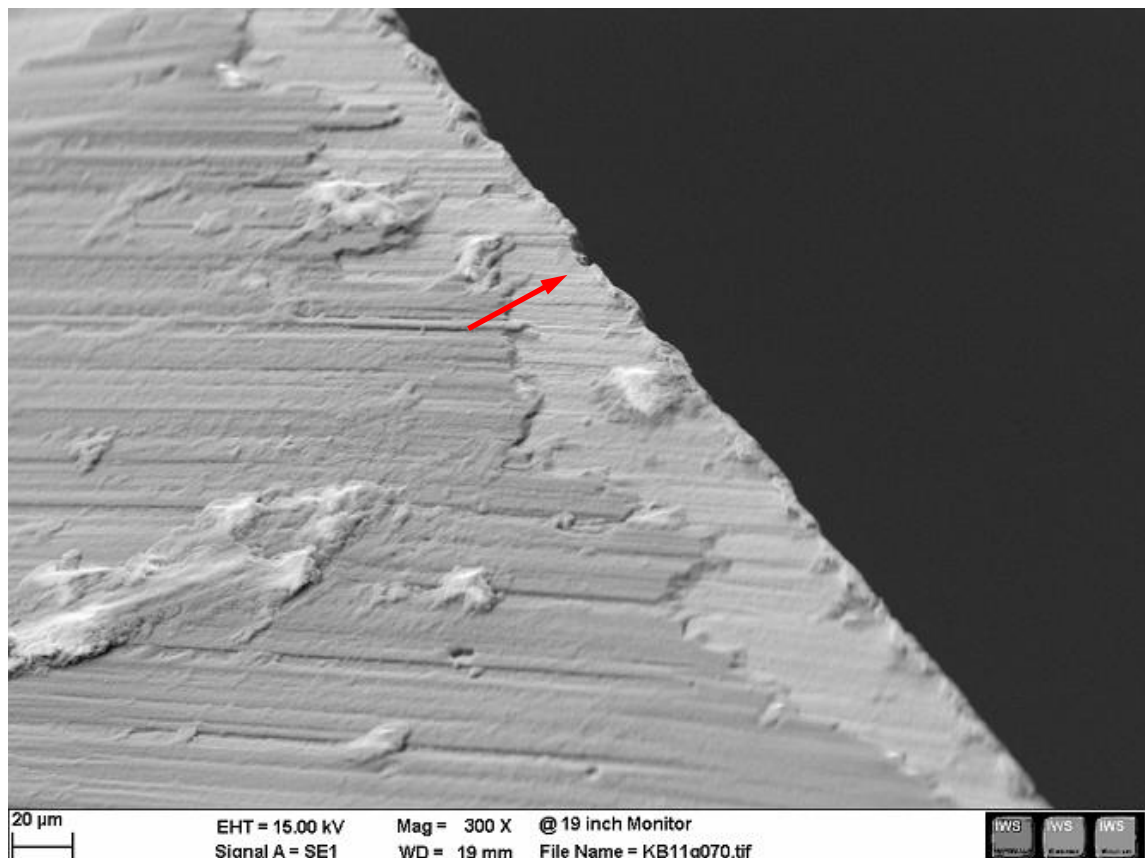


Abbildung 107: Detail Y; HSS DLC-Grafitic; 40 Bohr. FSW; REM (300 X)

5.3.3.4 Bohrerbild HSS DLC-Grafitic nach 60 Bohrungen mit FSW

Die Verschleißerscheinungen nach 60 Bohrungen sind ähnlich, wie nach 40 Bohrungen (s. Abb. 108).

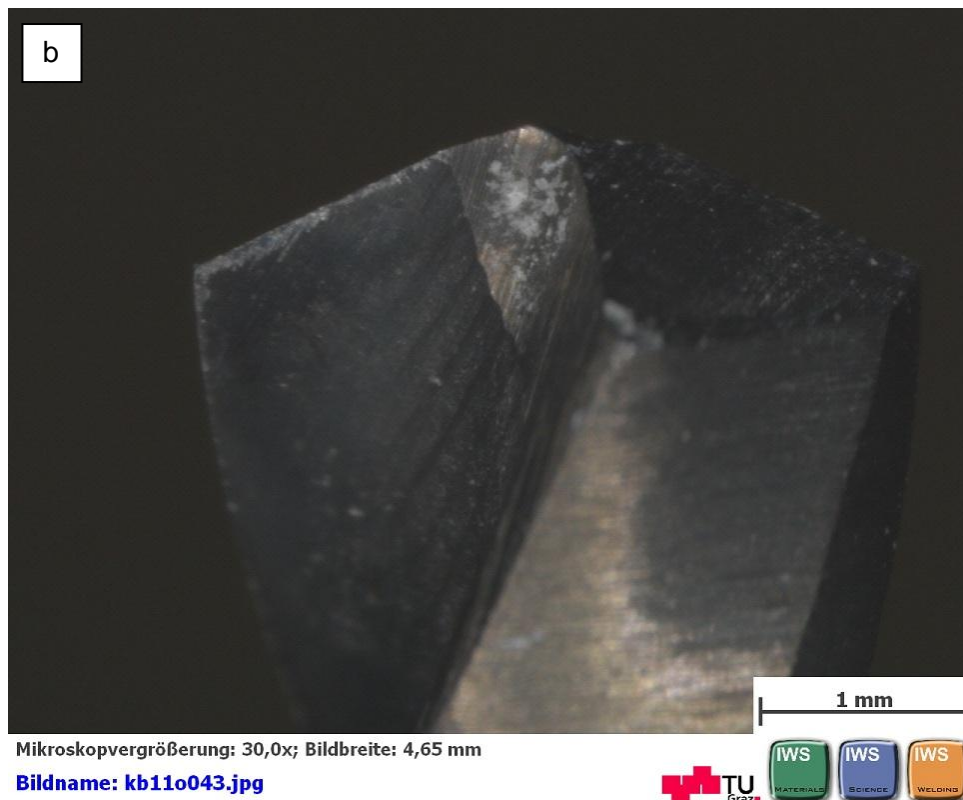
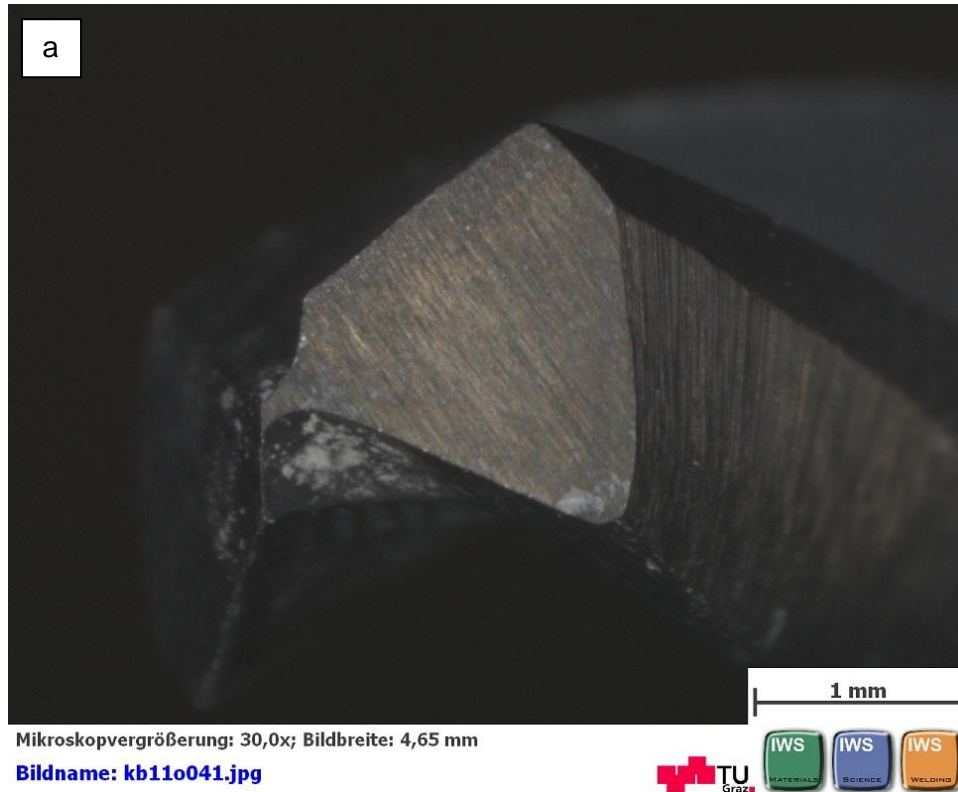
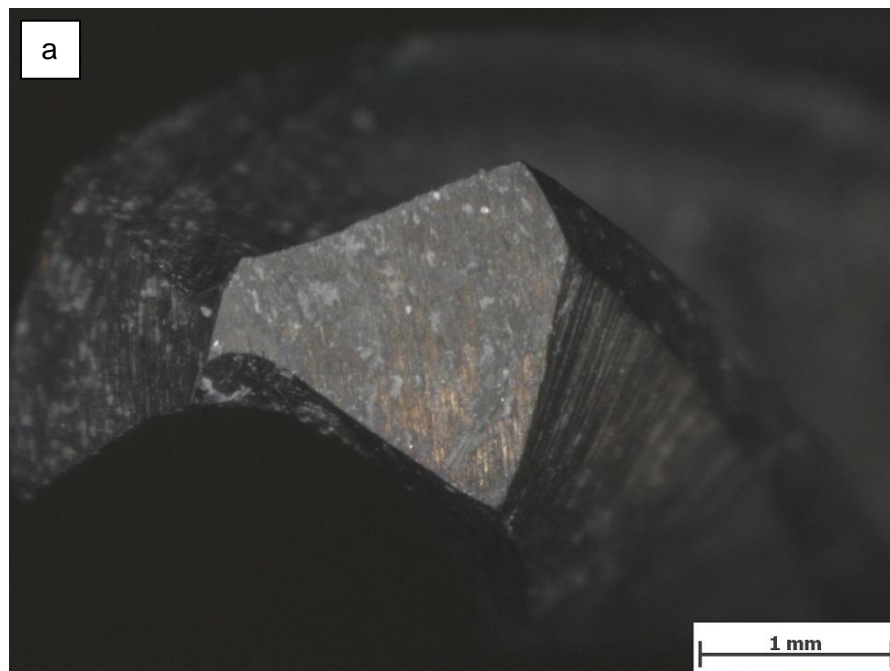


Abbildung 108: HSS DLC-Grafitic; 60 Bohr. FSW; Stereo (30 X)

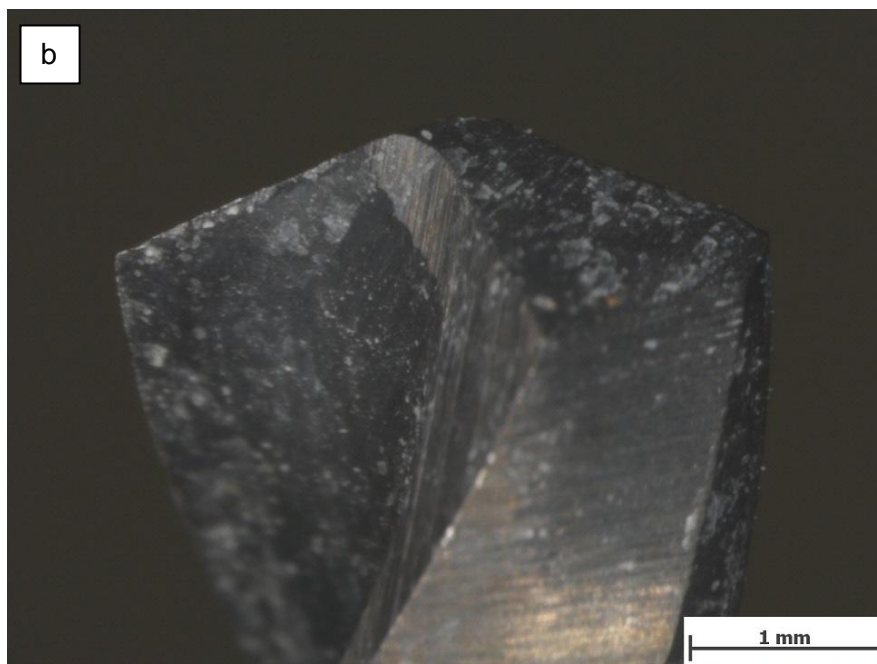
5.3.3.5 Bohrerbild HSS DLC-Grafitic nach 20 Bohrungen mit Hand

Nach 20 Handbohrungen ist der Bohrergrundkörper nahezu unverschlissen (keine groben Ausbrüche feststellbar). Es sind erneut starke Abplatzungen der Beschichtung an der Spanfläche festzustellen. Auffällig hingegen ist die starke Verschmutzung der gesamten Bohreroberfläche durch Knochenmaterial, das trotz intensiver Reinigung nicht entfernt werden konnte (s. Abb. 109).



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o073.jpg



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

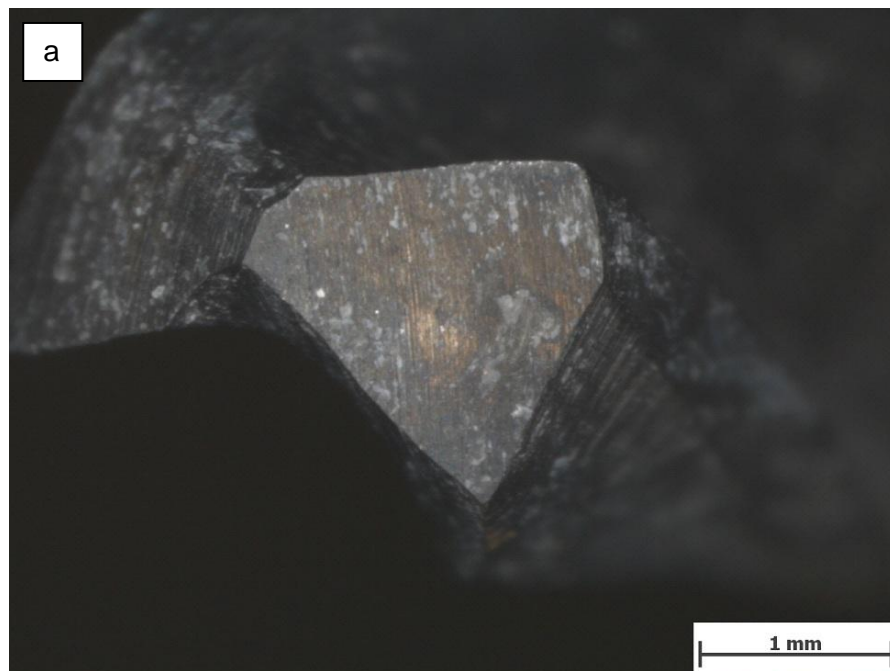
Bildname: kb11o075.jpg



Abbildung 109: HSS DLC-Grafitic; 20 Bohr. Hand; Stereo (30 X)

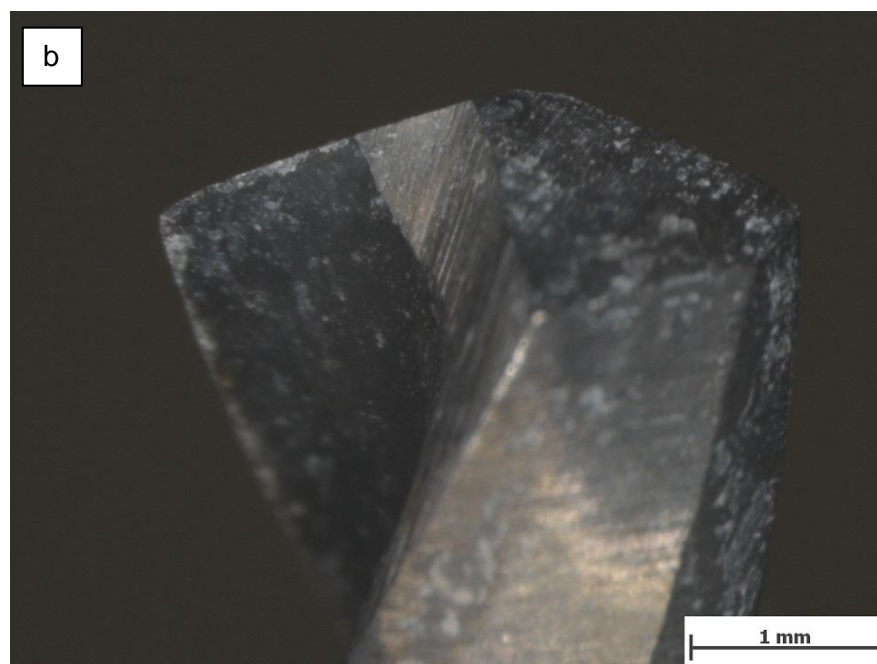
5.3.3.6 Bohrerbild HSS DLC-Grafitic nach 40 Bohrungen mit Hand

Die Verschleißerscheinungen nach 40 händischen Bohrungen sind ähnlich, wie jene nach 20. Deutlich erkennbar sind die tiefen Schleifriefen von der Bohrerherstellung stammend. Diese machen es trotz DLC-Grafitic Beschichtung – die den Reibungskoeffizienten stark verringern sollte – nahezu unmöglich, ein dauerhaftes Anhaften der Knochenspäne zu verhindern (s. Abb. 110-114).



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o069.jpg



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o071.jpg



Abbildung 110: HSS DLC-Grafitic; 40 Bohr. Hand; Stereo (30 X)

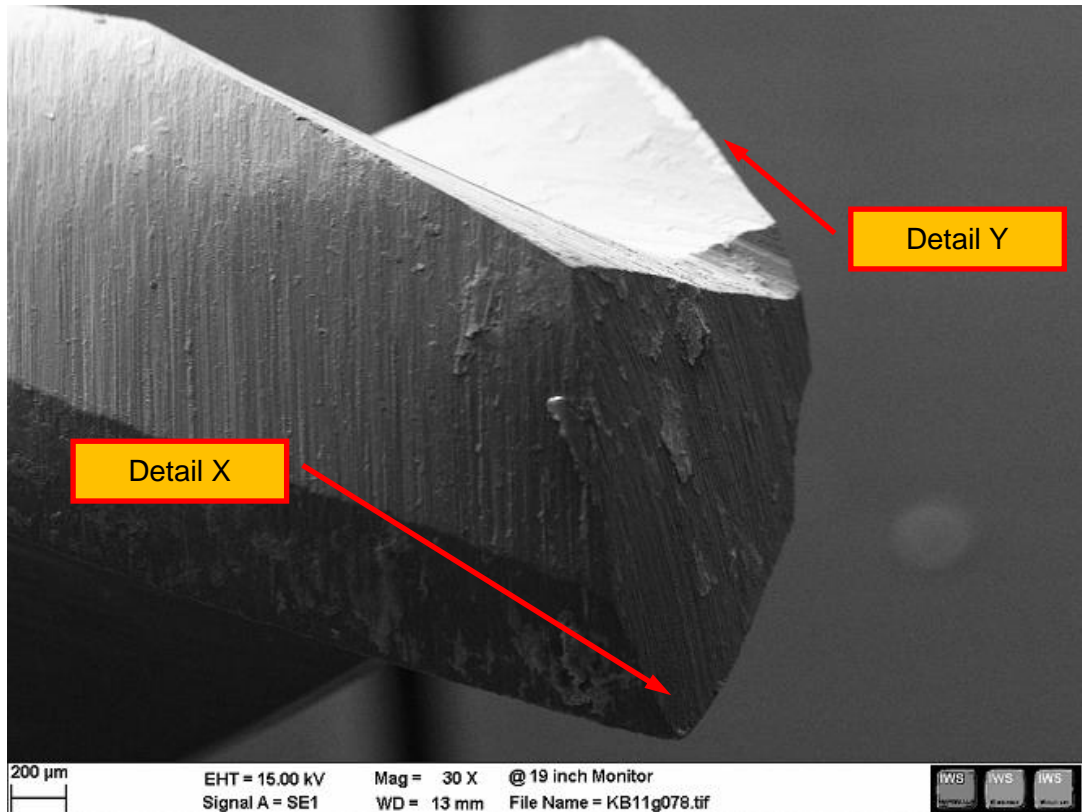


Abbildung 111: HSS DLC-Grafitic; 40 Bohr. Hand; REM (30 X)

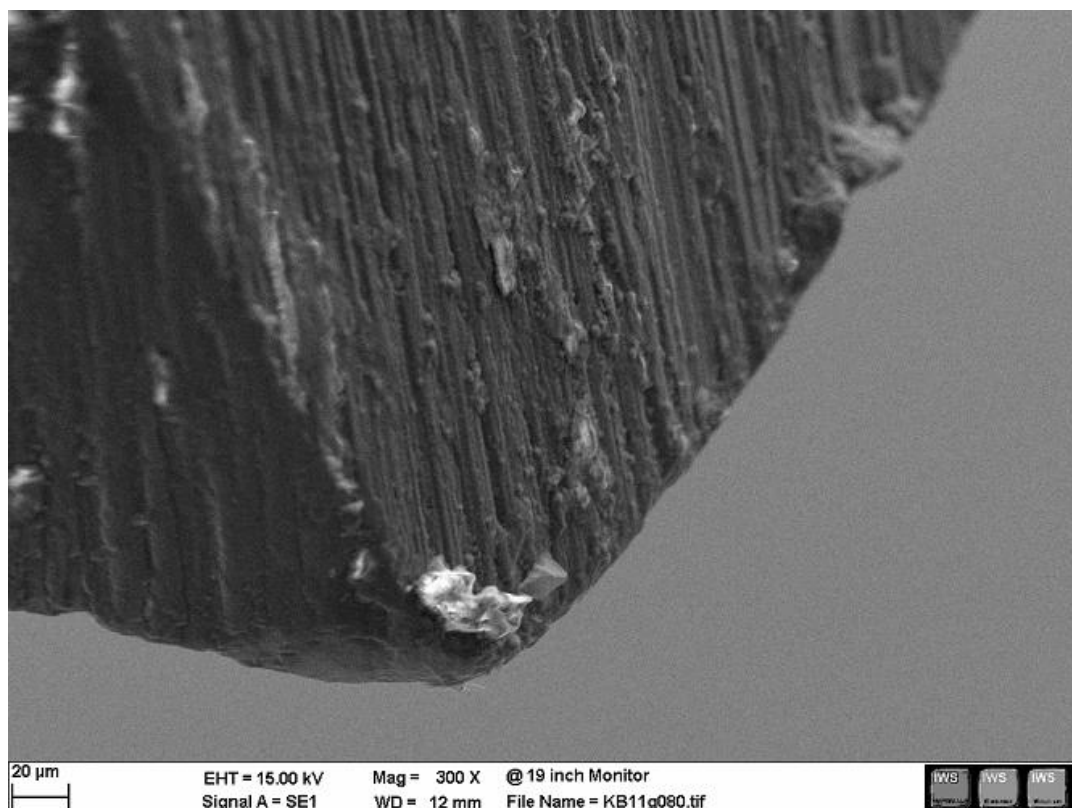


Abbildung 112: Detail X; HSS DLC-Grafitic; 40 Bohr. Hand; REM (300 X)

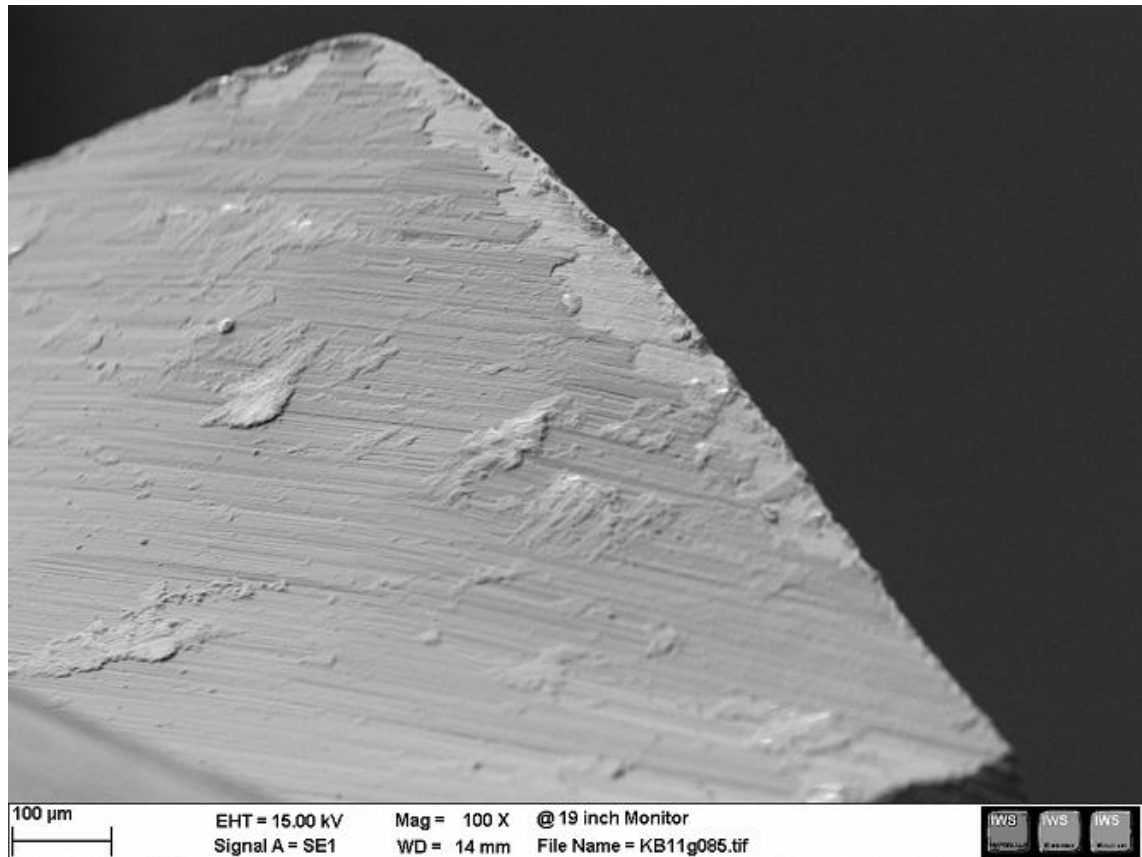


Abbildung 113: Detail Y; HSS DLC-Grafitic; 40 Bohr. Hand; REM (100 X)

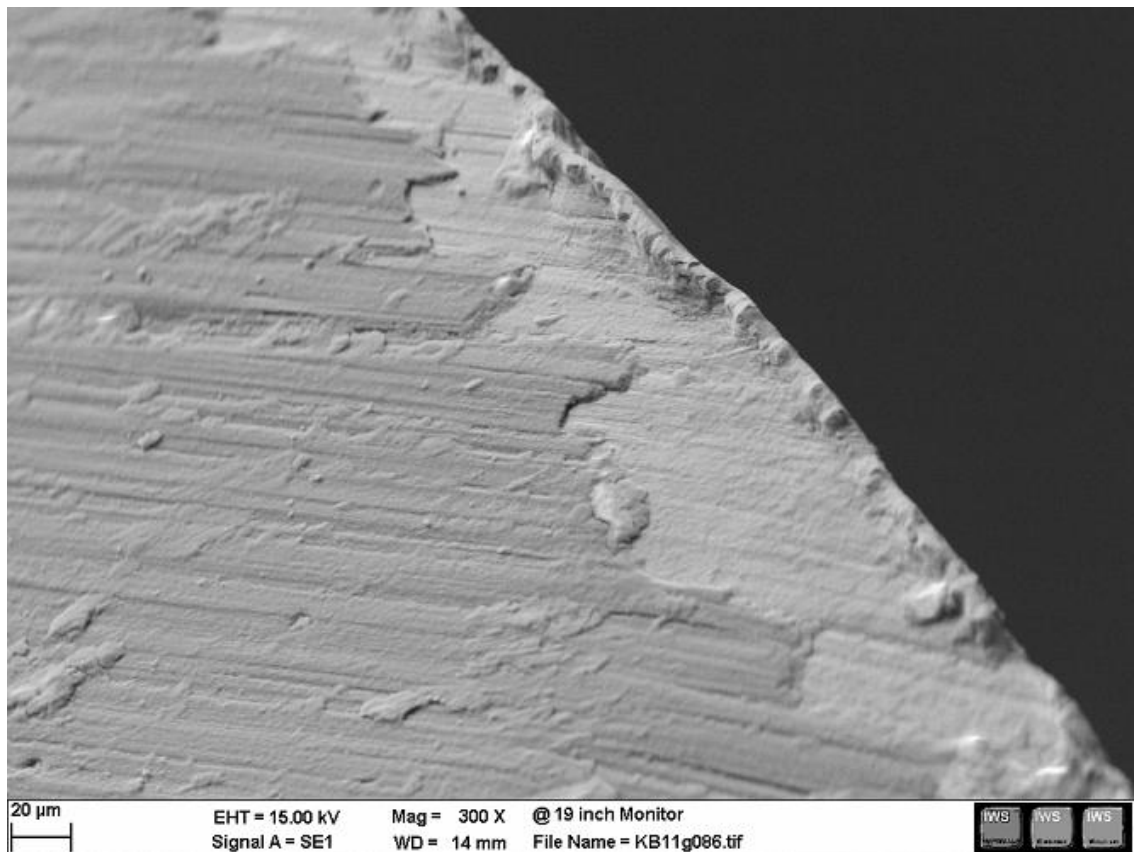


Abbildung 114: Detail Y; HSS DLC-Grafitic; 40 Bohr. Hand; REM (300 X)

5.3.3.7 Bohrerbild HSS DLC-Grafitic nach 60 Bohrungen mit Hand

Nach 60 händischen Bohrungen sind erstmals leichte Ausbrüche und Abrundungen über die gesamte Länge der Hauptschneiden ersichtlich (s. Abb. 115).



