

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
des Klinikums rechts der Isar

Untersuchung von Oberflächenveränderungen dentaler Implantate nach Insertion in
humanen Kieferknochen
Eine in vitro Studie

Christina Maria Dorothee Grünberg

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität
München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Zahnheilkunde (Dr. med. dent.)
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. Ernst J. Rummeny

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. Herbert Deppe
2. Univ.-Prof. Dr. Dr. Klaus-D. Wolff

Die Dissertation wurde am 30.04.2013 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 18.09.2013 angenommen.

Meinen lieben Eltern

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung.....	6
2.	Implantatpropädeutik.....	12
2.1.	Knochen	12
2.1.1.	Allgemeines.....	12
2.1.2.	Knochenformen	13
2.1.3.	Feinbau des Knochens.....	13
2.1.3.1.	Knochenaufbau	13
2.1.3.2.	Knochenmatrix	14
2.1.3.3.	Knochenzellen	14
2.1.4.	Knochenphysiologie	16
2.1.4.1.	Remodelling	16
2.1.5.	Knochenqualität.....	16
2.1.6.	Besonderheiten des Kieferknochens.....	23
2.2.	Dentale Implantologie.....	26
2.2.1.	Einteilung der Implantate.....	26
2.2.1.1.	Implantatlokalisierung	26
2.2.1.2.	Implantatformen	26
2.2.1.3.	Implantataufbau.....	27
2.2.1.4.	Implantatmaterialien	29
2.2.1.4.1.	Titan	31
2.2.1.4.2.	Zirkonoxidkeramiken	32
2.2.1.5.	Implantatoberflächen.....	33
2.2.1.5.1.	Additive Verfahren.....	33
2.2.1.5.2.	Subtraktive Verfahren.....	34
2.2.1.5.3.	SLA Oberfläche	35

2.2.1.5.4.	Laserstrukturierung	36
2.2.1.6.	Systemkomponenten.....	37
2.2.1.7.	Straumann® Standard Implantat.....	38
2.2.1.8.	Operatives Vorgehen	39
2.2.1.9.	Art der Einheilung.....	41
2.2.2.	Osseointegration	42
2.2.3.	Erfolgskriterien der Einheilung	43
3.	Material und Methode.....	46
3.1.	Humanpräparate	46
3.2.	Straumann Implantatsystem SLA.....	47
3.3.	Operatives Vorgehen	48
3.4.	Radiologische Kontrolle.....	51
3.5.	Präparatgewinnung	52
3.6.	Reinigung der Implantate	53
3.7.	Präparataufbereitung.....	54
3.8.	Aufnahmen der ungereinigten Implantate	55
3.9.	Aufnahmen der gereinigten Implantate und der Kontrollimplantate ...	56
3.10.	Makroskopische Darstellung	56
3.11.	Rasterelektronenmikroskopische (REM) Darstellung.....	57
3.12.	Bildanalyse	59
3.13.	Statistik.....	59
4.	Ergebnisse	60
4.1.	Makro- und mikroskopische Beurteilung der Implantatoberflächen ...	60
4.1.1.	Nicht inserierte Implantate.....	60
4.1.1.1.	Steriles Implantat.....	60
4.1.1.1.1.	Makroskopische Aufnahme	60

4.1.1.1.2.	REM-Untersuchung	61
4.1.1.2.	Formaldehydbenetztes Implantat	70
4.1.1.2.1.	Makroskopische Aufnahme	70
4.1.1.2.2.	REM-Untersuchung	71
4.1.2.	Intraossär inserierte Implantate	80
4.1.2.1.	Gereinigte Implantate	80
4.1.2.1.1.	Implantat 1	80
4.1.2.1.1.1.	Makroskopische Darstellung	80
4.1.2.1.1.2.	REM-Untersuchung	81
4.1.2.1.2.	Implantat 2	90
4.1.2.1.2.1.	Makroskopische Darstellung	90
4.1.2.1.2.2.	REM-Untersuchung	91
4.1.2.1.3.	Implantat 3	100
4.1.2.1.3.1.	Makroskopische Darstellung	100
4.1.2.1.3.2.	REM-Untersuchung	101
4.1.2.1.4.	Implantat 4	110
4.1.2.1.4.1.	Makroskopische Untersuchung	110
4.1.2.1.4.2.	REM-Untersuchung	111
4.1.2.2.	Ungereinigte Implantate	120
4.1.2.2.1.	Implantat 5	120
4.1.2.2.2.	Implantat 6	124
4.2.	Bildauswertung	129
5.	Diskussion	133
5.1.	Allgemeines	133
5.2.	Einfluss des Implantatdesigns	134
5.3.	Ergebnisse der Arbeit	139

6.	Zusammenfassung	143
7.	Schlussfolgerung	144
8.	Literaturverzeichnis	145
9.	Abbildungs- und Tabellenverzeichnis.....	154
10.	Lebenslauf.....	165
11.	Danksagung	166

1. Einleitung

Die dentale Implantologie stellt eine der ältesten Therapieformen in der Zahnmedizin dar. Bereits im 5. Jahrtausend v. Chr. beschäftigte man sich mit der Wiederherstellung des stomatognathen Systems. Aus archäologischen Funden ist bekannt, dass schon von den Etruskern Versuche unternommen wurden, um fehlende Zähne durch Knochenfragmente oder Elfenbeinstücke, die mittels Drahtligaturen an den bestehenden Zähnen befestigt wurden, zu ersetzen (Abbildung 1).



Abbildung 1:

Zahn mit Goldligatur (Musée d'ecole dentaire, Paris)

Aus dem Jahre 100 n. Chr. liegen Ausgrabungsfunde vor, welche die ersten Zahntransplantationen belegen (zitiert in [Brinkmann 1995] S.15). Ebenso sollen in dieser Zeit Stifte aus unterschiedlichen Kristallarten in Extraktionsalveolen inseriert worden sein. Obwohl ein langfristiger Therapie- und Heilungserfolg zu dieser Zeit bezweifelt werden kann, so verdeutlicht es den Wunsch des Menschen durch eine ausreichende Bezahnung Lebensqualität zu erhalten.

Die moderne zahnärztliche Implantologie begann vor circa 200 Jahren. Maggiolo beschrieb 1809 im Handbuch der Zahntechnik (zitiert in [Brinkmann 1995] S.17) wie

er in eine Alveole ein konisches Goldrohr versenkte, welches apikal durch eine vierarmige Kralle federnd fixiert wurde und einen Stifzahn aufnehmen konnte (Abbildung 2).

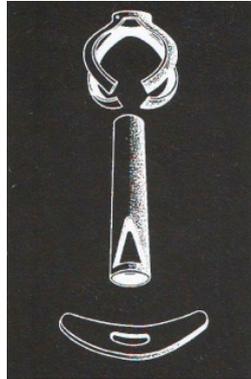


Abbildung 2:
Implantat nach Maggiolo 1809 [Brinkmann 1995]

Ähnliche Versuche mit Materialien wie Silber, Porzellan, Iridium und Kautschuk folgten, erwiesen sich jedoch mittel- oder langfristig als erfolglos ([Brinkmann 1995] S.20ff).

Erst im 20. Jahrhundert fanden die wesentlichen Fortschritte auf dem Gebiet der zahnärztlichen Implantologie statt. Dabei spielen vor allem die Erkenntnisse der letzten 70 Jahre eine entscheidende Rolle, welche für die Sicherheit und den Erfolg dieser Therapieform verantwortlich sind. Seit dieser Zeit standen sowohl die Implantatmaterialien als auch die -formen und deren Wirkung auf den umgebenden Knochen im Fokus der Wissenschaft.

Der Beginn der enossalen Implantologie geht wohl auf Formiggini zurück, der im Jahr 1946 eine spiralförmige Schraube aus Vitallium inserierte ([Formiggini 1954] S.814ff) (Abbildung 3).

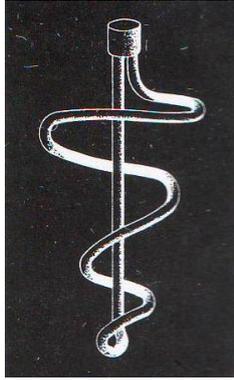


Abbildung 3:

Spiralimplantat nach Formiggini [Formiggini 1954]

Nach 12-jähriger Verweildauer erwähnte er als Erster eine zirkuläre Knochenanlagerung und erklärte diese mit folgendem Zitat:

„...das ganze Implantat befindet sich im biodynamischen Gleichgewicht...“
([Brinkmann 1995] S.20).

Ebenso berichtete Palazzi 1955 von trabekulärem Knochen, der in die Zwischenräume einer Formiggini-Konstruktion eingewachsen und angelagert sei
([Brinkmann 1995] S.20).

In den sechziger Jahren des vergangenen Jahrhunderts wurden von Scialom in Frankreich Nadeln aus Tantal (Abbildung 4) in den Kieferknochen gesetzt. Durch die Verbindung von drei dieser Nadeln entstand ein sogenanntes Tripod, bei dem die in die Mundhöhle ragenden Enden parallelisiert und mit aus Teflon beschichteten Köppchen zur Fixierung einer Krone versehen wurden ([Brinkmann 1995] S.21).

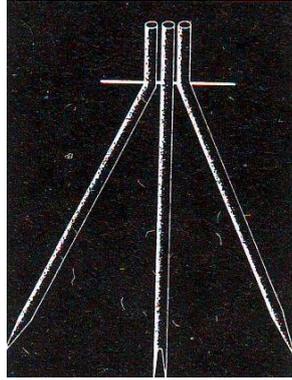


Abbildung 4:

Implantat nach Scialom [Brinkmann 1995]

Als besonderer Durchbruch im Gebiet der dentalen Implantologie erwiesen sich jedoch die Beobachtungen und Erkenntnisse des Schweden Brånemark, der als Erster ein Titanimplantat inserierte und das Verhalten von Knochen an Titankörpern beschrieb. Es gelang ihm zu zeigen, dass sich eine feste Verbindung zwischen dem Knochen und der Implantatoberfläche gebildet hat. Brånemark führte hierfür den Begriff der Osseointegration ein ([Brånemark, Adell et al. 1969, Brånemark, Hansson et al. 1977] S.81ff, S.1ff). Diese Erkenntnisse begründeten die heutige Form der dentalen Implantologie und bildeten die Basis einer Vielzahl von Forschungsvorhaben auf diesem Gebiet.

Die zahnärztliche Implantologie wurde 1982 von der DGZMK (Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde) als Therapieform der Zahnheilkunde anerkannt und ist bis heute integraler Bestandteil dieses Fachgebietes.

Bei der Entwicklung dentaler Implantate setzte sich sehr schnell ein schraubenförmiges Design durch, da es im Vergleich zu reinen Titanzylindern bessere biomechanische Eigenschaften zeigte ([Adell, Hansson et al. 1970, Albrektsson, Brånemark et al. 1981] S.19ff, S.161f). Das Hauptaugenmerk bei der Weiterentwicklung der Implantatsysteme lag auf einer Optimierung der

Osseointegration. Die frühen Erkenntnisse dieses Phänomens wurden an Implantaten mit glatten Titanoberflächen gewonnen ([Adell, Lekholm et al. 1981] S.398f). Im weiteren Verlauf stellte sich jedoch heraus, dass eine angeraute Oberfläche einer glatten im Bezug auf die Einheildauer und Osseointegration, gemessen an der Kontaktfläche zwischen Knochen und Implantat, überlegen ist ([Albrektsson 1981] S.161f). Von wem die Idee der Mikrostrukturierung geboren wurde, ist im Nachhinein nicht mehr auszumachen. Diese stellt jedoch ein Verfahren dar, welches die Oberfläche der Titanimplantate signifikant vergrößern und somit eine Einheilung optimieren soll.

Basierend auf diesen Beobachtungen sind Weiterentwicklungen von Implantatoberflächen Gegenstand vieler wissenschaftlicher Studien.

Implantathersteller demonstrieren häufig diese konditionierten Oberflächen in Werbeprospekten, welche eine erhöhte Attraktivität für die Anlagerung von Fibro- bzw. Osteoblasten ermöglichen sollen (Abbildung 5).

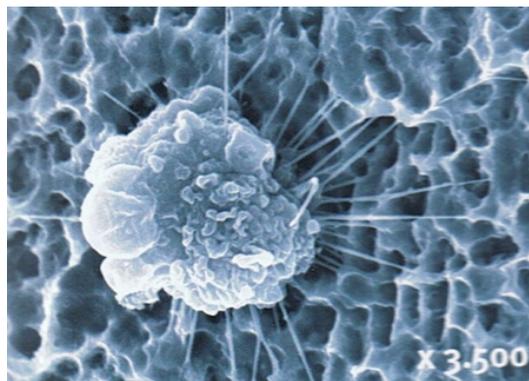


Abbildung 5:

Osteoblast auf Implantatoberfläche

(Quelle: Dentsply GmbH, de Tray Strasse 1, 78467 Konstanz)

Grundsätzlich stellt sich dabei die Frage, ob derartige Oberflächenmodifikationen während des Insertionsvorgangs überhaupt erhalten bleiben.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es daher zu untersuchen, ob und wie sich die Oberfläche fabrikneuer und steriler Implantate durch den Insertionsvorgang in den humanen Knochen verändert.