Abbildung 115: HSS DLC-Grafitic; 60 Bohr. Hand; Stereo (30 X)

5.3.4 Baumarkt Spiralbohrer aus HSS mit DLC+Titan Beschichtung

5.3.4.1 Bohrerbild HSS DLC+Titan vor dem ersten Bohrversuch

Im neu beschichteten Zustand gleicht das Erscheinungsbild jenem der HSS mit DLC-Grafitic in Kapitel 5.3.3.1. Auffällig sind der deutlich erkennbare Grat und die Bearbeitungsspäne an den Schneiden des Bohrers. Dies sind Indizien für eine geringe Herstellungsqualität, was für ein Produkt dieser Preisklasse jedoch selbstverständlich ist (s. Abb. 116 und 117).

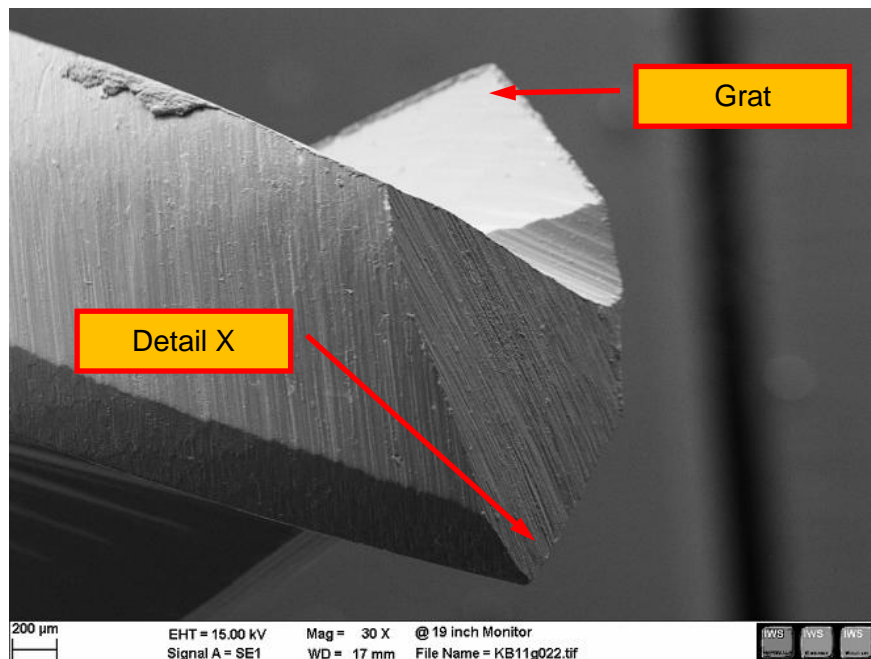


Abbildung 116: HSS DLC+Titan; unbenützt; REM (30 X)

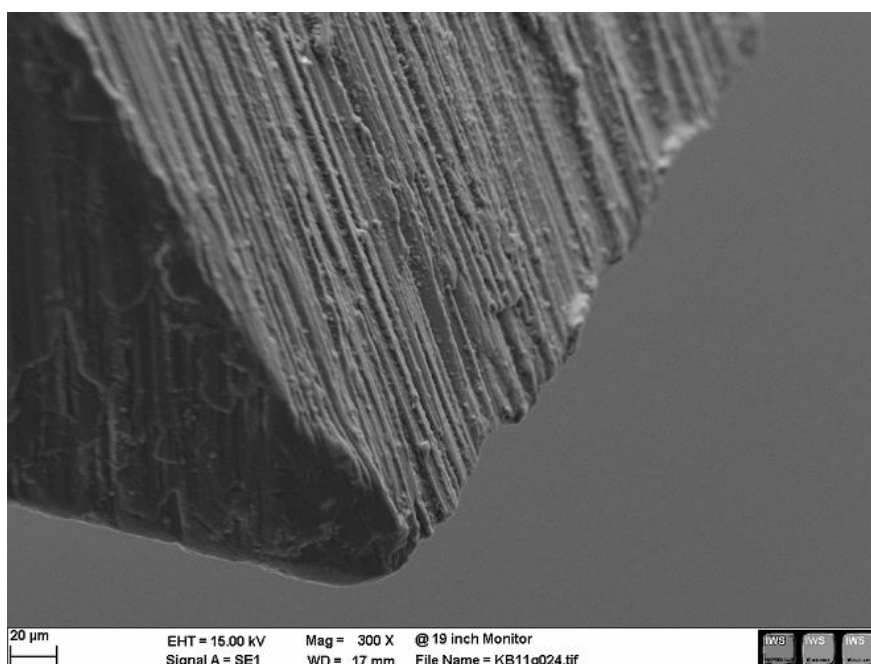


Abbildung 117: Detail X; HSS DLC+Titan; unbenützt; REM (300 X)

5.3.4.2 Bohrerbild HSS DLC+Titan nach 20 Bohrungen mit FSW

Nach 20 Bohrungen mit der FSW weist dieser starke Abplatzungen der Beschichtung im Bereich der Spanfläche auf. Diese sind verglichen mit der DLC-Grafitic bei gleicher Belastung deutlich ausgeprägter (s. Abb. 118).

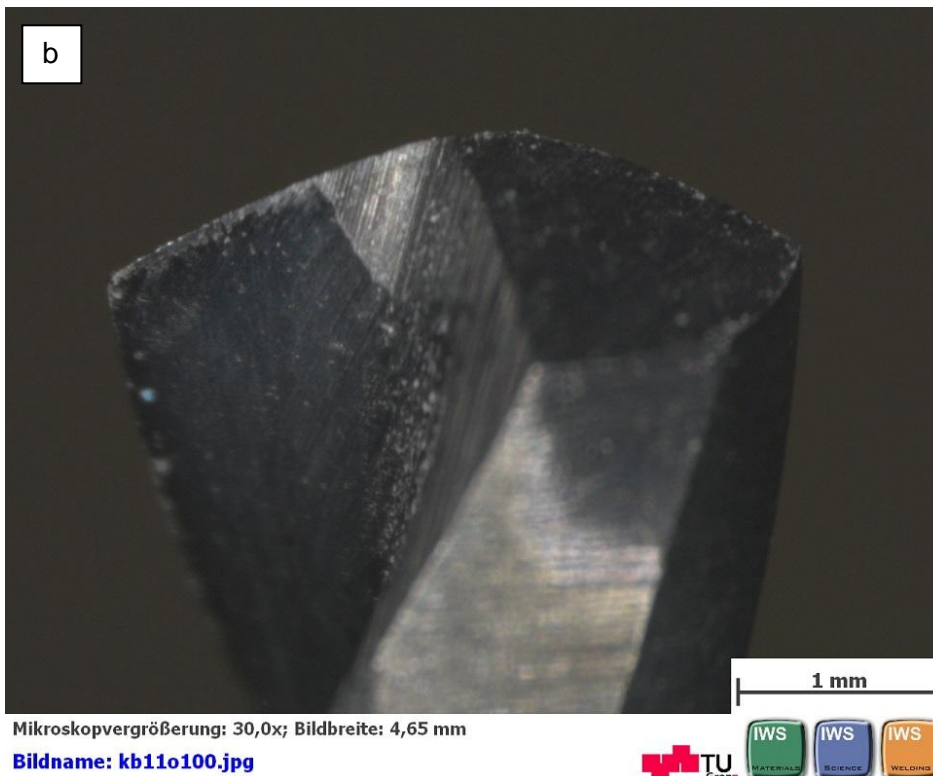
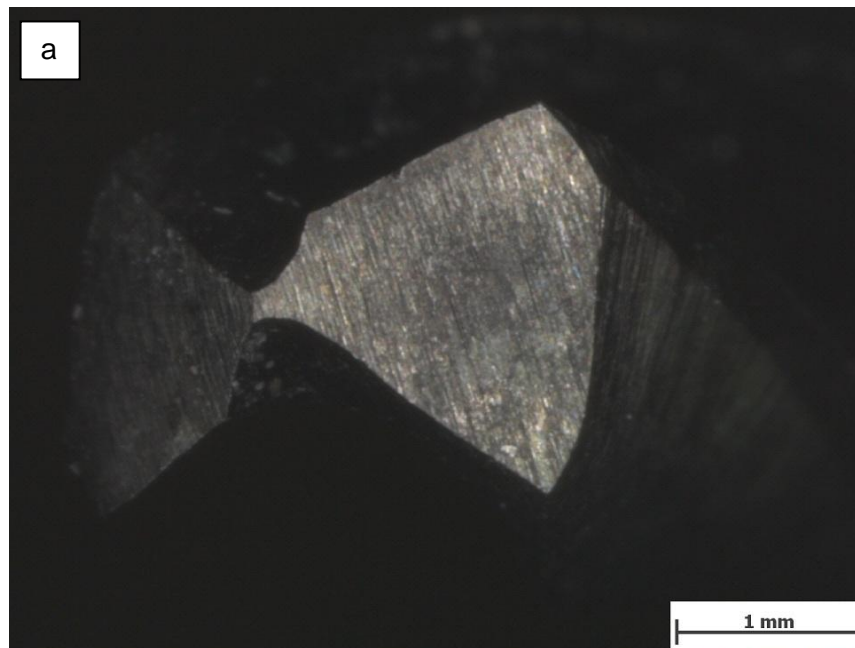


Abbildung 118: HSS DLC+Titan; 20 Bohr. FSW; Stereo (30 X)

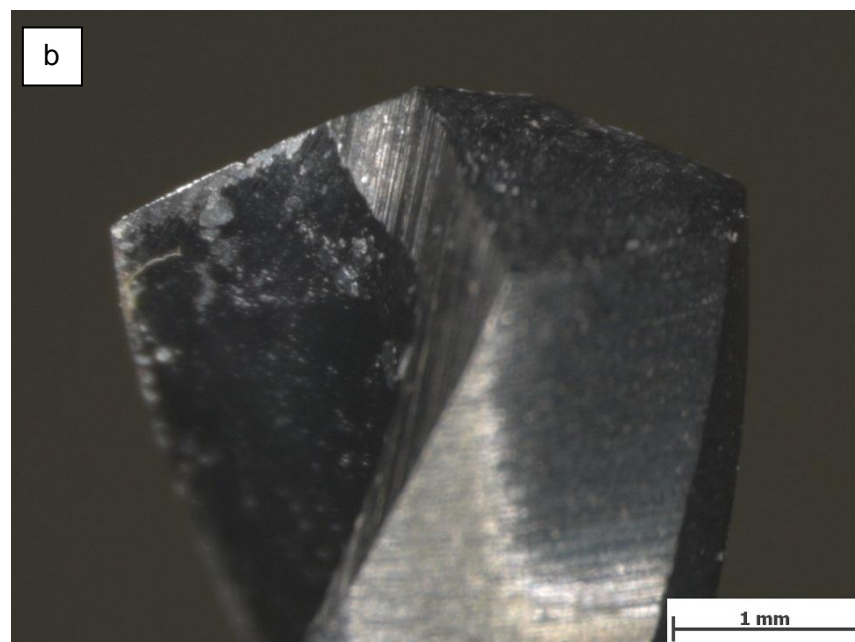
5.3.4.3 Bohrerbild HSS DLC+Titan nach 40 Bohrungen mit FSW

Nach 40 maschinellen Bohrungen an der FSW sind Verschleißerscheinungen an den Hauptschneiden festzustellen, d.h. einen leichten Ausbruch, sowie ein starkes Abplatzen der Beschichtung. Auffällig jedoch sind in Abbildung 122, S. 118 die hellen Stellen an der Oberfläche der Spannut. Hier trat zum ersten Mal ein Abtragen der Beschichtung an einer Stelle auf, welche sich nicht im Bereich der Hauptschn. und somit an einer ungeschützten Kante befindet (s. Abb. 119-123).



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o093.jpg



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o096.jpg



Abbildung 119: HSS DLC+Titan; 40 Bohr. FSW; Stereo (30 X)

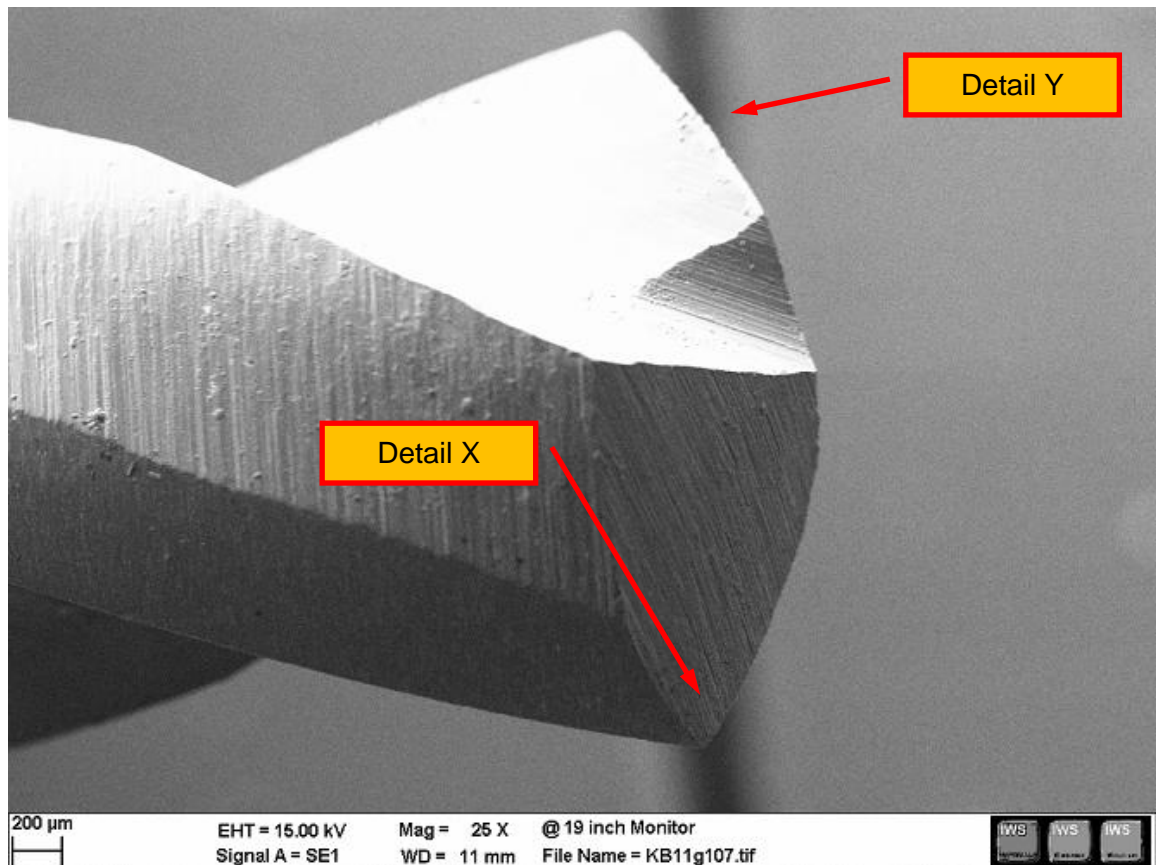


Abbildung 120: HSS DLC+Titan; 40 Bohr. FSW; REM (30 X)

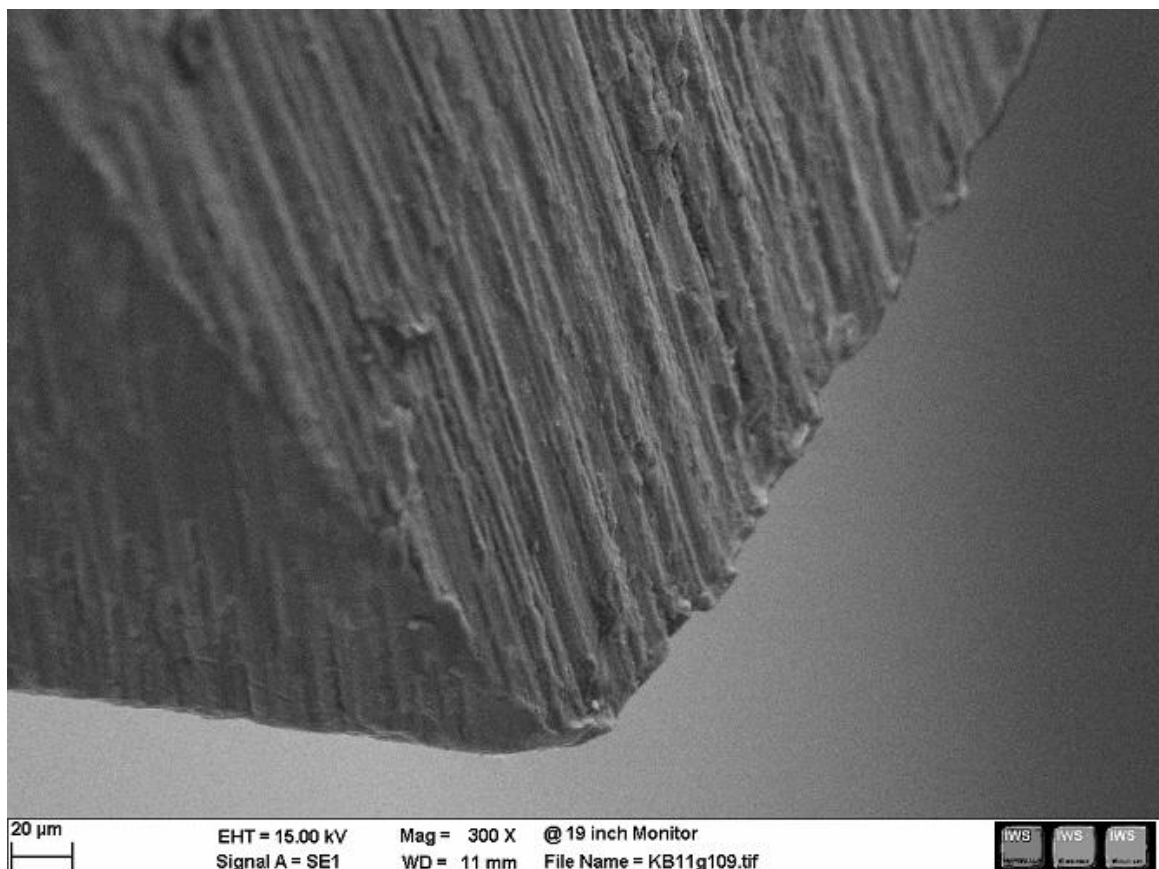


Abbildung 121: Detail X; HSS DLC+Titan; 40 Bohr. FSW; REM (300 X)

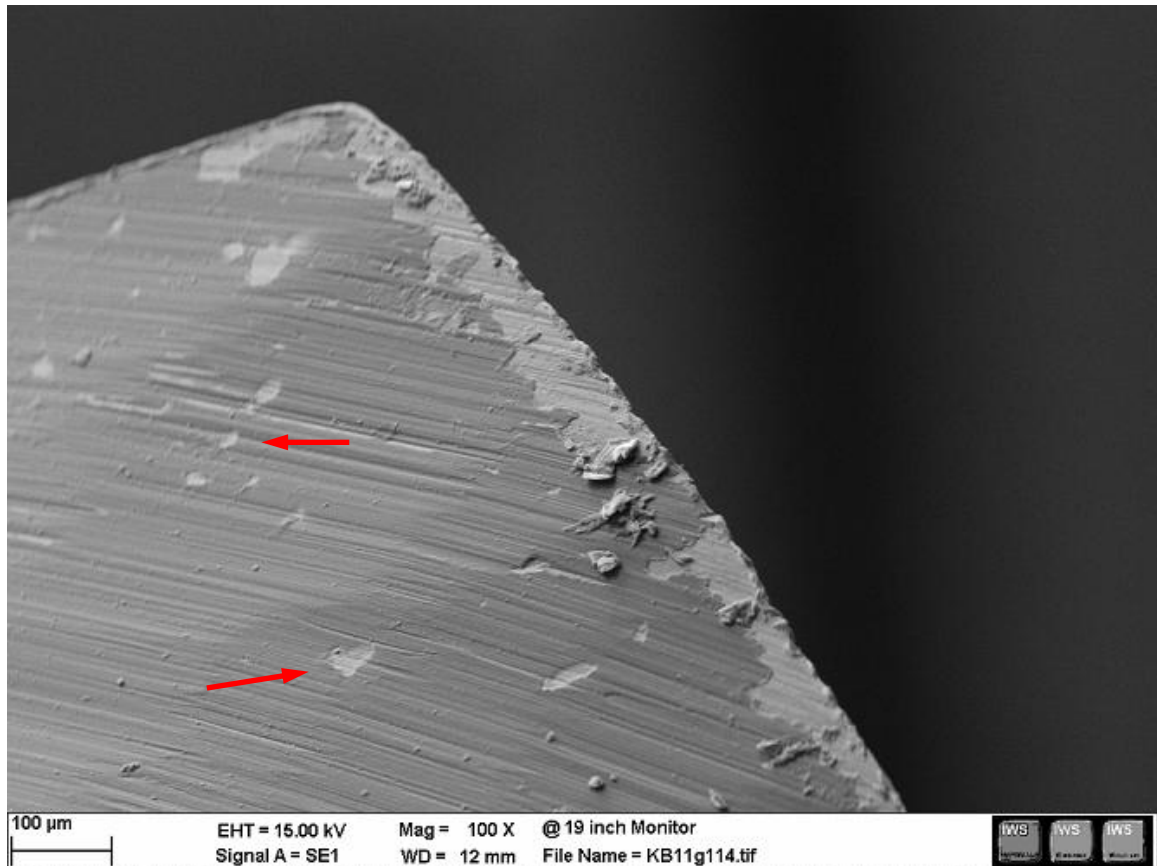


Abbildung 122: Detail Y; HSS DLC+Titan; 40 Bohr. FSW; REM (100 X)

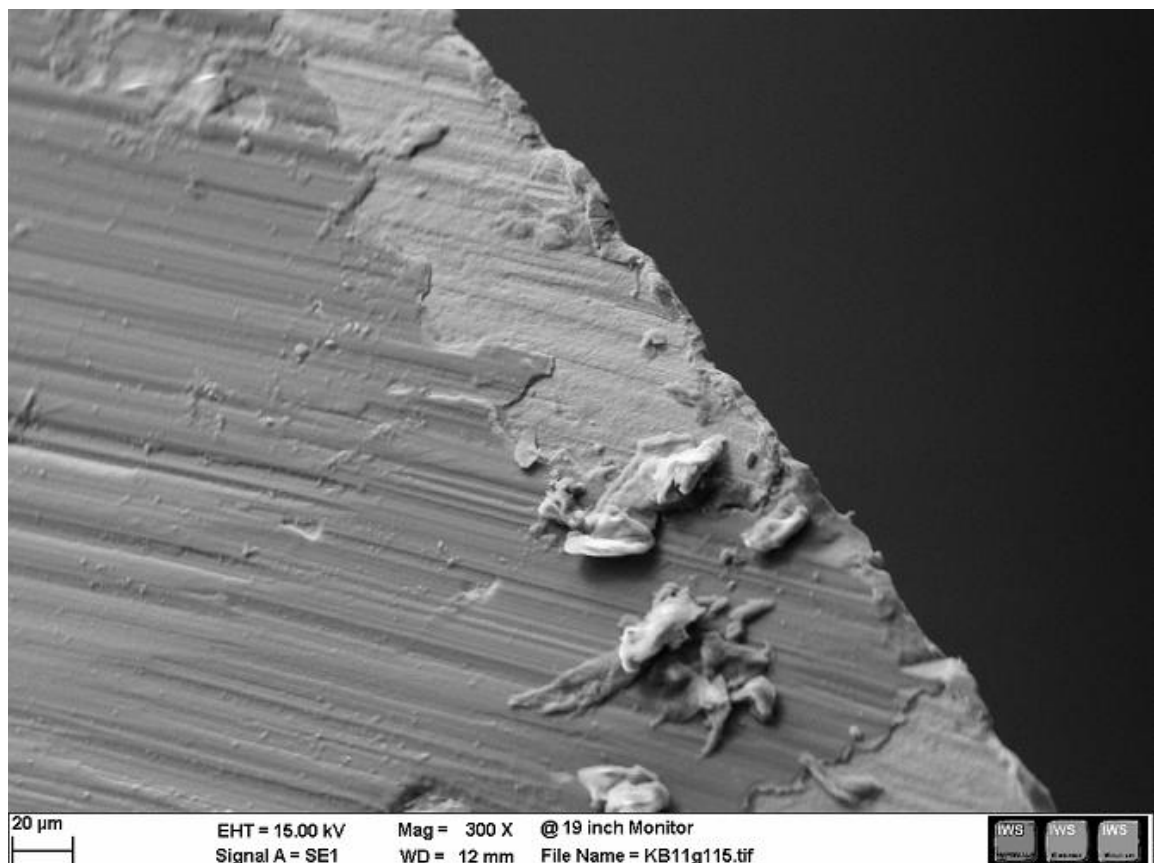


Abbildung 123: Detail Y; HSS DLC+Titan; 40 Bohr. FSW; REM (300 X)

5.3.4.4 Bohrerbild HSS DLC+Titan nach 60 Bohrungen mit FSW

Nach 60 Bohrungen sind deutlich erkennbare Abplatzungen der Beschichtung zu sehen. Diese betrifft nicht nur den Bereich an der Hauptschneide, sondern auch entlang der Nebenschneiden (s. Abb. 124).

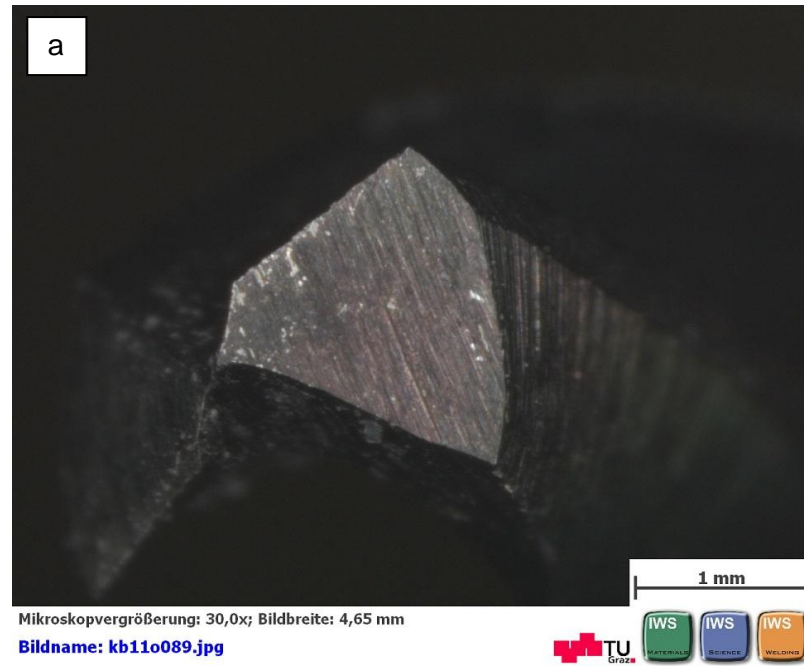


Abbildung 124: HSS DLC+Titan; 60 Bohr. FSW; Stereo (30 X)

Zusätzliche Belastungsbohrungen mit Hand konnten leider nicht durchgeführt werden, da auf Grund der sehr schlechten Qualität der Bohrer eine Beschichtung nicht möglich war.

5.3.5 Brasseler Standard KB aus rostfreiem Stahl 440B mit AO-Anschluss

5.3.5.1 Bohrerbild rostfreier Stahl 440B vor dem ersten Bohrversuch

Der ungebrauchte Bohrer weist im Vergleich zum Synthes Standard eine leicht veränderte Schliefform auf. Die Querschneide und die Freiflächen sind leicht bombiert und die Freiflächen an der Nebenschneide sind leicht nach hinten versetzt. Die Oberfläche ist sehr fein geschliffen und in der REM-Aufnahme sind eine Menge kleiner Karbidausbrüche erkennbar. Die Schneidkanten sind nicht so sehr abgerundet, wie beim Synthes, d.h. es sollte eine bessere Schneidfähigkeit vorliegen (s. Abb. 125 und 126).

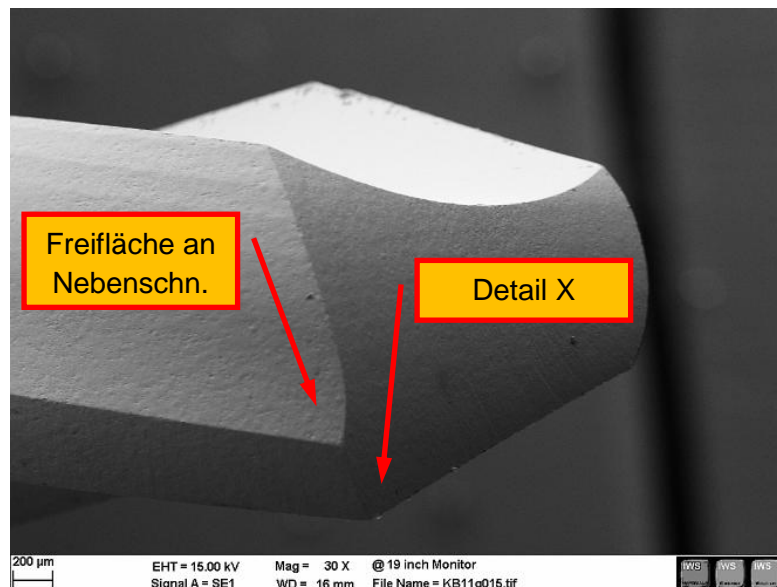


Abbildung 125: Brasseler Standard 440B; unbenützt; REM (30 X)

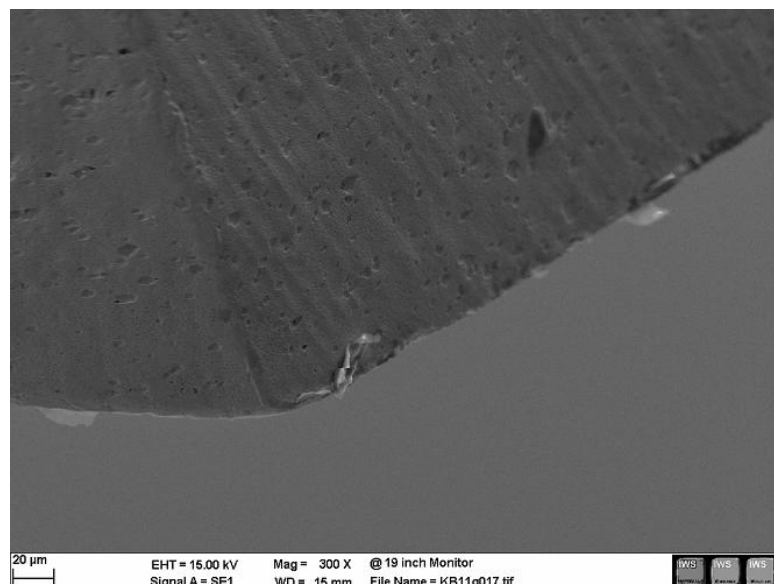


Abbildung 126: Detail X; Brasseler Standard 440B; unbenützt; REM (300 X)

5.3.5.2 Bohrerbild rostfreier Stahl 440B nach 20 Bohrungen mit FSW

Nach 20 Bohrungen mit der FSW treten vereinzelte, kleine Abtragerscheinungen an der Hauptschneide auf. Ansonsten liegen nur sehr geringe Verschleißspuren vor (s. Abb. 127).

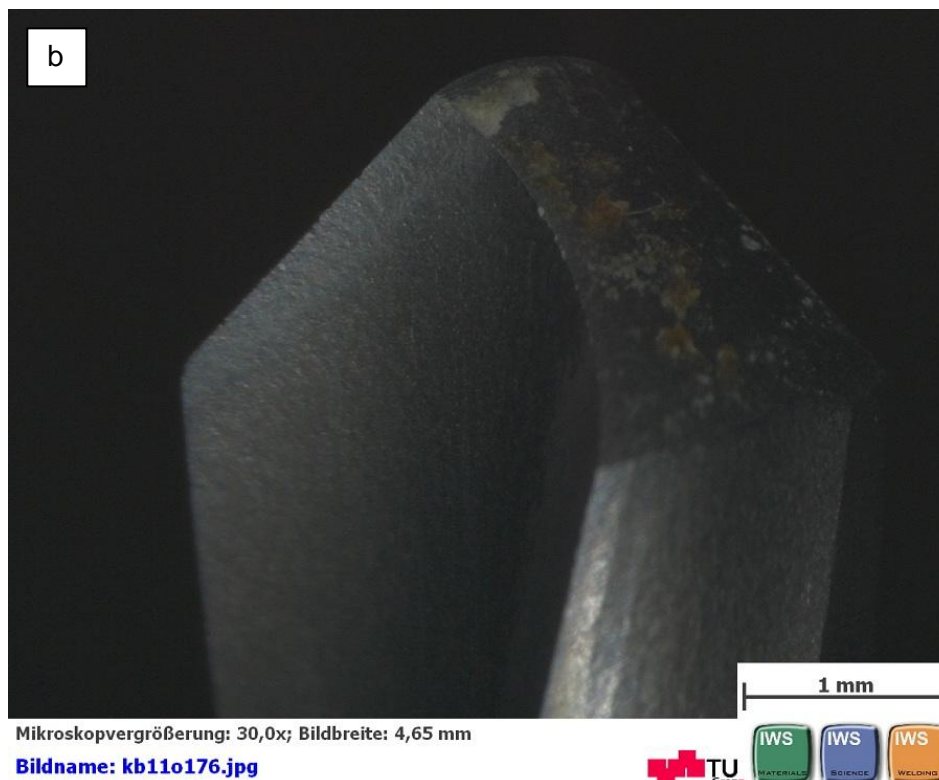
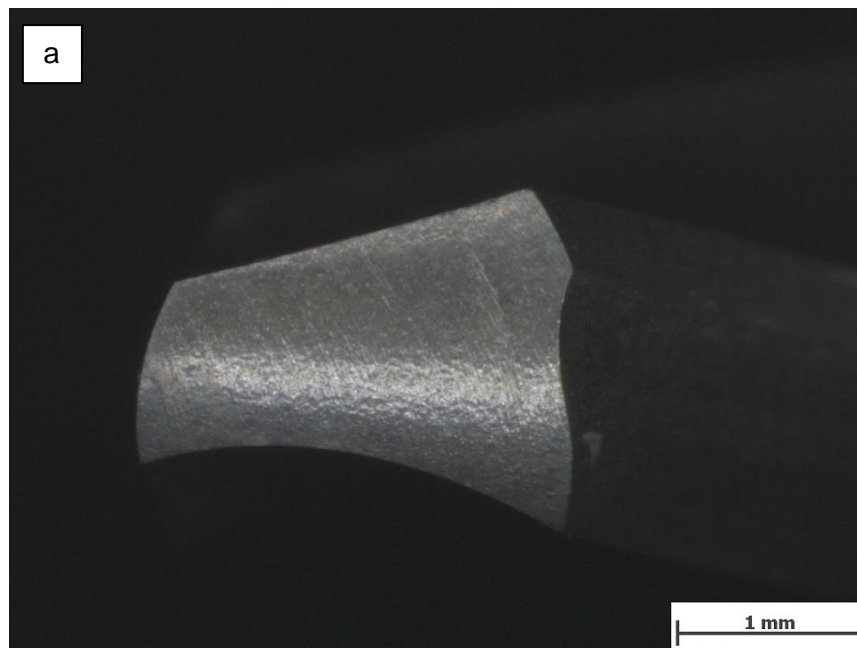


Abbildung 127: Brasseler Standard 440B; 20 Bohr. FSW; Stereo (30 X)

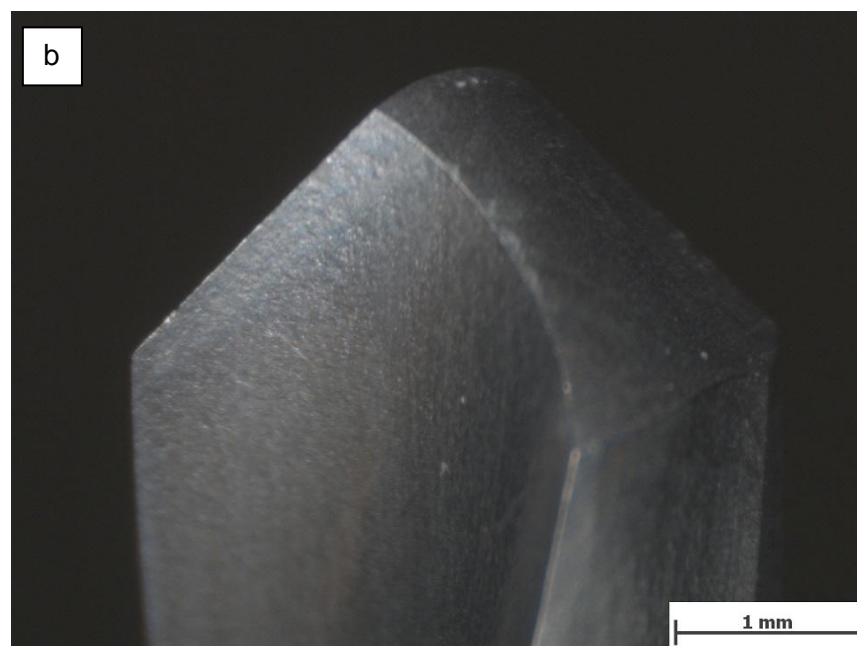
5.3.5.3 Bohrerbild rostfreier Stahl 440B nach 40 Bohrungen mit FSW

Nach 40 FSW Bohrungen sind noch keine groben Verschleißerscheinungen zu erkennen. Die Oberfläche wirkt weiterhin sehr glatt und rein. An den Hauptschneiden sind vereinzelt leichte Ausbrüche erkennbar. Merkwürdig jedoch sind die auf den REM-Bildern erkennbaren schwarzen Verfärbungen entlang der Hauptschneide (s. Abb. 128-131).



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o022.jpg



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o024.jpg



Abbildung 128: Brasseler Standard 440B; 40 Bohr. FSW; Stereo (30 X)

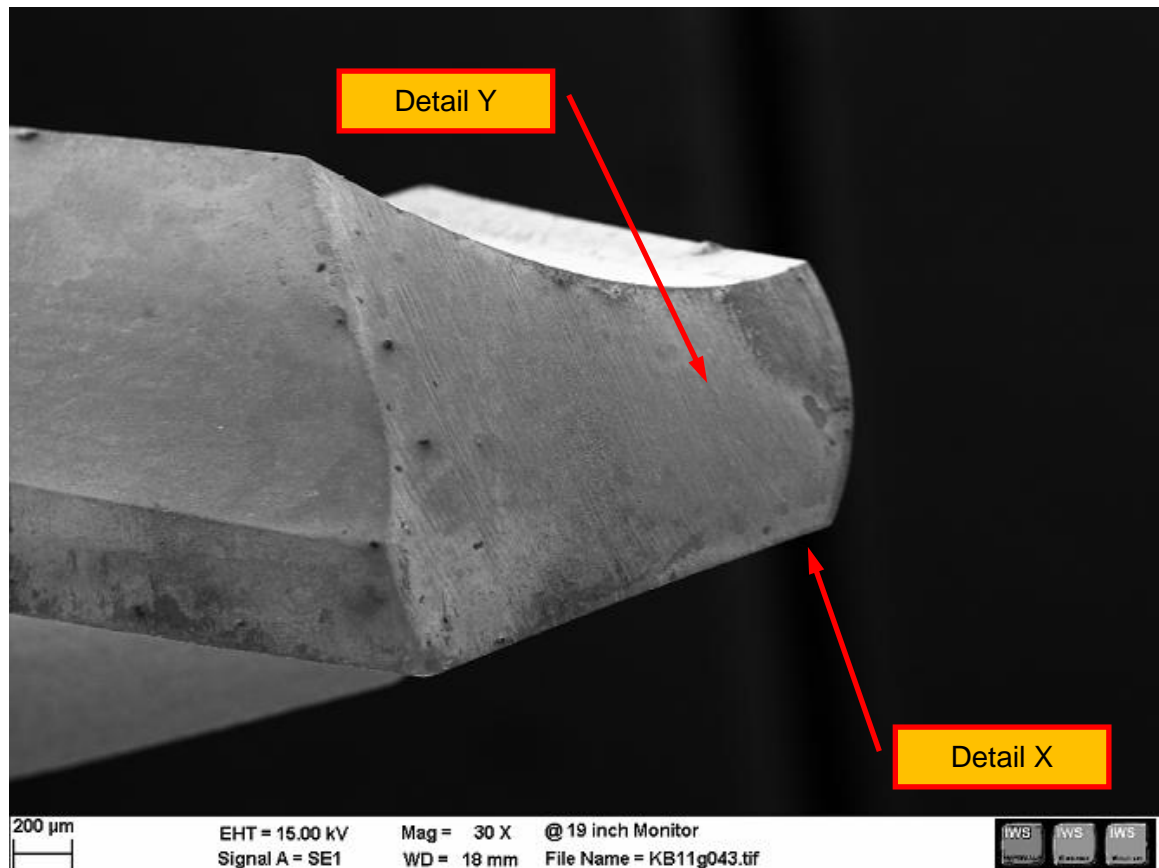


Abbildung 129: Brasseler Standard 440B; 40 Bohr. FSW; REM (30 X)

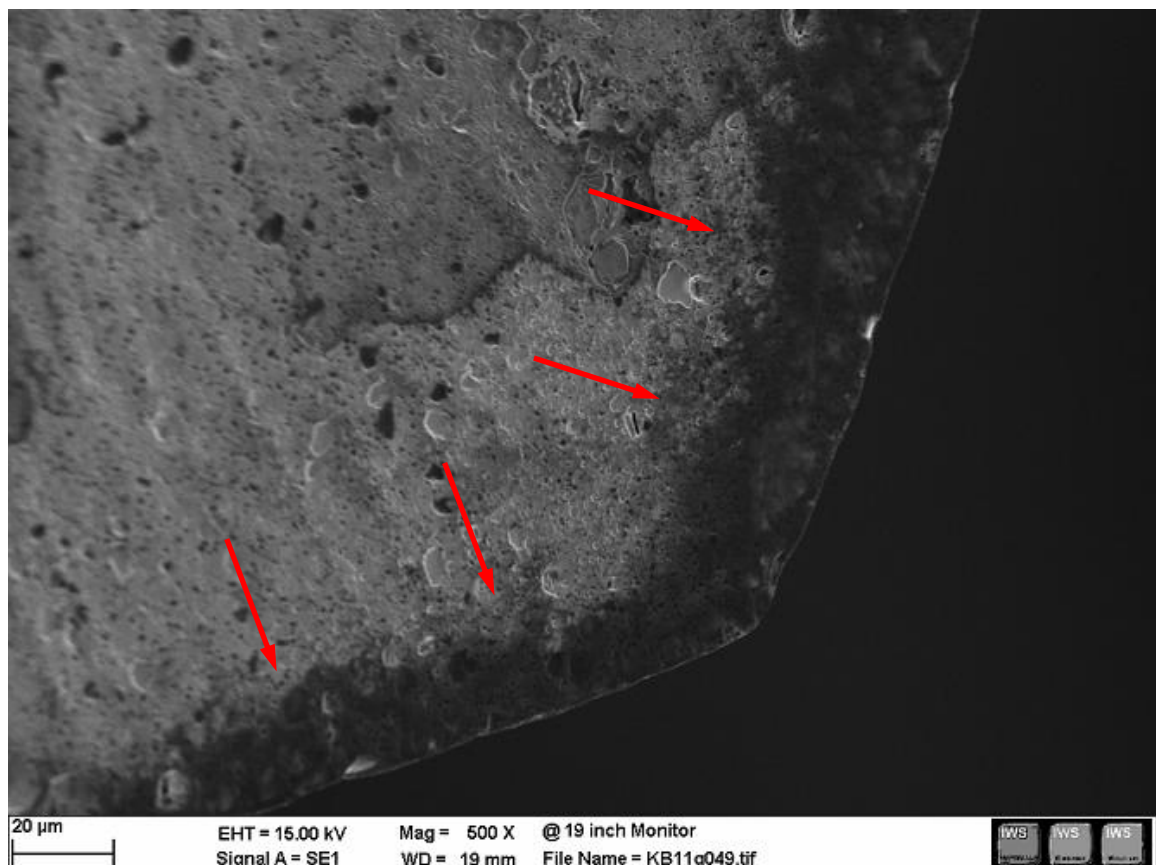


Abbildung 130: Detail X; Brasseler Standard 440B; 40 Bohr. FSW; REM (500 X)

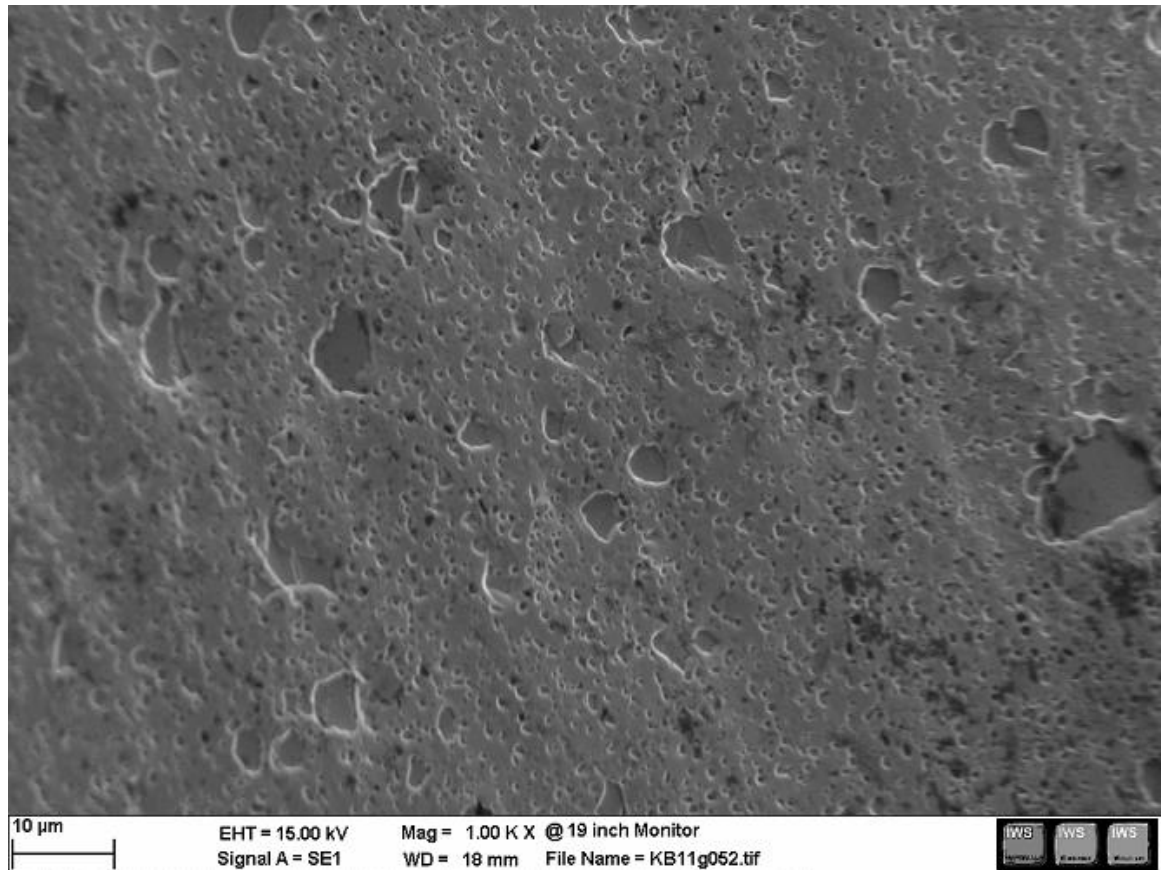


Abbildung 131: Detail Y; Brasseler Standard 440B; 40 Bohr. FSW; REM (1000 X)

5.3.5.4 Bohrerbild rostfreier Stahl 440B nach 60 Bohrungen mit FSW

Nach 60 FSW-Bohrungen sind an den Hauptschneiden leichte Verschleißerscheinungen in Form von kleinen Ausbrüchen erkennbar. Ansonsten wirken die restlichen Schneiden und Oberflächen nahezu unverschlissen (s. Abb. 132).

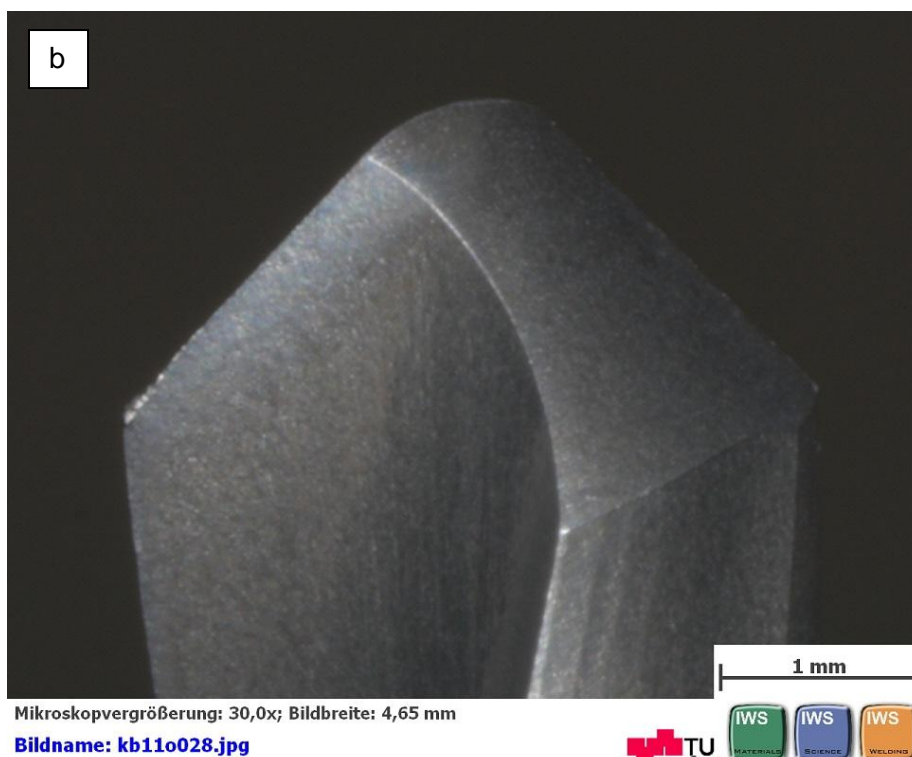
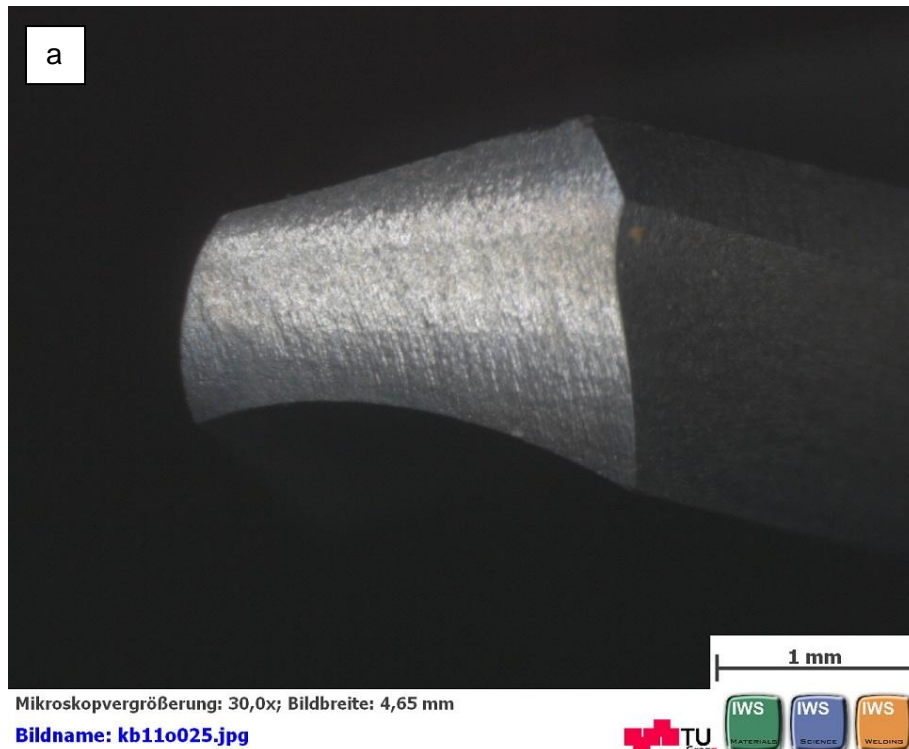


Abbildung 132: Brasseler Standard 440B; 60 Bohr. FSW; Stereo (30 X)

5.3.5.5 Bohrerbild rostfreier Stahl 440B nach 20 Bohrungen mit Hand

Nach 20 händischen Bohrungen sind nur minimale Abnutzungen an der Hauptschneide ersichtlich (s. Abb. 133).



Abbildung 133: Brasseler Standard 440B; 20 Bohr. Hand; Stereo (30 X)

5.3.5.6 Bohrerbild rostfreier Stahl 440B nach 40 Bohrungen mit Hand

Nach 40 händischen Bohrungen sind gröbere Verschleißerscheinungen, in Form von kleinen Ausbrüchen entlang der Hauptschneide, erkennbar. Die gesamte Oberfläche macht nach wie vor einen unverschlissenen Eindruck (s. Abb. 134).

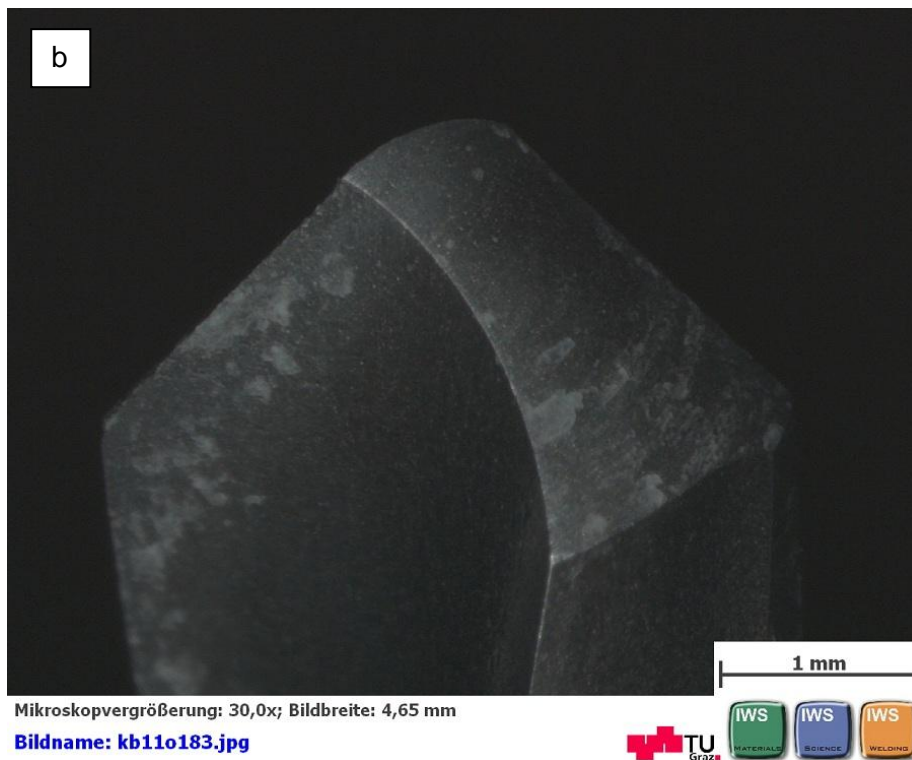


Abbildung 134: Brasseler Standard 440B; 40 Bohr. Hand; Stereo (30 X)

5.3.5.7 Bohrerbild rostfreier Stahl 440B nach 60 Bohrungen mit Hand

Nach 60 Bohrungen ist nahezu derselbe Verschleißzustand, wie nach 40 Bohrungen erkennbar – keine größeren Verschleißerscheinungen. Dies könnte mit der Zusammensetzung des Knochens (Knochenhärte, -dichte etc.) zu tun haben (s. Abb. 135).

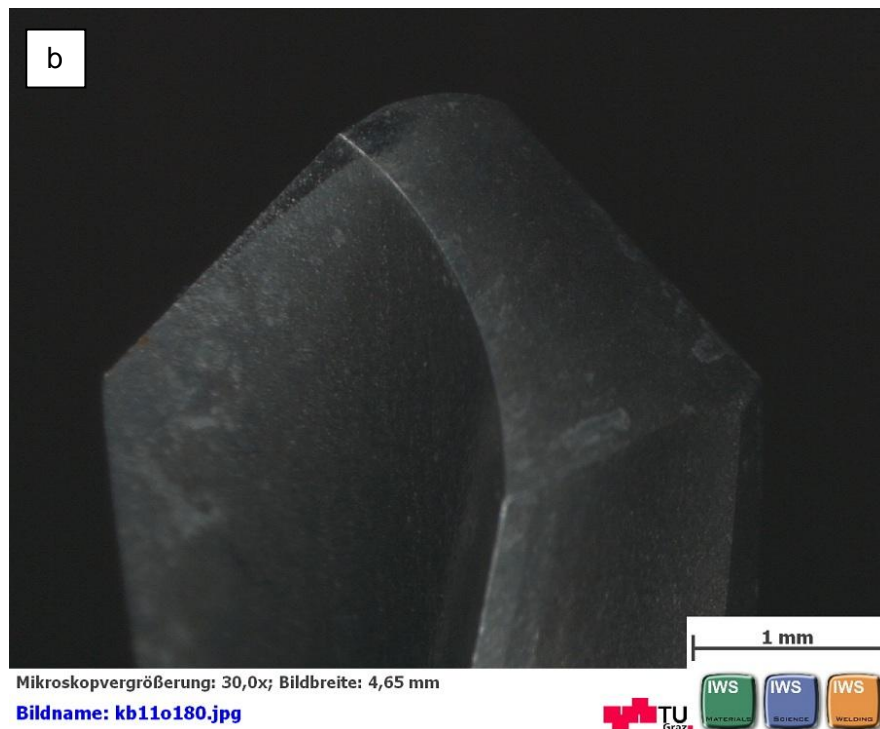


Abbildung 135: Brasseler Standard 440B; 60 Bohr. Hand; Stereo (30 X)

5.3.6 Brasseler CeraDrill – Pilotbohrer aus ZrO₂ für Implantatbohrungen

5.3.6.1 Bohrerbild ZrO₂ CeraDrill vor dem ersten Bohrversuch

Dieser Bohrer aus ZrO₂ besitzt 3 Schneiden, die hinterschleifen sind, wodurch die Querschneide nahezu verschwindet. D.h. er hat eine völlig andere Schneidengeometrie als die Standard Knochenbohrer. Die Oberflächen nahe der Hauptschneiden (Freiflächen) scheinen im Vergleich zu den restlichen Flächen ein wenig rauer zu sein (sichtbare Riefen). Die Hauptschneiden weisen im ungebrauchten Zustand unter 300facher Vergrößerung minimale Ausbrüche auf – vermutlich entstanden durch den leicht abgerundeten Anschliff und der geringen Bruchzähigkeit des ZrO₂-Materials (s. Abb. 136 und 137).