2. Implantatpropädeutik

Dentale Implantate (lat: *in* „hinein“ und *plantare* „pflanzen“) sind Formkörper, welche als künstliche Zahnwurzeln in den Kieferknochen eingebracht werden und als Träger von Zahnersatz fungieren. Im folgenden Abschnitt soll auf den umgebenden Knochen, das Implantatlager, die Implantatkomponenten, die Einheilung sowie auf die Erfolgskriterien eingegangen werden.

2.1. Knochen

2.1.1. Allgemeines

Knochen ist eine besondere Form des Binde- und Stützgewebes. Seine Aufgabe besteht sowohl in der Stützfunktion des Bewegungsapparates als auch in der Schutzfunktion innerer Organe. Charakteristisch sind die biomechanischen Eigenschaften des Knochens. Trotz seines geringen Gewichtes weist dieses Gewebe eine extrem hohe Zug- und Druckfestigkeit verbunden mit hoher Elastizität auf. Neben der strukturbildenden Funktion hat der Knochen auch metabolische Aufgaben. Durch das Knochenmark ist er zusätzlich zur Hämatopoese befähigt ([Bucher 1977] S.125f).

2.1.2. Knochenformen

In der Osteologie werden verschiedene Arten von Knochen unterschieden (Tabelle 1):

Einteilung	Beispiele
Röhrenknochen (ossa longa)	Humerus, Ulna, Radius, Femur, Tibia, Fibula, Ossa digiti manus
Kurze Knochen (ossa brevia)	Handwurzelknochen
Platte Knochen (ossa plana)	Cranium, Scapula, Sternum, Ossa coxae
Sesambeine (ossa sesamoidea)	Patella
Luftgefüllte Knochen (ossa pneumatica)	Maxilla, Os frontale
Unregelmäßige Knochen (ossa irregularia)	Mandibula, Vertebrae

Tabelle 1: Einteilung der Knochenarten

2.1.3. Feinbau des Knochens

2.1.3.1. Knochenaufbau

Die Knochensubstanz setzt sich aus einer dicken äußeren Schicht, der Kortikalis, und einem inneren, schwammartigen Gerüst, der Spongiosa, zusammen. Sie besteht aus fein vernetzten Knochenbälkchen, in deren Zwischenräumen die Markhöhle liegt. Darin befindet sich das Knochenmark. Das zu Beginn des Lebens existierende rote Knochenmark mit den blutbildenden Zellen wird im Laufe des Alters durch gelbes Fettmark ersetzt. Nur wenige Knochen wie beispielsweise Rippen, Brustbein, Wirbelkörper und Becken enthalten zeitlebens rotes Mark ([Bucher 1977] S.137f).

2.1.3.2. Knochenmatrix

Die Knochenmatrix setzt sich zu etwa 20% aus einer organischen und zu ca. 70% aus einer anorganischen, festen, mineralischen Phase zusammen. Die restlichen ca. 10% bilden Wasser.

Der organische Teil besteht zu ca. 95% aus Kollagen Typ 1 und zu ca. 5% aus Proteoglycanen wie Osteonectin und Osteocalcin.

Der anorganische Teil wird zu ca. 90% aus Hydroxylapatit und zu ca. 10% aus Calciumcarbonatapatit gebildet. Die Knochenzellen, Osteozyten, sind in die Matrix eingebettet.

Dem Knochen liegt eine innere Bindegewebshaut, das Endost an, welche die Oberfläche der Knochenbälkchen und der Markhöhle überzieht.

Außen wird der Knochen von einer gut vaskularisierten und innervierten Bindegewebshaut, dem Periost, ummantelt ([Bucher 1977] S.125ff).

2.1.3.3. Knochenzellen

Osteozyten sind einkernige Zellen, die in einem von Knochenmatrix gebildeten Lakunensystem eingemauert sind und über spezielle Zellausläufer miteinander kommunizieren. Diese, in dem Hohlraumsystem liegende Zellen, werden per Diffusion ernährt. Im Rahmen der Knochenreifung werden die Osteozyten zwiebelschalenartig zu Osteonen angeordnet ([Bucher 1977] S.135ff).

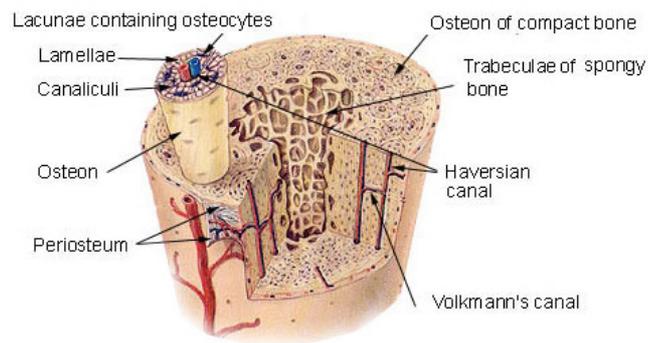


Abbildung 6:

Schematische Darstellung eines Osteons. Zentral stellt sich der Havers'sche Kanal dar u.S.

(Quelle: National Cancer Institute's Surveillance, Epidemiology and End Results (SEER)

Program (<http://training.seer.cancer.gov/index.html>))

In deren Zentrum, dem Haverschen Kanal (Abbildung 6), befinden sich Blutgefäße, über die der Knochen versorgt wird.

Osteoblasten sind die Vorläuferzellen der Osteozyten, diese sind im End- und Periost lokalisiert. Sie lagern sich hautförmig an den Knochen und sondern neue Knochenmatrix, das Osteoid, ab. Durch die Abscheidung mauern sich diese Zellen zunehmend selbst ein. Hierbei verändern sie sich zu einem Verbund nicht mehr teilungsfähiger Osteozyten und liegen als solche dann im Knochen vor.

Eine weitere Zellpopulation stellen die Osteoklasten dar. Es sind mehrkernige Riesenzellen, welche sich aus hämatopoetischen Stammzellen des Knochenmarks entwickeln. Osteoklasten gehören zum mononucleär-phagozytären System. Ihre Aufgabe liegt in der Resorption und damit im Abbau von Knochensubstanz.

Die Osteoklastenaktivität wird vom Parathormon (Aktivierung, Calciumfreisetzung) und Calcitonin (Inaktivierung, Calciumspeicherung) gesteuert. Der Knochen fungiert hierbei als eine Art Puffer zur Regulierung des Calciumhaushaltes ([Silbernagel 1983] S.256f).

2.1.4. Knochenphysiologie

2.1.4.1. Remodelling

Als „Bone Remodelling“ (*remodelling*: engl. umformend) bezeichnet man Umbauprozesse des Knochens zur Anpassung an veränderte Verhältnisse. Dieser Vorgang findet zeitlebens statt und stellt eine Reaktion auf äußere und innere Reize dar ([Wolff 1892] S.101ff). Der Knochenaufbau geschieht wie oben beschrieben durch die Osteoblasten. Der Knochenabbau hingegen ist auf die resorptive Aktivität der Osteoklasten zurückzuführen. Nur durch das Zusammenspiel der Auf- und Abbauprozesse ist eine dynamische Entwicklung der Knochenarchitektur möglich. Dieses Phänomen wird durch viele Faktoren, wie z. B. Hormone, Zytokine oder biomechanische Kräfte, getriggert ([Silbernagel 1983] S.254f).

2.1.5. Knochenqualität

Der Begriff der Knochenqualität wird in der dentalen Implantologie unter mechanischen Gesichtspunkten als das Verhältnis von kompakter Kortikalis zu Spongiosa beschrieben. Knochen mit einer dicken Kompakta und engmaschigem, trabekulärem Gerüst, der folglich eine hohe Dichte aufweist, wird als hochwertig eingestuft. Knochen mit geringer Dichte, einer dünnen Kompakta und weitmaschiger Spongiosa hat dagegen eine niedrigere Qualität.

Im Jahre 1985 führten Lekholm und Zarb ein Klassifikationsschema ein, welches den Kieferknochen anhand seiner Dichte in 4 Gruppen unterteilt ([Lekholm 1985] S.199ff) (Tabelle 2, Abbildung 7).

Klassifizierung der Knochenqualität [nach LEKHOLM und ZARB 1985]		
	Spongiosa	Kompakta
Klasse 1	wenig	überwiegend, homogen
Klasse 2	engmaschig	breit
Klasse 3	engmaschig	dünn
Klasse 4	weitmaschig	dünn

Tabelle 2: Klassifizierung der Knochenqualität nach Lekholm und Zarb [Lekholm 1985]

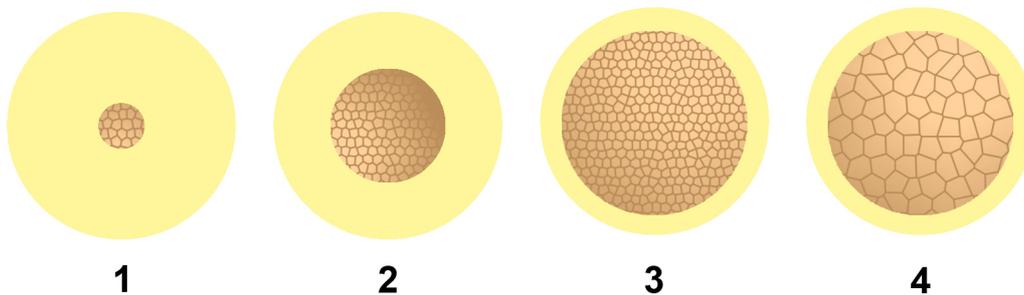


Abbildung 7:

Schematische Darstellung der Knochenqualität nach Lekholm und Zarb [Lekholm 1985]

Eine weitere Klassifikation erfolgte 1990 durch Carl Misch ([Misch 1990] S.28ff). Er erstellte aufgrund der knöchernen Ausgangssituation Richtlinien für die chirurgische Vorgehensweise und die Verankerung enossaler Implantate. Hieraus resultiert eine Unterteilung in D1-D4. Knochen der Qualität D1 ist mit Eichenholz vergleichbar, wohingegen Knochen der Qualität D4 eine Konsistenz von Styropor aufweist. Zudem nahm er an, dass Knochen die Fähigkeit zur funktionellen Anpassung besitzt. Jede dieser Klassen wird hinsichtlich ihrer implantologischen Wertigkeit und Problematik aus praktisch-klinischer Sicht beschrieben (Tabelle 3) ([Spiekermann 1994] S.101).

Klassifikation	D1	D2	D3	D4
Charakteristikum <ul style="list-style-type: none"> • Kompakta • Spongiosa 	dicht	dicht, porös engmaschig	dünn, porös weitmaschig	weitmaschig
Lokalisation	atrophiierte, zahnlose UK- Front	UK-Seiten- zahnbereich OK- Frontzahnbereich	OK posterior UK posterior	OK retromolar
Primärstabilität	gut	gut	eingeschränkt	gering
Implantat-Knochen- Kontaktfläche	groß	groß	klein	klein
Implantatbettauflbereitung	schwierig CAVE: Überhitzung	einfach	schwierig	schwierig
Klinik	oftmals geringe vertikale Knochenhöhe, längere Einheilzeit		-Erhöhung der Implantanzahl -Knochen- kondensation	-Erhöhung der Implantanzahl -Knochen- kondensation

Tabelle 3: Klassifizierung der Knochenqualität nach Misch [Spiekermann 1994]

Eine weitere Modifikation der D1-D4 Klassifikation geschah 2003 durch Engels, der die Knochenqualität anhand der Hounsfield-Einheiten definierte und hiermit die Implantateinheilzeit festlegte (Tabelle 4) ([Engels 2003] S.273ff).

Knochenqualität	Knochendichte [HE]	Implantateinheilzeit [Monate]
D1	1500	3-4
D2	500	4-5
D3	250	4-6
D4	100	6-9

Tabelle 4: Klassifizierung der Knochenqualität in Hounsfield-Einheiten [HE] nach Engels

[Engels 2003]

Mit der Hounsfield-Skala wird in der Computertomographie (CT) die Abschwächung der Röntgenstrahlung im Gewebe beschrieben. Diese Abschwächung wird als Grauwert angegeben. Diese wiederum werden in Hounsfield-Einheiten (HE) gemessen. Daraus entsteht die Darstellung des Graustufenbildes. Jedem Gewebe sind spezifische Werte zugeordnet und somit können pathologische Abweichungen festgemacht werden. Per definitionem ergeben sich die Hounsfieldeinheiten für unterschiedliche Stoffe und Gewebe, die jedoch auf der Normierung der Schwächungskoeffizienten für Luft und Wasser basieren (Tabelle 5) ([Mischkowski, Ritter et al. 2007] S.763ff).

Materie	Hounsfieldeinheiten [HE]
Luft:	-1000 HE (absorbiert nahezu keine Strahlung)
Wasser:	0 HE
Fettgewebe:	-100 HE
Knochen:	500-1500 HE (je nach Dichte)

Tabelle 5: Skala Materie in Hounsfieldeinheiten [HE], [Mischkowski 2007]

Es sind verschiedene Faktoren bekannt, welche zu einer Abnahme der Knochenqualität führen.