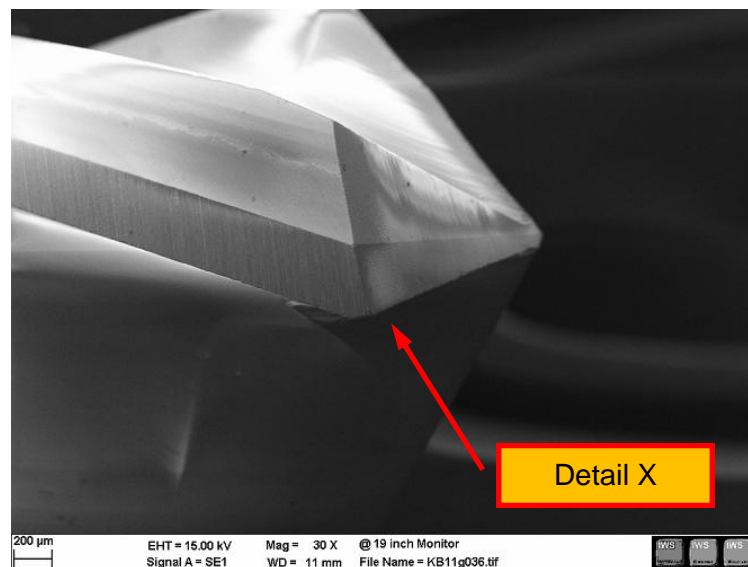


Abbildung 136: Brasseler ZrO₂ CeraDrill; unbenützt; REM (30X)

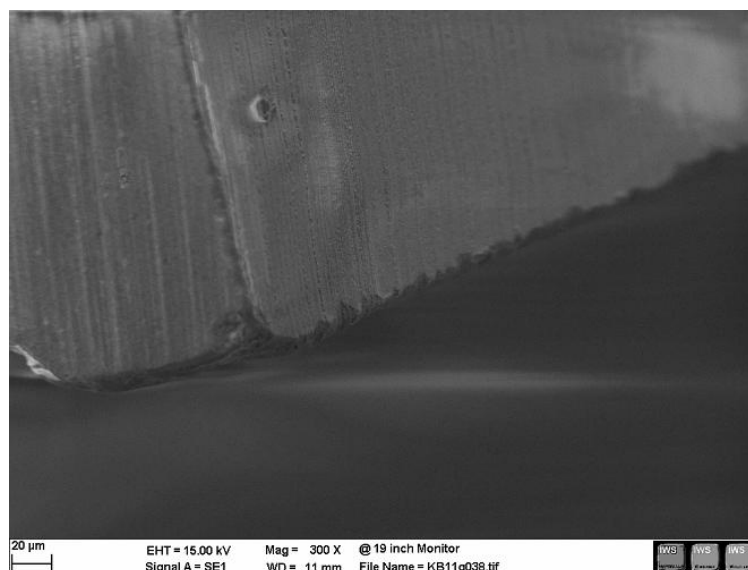
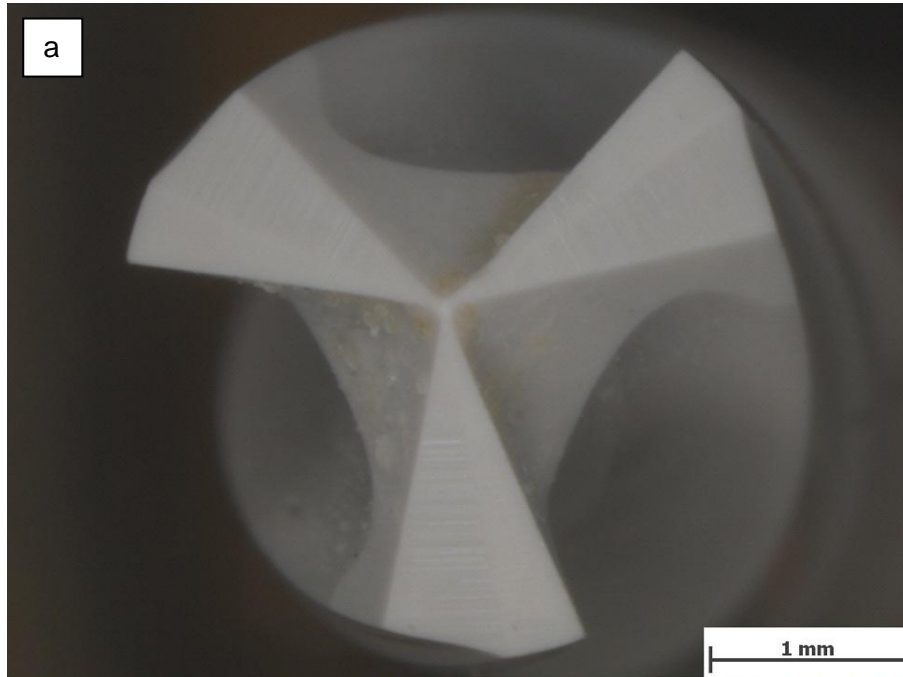


Abbildung 137: Detail X; Brasseler ZrO₂ CeraDrill; unbenützt; REM (300X)

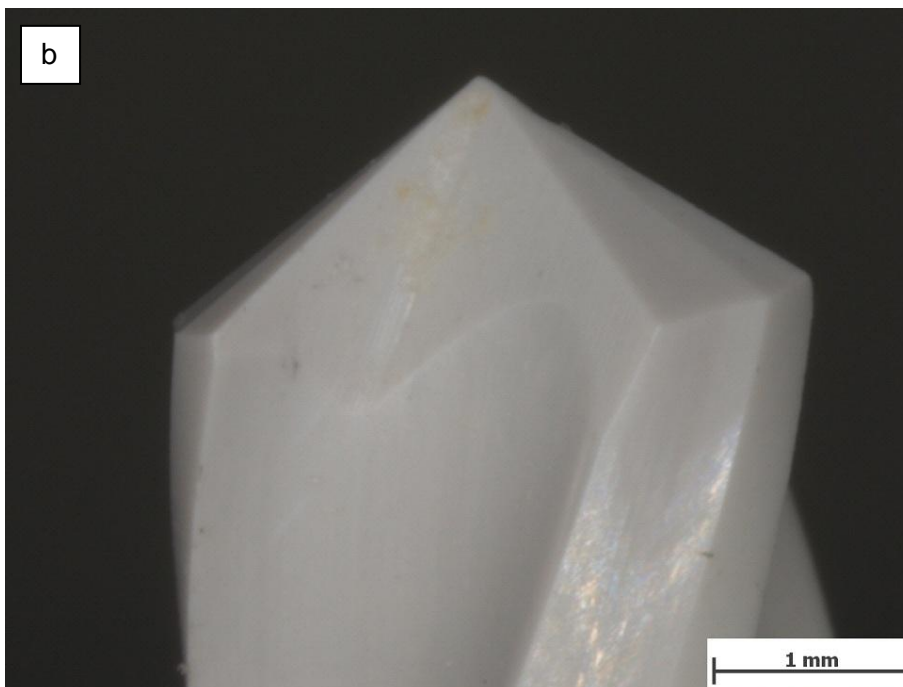
5.3.6.2 Bohrerbild ZrO₂ CeraDrill nach 20 Bohrungen mit FSW

Der Bohrer weist nach 20 Bohrungen keine nennenswerten Verschleißerscheinungen auf. Jedoch war es nicht möglich, mit Tuch und Ultraschall die Oberfläche von Knochenspänen und –sekreten zu säubern (s. Abb. 138).



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o117.jpg



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o118.jpg



Abbildung 138: Brasseler ZrO₂ CeraDrill; 20 Bohr. FSW; Stereo (30X)

5.3.6.3 Bohrerbild ZrO₂ CeraDrill nach 40 Bohrungen mit FSW

Nach 40 Bohrungen ist ebenso noch kein nennenswerter Verschleiß ersichtlich (s. Abb. 139). Jedoch scheint die Hauptschneide in den REM-Aufnahmen etwas abgerundet zu sein (s. Abb. 140 und 141, S. 132).

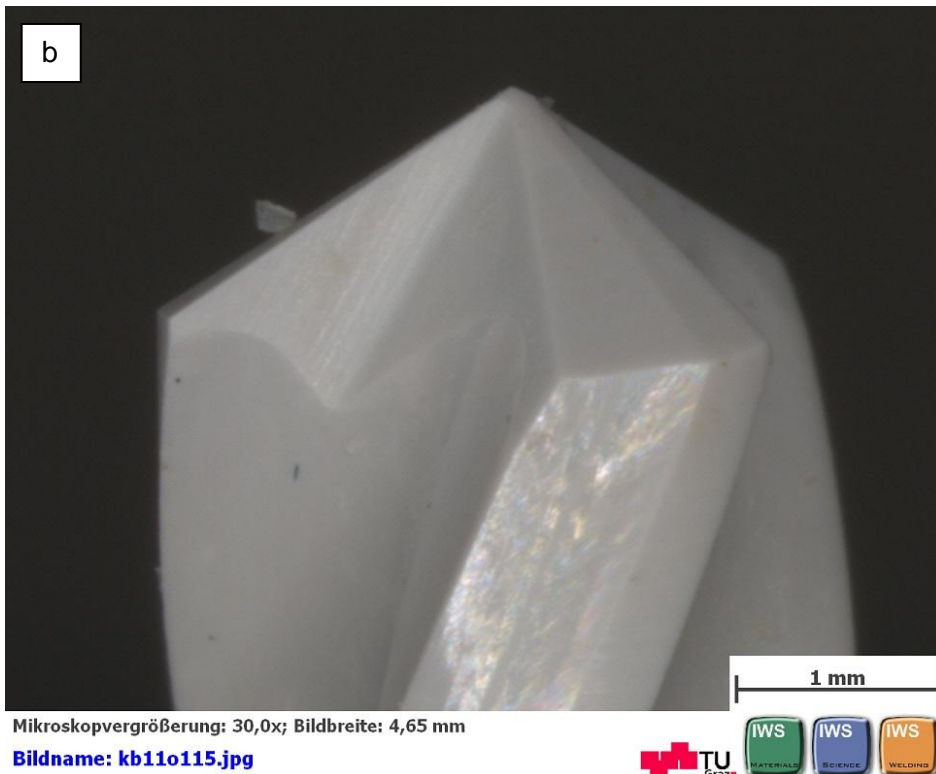


Abbildung 139: Brasseler ZrO₂ CeraDrill; 40 Bohr. FSW; Stereo (30X)

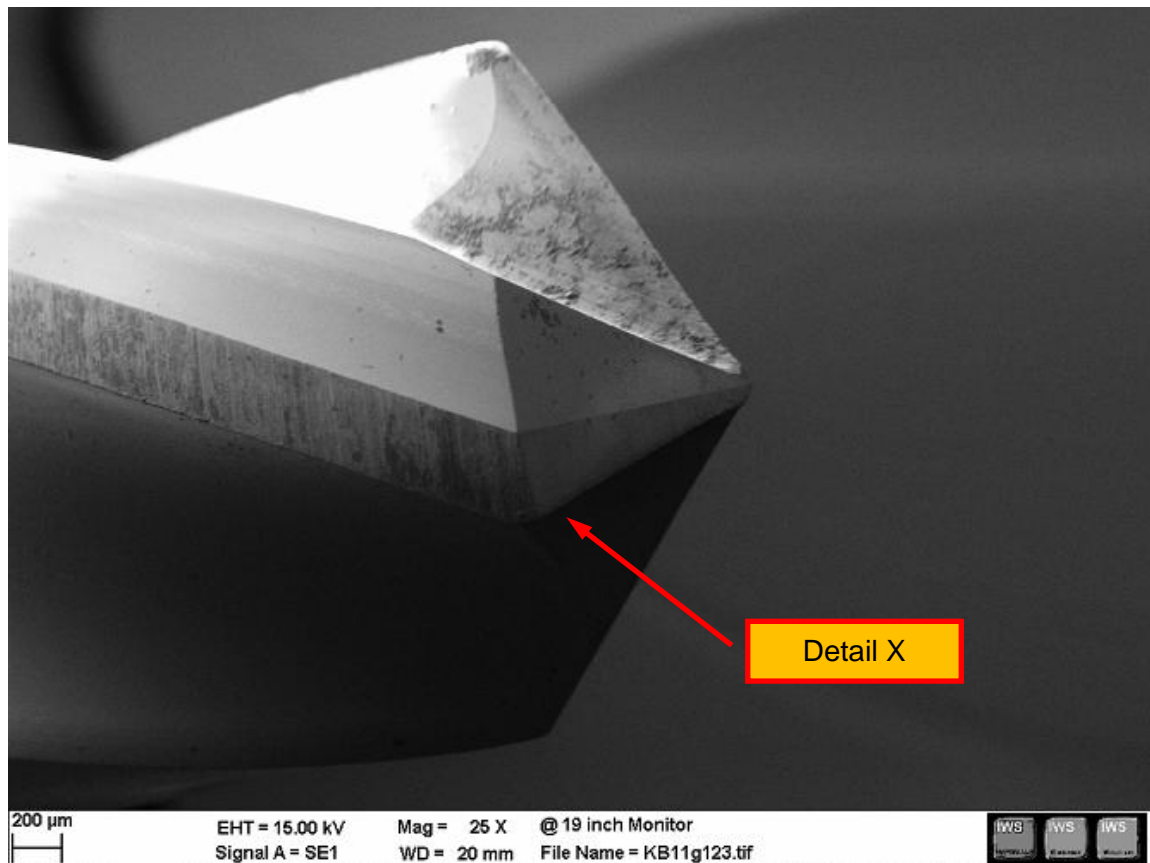


Abbildung 140: Brasseler ZrO₂ CeraDrill; 40 Bohr. FSW; REM (30X)

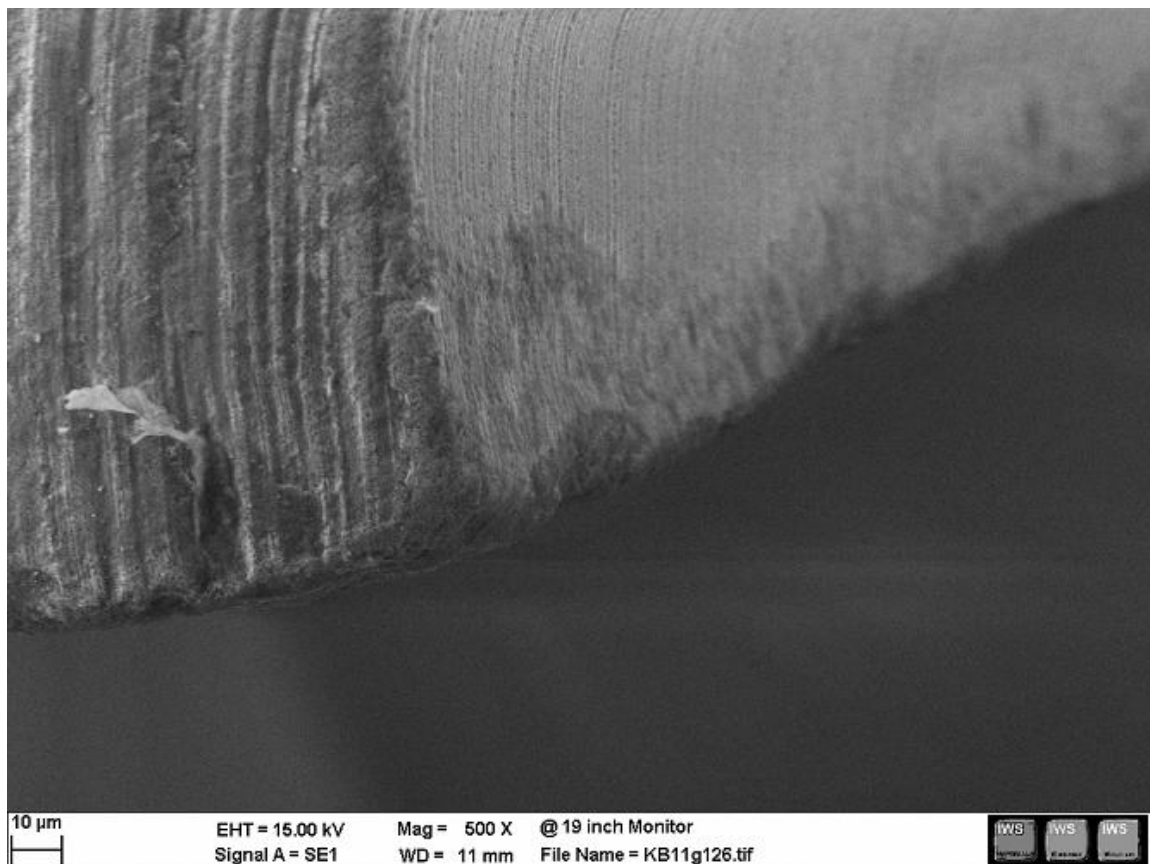
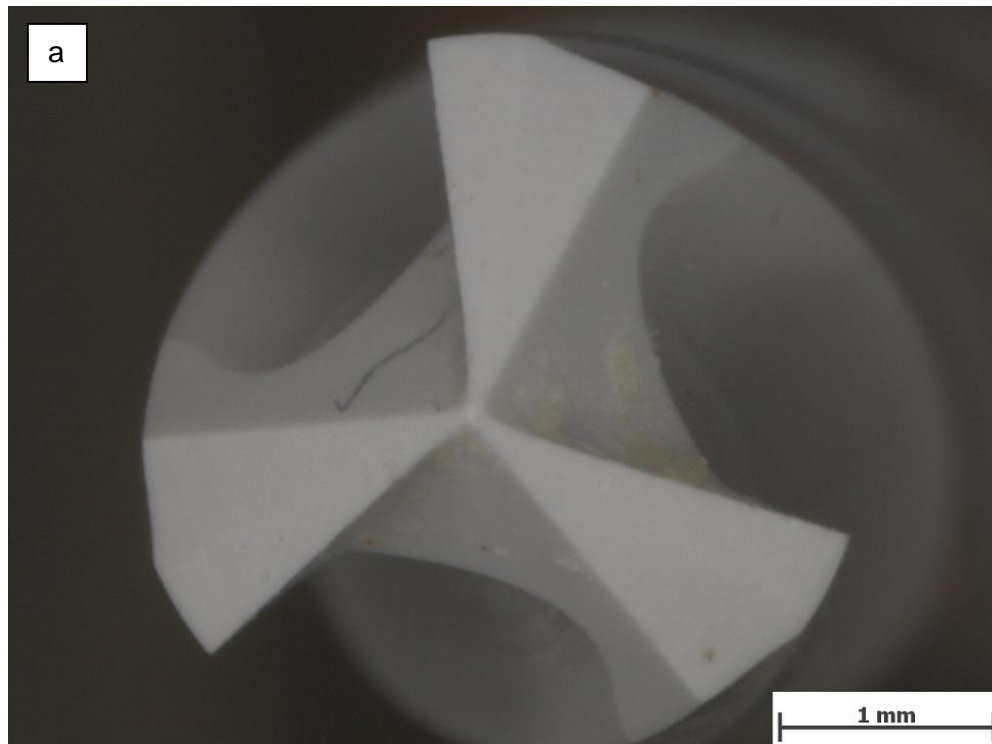


Abbildung 141: Detail X; Brasseler ZrO₂ CeraDrill; 40 Bohr. FSW; REM (500X)

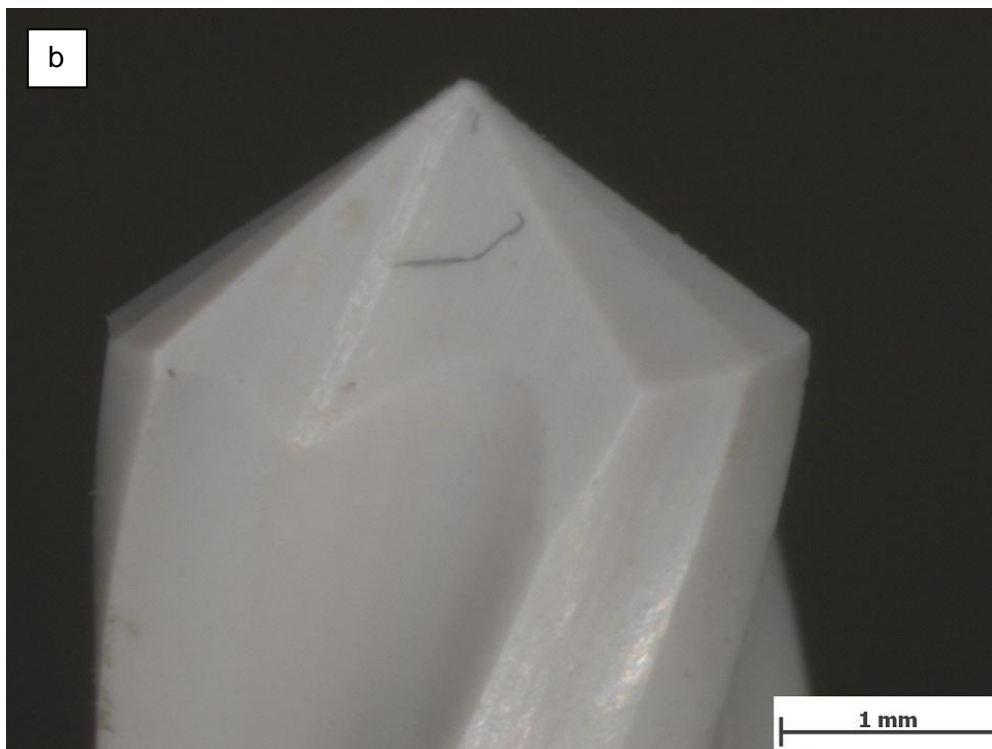
5.3.6.4 Bohrerbild ZrO_2 CeraDrill nach 60 Bohrungen mit FSW

Nach 60 Bohrungen ist weiterhin kein Verschleiß erkennbar (s. Abb. 142).



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o125.jpg



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

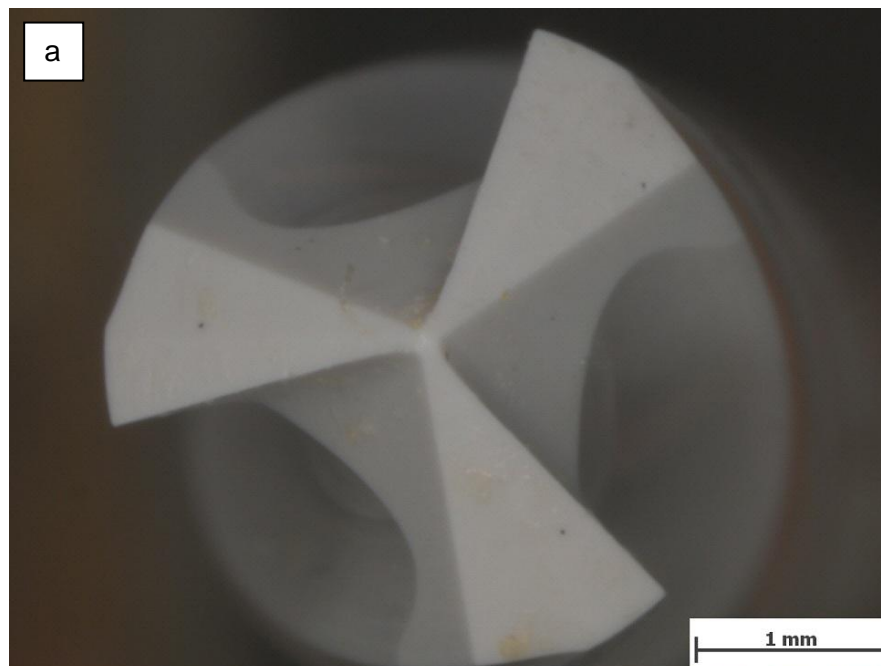
Bildname: kb11o127.jpg



Abbildung 142: Brasseler ZrO_2 CeraDrill; 60 Bohr. FSW; Stereo (30X)

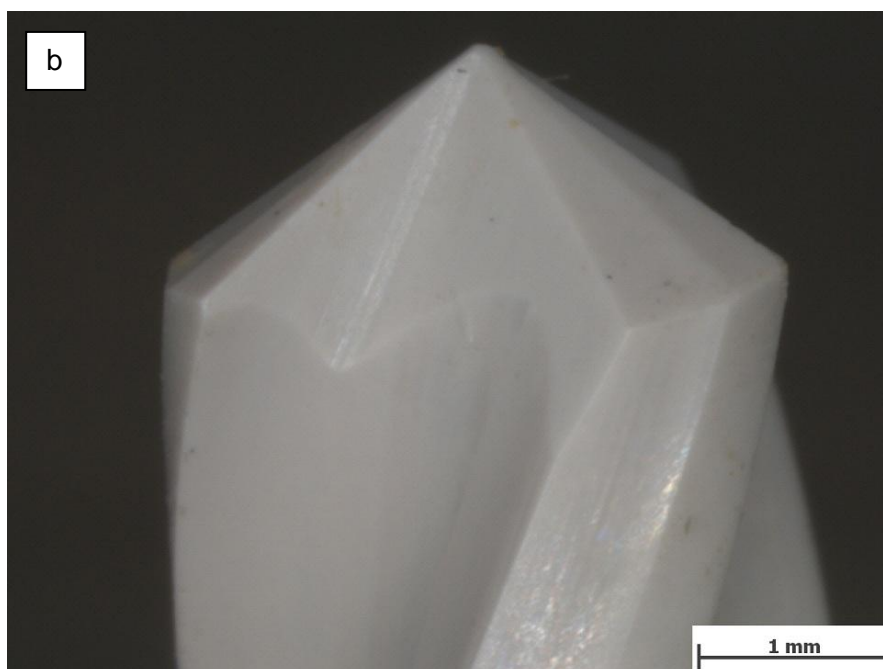
5.3.6.5 Bohrerbild ZrO_2 CeraDrill nach 111 Bohr. mit Hand (bis Bruch)

Mit dem ZrO_2 -Bohrer wurde solange unter Extrembedingungen gebohrt (sehr hohe Vorschubkraft, Veränderung des Bohrwinkels während des Bohrvorgangs etc.), bis am Ansatz des Schaftes der Bruch aufgetreten ist. Die Hauptschneiden weisen geringen Verschleiß – in Form von vereinzelt Ausbrüchen – auf. Des Weiteren ist kein zusätzlich grober Verschleiß feststellbar (s. Abb. 143-146).