Eine hormonelle Osteoblasteninsuffizienz bedingt eine Abnahme der Spongiosadichte. Als fortgeschrittene Form bezeichnet man das Krankheitsbild der Osteoporose. Sie ist durch den signifikanten Abbau der Spongiosadichte gekennzeichnet, was zu einer pathologischen Mikroarchitektur des Knochens führt. Es liegt ein Ungleichgewicht des Remodellings zugunsten der resorptiven Komponente vor. Eine erhöhte Instabilität des Knochens und damit Frakturgefährdung, das gesamte Skelett betreffend, ist die Folge ([Herold 2007]

S.686f). Charakteristisch hierfür sind die zentrifugale Osteolyse, die Erweiterung der Markraumanteile sowie die Reduktion des roten Knochenmarks bei gleichzeitiger Vermehrung von gelbem Fettmark ([Bassetti 1976] S.150ff).

Verschiedene Medikamente beeinflussen den Knochenstoffwechsel. Bisphosphonate werden hauptsächlich für therapeutische Zwecke bei Knochen- und Calciumstoffwechselerkrankungen eingesetzt. Sie haben sich zur Therapie der Osteodystrophia deformans und der tumorassoziierten Hypercalzämie aber auch bei Osteoporose postmenopausaler Frauen bewährt. Darüber hinaus finden sie Einsatz bei der Behandlung von Knochenmetastasen, Fibröser Dysplasie und Morbus Paget. Durch die besonders hohe Affinität zum Hydroxylapatit des Knochens werden Bisphosphonate aus dem systemischen Blutkreislauf entfernt und reichern sich bis zu 50% im Knochen, insbesondere in Regionen mit hoher Osteoklastenaktivität an. Etwa 30-50% der resorbierten Menge wird dort gespeichert und hat eine Halbwertszeit von mehreren Jahren. Bei der Resorption wird das direkt am Abbauort gebundene Bisphosphonat in hohen Mengen lokal freigesetzt. Die Osteoklasten nehmen den Wirkstoff beim Knochenabbau verstärkt im Zellinneren auf ([Karov 2006] S.665f).

Im Kieferknochen spielt diese Medikamentengruppe eine besondere Rolle. Im Zusammenhang mit der Einnahme stehen die sogenannten bisphosphonat-assoziierten Kiefernekrosen (engl. bisphosphonate-associated osteonecrosis of the jaw, kurz BONJ). Im Jahr 2001 wurden erstmals Patienten mit auffälligen Symptomen an die FDA (Food and Drug Administration; Arzneimittelzulassungsbehörde der USA) gemeldet ([Ruggiero 2009] S.15f). Im Jahr 2003 publizierten Marx et al., Wang et al. und Migliorati et al. erste Fälle von bisphosphonat-assoziierten Osteonekrosen der Maxilla und Mandibula ([Marx 2003] S.1151f), ([Migliorati 2003] S.4253), ([Wang, Goodger et al. 2003] S.1105f). Sie ist

durch freiliegenden Kieferknochen ohne Heilungstendenz über einen Zeitraum von mindestens acht Wochen bei laufender oder stattgehabter Bisphosphonateinnahme und einer negativen Bestrahlungsanamnese im Kopf-Hals-Bereich definiert (Abbildung 8) ([Advisory Task Force on Bisphosphonate-Related Osteonecrosis of the Jaws and Maxillofacial 2007] S.373). Klinisch stellt sich dieses Krankheitsbild von asymptomatisch bis hin zu massiven Schmerzen mit Verlust der Sensibilität, meist des Nervus alveolaris inferior (Vincent'sches Zeichen) dar. Zu dem Leitsymptom des freiliegenden Knochens können eine Vielzahl von zusätzlichen Beschwerden auftreten wie Schmerzen, Entzündungen, Abszesse, Foetor ex ore, Fisteln, Weichteilschwellungen, Zahnlockerungen bis hin zu pathologischen Kieferfrakturen ([Otto, Schreyer et al. 2012] S.306). Das grundsätzliche Problem dieser Erkrankung besteht in der Progressionsneigung. Das spezifische Nebenwirkungsprofil steht in Abhängigkeit von der Darreichungsform (oral vs. intravenös). Die BONJ hat sich zu einem ernsthaften medizinischen Problem entwickelt, insbesondere bei Patienten, die aufgrund einer Tumorerkrankung stickstoffhaltige Derivate intravenös verabreicht bekommen ([Otto, Pautke et al. 2010] S.2841). Auch wenn spontan auftretende de novo BONJs beschrieben sind, so gelten in der Regel zahnärztliche oder kieferchirurgische Eingriffe als Auslöser. Das betroffene Areal kann sich von einer schlecht heilenden Extraktionsalveole bis hin zur kompletten Nekrose des Kiefers erstrecken. Dies konnte auch am Tiermodell gezeigt werden ([Pautke, Kreutzer et al. 2012] S.592f). Der genaue Mechanismus ist zum gegenwärtigen Zeitpunkt noch unklar. Es wird angenommen, dass es durch die reduzierte osteoklastäre und osteoblastäre Aktivität nicht nur zu einer reduzierten Osteolyserate kommt, sondern dass die Osteoblastendepression zu einer Regenerationunfähigkeit des Knochens führt.



Abbildung 8:

Klinisches Bild einer bisphosphonat-assoziierten Kiefernekrose am Unterkiefer

(Quelle: PD Dr. Dr. C. Pautke)



Abbildung 9:

Klinisches Bild einer Osteoradionekrose des Unterkiefers

(Quelle: PD Dr. Dr. C. Pautke)

Einen weiteren Risikofaktor für die Minderung der Knochenqualität stellt eine lokale Strahlentherapie dar. Sowohl die Osteoblasten als auch die Blutgefäße des Knochens und dessen kollagenes Gerüst können durch ionisierende Strahlung ab einer Energiedosis von etwa 40 Gray so stark geschädigt werden, dass die Gefahr einer Osteoradionekrose besteht. Es wird diskutiert, dass mikrovaskuläre Thromben, die durch Zerstörung des Endothels und Entzündungsprozesse hervorgerufen werden, zu dieser Knochen- und Gewebenekrose führen ([Madrid, Abarca et al. 2010] S.471) (Abbildung 9).

Potentiell gefährdet sind die Skelettanteile, die im Strahlenfeld liegen. Bei Tumoren im Kopf-Hals-Bereich sind hauptsächlich Mandibula und Maxilla betroffen.

Sowohl die bisphosphonat-assoziierte Kieferknochennekrose als auch die Osteoradionekrose zeigen das identische klinische Bild und sind daher nur anamnestisch eruierbar (Abbildung 8, Abbildung 9).

Neben hormonellen, medikamentösen und physikalischen Einflüssen führen unphysiologische Belastungen zu einem Knochenabbau. Eine fehlende Krafteinleitung in den Knochen induziert eine Inaktivitätsatrophie.

2.1.6. Besonderheiten des Kieferknochens

Eine weitere Ursache für eine Abnahme der Knochenqualität können traumatische Ereignisse wie beispielsweise Zahnextraktionen sein.

Durch osteoklastische Umbauvorgänge kommt es vor allem in den ersten 3 Monaten nach Zahnextraktion zur Resorption des Kieferkamms. Nach weiteren 3 Monaten reduzieren sich die Resorptionsraten deutlich und nach 2 Jahren post extractionem stagniert der Knochenabbau ([Hansson und Halldin 2012] S. 2ff) (Abbildung 10).

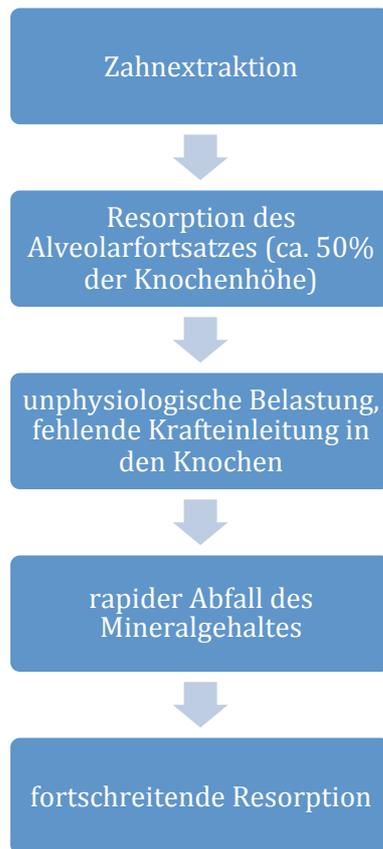


Abbildung 10:

Prozess der Kieferkamatrophie nach Zahnextraktion

(in Anlehnung an [Hansson 2012])

Im Unterkiefer ist die Resorptionsrate drei- bis viermal größer als im Oberkiefer, dabei ist diese in der Front stärker ausgeprägt als im Seitenzahnbereich. Zudem existiert eine physiologische, altersbedingte Höhenabnahme, welche bei etwa 0,2 mm pro Jahr liegt ([Tallgren 2003] S.429).

Aufgrund der unterschiedlich ausgeprägten kortikalen Anteile in Maxilla und Mandibula gibt es verschieden verlaufende Resorptionsmuster. Die zentrifugal verlaufende Unterkieferatrophie steht den zentripetalen Umbauprozessen des Oberkiefers gegenüber und führt zu einer Verschiebung der intermaxillären Relation ([Härle 1989] S.12f).

Die Veränderungen des Alveolarknochens zeigen in allen Stadien charakteristische Formen und wurden von Lekholm und Zarb 1985 eingeteilt [Lekholm 1985]. Hierbei werden fünf Atrophiegrade für den zahnlosen Ober- und Unterkiefer unterschieden (Tabelle 6, Abbildung 11).

Grad	Kennzeichen
A	Fast vollständiger Alveolarkamm
B	Geringfügige Resorption des Alveolarkamms
C	Fortgeschrittene Resorption des Alveolarkamms bis zum Basalbogen
D	Beginnende Resorption des Basalbogens
E	Extreme Resorption des Basalbogens

Tabelle 6:

Einteilung der Atrophiegrade nach Lekholm und Zarb 1985 [Lekholm 1985]

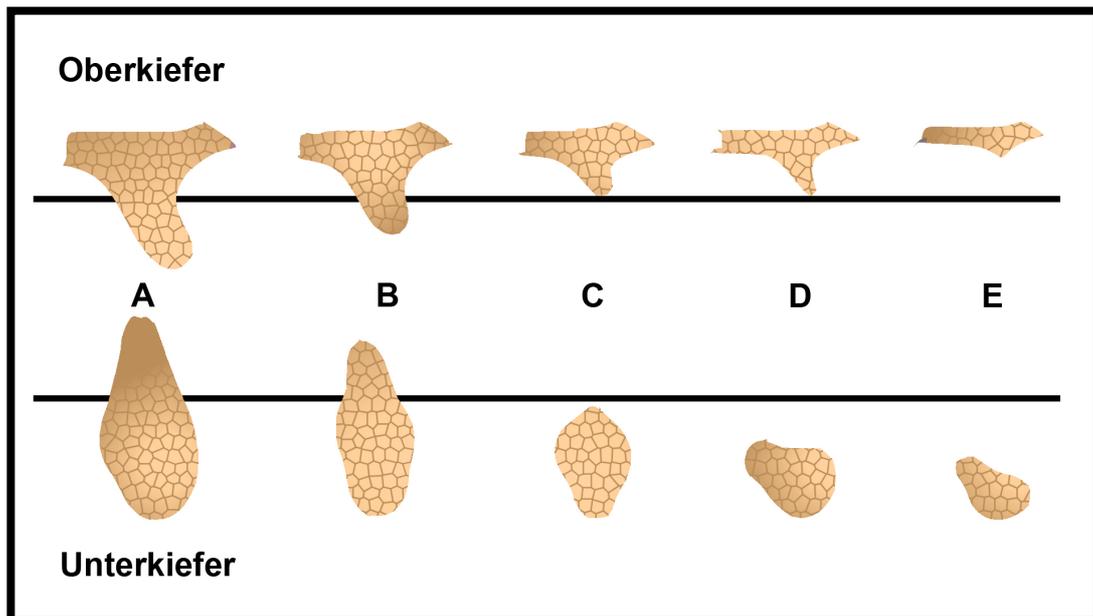


Abbildung 11:

Einteilung der Resorptionen im Ober- und Unterkiefer nach Lekholm & Zarb [Lekholm 1985]

2.2. Dentale Implantologie

2.2.1. Einteilung der Implantate

Inzwischen gibt es auf dem Markt eine unüberschaubare Vielzahl von Implantatsystemen mit unterschiedlichsten Implantatdesigns. Dennoch ist eine Einteilung nach gewissen Kriterien möglich. Dentale Implantate lassen sich nach ihrem Material, ihrer Form, der Art der Einheilung sowie ihrer Oberflächenbeschaffenheit zusammenfassen.

2.2.1.1. Implantatlokalisierung

Anhand der Lagebeziehung zum Knochen können fünf Formen unterschieden werden (Tabelle 7). Heute finden überwiegend enossale Implantate Anwendung.

transdentale Implantate
submucöse Implantate
subperiostale Implantate
enossale Implantate
Mischformen

Tabelle 7:

Implantattypen nach Lagebeziehung zum Knochen [Spiekermann 1994]

2.2.1.2. Implantatformen

Unter den enossal verankerten Implantaten können verschiedene Designs unterschieden werden (Tabelle 8). Heute finden überwiegend Schraubenimplantate Anwendung.

Blattimplantat
Nadelimplantat
Zylinderimplantat
Schraubenimplantat

Tabelle 8:

Implantatformen [Spiekermann 1994]

Als Grundformen der heute gängigen Implantatsysteme zählen der zylindrische und konische Typ, sowie das konische Stufenimplantat (Abbildung 12).

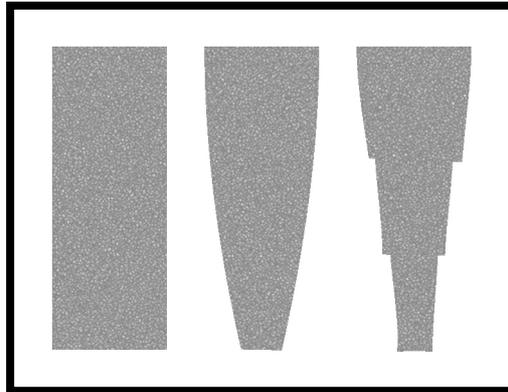


Abbildung 12:

Schematische Grundformen (grau) der gängigen Implantatsysteme
a) zylindrisches Implantat b) konisches Implantat c) Stufenimplantat

2.2.1.3. Implantataufbau

Ein dentales Implantat besteht aus einer enossalen Basis und einem prothetischen Retentionselement (Abutment). Bei den Implantaten selbst unterscheidet man zwischen einteiligen und zweiteiligen Modellen (Abbildung 13). Bei einteiligen Implantaten bestehen die Basis und das Retentionselement aus einem Stück (Abbildung 14).

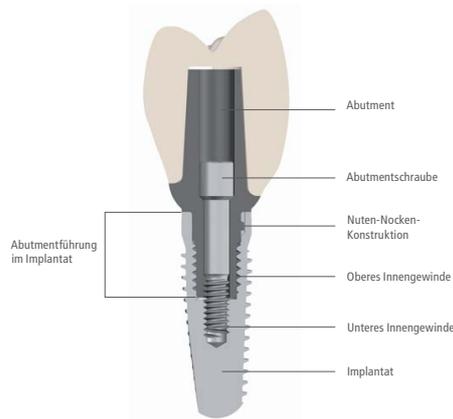


Abbildung 13:

Darstellung eines zweiphasigen endossalen Implantates mit Prothetikaufbau (Quelle: Camlog Prospekt Seite 11, CAMLOG Biotechnologies GmbH, Hausinger Strasse 4, D-40764 Langenfeld)



Abbildung 14:

Ledermann-Schrauben ([Brinkmann 1999] S.95)

Bei zweiteiligen Implantaten lässt sich das Abutment nach der Freilegung auf die Implantatbasis aufschrauben. Heute werden überwiegend zweiteilige Implantate verwendet (Tabelle 9).

	Einteiliges System	Zweiteiliges System
Prothetischer Aufbau	integriertes Abutment	aufgeschraubtes Abutment
Einheilung	Offen	Geschlossen/offen
Ossäre Heilung	keine Belastungsfreiheit während der Einheilphase	Belastungsfreiheit während der Einheilphase
Indikation	Sofortbelastung	Einheilzeit 3-6 Monate
Vorteil	Sofortversorgung möglich, ein operativer Eingriff	sichere Einheilphase
Nachteil	unsichere Einheilung	zusätzlicher operativer Eingriff der Freilegung, Wartezeit bis zur prothetischen Versorgung
Kontraindikation	Augmentation	evtl. Sofortversorgung

Tabelle 9: Gegenüberstellung der Implantatspezifikationen

2.2.1.4. Implantatmaterialien

Als Grundvoraussetzung muss die Sicherung einer lokalen und systemischen Verträglichkeit des Implantatmaterials gesehen werden. Sie dürfen weder toxische, allergene, kanzerogene noch strahlungsbedingte Reaktionen auslösen. In der dentalen Implantologie sind vor allem die biologische Kompatibilität, Funktionalität und Praktikabilität von Bedeutung. Es sollte eine physiologische Gewebereaktion stattfinden. Sowohl Korrosion, Löslichkeit oder Resorption des implantierten Materials müssen vermieden werden, da sie zu sekundären Veränderungen im Organismus führen können. Die intraoral hohen mechanischen Belastungen erfordern hohe Festigkeitseigenschaften wie Druck-, Biege-, und Zugfestigkeiten. Biomaterialien werden in autogene, allogene und xenogene Materialien mit biologischer Herkunft und in alloplastische Materialien anorganischen Ursprungs eingeteilt (Tabelle 10).

Kategorie	Herkunft	Beispiele
Autogen	vom selben Organismus	Knochentransplantate, Transplantation retinierter Zähne
Allogen	von einem Individuum der gleichen Spezies	Lebendtransplantation von Organen
Xenogen	von einem Individuum anderer Spezies	boviner Knochen, Gelatine, Kollagen
Alloplastisch	Fremdmaterial	Metalle, Keramiken, Kunststoffe

Tabelle 10: Einteilung von Materialeinteilung [Spiekermann 1994]

Die Biomaterialien lassen sich zudem nach der Art der Einheilung unterteilen (Tabelle 11).

Kategorie	Osteogeneseart	Erklärung
biotoleriert	Distanzosteogenese	bindegewebige Trennschicht durch die Wechselwirkung des Knochens mit toxischen Metallionen
bioinert	Kontaktosteogenese	keine Reaktion mit dem umgebenden Gewebe aufgrund fehlender Ionenabgabe
bioreaktiv	Verbundosteogenese	physikochemischer Verbund

Tabelle 11: Einteilung der Werkstoffe nach ihrer Biokompatibilität [Spiekermann 1994]

Enossale Implantate werden ausschließlich aus alloplastischen Materialien wie Metall oder Keramik hergestellt. Dies sind heutzutage Titan und Zirkonoxidkeramiken. Materialien wie Kunststoffe oder Stahllegierungen haben derzeit keine Bedeutung in der dentalen Implantologie.

2.2.1.4.1. Titan

Titan ist ein chemisches Element, welches sich im Periodensystem unter der Ordnungszahl 22 befindet. Das Metall ist leicht, fest, dehnbar, korrosions- und temperaturbeständig. Es ist biologisch neutral und löst keine Abwehrreaktionen aus.

Titan wird in der Implantologie entweder als Reintitan (99,75%) oder als Legierung in Verbindung mit Aluminium und Vanadium (90% Ti, 6% Al, 4% V) verwendet. Meist wird unlegiertes Titan grade 4 benützt. Der Grad 4 bezeichnet eine Materialvariante mit erhöhtem Sauerstoff-Eisen-Gehalt. Diese im Grundmaterial gelösten Elemente bestimmen im wesentlichen die mechanischen Eigenschaften ([ThyssenKrupp] 2013 S.1).

Titan ist das viert sauerstoffaffinste Metall, das sich in korrosiven Medien sehr rasch passiviert. Darunter ist zu verstehen, dass sich auf der Oberfläche in Verbindung mit Luft oder Wasser spontan eine Oxidschicht bildet, welche zu den resistantesten Stoffen der mineralischen Welt gehört ([Kasemo 1983] S.832). Das unedle Metall wird so durch die passive Titanoxiddeckschicht (TiO_2) geschützt und verhindert einen direkten Kontakt zwischen Metall und umgebenden Medium. Sie macht das Metall gegen die Zersetzung durch Säuren inert, was eine Voraussetzung für eine gute Biokompatibilität ist ([Spiekermann 1994] S.16), ([Wataha 1996] S.81) (Abbildung 15).

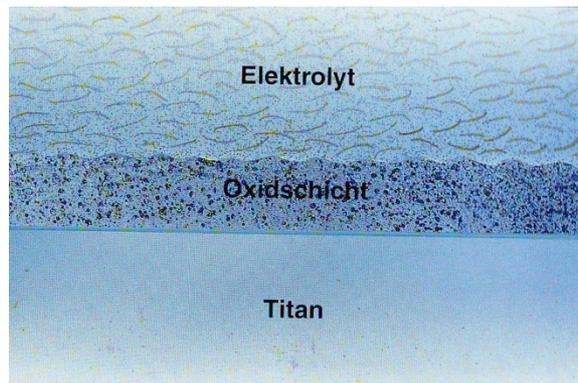


Abbildung 15:

Schematische Darstellung der Oxidschicht einer Titanoberfläche von 50-2000Å

[Spiekermann 1994]

2.2.1.4.2. Zirkonoxidkeramiken

Neben Titan finden auch Hochleistungskeramiken Anwendung. Keramiken sind aus anorganischen, nicht-metallischen Ausgangssubstanzen durch Temperaturbehandlung (Sinterung) erstellte Festkörper. In der dentalen Implantologie kommen aufgrund der notwendigen mechanischen Anforderungen vor allem Zirkonoxidkeramiken zum Einsatz. Sie zeigen in dieser Stoffgruppe die besten Festigkeitswerte.

Die mechanischen Eigenschaften sind stark von der Verarbeitung und der chemischen Zusammensetzung beeinflusst. Zusätze wie Calciumoxid (CaO), Magnesiumoxid (MgO) oder Yttriumoxid (Y_2O_3) machen den keramischen Werkstoff thermisch und mechanisch belastbarer.

Keramiken zeichnen sich durch eine extrem hohe Druckfestigkeit aus, die über den Werten der Metalle liegt. Allerdings weisen sie nur sehr geringe Biege- und Zugfestigkeiten auf ([Spiekermann 1994] S.22). Aus dieser Tatsache resultiert eine erhöhte Frakturgefahr, die den Einsatz als gleichwertige Option zur Titanschraube limitiert. Um diese zu minimieren, sollten Keramikimplantate mindestens einen Durchmesser von 3 mm haben ([Gahlert, Gudehus et al. 2007] S.666).

Keramikimplantate werden wegen ihres zahnfarbenen Aussehens hauptsächlich im ästhetisch sichtbaren Bereich verwendet (Abbildung 16).



Abbildung 16:

zweiseitiges Keramikimplantat

(Quelle: Fa. Ceramed GmbH, Adam-Krafft-Strasse 4, D-94315 Straubing)

2.2.1.5. Implantatoberflächen

Die verschiedenen Implantatsysteme weisen unterschiedliche Oberflächenmodifikationen auf, die zum einen die Oberfläche des Implantats vergrößern und zum anderen einen osteokonduktiven Effekt haben sollen. Darunter wird die Fähigkeit verstanden, als Leitstruktur für das anschließende Knochenwachstum zu dienen. Beide Eigenschaften sollen die Erhöhung des Implantat-Knochenkontakts und damit eine Stabilitätssteigerung bewirken ([Buser, Schenk et al. 1991] S.895).

Die Erzeugung des Oberflächenreliefs wird grob in additive und subtraktive Techniken unterschieden.

2.2.1.5.1. Additive Verfahren

Unter den additiven (additivum, lat: „das Aufgetragene“) Techniken versteht man auftragende Oberflächenmodifikationen wie Beschichtungen mit Titanplasma oder Hydroxylapatit. Bei der Titanplasmabeschichtung wird Titanpulver aufgeschmolzen

und anschließend mit großem Druck auf die zuvor durch Abstrahlung aufgeraute Oberfläche aufgebracht. Durch Abkühlung erstarrt das Pulver auf dem Implantat und bildet ein dreidimensionales Mikrorelief mit 1-4 µm großen Lumina ([Scacchi 2000] S.8).

Ähnlich funktioniert die Beschichtung mit Hydroxylapatit. Dieses wird durch Aufsinterung in einem Tauchbad aufgetragen und vergrößert die Implantatoberfläche in gleichem Maße wie das zuvor beschriebene Verfahren.

Diese beiden Beschichtungsmethoden konnten sich in alleiniger Anwendung aufgrund der Instabilität und des vorzeitigen Ablösens der Schicht nicht durchsetzen ([Spiekermann 1994] S.24).

2.2.1.5.2. Subtraktive Verfahren

Subtraktive (subtraktivum, lat: „das Abgetragene“), dementsprechend abtragende Oberflächenmodifikationen, setzten sich hingegen durch. Hier kann durch Sandstrahlung, Säureätzung oder Laserbehandlungen ein spezielles Mikrorelief erzeugt werden. Diese Techniken können untereinander auch kombiniert werden, wobei auf der Implantatoberfläche zuerst durch Sandstrahlverfahren eine Rauheit erzeugt wird und anschließend durch Säureätzung zusätzliche elektronenmikroskopisch erkennbare Mikroporen geschaffen werden.

Wesentliche Vorteile scheinen darin zu bestehen, dass im Vergleich zur additiven Methode verfahrenstechnisch bedingte Verunreinigungen vermieden werden können und dass während der Implantatinsertion die Gefahr der Ablösung von Titanpartikel minimiert werden soll ([Spiekermann 1994] S.20).