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o121.jpg



Mikroskopvergrößerung: 30,0x; Bildbreite: 4,65 mm

Bildname: kb11o122.jpg



Abbildung 143: Brasseler ZrO_2 CeraDrill; 111 Bohr. Hand; Stereo (30X)

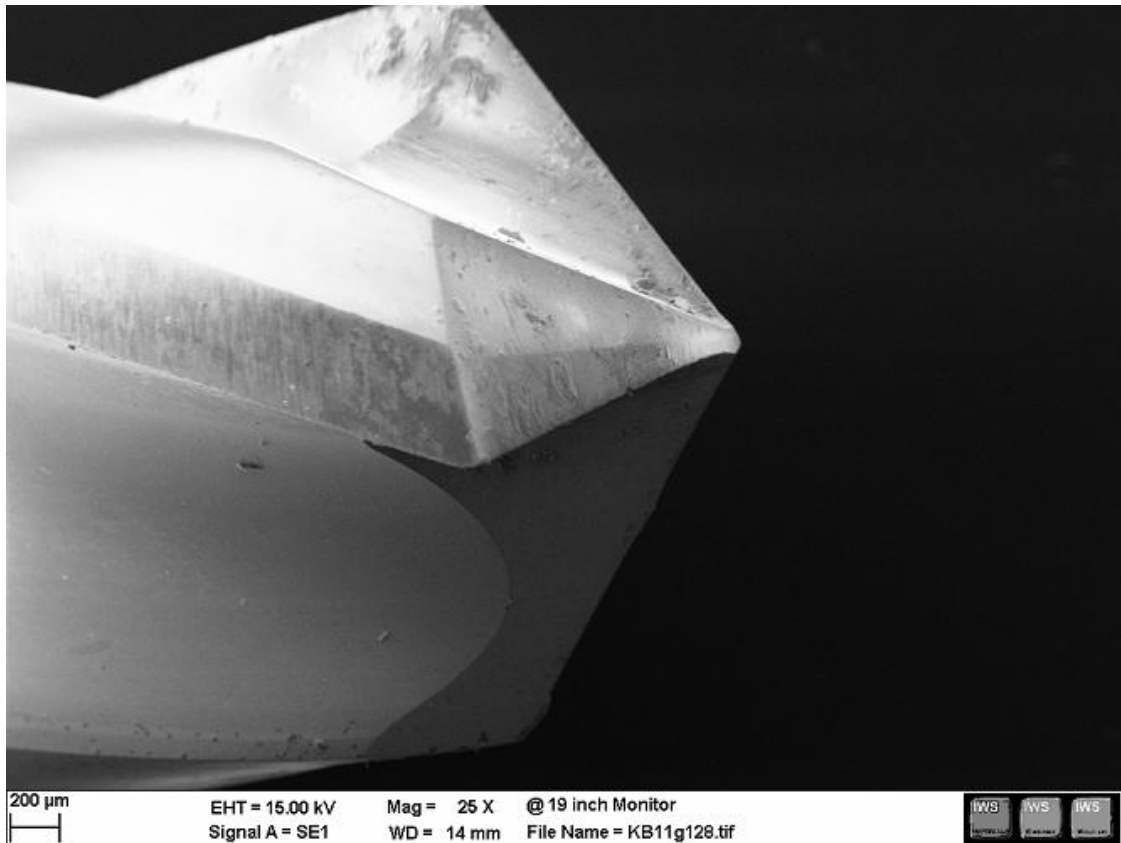


Abbildung 144: Brasseler ZrO₂ CeraDrill; 111 Bohr. Hand; REM (30X)

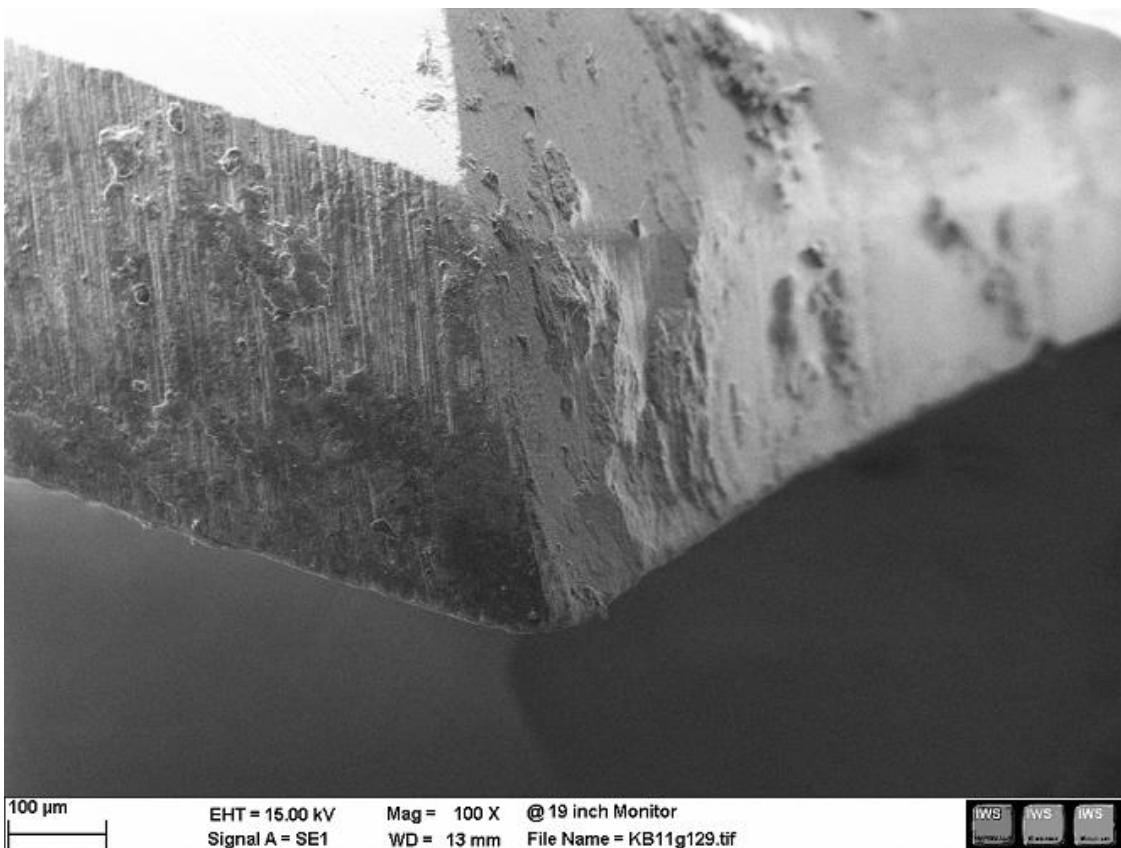


Abbildung 145: Detail X; Brasseler ZrO₂ CeraDrill; 111 Bohr. Hand; REM (100X)

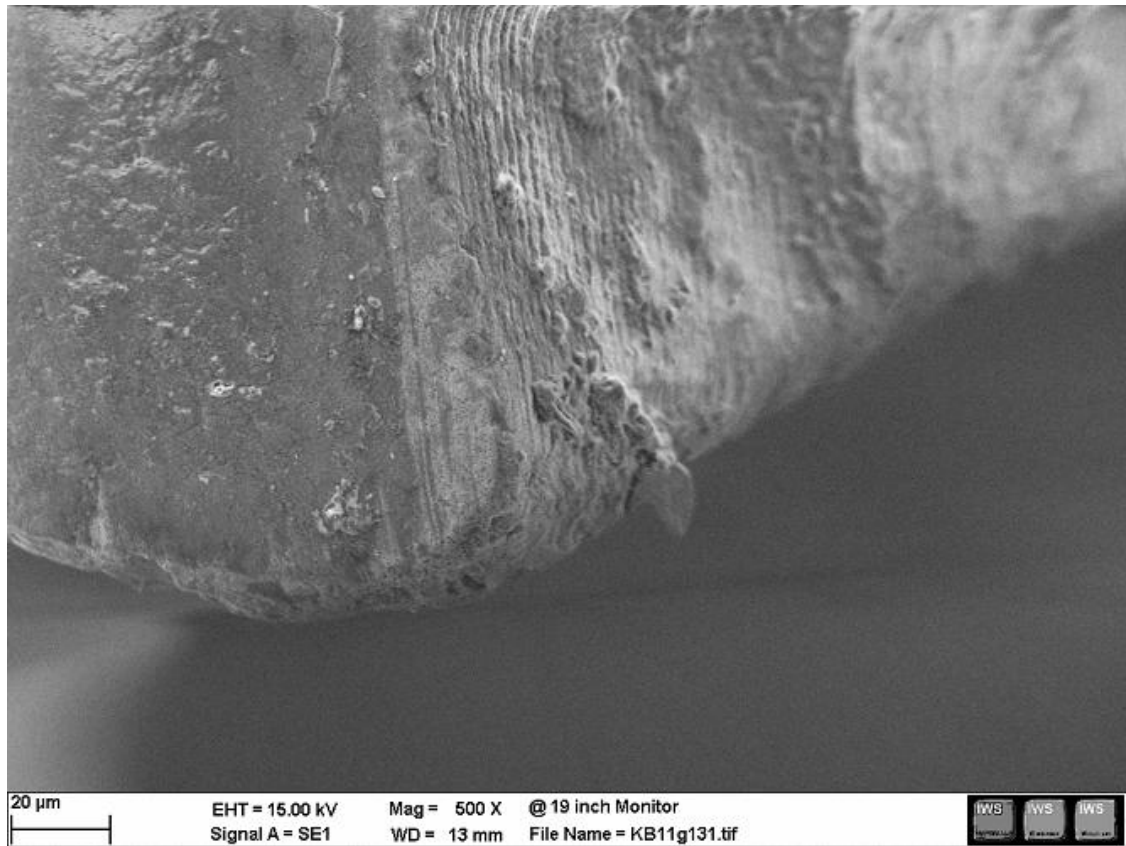


Abbildung 146: Detail X; Brasseler ZrO₂ CeraDrill; 111 Bohr. Hand; REM (500X)

5.4 Ergebnisse der Belastungsbohrversuche

5.4.1 Beobachtungen beim maschinellen Bohren mit FSW

Beim Bohren mit der FSW Anlage zeigten die Standardknochenbohrer von SYNTHES, wie auch von BRASSELER ein Ausweichen, während des Ansetzens der Bohrspitze am Knochen zu Bohrbeginn. Der Bohrverlauf selbst war durchwegs frei von ruckartigen Störungen und die Knochenspäne wurden, ohne in der Spannut stecken zu bleiben, ausgeworfen. Dies konnte durch die Beschichtung noch etwas verbessert werden. Bei beiden bildeten sich kleine Häufchen (Knochenspäne) rund um den Bohrkanal.

Der Bohrverlauf bei den beschichteten HSS Bohrern war nicht so gleichmäßig, wie jener der Standard Bohrer: Es ist hierbei einige Male zu schlagenden Geräuschen gekommen. Dies könnte damit zusammenhängen, dass nicht selten Knochenspäne in den Spannuten stecken blieben. Das Ansetzen der Bohrspitze erfolgte im Vergleich zu den Standardbohrern präziser, d.h. die Spitze ist nicht ausgewichen und der Bohrer verbog sich auch weniger. Dies ist vor allem auf die höhere Festigkeit und der geringeren Bohrerlänge zurückzuführen.

Die Bohrungen mit dem Brasseler CeraDrill verliefen hingegen allesamt komplikationslos. Das Ansetzen der Bohrspitze und das Anbohren der Kortikalis fanden ohne Ausweichen und Verbiegen des Bohrers statt. Der Bohrverlauf war sehr ruhig und die Späne konnten sehr gut zu kleinen Häufchen abgeführt werden.

5.4.2 Beobachtungen beim händischen Bohren

Das gezielte Ansetzen beider Standardknochenbohrer (unbeschichtet, wie beschichtet), um an bestimmten Punkten bohren zu können, erwies sich als äußerst schwierig. Sehr oft verrutschte die Bohrspitze, ein schlechtes Zentrieren und Verbiegen der Bohrer wurde festgestellt. Das Bohren selbst war mit den unbeschichteten Brasseler Bohrern angenehmer und blieb über die ganze Anzahl der Bohrversuche nahezu konstant. Ein kontrolliertes Durchbohren der ersten Kortikalis, ohne ein Stück weit darüber hinaus zu stoßen, war schwierig. Bei den beschichteten Standard Bohrern von SYNTHES trat nach wenigen Bohrungen ein merklich verschlechtertes Bohrverhalten auf. Es musste dann ungewöhnlich viel Kraft aufgewendet werden, um die Bohrung weiter ausführen zu können. Bei einigen Versuchen bildete sich sogar grauer Rauch, welcher unangenehm nach Verbranntem roch. Ein kontrolliertes Bohren war daher nach wenigen Bohrungen

(ca. 10) nahezu unmöglich. So trat auch trotz aller Bemühung das sogenannte „Durchdrücken“ bis zur zweiten Kortikalis auf.

Das Bohren mit den beschichteten HSS Bohrern war hingegen angenehmer. Das Ansetzen der Bohrer gelang präziser und es konnte kaum ein Verlust an Schneidfähigkeit festgestellt werden. Jedoch störte das häufig auftretende Verstopfen der Spannuten mit Knochenspäne, welches dann ein ruckartiges Bohren verursachte (mangelhafte Spanabfuhr).

Die Durchführung der Belastungsbohrungen per Hand gelang mit dem Brasseler CeraDrill Dentalbohrer am besten. Das Ansetzen der Bohrerspitze funktionierte äußerst präzise. Zum Bohren selbst musste kaum Kraft aufgewendet werden, der Bohrverlauf war nahezu frei von störenden Einflüssen und das kontrollierte Durchbohren der ersten Kortikalis war leicht zu beherrschen. Man hatte stets das Gefühl, völlige Kontrolle über den Bohrvorgang zu besitzen.

5.4.3 Fazit Belastungsbohrversuche

5.4.3.1 Fazit Synthes Standard Knochenbohrer AISI 440A

- Alle Bohrer wiesen trotz hochwertiger DLC-Beschichtungen schon nach 20 Bohrungen deutliche Verschleißspuren auf.
- Dieser Verschleiß äußerte sich in Form von Ausbrüchen und Abtragung der Beschichtung entlang der Hauptschneide; andere Verschleißarten konnten nicht festgestellt werden.
- Die händischen Belastungsbohrungen verursachten im Vergleich zum maschinellen Bohren deutlich höheren Verschleiß in Form von tiefen Ausbrüchen. Vermutlich traten diese nach ca. 15 Bohrungen auf, wo die Bruchkanten noch nicht abgerundet schienen.
- Es war kein Unterschied bzgl. Verschleißbeständigkeit der Bohrer zwischen DLC-Grafitic und DLC+Titan feststellbar, jedoch wies DLC+Titan die stärkeren Abplatzungen der Beschichtungen auf.
- Die Späne konnten bei beiden sehr gut abgeführt werden.
- Ein starkes Ausweichen der Bohrerspitze beim Ansetzen auf dem Knochen musste bei beschichteten und unbeschichteten Bohrern festgestellt werden.

5.4.3.2 Fazit Zgonc Baumarkt 30 Cent Spiralbohrer aus HSS

- Der Verschleiß war bei allen Belastungsbohrversuchen sehr gering und äußerte sich durch minimale Ausbrüche an der Hauptschneide.
- Die Ausbrüche konnten erst nach 60 maschinellen Bohrungen und nach 40 Handbohrungen festgestellt werden.
- Die Beschichtungen sind bei allen Bohrern deutlich erkennbar an den Spanflächen entlang der Hauptschneiden abgeplatzt. Wobei die DLC+Titan Beschichtung schlechtere Haftbeständigkeit zeigte – Abplatzungen nicht nur an Hauptschneiden, sondern auch auf der Spanfläche.
- Das Abführen der Knochenspäne war problematisch und führte des Öfteren zum Verstopfen der Spannuten.
- Es war nahezu kein Ausweichen beim Anbohren der Knochenkortikalis erkennbar (gutes Zentrierverhalten).

5.4.3.3 Fazit Brasseler Standard Knochenbohrer AISI 440B

- Es sind keine ausgeprägten Verschleißerscheinungen aufgetreten.
- Erst nach 60 maschinellen Bohrungen mit FSW und 40 Handbohrungen sind vereinzelt kleine Ausbrüche entlang der Hauptschneiden festgestellt worden.
- Die Späne konnte im Wesentlichen gut abgeführt werden.
- Ein starkes Ausweichen der Bohrspitze beim Ansetzen auf dem Knochen musste bei allen Bohrern festgestellt werden.

5.4.3.4 Fazit Brasseler ZrO₂ CeraDrill

- Der Bohrer wies bei allen maschinellen Bohrungen keine Verschleißspuren auf. Erst nach 111 Handbohrungen konnte ein kleiner Ausbruch an der Hauptschneide festgestellt werden – wobei derselbe in der Schaftmitte (nahe Einspannbereich des zylindrischen Bohrfutters) gebrochen ist.
- Die Knochenspäne, welche sehr feinkörnig waren, konnten sehr leicht abgeführt werden.
- Es trat kein Ausweichen der Bohrspitze beim Anbohren der Knochenkortikalis auf.
- Sehr angenehmer und kontrollierter Bohrverlauf.

5.4.4 Zusammenfassung Belastungsbohrversuche

Trotz aufwendiger Beschichtungen mit sehr guten werkstofftechnischen Eigenschaften konnte beim Synthes Standardbohrer nahezu keine Verbesserung bzgl. Verschleiß erreicht werden. Die unbeschichteten Brasseler Standardbohrer schnitten hingegen deutlich besser ab, d.h dass die beste Beschichtung ohne den richtigen Grundwerkstoff nutzlos ist. Des Weiteren ist die Oberflächenstruktur, die Rauheit sowie die Gestaltung der Kantenübergänge besonders an den Hauptschneiden wichtig, damit ein Abplatzen der Beschichtung verhindert werden kann. Der mögliche Einfluss der Mikrostruktur der Grundwerkstoffe AISI 440A (Synthes) und 440B (Brasseler) auf das Verschleißverhalten wird im folgenden Kapitel 5.5 analysiert.

5.5 Metallographische Gegenüberstellung AISI 440A und AISI 440B

Wie oben erwähnt, verwenden die beiden Bohrerhersteller SYNTHES und BRASSELER für ihre Standardknochenbohrer ähnliche Werkstoffe (Synthes AISI 440A und Brasseler AISI 440B). Jedoch waren die Bohrer hinsichtlich Verschleißerscheinungen stark unterschiedlich. Laut Abbildung 61, S. 60 und den Ergebnissen der CES-Wahl aus Kapitel 3.6.1 unterscheiden sich die jeweiligen Werkstoffe lediglich durch den Gehalt an Kohlenstoff (AISI 440A: 0,6 - 0,75% C und 440B: 0,75 - 0,95% C). Alle restlichen Legierungselemente weisen denselben Gehalt auf. Zur näheren Analyse der Mikrostruktur wurden daher metallographische Querschliffe von den Bohrern angefertigt, d.h quer durchgeschnitten, eingebettet, geschliffen und an der Schlifffläche mit V2A-Beize (100cm³ Salzsäure HCl, 100cm³ Wasser H₂O, 10cm³ Salpetersäure HNO₃, 0,2 - 2cm³ Sparbeize nach Dr. Vogels) geätzt.

Des Weiteren wurden an den angefertigten Querschliffen eine WDX-Analyse⁸⁰ (wellenlängendispersive Röntgenspektroskopie) zur Bestimmung der Karbid-Zusammensetzung in der Mikrostruktur, sowie Makro- und Mikrohärtmessungen durchgeführt.

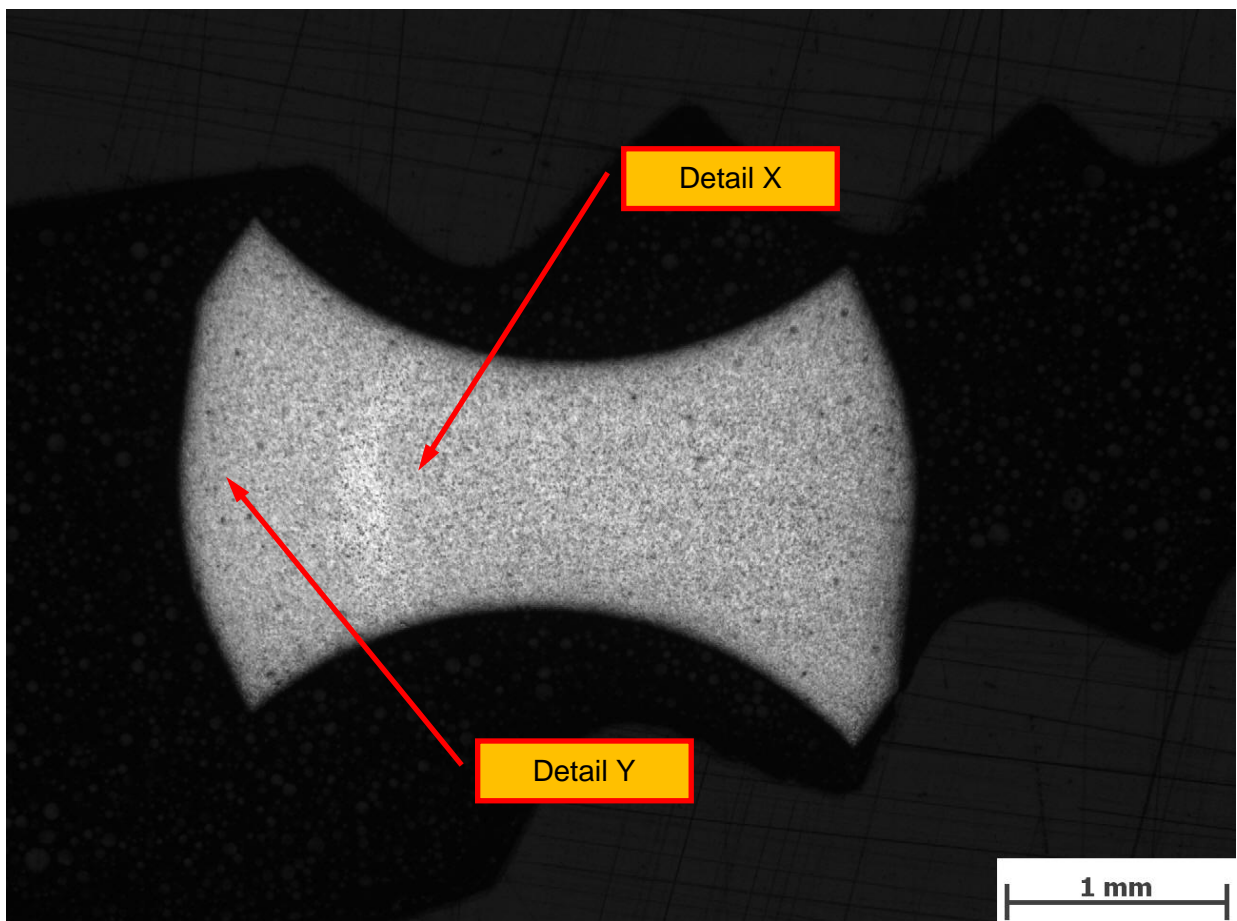
Die Ergebnisse der Analysen sind in den folgenden Kapiteln dargestellt.

5.5.1 Schliffbild AISI 440A (Bohrer von Synthes)

Die Schliffbilder zeigen eine martensitische Matrix (Anlasstemperatur 200 - 300°C, lt. Skriptum Werkstoffkunde Stahl, s. Kap. 3.3, S. 53f), in welcher Primär- und Sekundärkarbide eingelagert sind. Die Primärkarbide, laut WDX-Analyse handelt

⁸⁰ DEDITIUS, WDX-Analyse, Juli 2011

es sich hierbei um Cr_{23}C_6 , mit einer Größe von ca. $5\mu\text{m}$, weisen eine rundliche Form auf und bewirken vor allem eine hohe Schneidhaltigkeit des Materials. Es sind auch Sekundärkarbide vorhanden, die mit dem Auflichtmikroskop nicht auflösbar sind (Größe von ca. 10 bis 150nm) – diese sind in der Matrix sehr fein verteilt und bewirken eine höhere Festigkeit der Matrix. Es wurden insgesamt zwei Positionen genauer untersucht: Eine Detaildarstellung aus der Mitte des Bohrers (s. Abb. 148, S. 142) und eine am Rand (s. Abb. 149, S. 142), wobei das Erscheinungsbild dieser sehr ähnlich ist. Allerdings lässt die Vergrößerung am Rand vereinzelt eine höhere Anzahl an Primärkarbiden und zum Teil auch martensitische Strukturen der Matrix erkennen, wobei diese hauptsächlich auf die Ätzung zurückgeführt werden können. Die Anzahl an Sekundärkarbiden scheint im Kern wie auch am Rand ähnlich zu sein.

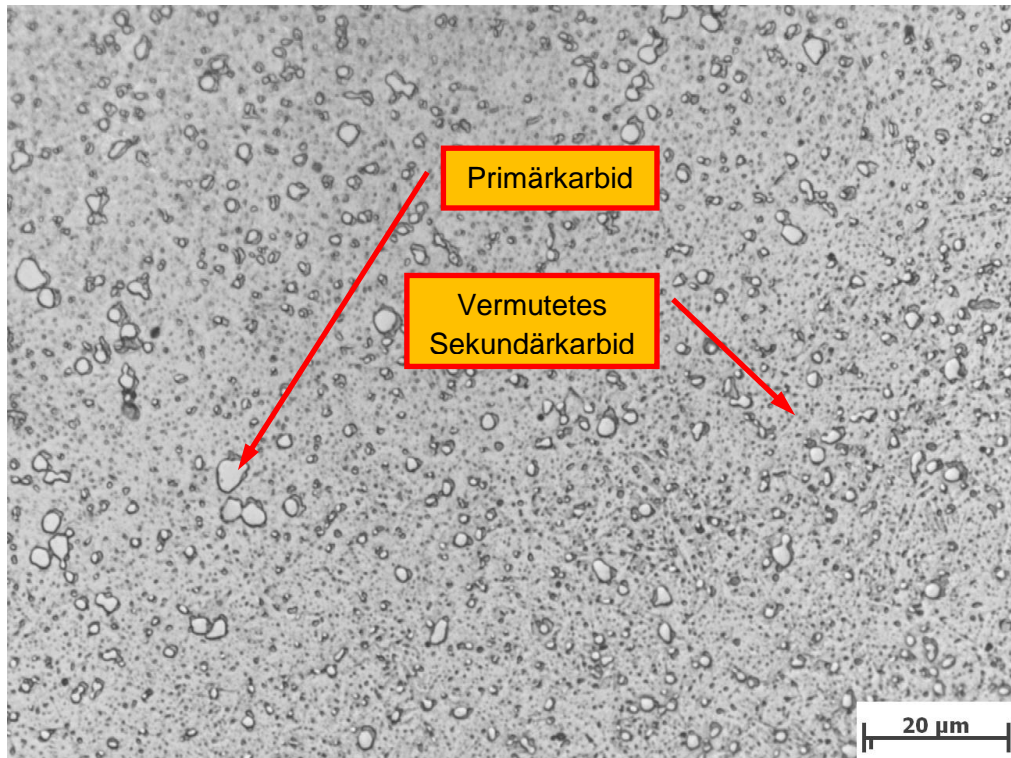


Mikroskopvergrößerung: 25x; Bildbreite: 5,58 mm

Bildname: kb11o159.jpg



Abbildung 147: Querschliff Synthes 440A; Auflicht (25 X); V2A Ätzung

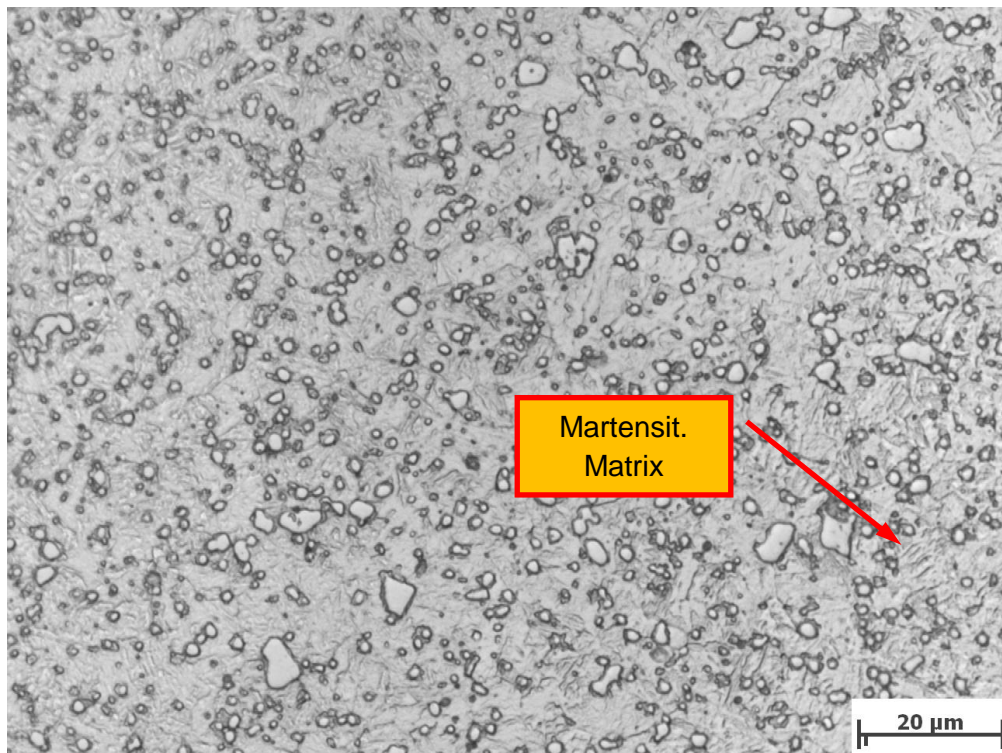


Mikroskopvergrößerung: 1000x; Bildbreite: 139,45 μm

Bildname: kb11o164.jpg



Abbildung 148: Detail X; Querschliff Synthes 440A; Auflicht (1000 X); V2A Ätzung



Mikroskopvergrößerung: 1000x; Bildbreite: 139,45 μm

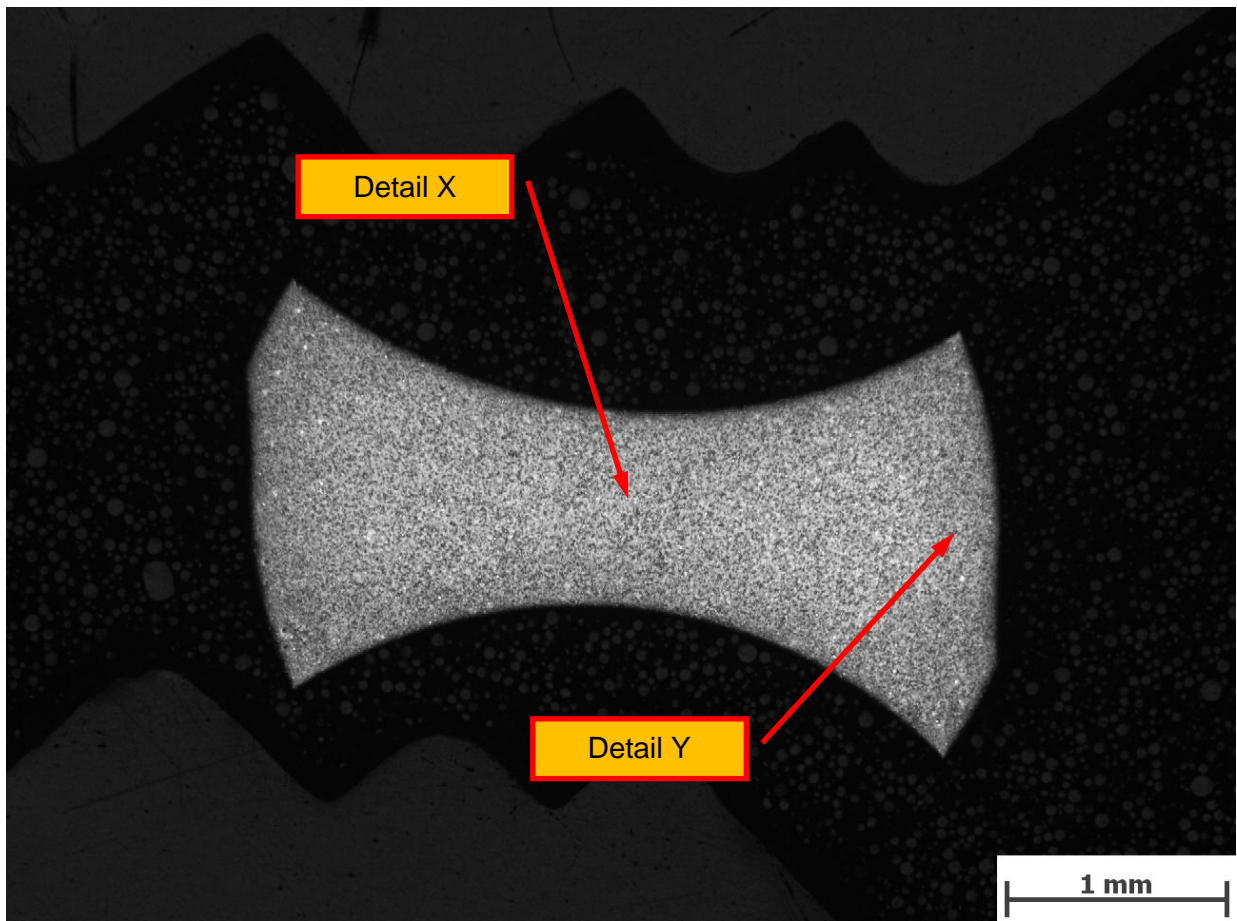
Bildname: kb11o168.jpg



Abbildung 149: Detail Y; Querschliff Synthes 440A; Auflicht (1000 X); V2A Ätzung

5.5.2 Schliffbild AISI 440B (Bohrer von Brasseler)

Bei diesen Schliffproben lassen sich ebenfalls Primär- und Sekundärkarbide, eingebettet in einer martensitischen Matrix, erkennen. Der Unterschied zum Synthes Bohrer (s. Abb. 148, S. 142) liegt darin, dass die Primärkarbide des AISI 440B (s. Abb. 151, S. 144) deutlich größer sind (bis zu 10 μm) und eine eckige Form aufweisen. Dies führt zu einer höheren Schneidhaltigkeit des Bohrers. Außerdem weist die Matrix am Rand (s. Abb. 152, S. 144) vermutlich (soweit mit dem Lichtmikroskop abschätzbar) eine etwas geringere Menge von Sekundärkarbiden auf – die Anzahl und Größe von Primärkarbiden ist hingegen etwas höher. Vereinzelt können auch Korngrenzen, wobei die V2A Ätzung nicht zu 100% optimiert war, erkannt werden (s. Abb. 152, S. 144).