Im Fokus dieser Studie steht die SLA-Oberfläche von Titanimplantaten der Firma Straumann, die ein Kombinationsverfahren der Oberflächenbearbeitung darstellt.

2.2.1.5.3. SLA Oberfläche

Diese wurde 1991 von Buser und Mitarbeitern entwickelt und steht für „**S**and-blasted, **L**arge grit, **A**cid etched“ (grob sandgestrahlt, säuregeätzt) ([Buser 1991] S.891).

Diese Oberfläche entsteht zunächst durch grobes Sandstrahlen mit Korundpartikeln, durch welche die Makrorauheit der Titanoberfläche erreicht wird. Das anschließende starke Säurebad aus HCL und H₂SO₄ lässt die 2-4µm großen Einziehungen auf der sandgestrahlten Oberfläche entstehen.

Die Gesamtoberfläche einer SLA-Schraube beträgt laut Firmenangaben 136 mm², wobei der Nenndurchmesser mit einer Größe von 2,8 mm und der Kerndurchmesser von 3,3 mm angegeben werden (Persönliche Mitteilung Fa. Straumann GmbH, Jechtinger Strasse 9, D-79111 Freiburg [Vollmer 2008]).

Die Oberflächenbeschaffenheit besteht aus Granula und Vertiefungen, welche in der Makrorauheit eine Größenordnung von 20-40µm und in der Mikrorauheit eine von 2-4 µm aufweisen ([Gahlert 2007] S.664) (Abbildung 17)

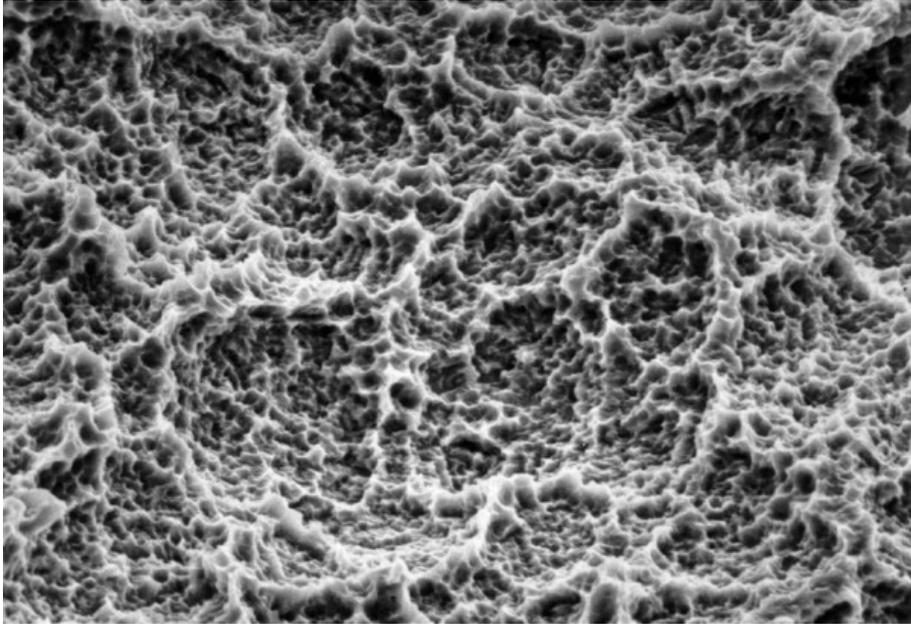


Abbildung 17:

REM Aufnahme der SLA Oberfläche ohne Maßstabsangabe

(Quelle: Homepage Fa. Straumann Dental GmbH, Jechtinger Strasse 9. 79111 Freiburg)

2.2.1.5.4. Laserstrukturierung

Hierbei wird die Oberfläche des Implantats mit einem Laser, beispielsweise eines Excimer-Lasers mit einer Wellenlänge von $\lambda = 248$ nm bearbeitet. Durch bestimmte Angulation der Implantatoberfläche zum Laser ist es möglich, Rauheiten zu erzielen. Diese Technologie lässt im Gegensatz zu der willkürlich gestalteten Oberfläche bei der Sandstrahlung gezielte Mikrostrukturierungen entstehen (Abbildung 18) ([Spiekermann 1994] S.21.)

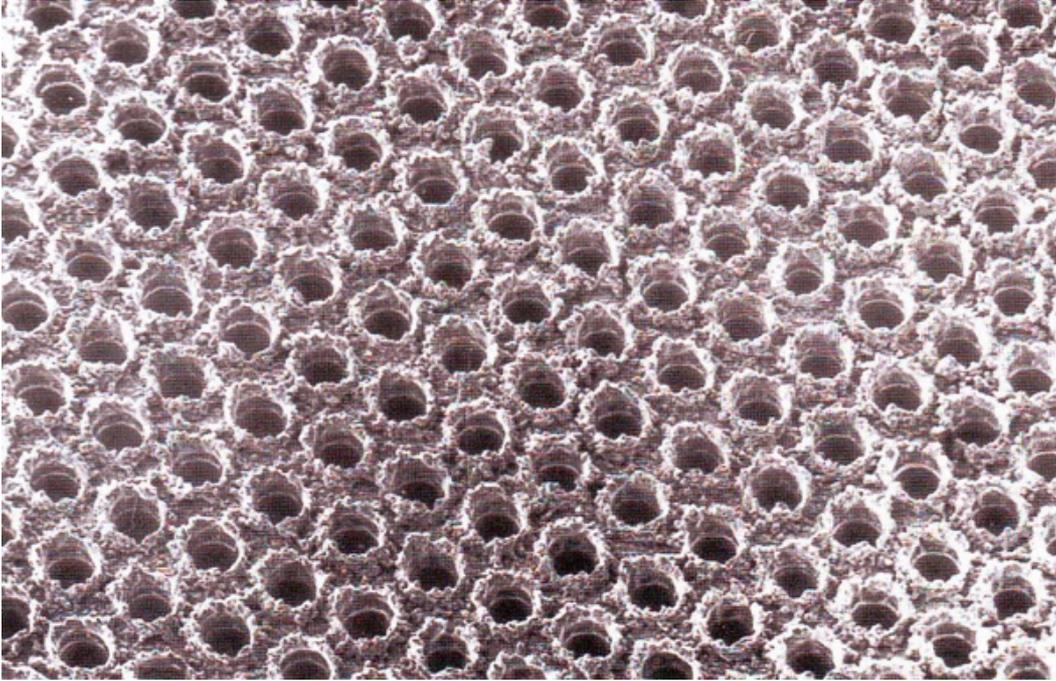


Abbildung 18:

Laserstrukturierung [Spiekermann 1994]

Neben diesen oben aufgeführten Verfahren existieren zahlreiche Versuche, Implantatoberflächen weiter zu optimieren. Zum Beispiel wird das Bränemark-Implantat anodisch oxidiert, wodurch ebenfalls eine Oberfläche mittlerer Rauheit (bei Nobel Biocare als TiUnite bezeichnet) entsteht.

2.2.1.6. Systemkomponenten

Das in der vorliegenden Arbeit verwendete zweiteilige System der Firma Straumann GmbH (Jechtinger Str. 9, D-79111 Freiburg) besteht wie die meisten gängigen Implantatsysteme aus folgenden Komponenten, d.h. einem zylindrisch geformten Titankörper mit einem Außengewinde, den Prothetikkomponenten und einer speziell vorgegebenen Bohrerabfolge mit zunehmendem Durchmesser zur Aufbereitung der Knochenkavität (Abbildung 19).

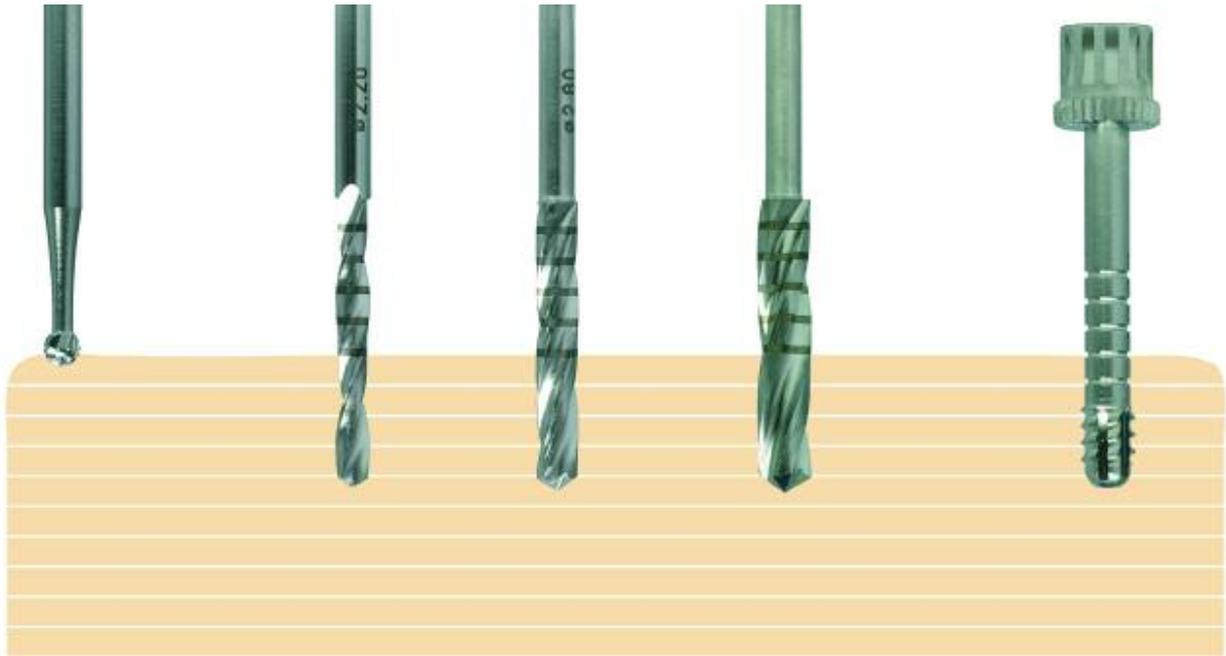


Abbildung 19:

**Systematische Darstellung zur chirurgischen Aufbereitung der Knochenkavität (Quelle:
Produktkatalog Oktagon, Seite 10, DRS International GmbH, Hausinger Strasse 4,
D-40764 Langenfeld)**

2.2.1.7. Straumann® Standard Implantat

Das Straumann® Standard Implantat hat einen tulpenförmig erweiterten Cervixbereich, der maschinert ist. Makroskopisch stellt sich dieses Areal glatt dar. Der gewindetragende Teil ist bis zum Apex aufgeraut. Der raue Teil besitzt eine SLA Oberfläche.

Der Implantatkörper verfügt über Windungen mit entsprechenden Gewindegängen, welche fast bis zur Apexregion reichen. Wie die Abbildung zeigt, ist der Körper der Schraube zylindrisch gestaltet, der Apex hingegen konisch geformt (Abbildung 20).

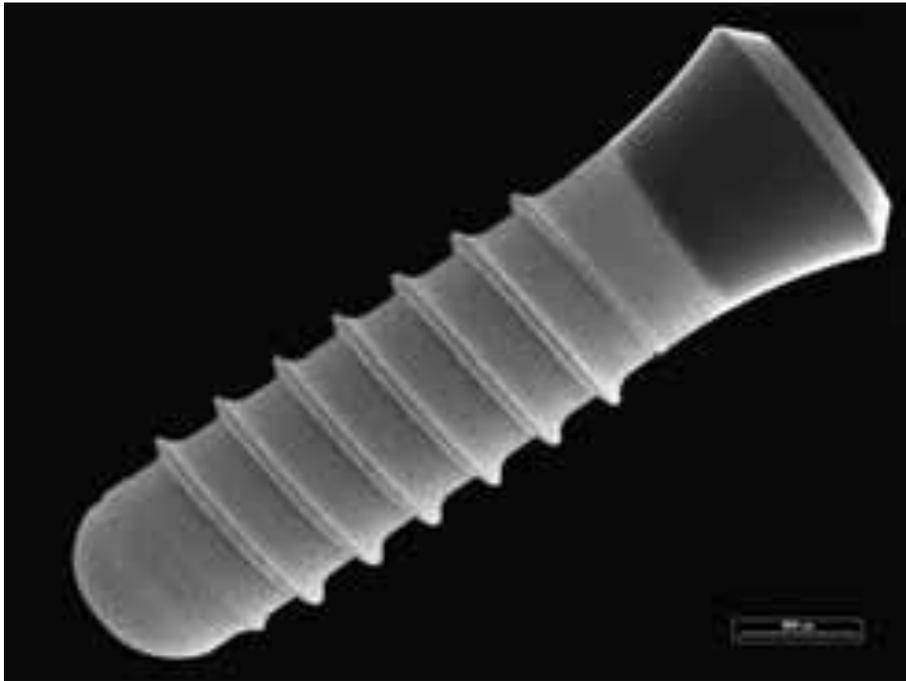


Abbildung 20:

Straumann® Standard Implantat RN

(Quelle: Straumann GmbH, Jechtinger Strasse 9, D-79111 Freiburg)

2.2.1.8. Operatives Vorgehen

Präoperativ muss zunächst eine genaue klinische und radiologische Prüfung der Ausgangssituation, insbesondere der Knochenverhältnisse, durchgeführt werden.

Im ersten operativen Schritt wird die keratinisierte Mukosa abgelöst und damit der Knochen deperiostiert. Dadurch kann das geplante Implantationsareal dargestellt werden. Nun wird mit einem Rosenbohrer der crestale Knochen aplaniert und gleichzeitig angekörnt (Abbildung 21 a,b). Anschließend wird mit den systemspezifischen Bohrern das Implantatlager angelegt (Abbildung 21 c, d). Wegen der Bohrergeometrie ist die Kavität etwas länger als die spätere Schraube. Dieses Phänomen wird als „apikaler Bohrerüberstand“ bezeichnet (Abbildung 22).

Dies kann bei enger Nachbarschaft zu anatomisch relevanten Strukturen wie des Nervus alveolaris inferior oder des Sinus maxillaris von Bedeutung sein.

Bei manchen Systemen wird die Implantatkavität mit einem formkongruenten Gewindeschneider zusätzlich aufbereitet (Abbildung 21 e).

Nach der Aufbereitung und der Schaffung des Lagers wird in einem zweiten Schritt die Implantatschraube inseriert. Dies kann sowohl manuell als auch durch einen Motor mit jeweils definiertem Drehmoment von 35-50 N/cm erfolgen (Abbildung 21 f). Das Ziel sollte immer eine Primärstabilität sein. Darunter versteht man die sofortige feste Verankerung des Implantats im Knochen.

Darauf ist besonders bei einteiligen Systemen zu achten, da hier postoperativ sofort Kaukräfte auf das Implantat wirken.

Bei zweiphasigen Systemen wird das Operationsgebiet für Wochen bis Monate seiner Einheilung ohne mechanischer Belastung überlassen.

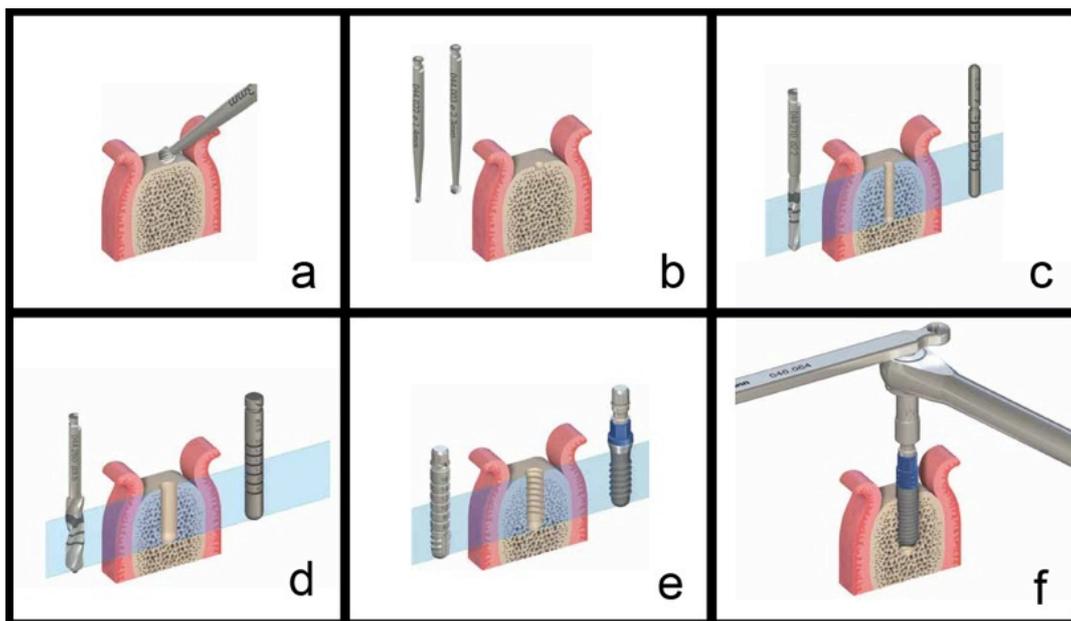


Abbildung 21:

Operatives Vorgehen bei einer Implantation (a-e) (Quelle Produktkatalog Basisinformationen zum chirurgischen Vorgehen, Seite 18, Institut Straumann AG, Peter-Merian-Weg 12, CH-4002 Basel)

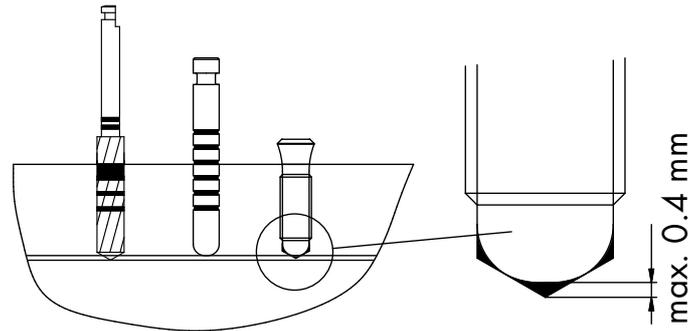


Abbildung 22:

Darstellung des apicalen Bohrerüberstands (Quelle: Produktkatalog Basisinformationen zum chirurgischen Vorgehen, Seite 18, Institut Straumann AG, Peter-Merian-Weg 12, CH-4002 Basel)

2.2.1.9. Art der Einheilung

Man unterscheidet zwischen einer geschlossenen und offenen Form.

Die geschlossene bzw. subgingivale Einheilung setzt eine zweizeitige operative Vorgehensweise voraus. Der bei der Freilegung des Knochens präparierte Mucoperiostlappen wird über das inserierte Implantat gezogen und speicheldicht vernäht (Abbildung 23). Drei bis sechs Monate nach der Insertion, abhängig von der Knochenqualität und -quantität, ist ein zweiter operativer Eingriff zur Freilegung der Schraube notwendig. Bei diesem Vorgehen kann eine Einheilung in mechanischer Ruhe gewährleistet werden.

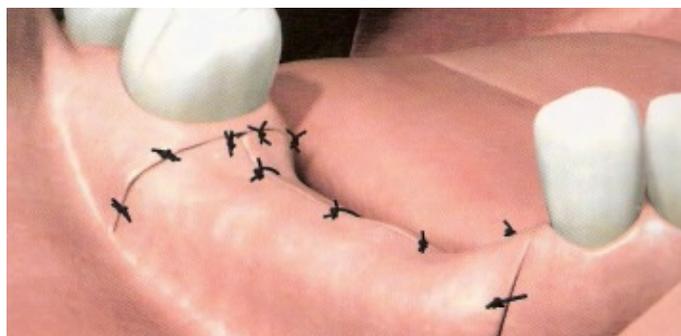


Abbildung 23:

Schematische Darstellung einer geschlossenen Einheilung (Quelle: Astratech GmbH)

Bei der offenen Variante ragt die Verschlusschraube unmittelbar nach der Insertion aus der Schleimhaut heraus (Abbildung 24). Es handelt sich hierbei um ein System, welches einen Zweiteingriff zur Freilegung vermeidet, allerdings keine Belastungsfreiheit während der Einheilphase gewährleistet. Indikationen für diese Form können einteilige Implantatsysteme und die prothetische Sofortversorgung sein.

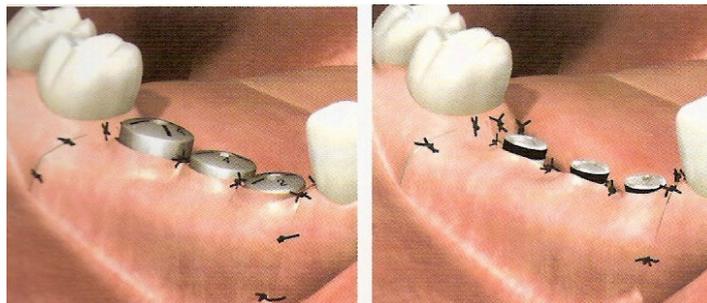


Abbildung 24:

Darstellung einer offenen Einheilung (Quelle: Astratech GmbH)

2.2.2. Osseointegration

Unter dem Begriff der Osseointegration versteht man „einen im lichtmikroskopischen Bereich sichtbaren, direkten, funktionellen und strukturellen Verbund zwischen dem organisierten, lebenden Knochengewebe und der Oberfläche eines belasteten Implantats“ ([Brånemark 1969] S.81ff).

In verschiedenen tierexperimentellen Studien konnte Brånemark zeigen, dass inserierte Titanimplantate einen festen Verbund mit dem umgebenden Knochen eingehen und prägte hierfür den Begriff der Osseointegration. Eine Hypothese für dieses Phänomen ist die Anlagerung von Proteoglycanen und Glucosaminoglycanen an der Implantatoberfläche. Ein sich daran haftendes filamentöses Netzwerk stellt den Verbund zum Knochen her.

Die Grundlage einer erfolgreichen Osseointegration ist somit ein ausreichender Implantat-Knochen-Kontakt (Bone-Implant-Contact, BIC) ohne Einlagerung nicht knöcherner oder bindegewebiger Strukturen ([Brånemark 1969] S.81ff), ([Albrektsson 1981] S.157f). Man kann den Anteil der Implantatoberfläche, die dem mineralisierten Knochen direkt anliegt, prozentual messen ([Trisi, Lazzara et al. 2002] S.537f).

2.2.3. Erfolgskriterien der Einheilung

Eine Aussage über den Erfolg bzw. Misserfolg einer implantologischen Therapie kann anhand verschiedener Kriterien erfolgen.

In der präimplantologischen Phase müssen einige Indikationen und Kontraindikationen beachtet werden.

Bei einer optimalen Ausgangssituation erfüllt der Patient folgende Kriterien ([Spiekermann 1994] S.6ff): gesunder Allgemeinzustand, intraorale Situation, normale und ungestörte Wundheilung, abgeschlossenes Kieferwachstum, ausreichendes Knochenangebot sowie die patientenseitige Akzeptanz des Restrisikos jeglicher Implantatversorgung.

Ein optimaler Heilungserfolg ist nach Jacobsson von folgenden Faktoren abhängig ([Jacobsson 1988] S. 165f): der Biokompatibilität des Implantatmaterials, der makro- und mikroskopischen Struktur der Implantatoberfläche, optimalen Bedingungen im Implantatbett (Blutzirkulation, keine Infektion), minimal traumatisierender Chirurgie, keinerlei Belastung während des Heilungsprozesses sowie der Gestaltung der Prothetik und der Langzeitbelastung.

Albrektsson führte 1986 ein bis heute gültiges System für eine erfolgreiche Implantation ein (Tabelle 12) ([Albrektsson 2008] S.34). Eine exaktere Graduierung

der Erfolgskriterien wurde von der ICOI 2008 inauguriert (Tabelle 13) ([Misch, Perel et al. 2008] S.10).

Implantaterfolgskriterien nach Albrektsson et al. 1986	
-	Lockerungsgrad 0
-	Keine periimplantäre Radioluzenz
-	Implantat in Situ
-	Keine Zeichen einer Infektion
-	Keine Verletzung von Nerven
-	Vertikales Knochenabbau < 0,2 mm/Jahr nach dem 1.Jahr postoperativ

Tabelle 12:

Implantaterfolgskriterien nach Albrektsson [Albrektsson 2008]

Qualitätsstaffelung für Implantate	Klinische Bedingungen
I. Erfolg (optimaler Gesundheitszustand)	<ul style="list-style-type: none"> • keine Schmerzen oder Empfindlichkeiten bei Aufnahme der Funktionalität • keine Mobilität • < 2 mm radiographisch festgestellter Knochengewebsverlust nach erster Operation • keine Exsudathistorie
II. Zufrieden stellende Überlebensrate	<ul style="list-style-type: none"> • keine Schmerzen bei Funktionsaufnahme • keine Mobilität • 2 – 4 mm radiographisch festgestellter Knochengewebsverlust • keine Exsudathistorie
III. Beeinträchtigte Überlebensrate	<ul style="list-style-type: none"> • eventuell auftretende Sensitivitäten bei Funktionsaufnahme • keine Mobilität • radiographisch festgestellter Knochengewebsverlust >4 mm (weniger als die Hälfte des Implantatkörperumfangs) • Sondierungstiefe > 7 mm • eventuell vorliegende Exsudathistorie
IV. Versagensfälle (Klinisches oder absolutes Versagen)	<p>Einer der nachfolgenden Gründe:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Auftreten von Schmerzen bei Funktionsübernahme • Mobilität • radiographisch festgestellter Knochengewebsverlust 1/2 der Länge des Implantats • unkontrolliertes Exsudat • nicht mehr im Mundraum vorhanden

Tabelle 13:

Implantaterfolgskriterien der ICOI [Misch 2008]

3. Material und Methode

3.1. Humanpräparate

Die Studien der vorliegenden Arbeit wurden an Humanpräparaten durchgeführt, die von der Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München (Direktor: Univ.-Prof. Dr. Jens Waschke) zur Verfügung gestellt wurden. Die Leichen wurden dort Stunden nach dem Todeseintritt und routinemäßigen Untersuchungen mit einer Fixationslösung aus Ethanol und einem Volumenanteil von 4% Formalin fixiert. Die verwendeten Präparate befanden sich für die Dauer von etwa einem Jahr in der entsprechenden Lösung und sind für den studentischen Präparationskurs bereits halbiert worden (Abbildung 25). Es wurden zwei zahnlose halbe Kopfpräparate mit einer Atrophie Grad B oder C nach Leckholm und Zarb [Leckholm 1985] S. 199ff) verwendet (Abbildung 26) und die Unterkieferhälften von anhaftendem Weichgewebe befreit.