Mikroskopvergrößerung: 25x; Bildbreite: 5,58 mm

Bildname: kb11o141.jpg



Abbildung 150: Querschliff Brasseler 440B; Auflicht (25 X); V2A Ätzung

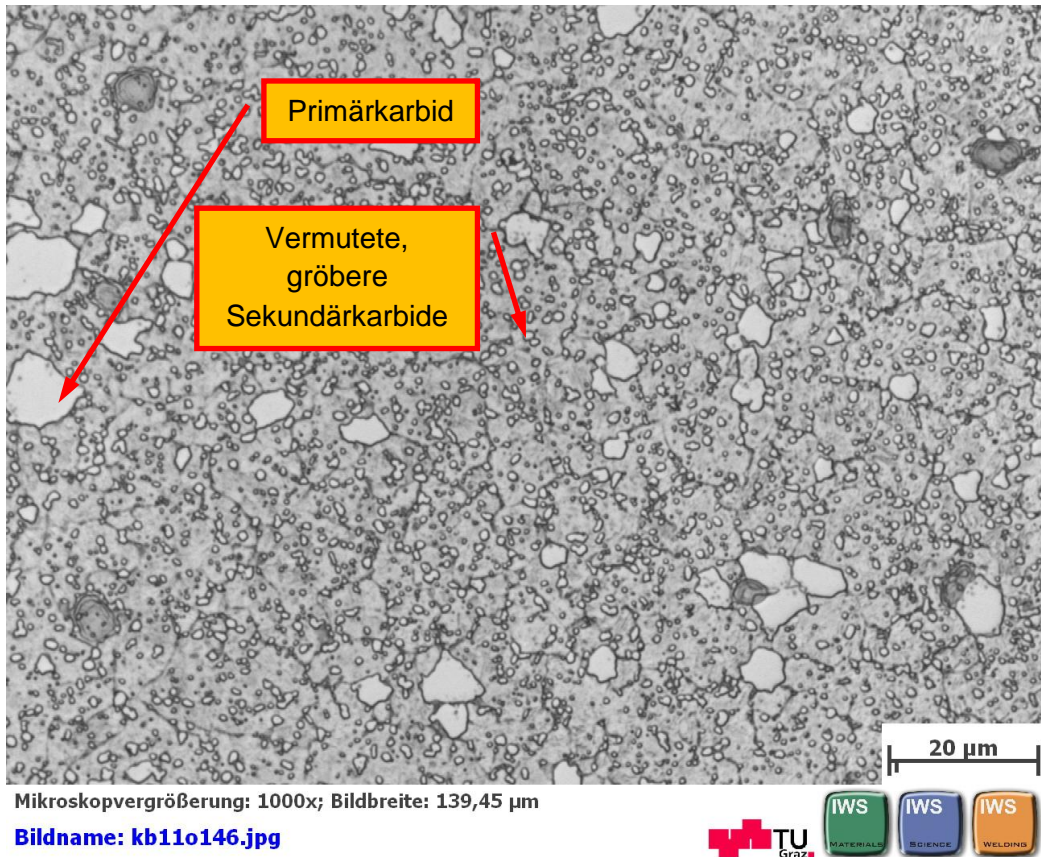


Abbildung 151: Detail X; Querschliff Brasseler 440B; Auflicht (1000 X); V2A Ätzung

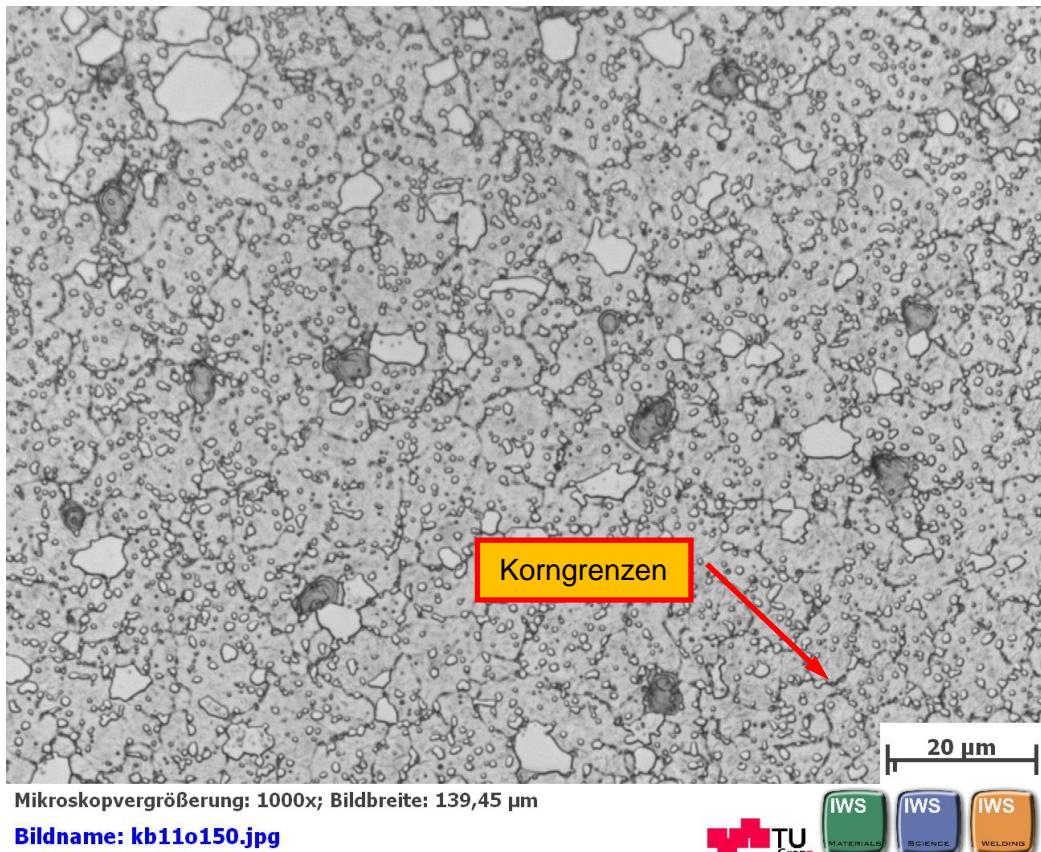


Abbildung 152: Detail Y; Querschliff Brasseler 440B; Auflicht (1000 X); V2A Ätzung

5.5.3 Härtemessung AISI 440A (Bohrer von Synthes)

Die Makrohärte (s. Abb. 153) beträgt beim AISI 440A von Synthes über den gesamten Querschnitt relativ konstant im Durchschnitt 580HV10, was lt. der Härteumwertung EN ISO 18265: 2003 ca. 54HRC entspricht und somit etwas weniger als in Abb. 61, S. 60 angegeben.⁸¹

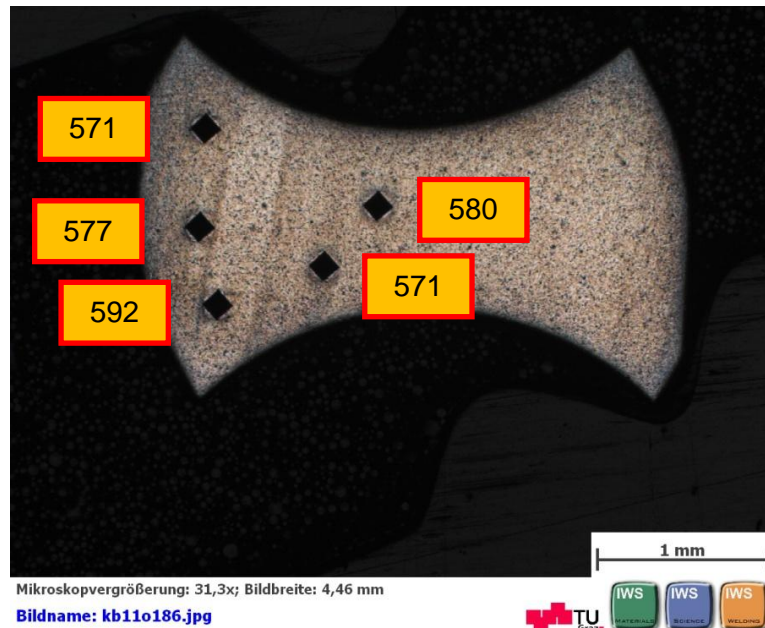


Abbildung 153: Makrohärtemessung Synthes 440A; Auflicht (31,3 X)

Der Mittelwert der Mikro Härteprüfung der Matrix beträgt ca. 585HV0,005 (s. Abb. 154).

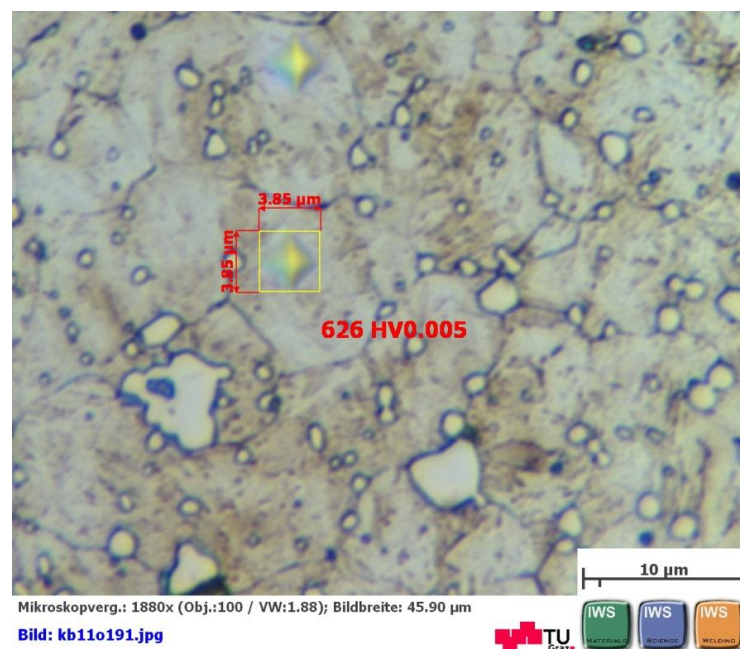


Abbildung 154: Mikro Härtemessung Synthes 440A; Auflicht (1880 X)

⁸¹ EN ISO 18265: 2003

5.5.4 Härtemessung AISI 440B (Bohrer von Brasseler)

Die gemessene Makrohärte (s. Abb. 155) ist, im Gegensatz zum AISI 440A, nicht über den gesamten Querschnitt hinweg konstant. Der Rand weist eine durchschnittliche Härte von 590HV10 auf, was lt. Härteumwertung einem Härtewert von 54,6HRC entspricht. In der Mitte beträgt die Härte des Bohrers 580HV10 und ist daher etwas niedriger, was auch einer etwas höheren Zähigkeit im Kern entsprechen sollte (vgl. Kap. 5.5.2).⁸²

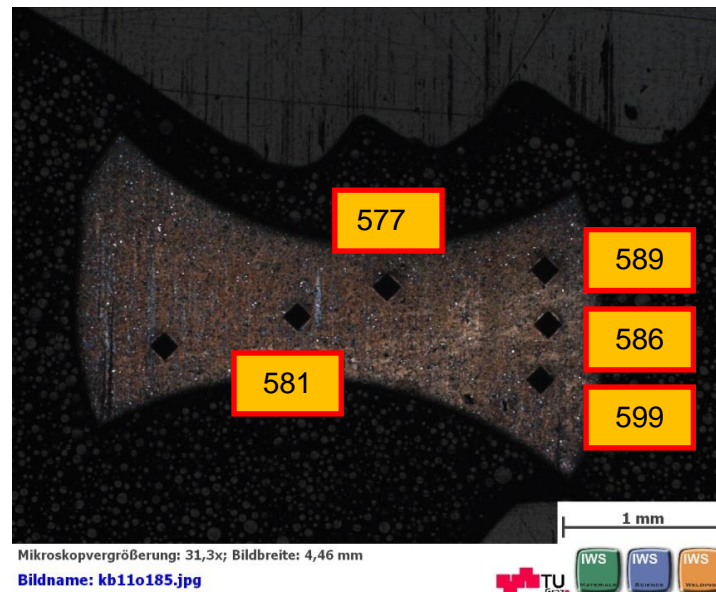


Abbildung 155: Makrohärtemessung Brasseler 440B; Auflicht (31,3 X)

Der Mittelwert der Mikro Härteprüfung beträgt ca. 589HV0,005 (s. Abb. 156).

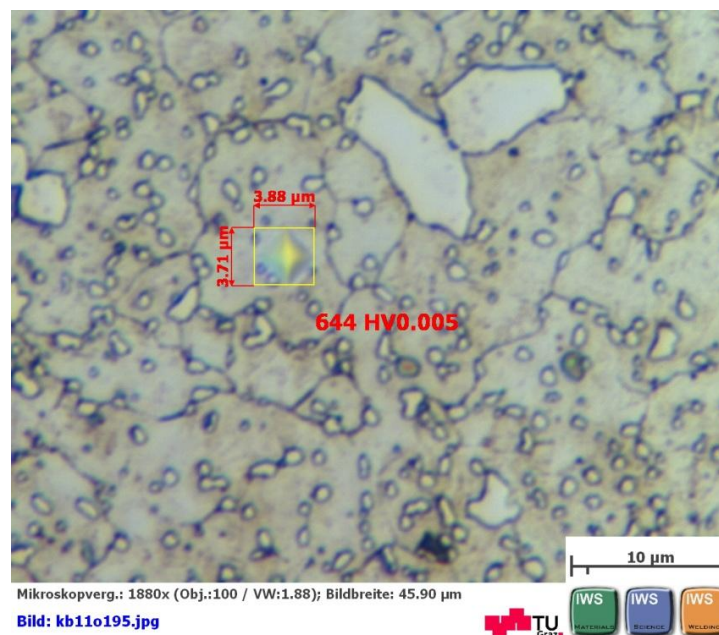


Abbildung 156: Mikro Härtemessung Brasseler 440B; Auflicht (1880 X)

⁸² EN ISO 18265: 2003

5.5.5 Fazit metallographische Gegenüberstellung AISI 440A und AISI 440B

Die Untersuchungen der Mikrostruktur in den Schliﬀproben haben gezeigt, dass der AISI 440A von SYNTHES eher eine homogenere Verteilung der Primär- und Sekundärkarbide über den gesamten Bohrerquerschnitt besitzt, was sich auch in der gleichmäßigen Härteverteilung widerspiegelt. Der AISI 440B von BRASSELER zeigt in der Kernzone geringere Härte als an der Randzone. In der Kernzone ist der Anteil an feinen Karbiden (Sekundärkarbide, im Lichtmikroskop nicht gut auﬂösbar), in der Randzone jener an gröbereren Karbiden (Primärkarbide) jeweils größer. Da die Härte im Kern geringer ist, liegt vermutlich auch höhere Zähigkeit vor. Auf Grund der gröbereren Karbide am Rand liegt dort auch höhere Härte vor. Zusätzlich weist der AISI 440B im direkten Vergleich zum AISI 440A deutlich größere und kantigere Primärkarbide auf, was für eine höhere Schneidhaltigkeit spricht.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass der AISI 440A etwas höhere Zähigkeit und der AISI 440B etwas höhere Härte bzw. Schneidhaltigkeit besitzt. Dieser Aspekt passt allerdings nicht gut zu den Ergebnissen der Bohrversuche, welche beim AISI 440A große und tiefe Ausbrüche und beim AISI 440B nur vereinzelt kleinere Ausbruchstellen mit sich gebracht haben.

Der AISI 440A von Synthes weist jedoch parallel zur Hauptschneide verlaufende, tiefe Schleifriefen auf; hingegen zeigt der AISI 440B von Brasseler (im Vergleich) eine sehr glatte Oberfläche (s. *Abb. 157 und Abb. 158, S. 148*). Schneidet sich nun der Bohrer in den Knochen, entstehen an der Hauptschneide hohe Kräfte. Ein zusätzliches Aufstauen der abfließenden Späne kann die Kräfte noch erhöhen. Dies bewirkt nun in Kombination mit den tiefen Schleifriefen beim AISI 440A eine Kerbwirkung an der Spanfläche, welche trotz der höheren Bruchzähigkeit der Hauptschneiden diese zum Ausbrechen bringen. Eine Beschichtung ist daher bei dieser rauen Oberfläche wirkungslos, da diese nur wenige μm dick ist und die tiefen Schleifriefen nicht ausgleichen könnte. Die Oberfläche des AISI 440B ist hingegen sehr glatt geschliffen und weist keine Kerben auf, wodurch ein besseres Abgleiten des Knochens an der Spanfläche ermöglicht wird. Dies hat eine enorme Verminderung der Kerbwirkungskräfte zur Folge und bewirkt somit die höhere Verschleißbeständigkeit.

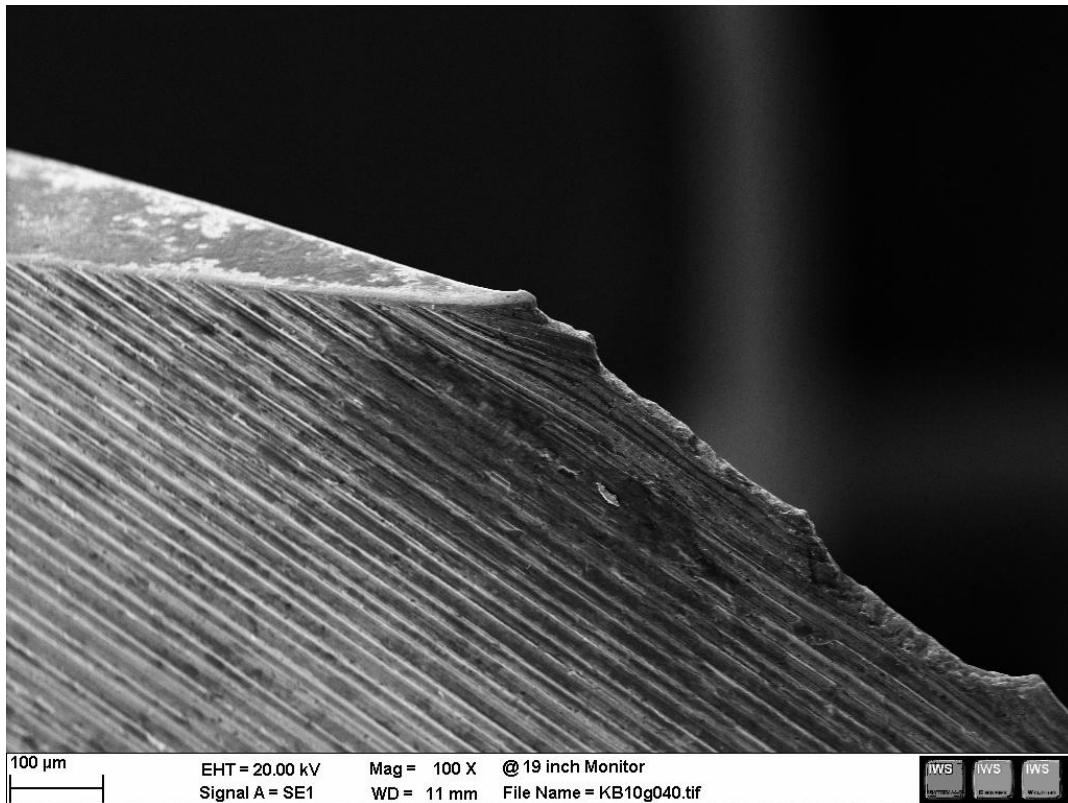


Abbildung 157: Schleifriefenvergleich Synthes 440A; REM (100 X)

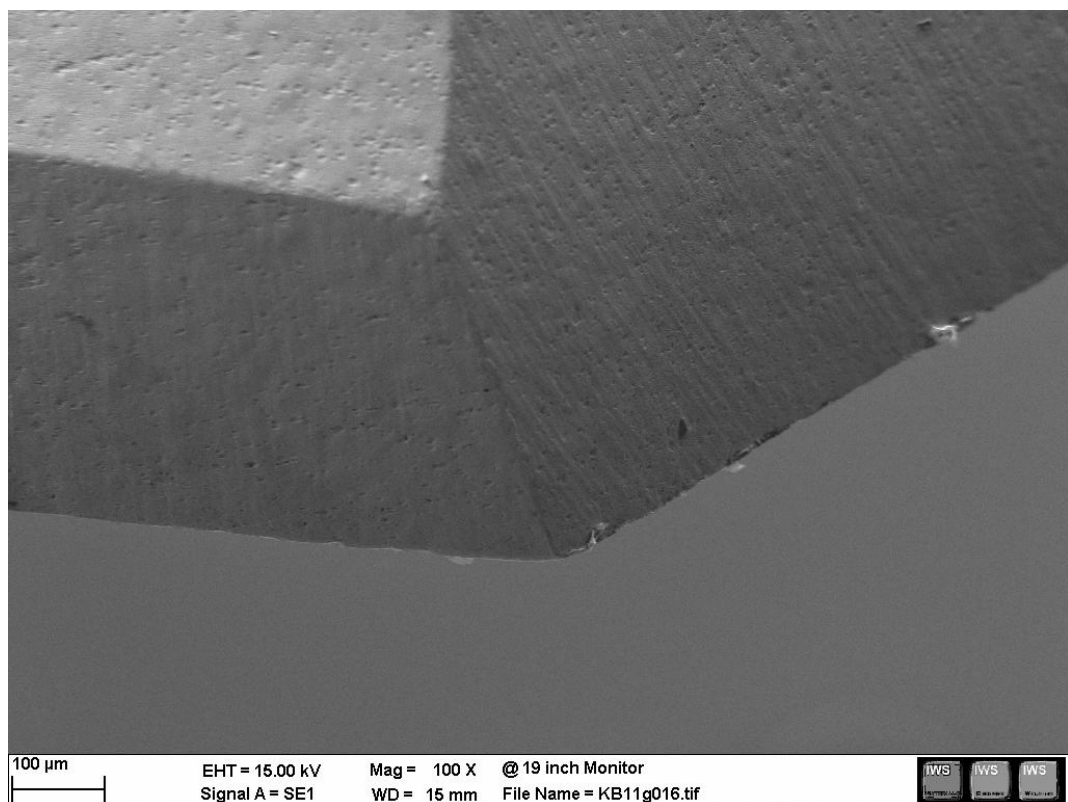


Abbildung 158: Schleifriefenvergleich Brasseler 440B; REM (100 X)

6 Zusammenfassung

- **Der Bohrvorgang in der Chirurgie**

In der Chirurgie werden Knochenbohrer zum Bohren von Löchern, für das Einsetzen von Osteosyntheseverschraubungen, verwendet. Jedoch sind diese Bohrer nicht selten schon nach den ersten Bohrungen durch die Kortikalis verschlissen und können dadurch massive Probleme, in Form von Knochenschädigungen, verursachen. Dieser Problematik widmet sich diese Diplomarbeit, indem sie den Verschleiß dieser Bohrer und dessen Zusammenhang mit den Bohrparametern und Bohrerwerkstoffen untersucht und die Ergebnisse vergleichend gegenüberstellt. Allgemein kann zu Bohrern gesagt werden, dass es eine sehr große Auswahl von verschiedenartigen Produkten, mit unterschiedlich mechanischen Eigenschaften, gibt. Diese Eigenschaften können über Spitzenwinkel, Schneidenform, Werkstoff etc. beeinflusst werden. Die am meisten verwendete Werkstoffgruppe für Bohrer im Allgemeinen ist Schnellarbeitsstahl HSS mit diversen Beschichtungen. Der für die Chirurgie verwendete Knochenbohrer besteht hingegen aus einem unbeschichteten martensitischen Chromstahl, hat einen kleinen Spitzenwinkel, besitzt eine sehr breite Querschneide und einen sehr kleinen Drallwinkel. Der menschliche Knochen besitzt im Allgemeinen eine sehr hohe Wärmekapazität und einen sehr niedrigen Wärmeleitkoeffizienten. Das heißt, ist ein Knochenbohrer verschlissen, so entstehen beim Bohrvorgang hohe Reibungskräfte, welche wiederum eine Hitzequelle im Knochen darstellt. Diese führt zu einer thermischen Schädigung im Knochen, welche Ausgangspunkt für Nekrosen und Infekte sein kann und so auch die Haltefestigkeit der Schrauben herabsetzt. Die thermische Knochenschädigung kann in einer Temperatur-Zeit-Beziehung dargestellt werden. Auch zurückgebliebener Eisenabrieb chirurgischer Instrumente (z.B.: Knochenbohrer) kann die Haltefestigkeit der Schrauben herabsetzen.

- **Aufarbeitung von Vorversuchen (Praxis- und Labortests)**

Praktische Bohrversuche, welche im September 2009 am Vorklinikum Graz unter Teilnahme etlicher Bohrprobanden – die Auswahl beschränkte sich größtenteils auf Ärztinnen und Ärzte – durchgeführt wurden, brachten die Erkenntnis, dass es bezüglich des Bohrverhaltens große Unterschiede gibt. D.h. es konnte kein charakteristisches Bohrverhalten eines „Standardchirurgen“ ermittelt werden. Diese Bohrungen wiesen eine durchschnittliche Vorschubkraft von 45N auf. Aus Interesse wurde auch ein günstiger TiN-beschichteter HSS Bohrer aus dem

Baumarkt mitgetestet, der den chirurgischen Bohrern in Sachen Verschleißbeständigkeit weit überlegen war. Da jedoch keine konstanten Bedingungen hinsichtlich des Versuchsablaufes vorherrschten und so keine eindeutigen Aussagen über den Bohrerverschleiß getroffen werden konnten, wurden weitere Bohrversuche unter konstanten Laborbedingungen, durchgeführt. Diese Versuche wurden in drei Phasen eingeteilt, welche sich durch das zu bohrende Material unterschieden. Mit diesen Nachweisen konnte schließlich ein eindeutiger Zusammenhang zwischen Vorschubkraft und Verschleißgrad hergestellt werden. Weiters war ein deutlich zunehmender Verschleiß in der Reihenfolge Kunst-, Schweine- und Menschenknochen erkennbar. Die allgemeinen Verschleißerscheinungen der Knochenbohrer waren bei diesen Versuchen, obwohl unter konstanten Bedingungen durchgeführt, erneut sehr hoch.

- **Werkstoffwahl Bohrer: Anforderungen an den Werkstoff**

Obwohl die HSS Bohrer wegen deren Schneidenform beim Bohren von Knochen einen Nachteil hatten (großer Spitzenwinkel, großer Seitenspanwinkel), waren sie den chirurgischen Bohrern in Punkto Verschleiß mit Abstand überlegen. Daher wurden die eingesetzten Werkstoffe näher untersucht, um nach einem möglichen Ersatzwerkstoff für den in der Chirurgie verwendeten martensitischen Chromstahl zu suchen. Dazu wurde zuerst der aufgetretene Verschleiß untersucht und daraus Werkstoffeigenschaften definiert, welche für die Standzeit des Bohrers bestimmend sind. Neben Oberflächenhärte, Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit, war die Biokompatibilität eine der wichtigsten Eigenschaften. Zusätzlich wurde zwischen mehreren Bohrerkonstruktionen – Vollbohrer, beschichtete Bohrer und Schaft/Bohrkopf-Varianten – unterschieden. Die Werkstoffwahl erfolgte nach Festlegung der wichtigsten Eigenschaften und der Bohrerkonstruktionen mit Hilfe des Cambridge Engineering Selectors CES und einer Biomaterialien Datenbank, welche die Biokompatibilität sicherstellte. Der daraus für Vollbohrer ermittelte Werkstoff war der AISI 440B/C, dem aktuell verwendeten AISI 440A sehr ähnlich – ersterer hat lediglich etwas höheren C-Gehalt. Außerdem fiel die Auswahl auf einen keramischen Werkstoff, den ZrO_2 , sowie – für die beschichtete Version – der HSS-6-5-2 als Grundwerkstoff. Als mögliche Beschichtungen eignen sich besonders die Werkstoffe TiN, ZrO_2 und DLC. Auf die Werkstoffwahl für eine Schaft/Bohrkopf-Variante wurde verzichtet, da die Entwicklung einer optimalen Fügung zwischen Kopf und Schaft äußerst aufwendig wäre.

- **Erstellung eines Versuchsplans für weitere Bohrversuche**

Um die ausgewählten Werkstoffe auf ihre Tauglichkeit im Einsatz testen zu können, wurden weiterführende Bohrversuche getätigt. Das Ziel dabei war die Bohrer auf ihre Verschleißbeständigkeit unter ungünstigen Bedingungen zu untersuchen. Um einen auf den Verschleiß abzielenden optimalen Bohrversuchsplan zu erstellen, musste der Zusammenhang aller Einflussfaktoren auf den drei Ebenen – nicht beeinflussbar, beeinflussbar, Symptomebene – erkannt werden. Nicht beeinflussbare und beeinflussbare Faktoren wurden bereits in einer Studie untersucht (SCHMELZEISEN). Die Ergebnisse dabei waren, dass ein großer Spitzenwinkel, eine niedrige Drehzahl und ein hoher Vorschub zu hohen Vorschubkräften führen, welche höheren Verschleiß bewirkten. Da es sich bei diesen Tests um Belastungsbohrversuche handelte, wurden daher jeweils die ungünstigsten Bohrparameter getestet. Um herauszufinden, nach wie vielen Bohrungen der untersuchte Bohrer einen erheblichen Verschleiß aufweist, wurden die Intervalle 20, 40 und 60 Bohrungen festgelegt.

- **Belastungsbohrversuche**

Die Belastungsbohrversuche wurden mit zwei unterschiedlichen Bohrerkonstruktionen durchgeführt: Mit Vollbohrern aus AISI 440B und ZrO_2 , sowie beschichteten Varianten, wobei der Grundkörper aus AISI 440A und HSS-6-5-2 – jeweils mit DLC-Grafitic und DLC+Titan beschichtet – bestand. Die Versuche selbst wurden unter gleichbleibenden Bohrparametern, einerseits maschinell per FSW Anlage und andererseits händisch, durchgeführt. Es zeigte sich, dass die teuerste und beste Beschichtung nutzlos ist, wenn der Grundwerkstoff (Anm. AISI 440A) den auftretenden Belastungen nicht standhält. Alle anderen Bohrerkonstruktionen (mit DLC-Grafitic und DLC+Titan beschichtete HSS-Bohrer, sowie Vollbohrern aus AISI 440B und ZrO_2), schnitten deutlich besser ab, wobei das händische Bohren der Knochen stets stärkere Verschleißerscheinungen als das Maschinelle verursachte. Die mit Abstand höchste Verschleißbeständigkeit zeigte der ZrO_2 Vollbohrer, bei dem auch die händischen Bohrungen – wohl aufgrund der dreischneidigen Geometrie – sehr gut kontrollierbar waren. Die großen Unterschiede im Verschleiß zwischen dem beschichteten AISI 440A und dem unbeschichteten AISI 440B, musste genauer untersucht werden. Die metallographischen Auswertungen ergaben, dass der 440A gleichmäßig verteilte Primär- und Sekundärkarbide, sowie konstante Härtewerte über den gesamten Querschnitt besitzt. Der 440B konnte hingegen in eine weichere Kern- und in eine härtere Randzone eingeteilt werden. Weshalb

schlussendlich der AISI 440A von Synthes mit erhöhter Bruchzähigkeit dennoch im Vergleich zum AISI 440B von Brasseler große Ausbrüche aufwies, lag an folgendem Umstand: Der Synthes Bohrer weist parallel zu den Hauptschneiden verlaufende, tiefe Schleifriefen auf. Dies führte vermutlich beim Bohrvorgang zu einer hohen Kerbwirkung und brachte trotz der höheren Risszähigkeit die Hauptschneiden zum Ausbrechen. Der Brasseler Bohrer besaß im Gegensatz zum Synthes Bohrer eine glatte, geschliffene Oberfläche, wodurch große Ausbrüche an den Hauptschneiden verhindert wurden.

7 Fazit und Ausblick

Aus den durchgeführten Untersuchungen geht hervor, dass die Optimierung des Werkstoffes eines Knochenbohrers, nur eine von mehreren Möglichkeiten bietet, die Verschleißbeständigkeit der Bohrer und somit auch die Qualität der Bohrungen maßgeblich zu verbessern. Eine Beschichtung der aktuell eingesetzten Knochenbohrer könnte zwar die Verschleißbeständigkeit etwas erhöhen und die Reibung beim Bohrvorgang verringern, ist aber ohne grundlegende Überarbeitung der Fertigungsqualität nutzlos. Eine vielversprechende Möglichkeit wäre daher Werkstoffe auszuwählen, welche sich schon seit langem in der Fertigungstechnik bewährt haben. Dem Problem der Biokompatibilität könnte mit speziellen Beschichtungen, welche ein Inkontakttreten des Bohrergrundwerkstoffs mit dem Organismus verhindert, begegnet werden. Eine weitere Möglichkeit könnten Hybridbohrer, bestehend aus unterschiedlichen Werkstoffen mit unterschiedlichen Werkstoffeigenschaften (z.B.: Schaft/Bohrkopf-Kombination), darstellen. Weiters ist zu erwähnen, dass es unter den einzelnen Herstellern, betreffend Produktqualität große Unterschiede gibt. Diese nützen bei weitem noch nicht die Möglichkeiten einer substantiellen Verbesserung des allgemeinen Bohrprozesses aus. Weshalb dies bis dato noch nicht geschehen ist, könnte mit dem wirtschaftlichen Interesse der Hersteller (Absatzmengen) und/oder auch dem mangelnden Problembewusstsein mancher Chirurgen erklärt werden. Würde man nun den Knochenbohrprozess insgesamt verbessern wollen, um optimale Bohrungen für eine Osteosynthese vorzubereiten, bedürfte es neben der Verminderung des auftretenden Bohrerverschleißes einer zusätzlichen Reihe von Maßnahmen. Daher ist in einem weiteren Projekt geplant, den Knochenbohrprozess in der Chirurgie grundlegend durch Standardisierungsmaßnahmen zu verbessern bzw. zu modernisieren. Dadurch würde man eine Senkung der volkswirtschaftlichen Kosten, wie Heilungsverzögerungs-, Klinikaufenthalts-, Krankenstands- und Materialkosten, erreichen. Um dies verwirklichen zu können, müsste der gesamte Knochenbohrvorgang (*siehe v.a. Kap. 4.1*) analysiert und bestimmten Standards unterworfen werden. Diese Standardisierungsmaßnahmen beinhalten eine völlige Neuentwicklung chirurgischer Knochenbohrer durch detaillierte Werkstoffwahl und Geometrieoptimierung, einer individuellen Anpassung der Bohrparameter je nach Knochenzusammensetzung des Patienten und einer spürbaren Arbeitserleichterung durch Trainingsmaßnahmen bzw. intelligente Werkzeuge für den Chirurgen.

8 Literaturverzeichnis

BAUER, Franz (2008) IWE Ergänzungslehrgang Gegenstand 2.16 Hochlegierte, korrosionsbeständige Stähle

BEDÜRFTIG, Erdmann (1984) Das neue Fremdwörterlexikon, Hühn+Partner

BOSCH (2007) Bohrer katalog 07/08

BUCHMAYR, Bruno (1999) Skriptum Werkstoffkunde Stahl

CERAMTEC AG (2000) Patentschrift Biomedizinische Instrumente, Veröffentlichungsnummer: WO 00/61517

CES MEDICAL, (2011, 22, August): Granta's CES Medical Selector. URL: <http://www.grantadesign.com/products/ces/med.htm> (29.08.2011)

CLEMENT, Hans (2011) Präsentation Bohrer Aspekte

CZEGLEY, FRISCHHERZ (1987) Mechanische Technologie 1. 1. Bohmann Verlag

DEDITIUS, Artur (2011) WDX-Analyse zur Bestimmung der Karbid-Zusammensetzung bei martensitischen Chromstählen (AISI 440A und AISI 440B), TU Graz

DIYA, Hout (2005) Mechanische und elektronenmikroskopische Untersuchungen zum Verschleiß von Implantatbetaufbereitungsinstrumente, Dissertation Universität Würzburg

DOBLER, Hans Dieter (2003) Fachkunde Metall – Mechanische Technologien. 54. Europa Lehrmittel

EN ISO 18265 (2007) Härteumwärtung

FARM3.STATIC.FLICKR.COM, (2010, 12, April): Implantat. URL: http://farm3.static.flickr.com/2320/4514329852_707b5d96a3_o.jpg (04.04.2011)

FRANK, Adolf (2006) Skriptum Industrielle Fertigung

FUCHSBERGER, Alfred, (1986) Die Zerspanntemperatur beim Bohren von Knochen. Medizinisch Orthopädische Technik. 106, H.2 S.54-57

KLEMENT, Thomas, (2011, 15, Mai): Bohren. URL: <http://elearnforum.net/index.php?m1=m1420&c1=c14251&c2=c14252&c3=c14253&c4=c14254> (09.05.2011)

LENNTECH BV, (2011, 23, August): Wolfram (W) - chemische Eigenschaften, gesundheitliche und umwelttechnische Auswirkungen. URL: <http://www.lenntech.de/pse/elemente/w.htm#Gesundheitseffekte%20von%20Wolfram> (23.08.2011)

MAT-MEDICAL, (2008, 20, Juni): Akkudrill_D. URL: http://www.mat-medical.com/pdf/GB_Akkudrill_D.pdf (09.05.2011)

MIHU, Matei, (2011, 4, August): Nekrose. URL: <http://www.zytologie-online.net/zelltod-apoptose.php> (04.08.2011)

NEUMANN, Alex Rainer (2010, 5, November): Osteosynthese-Materialentfernung. URL: <http://www.operieren.de/content/e3224/e10/e451/e456/e9449/> (16.05.2011)

OTTO VON GUERICKE Universität Magdeburg, Institut für Maschinenkonstruktion, Lehrstuhl Konstruktionstechnik, URL: <http://www.biomaterialienkatalog.de/index.php?katalog=polymere&a=1&b=0&c=0&>

SCHMELZEISEN, Helmut (1990) Der Bohrvorgang in der Kortikalis, Springer Verlag

SCHRAUBENSHOP24.COM, (2010, 29, März): Hauptbestandteile Spiralbohrer. URL: <http://schraubenshop24.com/bilder/produkte/gross/3-mm-HSS-TiN-Spiralbohrer-titanbeschichtet-DIN-338.gif> (04.04.2011)

T0.GSTATIC.COM, (2010, 4, Mai): Unterschiedliche Bohrer. URL: http://t0.gstatic.com/images?q=tb:ANd9GcS5jzRJMfy_GnVIjPdaP5WtLtBPdeuvG70OJGREVf8PMsuV5cX (04.04.2011)

9 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Osteosynthese; Titanimplantat mit Schrauben	8
Abbildung 2: Röntgenbild eines Implantates	9
Abbildung 3: Unterschiedliche Spiralbohrerformen	10
Abbildung 4: Drei Hauptbestandteile eines Spiralbohrers	11
Abbildung 5: Boherschneiden	11
Abbildung 6: Winkel an den Schneiden eines Spiralbohrers	12
Abbildung 7: Werkzeugtyp und Spitzwinkel von Wendelbohrern	13
Abbildung 8: Bohrerarten und Drallwinkel von Wendelbohrern	13
Abbildung 9: Großer Spitzenwinkel	14
Abbildung 10: Kleiner Spitzenwinkel	14
Abbildung 11: Schneidwinkel am Spiralbohrer	15
Abbildung 12: Querschneide und auftretende Kräfte am Spiralbohrer	15
Abbildung 13: Verschiedene Anschliffarten eines Spiralbohrers	16
Abbildung 14: Chirurgischer Standardknochenbohrer von Synthes Swiss	18
Abbildung 15: Hauptbestandteile eines chirurgischen Knochenbohrers	19
Abbildung 16: Spitzenwinkel eines chirurgischen Knochenbohrers	19
Abbildung 17: Querschneidenbreite eines chirurgischen Knochenbohrers	20
Abbildung 18: Drallwinkel eines chirurgischen Knochenbohrers	20
Abbildung 19: Synthes 440A unbeschichtet; REM (15 X)	21
Abbildung 20: Detail X; Synthes 440A unbeschichtet; REM (300 X)	22
Abbildung 21: Weitere spezielle Knochenbohrerformen in der Chirurgie	23
Abbildung 22: Chirurgische Pneumatikbohrmaschine	23
Abbildung 23: Chirurgische Akkubohrmaschine	24
Abbildung 24: Kortikalistiefenmesser	24
Abbildung 25: Bohrlehre	25
Abbildung 26: Schwellwertkurve epiderm. Nekrosen in Abh. von Temperatur und Zeit	27
Abbildung 27: Spannvorrichtung mit integrierter Kraftmessanlage	31
Abbildung 28: Bohrfutter mit Umdrehungssensor	31
Abbildung 29: Versuchsproband	32
Abbildung 30: Typischer Bohrverlauf einer Handbohrung	32
Abbildung 31: Bohrverhalten Kandidat Nr. 58	33
Abbildung 32: Bohrverhalten Kandidat Nr. 62	33

Abbildung 33: Bohrverhalten Kandidat Nr. 65	34
Abbildung 34: Bohrverhalten Kandidat Nr. 66	34
Abbildung 35: Bohrverhalten Kandidat Nr. 61	35
Abbildung 36: AISI 440A: Verschleiß nach 6 Bohrungen in Schweineknochen	36
Abbildung 37: AISI 440A: Verschleiß nach 14 Bohrungen in Schweineknochen	36
Abbildung 38: AISI 440A: Verschleiß nach 33 Bohrungen in Schweineknochen	37
Abbildung 39: HSS TiN: Verschleiß nach 15 Bohrungen in Schweineknochen	37
Abbildung 40: HSS TiN: Verschl. nach 39 Bohrungen in Kunst- und 12 in Schweinekn. ...	38
Abbildung 41: Kunstknochen in Spannvorrichtung	40
Abbildung 42: Schweineknochen in der Spannvorrichtung.....	40
Abbildung 43: Menschenknochen in der Spannvorrichtung.....	41
Abbildung 44: FSW-Anlage.....	41
Abbildung 45: Bohrgut Schweineknochen.....	42
Abbildung 46: Untersuchung des Verschleißes mittels Stereolichtmikroskopie	42
Abbildung 47: Messung der Kortikalisdicke mittels eines Kortikalisdicken-Messgeräts	43
Abbildung 48: Typischer Bohrverlauf einer FSW-Bohrung	44
Abbildung 49: Verschleiß durch Kunstknochen bei Vorschubkraft_30N und 80N.....	45
Abbildung 50: Verschleiß durch Schweineknochen bei Vorschubkraft_30N und 80N.....	45
Abbildung 51: Verschleiß durch Menschenknochen bei Vorschubkraft_30N und 80N.....	46
Abbildung 52: Verschleiß im Kunst-, Schweine- und Menschenknochen - 5N VK.....	46
Abbildung 53: Verschleiß im Kunst-, Schweine- und Menschenknochen - 50N VK.....	47
Abbildung 54: Verschleißerscheinungen am Knochenbohrer 1	51
Abbildung 55: Verschleißerscheinungen am Knochenbohrer 2.....	51
Abbildung 56: Verschleißerscheinungen am Knochenbohrer 3	52
Abbildung 57: Verschleißerscheinungen am Knochenbohrer 4	52
Abbildung 58: Verschleißerscheinungen am Knochenbohrer 5.....	53
Abbildung 59: Bohrerkonstruktionen	57
Abbildung 60: CES Werkstoffwahl Vollbohrer / CES EduPack 2010	59
Abbildung 61: Werkstoffzusammensetzung AISI 440 A/B/C 316° gehärtet	60
Abbildung 62: CES Werkstoffwahl Beschichtung	64
Abbildung 63: Einflussfaktoren auf den Bohrerverschleiß	68
Abbildung 64: Klassifizierung der Knochenqualität nach Lekholm und Zarb.....	69
Abbildung 65: Zusammenhang von Spitzenwinkel und Vorschubkraft	71
Abbildung 66: Zusammenhang von Drehzahl und Vorschubkraft.....	73

Abbildung 67: Zusammenhang zwischen Vorschubweg und Vorschubkraft.....	74
Abbildung 68: Haltefestigkeit der Schrauben bei erhitzter Knochenprobe	75
Abbildung 69: Haltefestigkeit der Schrauben bei der Bohrung mit stumpfem Bohrer.....	75
Abbildung 70: Bohrmeister Herr Andreas Hütter an der FSW-Anlage	80
Abbildung 71: Belastungsbohrung mit Brasseler CeraDrill an der FSW-Anlage	80
Abbildung 72: Belastungsbohrung mit Brasseler CeraDrill per Hand.....	81
Abbildung 73: Synthes 440A DLC-Grafitic; unbenützt; REM (30 X).....	82
Abbildung 74: Detail X; Synthes 440A DLC-Grafitic; unbenützt; REM (300 X)	82
Abbildung 75: Synthes 440A DLC-Grafitic; 20 Bohr. FSW; Stereo (30 X)	83
Abbildung 76: Synthes 440A DLC-Grafitic; 40 Bohr. FSW; Stereo (30 X)	84
Abbildung 77: Synthes 440A DLC-Grafitic; 40 Bohr. FSW; REM (30 X).....	85
Abbildung 78: Detail X; Synthes 440A DLC-Grafitic; 40 Bohr. FSW; REM (500 X).....	85
Abbildung 79: Detail Y; Synthes 440A DLC-Grafitic; 40 Bohr. FSW; REM (500 X).....	86
Abbildung 80: Synthes 440A DLC-Grafitic; 60 Bohr. FSW; Stereo (30 X)	87
Abbildung 81: Synthes 440A DLC-Grafitic; 20 Bohr. Hand; Stereo (30 X).....	88
Abbildung 82: Synthes 440A DLC-Grafitic; 40 Bohr. Hand; Stereo (30 X).....	89
Abbildung 83: Synthes 440A DLC-Grafitic; 40 Bohr. Hand; REM (30 X)	90
Abbildung 84: Detail X; Synthes 440A DLC-Grafitic; 40 Bohr. Hand; REM (100 X)	90
Abbildung 85: Detail X; Synthes 440A DLC-Grafitic; 40 Bohr. Hand; REM (500 X)	91
Abbildung 86: Synthes 440A DLC-Grafitic; 60 Bohr. Hand; Stereo (30 X).....	92
Abbildung 87: Synthes 440A DLC+Titan; unbenützt; REM (30 X).....	93
Abbildung 88: Detail X; Synthes 440A DLC+Titan; unbenützt; REM (300 X).....	93
Abbildung 89: Synthes 440A DLC+Titan; 20 Bohr. FSW; Stereo (30 X).....	94
Abbildung 90: Synthes 440A DLC+Titan; 40 Bohr. FSW; Stereo (30 X).....	95
Abbildung 91: Synthes 440A DLC+Titan; 60 Bohr. FSW; Stereo (30 X).....	96
Abbildung 92: Synthes 440A DLC+Titan; 60 Bohr. FSW; REM (30 X)	97
Abbildung 93: Detail X; Synthes 440A DLC+Titan; 60 Bohr. FSW; REM (300 X)	97
Abbildung 94: Detail Y; Synthes 440A DLC+Titan; 60 Bohr. FSW; REM (500 X)	98
Abbildung 95: Synthes 440A DLC+Titan; 20 Bohr. Hand; Stereo (30 X)	99
Abbildung 96: Synthes 440A DLC+Titan; 40 Bohr. Hand; Stereo (30 X)	100
Abbildung 97: Synthes 440A DLC+Titan; 40 Bohr. Hand; REM (30 X).....	101
Abbildung 98: Detail X; Synthes 440A DLC+Titan; 40 Bohr. Hand; REM (300 X).....	101
Abbildung 99: Synthes 440A DLC+Titan; 60 Bohr. Hand; Stereo (30 X)	102
Abbildung 100: HSS DLC-Grafitic; unbenützt; REM (30 X)	103

Abbildung 101: Detail X; HSS DLC-Grafitic; unbenützt; REM (300 X)	103
Abbildung 102: HSS DLC-Grafitic; 20 Bohr. FSW; Stereo (30 X)	104
Abbildung 103: HSS DLC-Grafitic; 40 Bohr. FSW; Stereo (30 X)	105
Abbildung 104: HSS DLC-Grafitic; 40 Bohr. FSW; REM (30 X).....	106
Abbildung 105: Detail X; HSS DLC-Grafitic; 40 Bohr. FSW; REM (300 X)	106
Abbildung 106: Detail Y; HSS DLC-Grafitic; 40 Bohr. FSW; REM (100 X)	107
Abbildung 107: Detail Y; HSS DLC-Grafitic; 40 Bohr. FSW; REM (300 X)	107
Abbildung 108: HSS DLC-Grafitic; 60 Bohr. FSW; Stereo (30 X)	108
Abbildung 109: HSS DLC-Grafitic; 20 Bohr. Hand; Stereo (30 X).....	109
Abbildung 110: HSS DLC-Grafitic; 40 Bohr. Hand; Stereo (30 X).....	110
Abbildung 111: HSS DLC-Grafitic; 40 Bohr. Hand; REM (30 X)	111
Abbildung 112: Detail X; HSS DLC-Grafitic; 40 Bohr. Hand; REM (300 X).....	111
Abbildung 113: Detail Y; HSS DLC-Grafitic; 40 Bohr. Hand; REM (100 X).....	112
Abbildung 114: Detail Y; HSS DLC-Grafitic; 40 Bohr. Hand; REM (300 X).....	112
Abbildung 115: HSS DLC-Grafitic; 60 Bohr. Hand; Stereo (30 X).....	113
Abbildung 116: HSS DLC+Titan; unbenützt; REM (30 X).....	114
Abbildung 117: Detail X; HSS DLC+Titan; unbenützt; REM (300 X)	114
Abbildung 118: HSS DLC+Titan; 20 Bohr. FSW; Stereo (30 X).....	115
Abbildung 119: HSS DLC+Titan; 40 Bohr. FSW; Stereo (30 X).....	116
Abbildung 120: HSS DLC+Titan; 40 Bohr. FSW; REM (30 X)	117
Abbildung 121: Detail X; HSS DLC+Titan; 40 Bohr. FSW; REM (300 X).....	117
Abbildung 122: Detail Y; HSS DLC+Titan; 40 Bohr. FSW; REM (100 X).....	118
Abbildung 123: Detail Y; HSS DLC+Titan; 40 Bohr. FSW; REM (300 X).....	118
Abbildung 124: HSS DLC+Titan; 60 Bohr. FSW; Stereo (30 X).....	119
Abbildung 125: Brasseler Standard 440B; unbenützt; REM (30 X).....	120
Abbildung 126: Detail X; Brasseler Standard 440B; unbenützt; REM (300 X)	120
Abbildung 127: Brasseler Standard 440B; 20 Bohr. FSW; Stereo (30 X)	121
Abbildung 128: Brasseler Standard 440B; 40 Bohr. FSW; Stereo (30 X)	122
Abbildung 129: Brasseler Standard 440B; 40 Bohr. FSW; REM (30 X).....	123
Abbildung 130: Detail X; Brasseler Standard 440B; 40 Bohr. FSW; REM (500 X).....	123
Abbildung 131: Detail Y; Brasseler Standard 440B; 40 Bohr. FSW; REM (1000 X).....	124
Abbildung 132: Brasseler Standard 440B; 60 Bohr. FSW; Stereo (30 X)	125
Abbildung 133: Brasseler Standard 440B; 20 Bohr. Hand; Stereo (30 X).....	126
Abbildung 134: Brasseler Standard 440B; 40 Bohr. Hand; Stereo (30 X).....	127

Abbildung 135: Brasseler Standard 440B; 60 Bohr. Hand; Stereo (30 X).....	128
Abbildung 136: Brasseler ZrO ₂ CeraDrill; unbenützt; REM (30X)	129
Abbildung 137: Detail X; Brasseler ZrO ₂ CeraDrill; unbenützt; REM (300X).....	129
Abbildung 138: Brasseler ZrO ₂ CeraDrill; 20 Bohr. FSW; Stereo (30X).....	130
Abbildung 139: Brasseler ZrO ₂ CeraDrill; 40 Bohr. FSW; Stereo (30X).....	131
Abbildung 140: Brasseler ZrO ₂ CeraDrill; 40 Bohr. FSW; REM (30X)	132
Abbildung 141: Detail X; Brasseler ZrO ₂ CeraDrill; 40 Bohr. FSW; REM (500X)	132
Abbildung 142: Brasseler ZrO ₂ CeraDrill; 60 Bohr. FSW; Stereo (30X).....	133
Abbildung 143: Brasseler ZrO ₂ CeraDrill; 111 Bohr. Hand; Stereo (30X)	134
Abbildung 144: Brasseler ZrO ₂ CeraDrill; 111 Bohr. Hand; REM (30X).....	135
Abbildung 145: Detail X; Brasseler ZrO ₂ CeraDrill; 111 Bohr. Hand; REM (100X).....	135
Abbildung 146: Detail X; Brasseler ZrO ₂ CeraDrill; 111 Bohr. Hand; REM (500X).....	136
Abbildung 147: Querschliiff Synthes 440A; Auflicht (25 X); V2A Ätzung	141
Abbildung 148: Detail X; Querschliiff Synthes 440A; Auflicht (1000 X); V2A Ätzung	142
Abbildung 149: Detail Y; Querschliiff Synthes 440A; Auflicht (1000 X); V2A Ätzung	142
Abbildung 150: Querschliiff Brasseler 440B; Auflicht (25 X); V2A Ätzung	143
Abbildung 151: Detail X; Querschliiff Brasseler 440B; Auflicht (1000 X); V2A Ätzung	144
Abbildung 152: Detail Y; Querschliiff Brasseler 440B; Auflicht (1000 X); V2A Ätzung	144
Abbildung 153: Makrohärtemessung Synthes 440A; Auflicht (31,3 X).....	145
Abbildung 154: Mikrohärtemessung Synthes 440A; Auflicht (1880 X).....	145
Abbildung 155: Makrohärtemessung Brasseler 440B; Auflicht (31,3 X)	146
Abbildung 156: Mikrohärtemessung Brasseler 440B; Auflicht (1880 X).....	146
Abbildung 157: Schleifriefenvergleich Synthes 440A; REM (100 X)	148
Abbildung 158: Schleifriefenvergleich Brasseler 440B; REM (100 X).....	148

10 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Vergleich Werkstoffeigenschaften (Knochenbohrer/Metallbohrer)	21
Tabelle 2: Auszug Versuchsprogramm September 2009	30
Tabelle 3: Festgelegte Limits des Vollbohrers für CES Werkstoffwahl	59
Tabelle 4: Werkstoffeigenschaften Vollbohrer	61
Tabelle 5: Werkstoffeigenschaften Grundkörper	62
Tabelle 6: Festgelegte Limits der Beschichtung für CES Werkstoffwahl	63
Tabelle 7: Werkstoffeigenschaften Beschichtungen	66
Tabelle 8: Zusammenhang von Spitzenwinkel und Vorschubkraft	72
Tabelle 9: Zusammenhang von Drehzahl und Vorschubkraft	73
Tabelle 10: Zusammenhang zwischen Vorschubweg und Vorschubkraft	74
Tabelle 11: Haltefestigk. von Schr. (Kp) bei erhitzten Knochen und stumpfen Bohrern	76
Tabelle 12: Bohrparameter für Belastungsbohrungen	78

11 Abkürzungsverzeichnis

Technische Begriffe

AISI	American Iron and Steel Institute
CES	Cambridge Engineering Selector
CVD	Chemical Vapour Deposition
DLC	Diamond like carbon
f	Vorschub (mm/U)
F_{CZ}	Schnittkraft (N)
F_{fz}	Vorschubkraft (N)
F_{PZ}	Radialkräfte (N)
FSW	Friction Stir Welding
HIP	High Impact Beschichtung
HRC	Härte Rockwell
HSS	High Speed Steel / Schnellarbeitsstahl
HV	Härte Vickers
$kc_{1.1}$	Spezifische Schnittkraft (N/mm ²)
Kp	Kilopond / 9,81N
M	Drehmoment (Nm)
n	Drehzahl (U/min)
PSZ	Partly stabilized zirconia
PVD	Physical Vapour Deposition
REM	Raster Elektronen Mikroskop
STEREO	Stereolichtmikroskop
TiN	Titannitrid
v_c	Schnittgeschwindigkeit (m/min)
v_f	Vorschubgeschwindigkeit (mm/min)
WDX	Wellenlängendispersive Röntgenspektroskopie
Y-TZP	Tetragonal zirconia polycrystal; auf Yttriumoxid-Basis