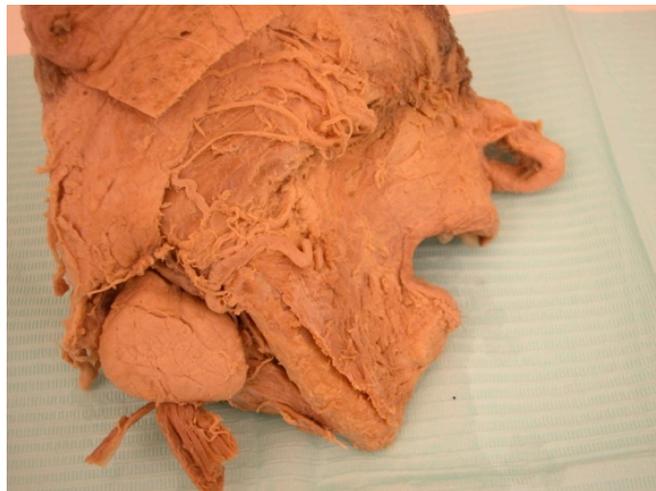


Abbildung 25:

Seitansicht eines halbierten Humanpräparates



Abbildung 26:

Humaner Unterkiefer von abhaftendem Weichgewebe befreit

3.2. Straumann Implantatsystem SLA

In der vorliegenden Studie werden acht Straumann® Standard SLA Implantate (LOT 1081, Fa. Straumann GmbH, Jechtingerstr.9, D-79111 Freiburg) der Serie Regular Neck (RN) mit einem Außendurchmesser von 3,3 mm und einer Länge von 12 mm eingesetzt. Die Implantate bestehen aus Titan Grade 4 und haben eine SLA® Oberfläche (Abbildung 27).

Die Gesamtoberfläche einer Standard SLA-Schraube beträgt gemäß Herstellerangaben 136 mm², wobei der Außendurchmesser mit einer Größe von 2,8 mm und der Kerndurchmesser von 3,3 mm angegeben werden (Persönliche Mitteilung Fa. Straumann GmbH, Jechtinger Strasse 9, D-79111 Freiburg [Vollmer 2008]).

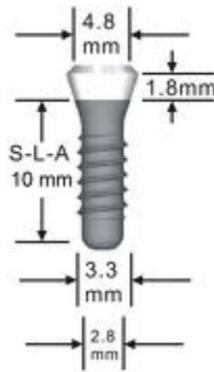


Abbildung 27: Schematische Standard Implantat Straumann

(Quelle: Fa. Straumann GmbH, Jechtingerstr.9, D-79111 Freiburg)

3.3. Operatives Vorgehen

In jede der vorbereiteten humanen Unterkieferhälften wurden jeweils zwei - aufgrund von zu starker Atrophie - bzw. vier dentale Implantate (ITI-Implantat, LOT 1081, Fa. Straumann GmbH, Jechtingerstr.9, D-79111 Freiburg) der Serie Regular Neck (RN) mit einem Außendurchmesser von 3,3 mm und einer Länge von 12 mm nach dem Standardprotokoll der Firma inseriert. Die beiden verbleibenden Implantate dienen als Referenzschrauben. Eines wird für 12 Wochen in der Leichenfixationslösung gelagert und das andere steril bis zur Messung in der Originalverpackung aufbewahrt.

Als Implantatmotor wird das Implantcenter (Fa. W&H GmbH, A-5111 Bürmoos) verwendet. Das Instrumentarium (Fa. Straumann GmbH, Jechtingerstr.9, D-79111 Freiburg) besteht aus folgenden Instrumenten: einem Rosenbohrer von \varnothing 1,5 mm, einem Pilotbohrer von \varnothing 2,0 mm, einem Implantatbettbohrer von \varnothing 2,8 mm und einem Gewindeschneider von \varnothing 3,3 mm sowie einer Drehmomentratsche (Abbildung 28).

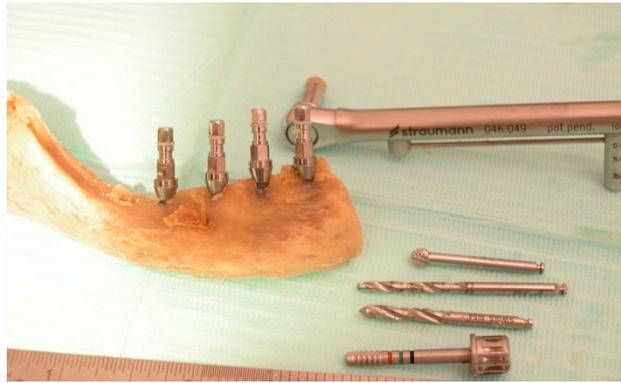


Abbildung 28:

Unterkiefer mit inserierten Implantaten, verwendeten Bohrern und Drehmomentratsche

Zunächst wird der Kieferkamm mit einem Rosenbohrer applaniert und angekörnt, um eine flache Knochenoberfläche und ein breites Knochenangebot zu erzielen (Abbildung 21 a, b). Die erste Bohrung wird mit einem Pilotbohrer $\text{\O} 2,2$ mm bis zu einer Tiefe von sechs mm vorgenommen.

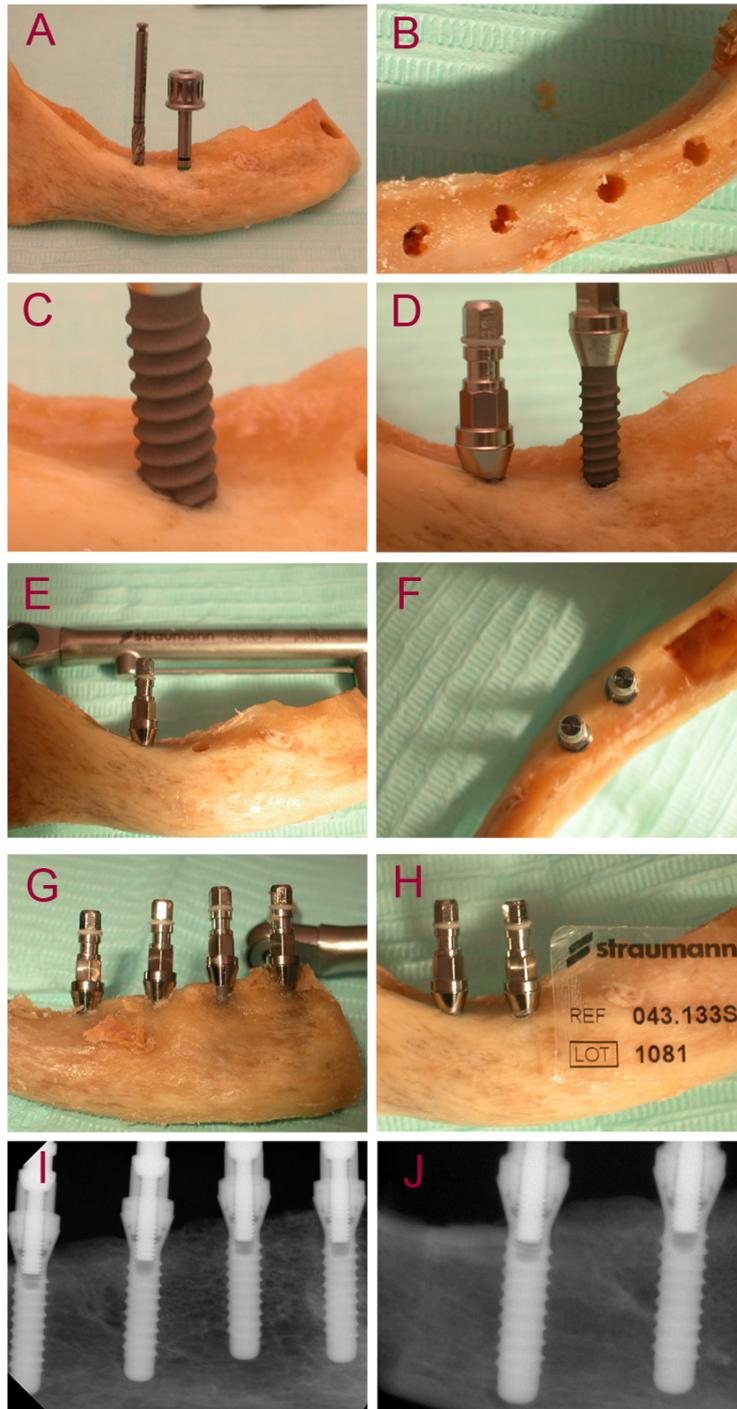


Abbildung 29:

Bildtafel Implantation in humanen Unterkiefer A-J, A: Finalbohrer und Gewindechneider in situ, B: Darstellung des aufbereiteten Implantatlagers, C,D: Implantat während des Insertionvorganges, E: inseriertes Implantat mit Drehmomentschlüssel im Hintergrund, F-H: Ansicht der inserierten Implantate, I, J: radiologische Kontrolle der inserierten Implantate

Es folgt eine zweite Bohrung \varnothing 2,8 mm bis zur definitiven Länge von 12 mm. Alle Bohrungen erfolgen bei 800 Umdrehungen/ Minute unter ständiger Kühlung mit 0,9 % NaCl-Lösung. Gemäß des Protokolls zur Insertion von Implantaten in kompakten Knochen erfolgt ein Gewindeschnitt mit einem dem Implantat formkongruenten Gewindeschneider (Abbildung 29, A und B). Für das Standard-Implantat \varnothing 3,3 mm wird ein Gewindeschneider desselben Durchmessers verwendet.

Das Einbringen der Implantatschrauben erfolgt in diesen Fällen manuell. Nach gründlicher Spülung des vorbereiteten Implantatlagers mit 0,9%iger NaCl-Lösung und Trocknung der Kavität mit einem Luftbläser wird das steril verpackte Implantat, ohne die Implantatoberfläche zu berühren, mit einer Drehmomentratsche manuell inseriert (Abbildung 29, C und D). Das maximale Drehmoment liegt bei einer definierten Kraft von 35 Ncm und wird mit einer Drehmomentratsche kontrolliert (Abbildung 29, E-H).

3.4. Radiologische Kontrolle

Nach Insertion aller Implantate erfolgt zur Kontrolle der Implantatposition eine radiologische Beurteilung mittels eines digitalen Zahnfilmgerätes (Sirona, D-64625 Bensheim, Typ Heliodent, 0.1 s, 60kV, 7mA).

Die inserierten Schrauben stehen zirkulär bündig im Knochen und weisen keine Auffälligkeiten auf (Abbildung 29, I und J).

3.5. Präparatgewinnung

Zur Entnahme der knochenumgebenden Implantate werden die Unterkieferhälften in diesem Bereich mit einer handelsüblichen Metallsäge in Blöcke geteilt (Abbildung 30, Abbildung 31).



Abbildung 30:

Heraustrennen der einzelnen Knochenblöcke mit Implantaten



Abbildung 31:

Mandibula mit inserierten Implantaten vor und nach Teilung in Knochenblöcke

Hierbei wird besonders darauf geachtet, dass die Implantatschrauben durch das Sägen nicht beschädigt werden. Um die Implantate aus den Knochenblöcken herauszulösen, werden diese sagittal mit der Handsäge in zwei Hälften geteilt und somit von der vestibulären Knochenlamelle vorsichtig getrennt (Abbildung 32).

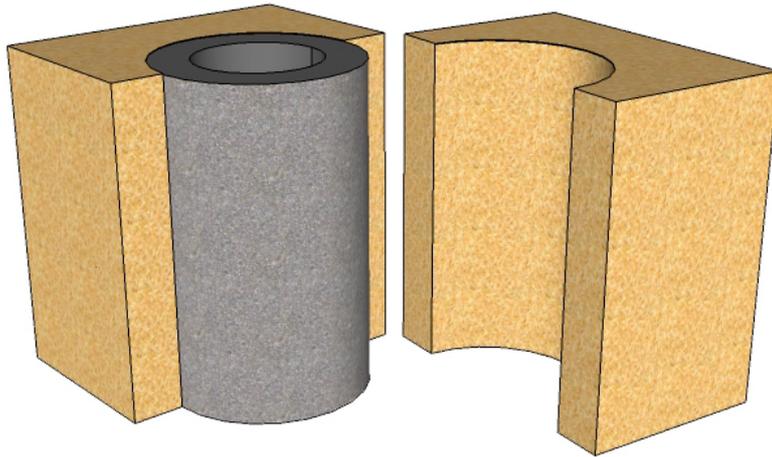


Abbildung 32:

Schematische Darstellung der Entnahme der knochenumgebenden Implantate

Dadurch lässt sich diese rotationsfrei und ohne Berühren der Implantatoberfläche vom Knochen abtrennen.