α	Freiwinkel
β	Keilwinkel
γ	Spanwinkel
γ_f	Seitenspanwinkel bzw. Drallwinkel
σ	Spitzenwinkel
ψ	Querschneidenwinkel

Medizinische Begriffe

distal	weg vom Körper
Infektion	Übertragung von Krankheitserregern
Kortikalis	Feste äußere Knochenschicht
Nekrose	Zelltod am lebenden Organismus
Noxe	Schädigende Wirkung auf einen Organismus
Osteosynthese	Operative Versorgung von Knochenbrüchen
proximal	hin zum Körper
Spongiosa	Erscheinungsform der Knochensubstanz

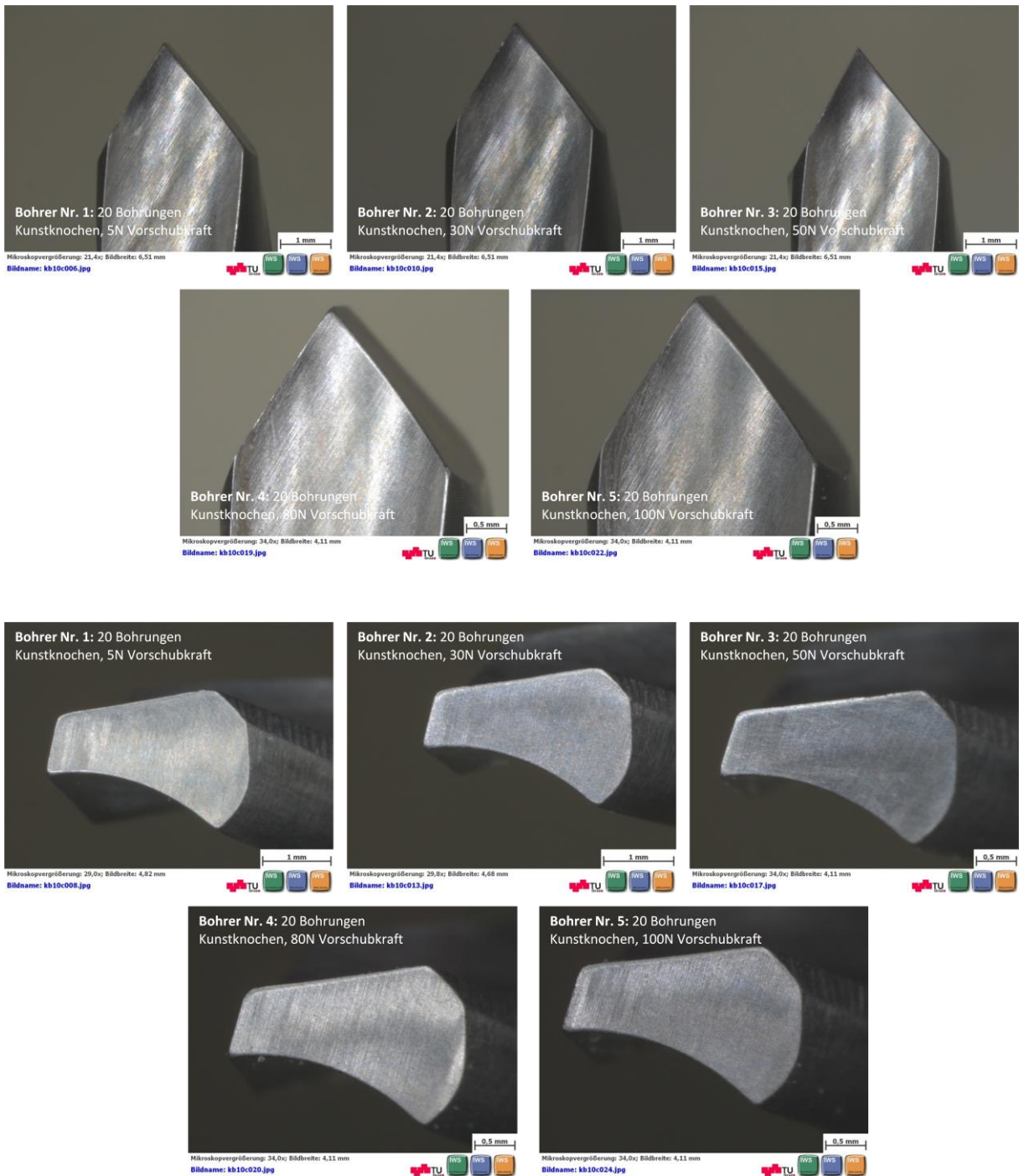
12 Anhang

Bohrerbezeichnungen und Vorschubkräfte / Praktische Bohrversuche September 2009
– Meduni Graz:

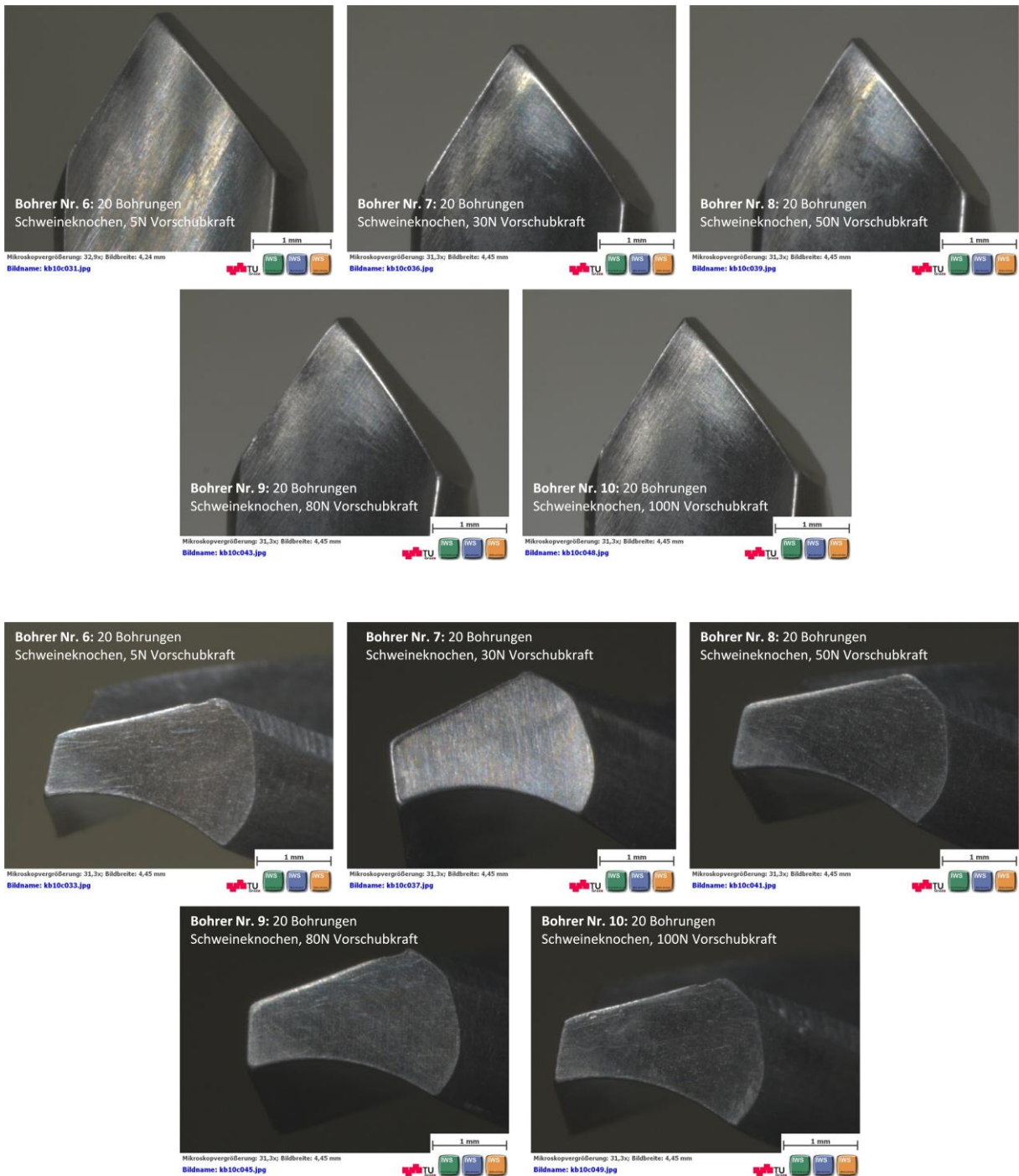
Nr.	Bohrdiagr.	Vorschubkraft (N)
1	54A	45
2	54B	50
3	54C	65
4	55D	50
5	56A	45
6	56B	33
7	56C	47
8	56D	30
9	57B	40
10	57D	35
11	58A	28
12	58BB	33
13	58C	25
14	58EFG	25
15	59BB	35
16	59C	40
17	59D	33
18	60A	25
19	60BB	27
20	60C	43
21	60EFG	19
22	61A	43
23	61B	50
24	61C	50
25	61D	45
26	61EFG	34
27	62A	40
28	62B	44
29	62C	41
30	63A	43
31	63B	56
32	63C	50
33	64B	58
34	64C	50
35	64D	53
36	65A	70
37	65C	63
38	65D	63
39	66A	45
40	66B	42
41	66CC	28
42	66D	48
43	66EFG	35
44	67C	105
45	67D	75

Summe:		2004
Mittelwert	μ	44,5333333
Standardabweichung	σ	15,5572257

Gegenüberstellung Kunstknochen (gleiches Präparat):



Gegenüberstellung Schweineknocken (gleiches Präparat):



Gegenüberstellung Menschenknochen (unterschiedliche Präparate):



Stainless steel, martensitic, AISI 440A, wrought, tempered at 316°C

General properties

Designation

AISI 440A

Density	7.7e3	-	7.9e3	kg/m ³
Price	* 2.21	-	2.43	EUR/kg

Composition overview

Composition (summary)

Fe/6-.75C/16-18Cr/.75Mo/<1Mn/<1Si/<.04P/<.03S

Base

Fe (Iron)	0	-	1	%
-----------	---	---	---	---

Mechanical properties

Young's modulus	190	-	210	GPa
Shear modulus	73	-	83	GPa
Yield strength (elastic limit)	1.49e3	-	1.82e3	MPa
Tensile strength	1.61e3	-	1.97e3	MPa
Compressive strength	1.49e3	-	1.82e3	MPa
Flexural strength (modulus of rupture)	1.49e3	-	1.82e3	MPa
Hardness - Vickers	500	-	600	HV
Fatigue strength model (stress range)	* 394	-	553	MPa
Fracture toughness	* 17	-	34	MPa.m ^{0.5}

Thermal properties

Melting point	1.37e3	-	1.48e3	°C
Maximum service temperature	* 256	-	306	°C
Minimum service temperature	-73	-	-43	°C
Thermal conductivity	23	-	27	W/m.°C
Specific heat capacity	450	-	500	J/kg.°C
Thermal expansion coefficient	9	-	11	µstrain/°C
Latent heat of fusion	* 260	-	285	kJ/kg

Processing properties

Carbon equivalency	3.35	-	4.08	
--------------------	------	---	------	--

Electrical properties

Electrical resistivity	55	-	65	µohm.cm
------------------------	----	---	----	---------

Optical properties

Transparency	Opaque
--------------	--------

Durability: flammability

Flammability	Non-flammable
--------------	---------------

Durability: fluids and sunlight

Water (fresh)	Excellent
Water (salt)	Excellent
Weak acids	Excellent
Strong acids	Acceptable
Weak alkalis	Excellent
Strong alkalis	Limited use
Organic solvents	Excellent
UV radiation (sunlight)	Excellent
Oxidation at 500C	Excellent

Stainless steel, martensitic, AISI 440B, wrought, tempered at 316°C

General properties

Designation

AISI 440B

UNS number

S44003

Density	7.7e3	-	7.9e3	kg/m ³
---------	-------	---	-------	-------------------

Price	* 2.24	-	2.46	EUR/kg
-------	--------	---	------	--------

Composition overview

Composition (summary)

Fe/.75-.95C/16-18Cr/.75Mo/<1Mn/<1Si/<.04P/<.03S

Base

Fe (Iron)

Composition detail

C (carbon)	0.75	-	0.95	%
Cr (chromium)	16	-	18	%
Fe (iron)	78.2	-	82.5	%
Mn (manganese)	0	-	1	%
Mo (molybdenum)	0.75			%
P (phosphorus)	0	-	0.04	%
S (sulfur)	0	-	0.03	%
Si (silicon)	0	-	1	%

Mechanical properties

Young's modulus	190	-	210	GPa
Flexural modulus	* 190	-	210	GPa
Shear modulus	73	-	83	GPa
Bulk modulus	140	-	163	GPa
Poisson's ratio	0.275	-	0.285	
Shape factor	12			
Yield strength (elastic limit)	1.67e3	-	2.05e3	MPa
Tensile strength	1.74e3	-	2.13e3	MPa
Compressive strength	1.67e3	-	2.05e3	MPa
Flexural strength (modulus of rupture)	1.67e3	-	2.05e3	MPa
Elongation	1	-	5	% strain
Hardness - Vickers	560	-	660	HV
Hardness - Rockwell B	* 100	-	118	
Hardness - Rockwell C	51	-	57	
Hardness - Brinell	517	-	572	MPa
Fatigue strength at 10 ⁷ cycles	* 629	-	726	MPa
Fatigue strength model (stress range)	* 418	-	586	MPa
Parameters: Stress Ratio = 0, Number of Cycles = 1e7				
Fracture toughness	* 13	-	29	MPa.m ^{0.5}
Mechanical loss coefficient (tan delta)	* 2e-4	-	2.5e-4	

Thermal properties

Melting point	1.37e3	-	1.48e3	°C
Maximum service temperature	* 256	-	306	°C
Minimum service temperature	-73	-	-43	°C
Thermal conductivity	23	-	27	W/m.°C
Specific heat capacity	450	-	500	J/kg.°C
Thermal expansion coefficient	9	-	11	µstrain/°C
Latent heat of fusion	* 260	-	285	kJ/kg

Processing properties

Carbon equivalency	3.35	-	4.08	
--------------------	------	---	------	--

Electrical properties

Electrical resistivity	55	-	65	µohm.cm
------------------------	----	---	----	---------

Magnetic properties (ambient temperature)

Magnet type	Soft (electromagnet)			
Coercive force Hc	5.09e3			A/m
Maximum permeability	62			

Magnetic properties - notes

Due to the stresses induced by hardening, these grades exhibit permanent magnetic properties in the hardened condition. For a given grade, the coercive force tends to increase with increasing hardness, rendering these alloys more difficult to demagnetize. If the hardenable martensitic stainless steels are used in the annealed condition, they suffer from a) poorer magnetic properties due to the presence of a significant volume of chrome-carbides, which contribute to pinning domain-wall movement, b) reduced corrosion resistance due to matrix depletion of chromium. The ferritic nonhardenable 430 or 430F grades are preferred for soft magnetic applications for these reasons. Values given for permeability and coercive force cover full range from annealed to hardened material.

Optical properties

Transparency	Opaque			
--------------	--------	--	--	--

Durability: flammability

Flammability	Non-flammable
Durability: fluids and sunlight	
Water (fresh)	Excellent
Water (salt)	Excellent
Weak acids	Excellent
Strong acids	Acceptable
Weak alkalis	Excellent
Strong alkalis	Limited use
Organic solvents	Excellent
UV radiation (sunlight)	Excellent
Oxidation at 500C	Excellent

Stainless steel, martensitic, AISI 440C, wrought, tempered at 316°C

General properties

Designation

AISI 440C				
UNS number	S44004			
Density	7.7e3	-	7.9e3	kg/m ³
Price	* 2.27	-	2.5	EUR/kg

Tradenames

SLATER TYPE 440-C, Slater Steels (USA);

Composition overview

Composition (summary)

Fe/.95-1.2C/16-18Cr/.75Mo/<1Mn/<1Si/<.04P/<.03S

Base

Fe (Iron)

Composition detail

C (carbon)	0.95	-	1.2	%
Cr (chromium)	16	-	18	%
Fe (iron)	78	-	82.3	%
Mn (manganese)	0	-	1	%
Mo (molybdenum)	0.75			%
P (phosphorus)	0	-	0.04	%
S (sulfur)	0	-	0.03	%
Si (silicon)	0	-	1	%

Mechanical properties

Young's modulus	190	-	210	GPa
Flexural modulus	* 190	-	210	GPa
Shear modulus	73	-	83	GPa
Bulk modulus	140	-	163	GPa
Poisson's ratio	0.275	-	0.285	
Shape factor	12			
Yield strength (elastic limit)	1.71e3	-	2.09e3	MPa
Tensile strength	1.77e3	-	2.17e3	MPa
Compressive strength	1.71e3	-	2.09e3	MPa
Flexural strength (modulus of rupture)	1.71e3	-	2.09e3	MPa
Elongation	0.5	-	4	% strain
Hardness - Vickers	590	-	690	HV
Hardness - Rockwell B	* 100	-	119	
Hardness - Rockwell C	53	-	60	
Hardness - Brinell	550	-	610	MPa
Fatigue strength at 10 ⁷ cycles	* 638	-	737	MPa
Fatigue strength model (stress range)	* 424	-	596	MPa
Parameters: Stress Ratio = 0, Number of Cycles = 1e7				
Fracture toughness	* 12	-	28	MPa.m ^{0.5}
Mechanical loss coefficient (tan delta)	* 1.9e-4	-	2.5e-4	

Thermal properties

Melting point	1.37e3	-	1.48e3	°C
Maximum service temperature	* 256	-	306	°C
Minimum service temperature	-73	-	-43	°C

Thermal conductivity	23	-	27	W/m.°C
Specific heat capacity	450	-	500	J/kg.°C
Thermal expansion coefficient	9	-	11	µstrain/°C
Latent heat of fusion	* 260	-	285	kJ/kg
Processing properties				
Carbon equivalency	3.35	-	4.08	
Electrical properties				
Electrical resistivity	55	-	65	µohm.cm
Optical properties				
Transparency	Opaque			
Durability: flammability				
Flammability	Non-flammable			
Durability: fluids and sunlight				
Water (fresh)	Excellent			
Water (salt)	Excellent			
Weak acids	Excellent			
Strong acids	Acceptable			
Weak alkalis	Excellent			
Strong alkalis	Limited use			
Organic solvents	Excellent			
UV radiation (sunlight)	Excellent			
Oxidation at 500C	Excellent			

Zirconia (Y-TZP)(HIP)

General properties

Designation

Zirconium Oxide

Density	6e3	-	6.13e3	kg/m ³
Porosity (closed)	0			%
Porosity (open)	0			%
Price	13.8	-	20	EUR/kg

Composition overview

Composition (summary)

ZrO₂

Base

Oxide

Composition detail

Other oxide	-1			%
Y ₂ O ₃ (yttria)	-1			%
ZrO ₂ (zirconia)	-1			%

Mechanical properties

Young's modulus	195	-	205	GPa
Flexural modulus	* 195	-	205	GPa
Shear modulus	* 75	-	78.8	GPa
Bulk modulus	* 163	-	171	GPa
Poisson's ratio	* 0.28	-	0.32	
Shape factor	10			
Yield strength (elastic limit)	* 1.07e3	-	1.18e3	MPa
Tensile strength	* 1.07e3	-	1.18e3	MPa
Compressive strength	* 1.07e4	-	1.18e4	MPa
Flexural strength (modulus of rupture)	1.29e3	-	1.42e3	MPa
Elongation	* 0.52	-	0.61	% strain
Hardness - Vickers	1.33e3	-	1.47e3	HV
Fatigue strength at 10 ⁷ cycles	* 911	-	1.06e3	MPa
Fracture toughness	6	-	9	MPa.m ^{0.5}
Mechanical loss coefficient (tan delta)	* 5e-4	-	0.001	

Thermal properties

Melting point	2.55e3	-	2.7e3	°C
Maximum service temperature	* 1.98e3	-	2.08e3	°C

Minimum service temperature	-273		°C
Thermal conductivity	2.8	- 3.1	W/m.°C
Specific heat capacity	* 418	- 436	J/kg.°C
Thermal expansion coefficient	9.8	- 10.2	µstrain/°C
Latent heat of fusion	* 700	- 790	kJ/kg
Electrical properties			
Electrical resistivity	* 1e17	- 3.16e18	µohm.cm
Dielectric constant (relative permittivity)	* 20	- 22	
Dissipation factor (dielectric loss tangent)	* 0.001	- 0.002	
Dielectric strength (dielectric breakdown)	* 4	- 6	MV/m
Optical properties			
Color	Black		
Refractive index	2.13	- 2.2	
Transparency	Opaque		
Durability: flammability			
Flammability	Non-flammable		
Durability: fluids and sunlight			
Water (fresh)	Excellent		
Water (salt)	Excellent		
Weak acids	Excellent		
Strong acids	Acceptable		
Weak alkalis	Excellent		
Strong alkalis	Acceptable		
Organic solvents	Excellent		
UV radiation (sunlight)	Excellent		
Oxidation at 500C	Excellent		
Halogens	Acceptable		
Metals	Acceptable		

Tool steel, molybdenum alloy regular carbon, AISI M2 (high speed)

General properties

Designation

AISI M2			
UNS number	T11302		
Density	8.08e3	- 8.25e3	kg/m ³
Price	* 15.4	- 16.9	EUR/kg

Composition overview

Composition (summary)

Fe/C(1%)/Mn(0.3%)/Si(0.4%)/Cr(4.1%)/Ni(0.3%)/Mo(5%)/W(6.1%)/V(2%)

Base Fe (Iron)

Composition detail

C (carbon)	1	%
Cr (chromium)	4.1	%
Fe (iron)	80.8	%
Mn (manganese)	0.3	%
Mo (molybdenum)	5	%
Ni (nickel)	0.3	%
Si (silicon)	0.4	%
V (vanadium)	2	%
W (tungsten)	6.1	%

Tool steels (hardening & tempering characteristics)

Decarburization resistance rating	Average
Distortion resistance rating	Average
Cracking resistance rating	Average

Tool steels (fabrication & service characteristics)

Hot hardness rating	Very good
Machinability rating	Average
Toughness rating	Poor

Wear resistance rating	Good		
Mechanical properties			
Young's modulus	221	- 232	GPa
Flexural modulus	* 221	- 232	GPa
Shear modulus	* 86	- 90	GPa
Bulk modulus	* 175	- 184	GPa
Poisson's ratio	0.285	- 0.295	
Shape factor	12		
Yield strength (elastic limit)	* 2e3	- 2.37e3	MPa
Tensile strength	* 2.23e3	- 2.58e3	MPa
Compressive strength	* 2e3	- 2.37e3	MPa
Flexural strength (modulus of rupture)	* 2e3	- 2.37e3	MPa
Elongation	* 1.9	- 4.5	% strain
Hardness - Vickers	700	- 840	HV
Hardness - Rockwell C	60	- 65	
Fatigue strength at 10 ⁷ cycles	* 599	- 711	MPa
Fatigue strength model (stress range)	* 443	- 585	MPa
Parameters: Stress Ratio = 0, Number of Cycles = 1e7			
Fracture toughness	* 17.8	- 20.4	MPa.m ^{0.5}
Mechanical loss coefficient (tan delta)	* 1.45e-5	- 1.94e-5	
Thermal properties			
Melting point	* 1.43e3	- 1.48e3	°C
Maximum service temperature	* 561	- 594	°C
Minimum service temperature	* -73	- -53	°C
Thermal conductivity	21	- 23	W/m.°C
Specific heat capacity	* 456	- 474	J/kg.°C
Thermal expansion coefficient	* 10	- 10.4	µstrain/°C
Latent heat of fusion	265	- 280	kJ/kg
Electrical properties			
Electrical resistivity	* 75.9	- 91.2	µohm.cm
Optical properties			
Transparency	Opaque		
Durability: flammability			
Flammability	Non-flammable		
Durability: fluids and sunlight			
Water (fresh)	Acceptable		
Water (salt)	Limited use		
Weak acids	Limited use		
Strong acids	Unacceptable		
Weak alkalis	Acceptable		
Strong alkalis	Limited use		
Organic solvents	Excellent		
UV radiation (sunlight)	Excellent		
Oxidation at 500C	Acceptable		
Titanium carbide			
General properties			
Designation			
Titanium Carbide			
Density	4.81e3	- 5.01e3	kg/m ³
Porosity (closed)	* 0	- 0.05	%
Porosity (open)	0		%
Price	47.7	- 72.2	EUR/kg
Composition overview			
Composition (summary)			
Ti/.97C			
Base	Ti (Titanium)		
Composition detail			
C (carbon)	0.97		%

Ti (titanium)	99		%
Mechanical properties			
Young's modulus	420	- 450	GPa
Flexural modulus	* 420	- 450	GPa
Shear modulus	* 165	- 187	GPa
Bulk modulus	* 240	- 285	GPa
Poisson's ratio	* 0.22	- 0.25	
Shape factor	15		
Yield strength (elastic limit)	* 260	- 330	MPa
Tensile strength	260	- 330	MPa
Compressive strength	* 2.29e3	- 3.75e3	MPa
Flexural strength (modulus of rupture)	275	- 450	MPa
Elongation	* 0.06	- 0.08	% strain
Hardness - Vickers	2.5e3	- 3.2e3	HV
Fatigue strength at 10 ⁷ cycles	* 237	- 277	MPa
Fracture toughness	* 2	- 3	MPa.m ^{0.5}
Mechanical loss coefficient (tan delta)	* 1e-5	- 2e-5	
Thermal properties			
Melting point	3.16e3	- 3.25e3	°C
Maximum service temperature	* 847	- 877	°C
Minimum service temperature	-273		°C
Thermal conductivity	18	- 25	W/m.°C
Specific heat capacity	544	- 569	J/kg.°C
Thermal expansion coefficient	6.6	- 7.4	µstrain/°C
Latent heat of fusion	* 1.09e3	- 1.23e3	kJ/kg
Electrical properties			
Electrical resistivity	178	- 251	µohm.cm
Optical properties			
Color	Black		
Transparency	Opaque		
Durability: flammability			
Flammability	Non-flammable		
Durability: fluids and sunlight			
Water (fresh)	Excellent		
Water (salt)	Excellent		
Weak acids	Excellent		
Strong acids	Acceptable		
Weak alkalis	Excellent		
Strong alkalis	Excellent		
Organic solvents	Excellent		
UV radiation (sunlight)	Excellent		
Oxidation at 500C	Excellent		
Halogens	Limited use		
Metals	Limited use		

Diamond (DLC)

General properties

Designation

C: pure, diamond

Density	3.44e3	- 3.58e3	kg/m ³
Porosity (closed)	0		%
Porosity (open)	0		%
Price	2.31e5	- 4.61e5	EUR/kg

Composition overview

Composition (summary)

100% C

Base C (Carbon)

Composition detail

C (carbon)	100		%
Mechanical properties			
Young's modulus	1.05e3	- 1.21e3	GPa
Flexural modulus	* 1.05e3	- 1.21e3	GPa
Shear modulus	440	- 470	GPa
Bulk modulus	530	- 548	GPa
Poisson's ratio	0.18	- 0.22	
Shape factor	14		
Yield strength (elastic limit)	2.8e3	- 2.93e3	MPa
Tensile strength	2.8e3	- 2.93e3	MPa
Compressive strength	1e4	- 2e4	MPa
Flexural strength (modulus of rupture)	* 2.6e3	- 3e3	MPa
Elongation	* 0.23	- 0.28	% strain
Hardness - Vickers	4.2e3	- 4.9e3	HV
Fatigue strength at 10 ⁷ cycles	* 2.3e3	- 2.5e3	MPa
Fracture toughness	3	- 3.7	MPa.m ^{0.5}
Mechanical loss coefficient (tan delta)	* 2e-6	- 4e-6	
Thermal properties			
Melting point	3.72e3	- 3.91e3	°C
Maximum service temperature	1.5e3	- 1.7e3	°C
Minimum service temperature	-273		°C
Thermal conductivity	900	- 2.32e3	W/m.°C
Specific heat capacity	500	- 520	J/kg.°C
Thermal expansion coefficient	0.8	- 1.2	µstrain/°C
Latent heat of fusion	5.2e3	- 5.3e3	kJ/kg
Electrical properties			
Electrical resistivity	1e10	- 1e20	µohm.cm
Dielectric constant (relative permittivity)	5.5	- 5.7	
Dissipation factor (dielectric loss tangent)	2e-4	- 3e-4	
Dielectric strength (dielectric breakdown)	* 10	- 20	MV/m
Optical properties			
Color	Clear		
Refractive index	2.4	- 2.43	
Transparency	Optical quality		
Durability: flammability			
Flammability	Non-flammable		
Durability: fluids and sunlight			
Water (fresh)	Excellent		
Water (salt)	Excellent		
Weak acids	Excellent		
Strong acids	Excellent		
Weak alkalis	Excellent		
Strong alkalis	Acceptable		
Organic solvents	Excellent		
UV radiation (sunlight)	Excellent		
Oxidation at 500C	Excellent		
Halogens	Acceptable		
Metals	Acceptable		