3.6. Reinigung der Implantate

Nur vier der sechs explantierten Implantate werden in einem Ultraschallbad (Fa. Elma GmbH, D-78224 Singen, Typ Elmasonic Denta pro) mit destilliertem Wasser von vorhandenen Auflagerungen gereinigt. Zu diesem Zwecke hängen die Implantatschrauben, an einem feinen Faden befestigt, frei schwebend 2 cm unter der Wasseroberfläche in dem Reinigungsbad. Jeder Ultraschallvorgang dauert 15 Minuten und wird bei Bedarf wiederholt bis makroskopisch keine Auflagerungen mehr erkennbar sind (Tabelle 14). Zwei Implantate werden nicht gesäubert. Das

siebte, nur formaldehydbenetzte Implantat wird an dieser Stelle ebenfalls wie oben beschrieben von möglichen Anhaftungen befreit. Bei der Reinigung der Implantate im Ultraschallbad wird streng darauf geachtet, dass keine Berührung mit der Implantatoberfläche statt findet.

Implantat	Reinigungszyklus
Steril	Nicht gereinigt, originalverpackt
Formalin	1x 15 Minuten
Implantat 1	3x 15 Minuten
Implantat 2	3x 15 Minuten
Implantat 3	4x 15 Minuten
Implantat 4	3x 15 Minuten

Tabelle 14:

Übersicht der Reinigungszyklen pro Implantat

Nach erfolgter Reinigung werden die Proben für die anschließende rasterelektronenmikroskopische Untersuchung vorbereitet.

3.7. Präparataufbereitung

Die beiden verbliebenen explantierten Implantate werden im ungereinigten Zustand untersucht. Ebenso wird mit dem sterilen Implantat verfahren.

Alle acht Implantate werden vorsichtig am Übertragungsteil gefasst und auf eine Halterung aufgeklebt. Nach Fixierung wird mit dem Sputtergerät E 5000 (Fa. Polaron Equipment Ltd., Watford, Herts, GB) eine drei nm dünne Goldschicht homogen auf die Oberfläche aufgetragen.

Dieses als „Besputtern“ bezeichnete Verfahren dient dazu, die Oberflächen für den im REM verwendeten Elektronenstrahl leitend zu machen. Die Oberflächenstruktur wird dabei nicht verändert (Abbildung 33).

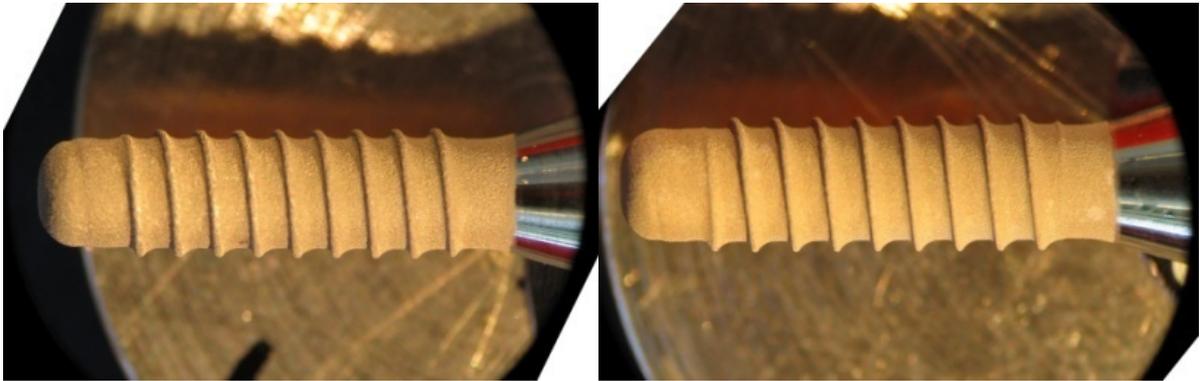


Abbildung 33:

Makroskopische Aufnahme des 1. und 2. Implantates, gereinigt, besputtert

3.8. Aufnahmen der ungereinigten Implantate

Die beiden ungereinigten Implantate werden zunächst rasterelektronenmikroskopisch (REM) dargestellt.

In diesem Untersuchungsschritt werden jeweils drei spezifische Messfelder (2, 4, 6) festgelegt (Abbildung 34).

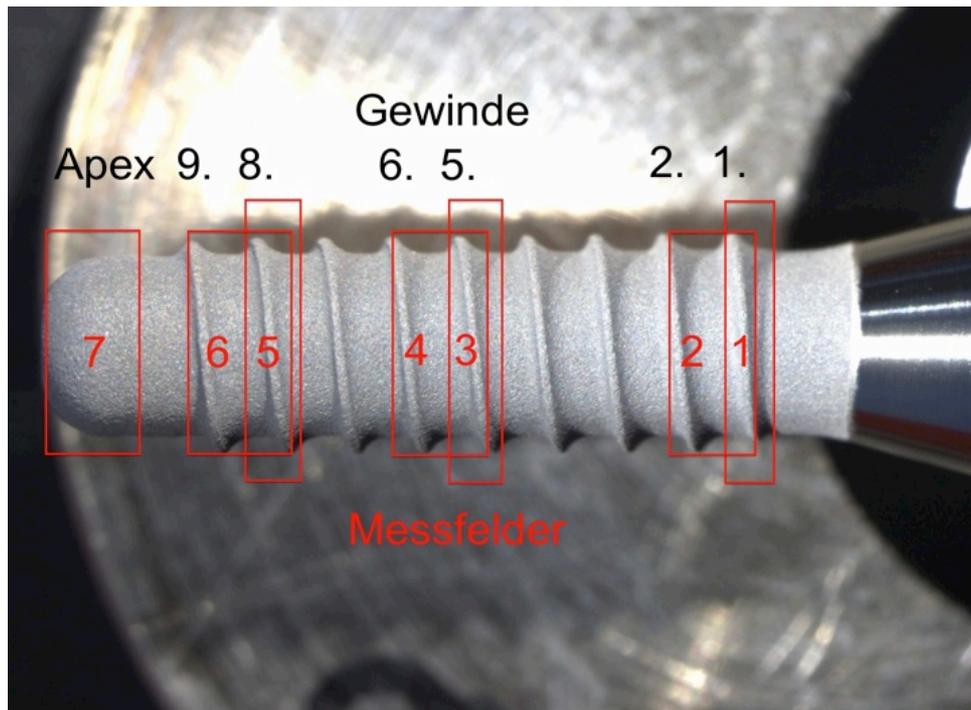


Abbildung 34:

Definition der Messfelder für ungereinigte Implantate.

Es wurde mit den Messfeldern 2,4 und 6 evaluiert.

3.9. Aufnahmen der gereinigten Implantate und der Kontrollimplantate

Es stehen für die Studie vier gereinigte Implantate und die beiden Kontrollimplantate zur Verfügung. Diese sind zum einen ein Implantat, das zuvor 12 Wochen lang in der Leichenfixationslösung gelagert wurde und zum anderen ein fabrikneues Implantat, welches steril verpackt und keiner Kontamination ausgesetzt wurde.

3.10. Makroskopische Darstellung

Vor dem Besputtern erfolgen makroskopische Aufnahmen der gereinigten Implantate mit einer digitalen Photokamera EOS 550D und 100 mm Makroobjektiv EF 100mm f/2.8 (CANON Deutschland GmbH, D-47807 Krefeld).

3.11. Rasterelektronenmikroskopische (REM) Darstellung

Zu den REM Untersuchungen und Darstellungen wurde das JEOL-Rasterelektronenmikroskop Typ ISM-35CF (JEOL GmbH, Oskar-von-Miller-Strasse 13, D-85386 Eching) benutzt. Die Befunde werden auf Filmen FP 4, 125 ASA (Fa. Ilford GmbH, CH-1723 Marly), dokumentiert.



Abbildung 35:

Rasterelektronenmikroskop Jeol GmbH, Typ: ISM-35CF

Die Aufnahmen werden bei jedem Implantat an denselben 7 Messfeldern vorgenommen (Abbildung 36). Hierbei wird folgende Einteilung benutzt (Tabelle 15):

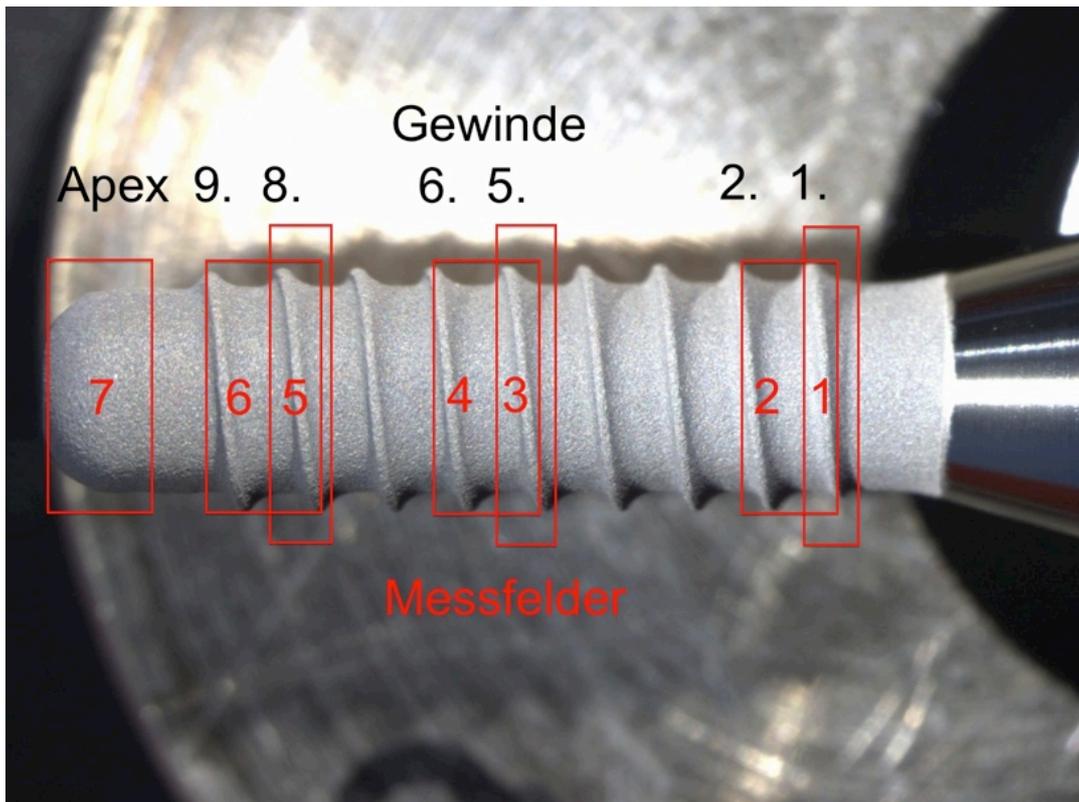


Abbildung 36:

Definition der Messfelder: 1-7 bei den gereinigten Implantaten

1. Messpunkt: 1. Gewinde
2. Messpunkt: zwischen 1. und 2. Gewinde
3. Messpunkt: 5. Gewinde
4. Messpunkt: zwischen 5. und 6. Gewinde
5. Messpunkt: 8. Gewinde
6. Messpunkt: zwischen 8. und 9. Gewinde
7. Messpunkt: Apex

Tabelle 15:

Messfelder

Von jedem Messfeld werden jeweils drei Aufnahmen in unterschiedlicher Vergrößerung gemacht. Es werden immer eine 100-fache, eine 1000-fache und eine

3000-fache Vergrößerung gewählt. Die Bilder werden anschließend auf analogem Filmmaterial gespeichert und zur weiteren Bearbeitung mittels EPSON Perfection V700 Photo Scan (Epson Deutschland GmbH, D-40670 Meerbusch) digitalisiert. Die Bildverarbeitung erfolgt mit einem MacBook Pro (2,7 GHz Intel Core i7) (Apple Inc, US CA-95014 Cupertino) mit Photoshop CS3 (Adobe Systems Deutschland, D-80992 München).

3.12. Bildanalyse

Für die Auswertung werden die digitalisierten Proben zunächst mit dem Programm Photoshop CS3 (Adobe Systems Deutschland, D-80992 München) auf eine einheitliche Größe von 420 x 320 Pixel transformiert und als Grauwertbilder abgespeichert. Mit der open-source Bildanalysesoftware ImageJ (<http://rsb.info.nih.gov/ij/>) findet die Bildauswertung statt. Hierfür werden anhand der REM-Aufnahmen des sterilen Kontrollimplantates standardisierte Schwellenwerte für jede Vergrößerung definiert, die eine homogene, nicht destruierte Oberfläche repräsentieren. Diese Standardschwellenwerte werden jeweils auf die entsprechenden Vergrößerungen der zu analysierenden Bilder angewendet. Dabei lässt sich der prozentuale Anteil der Oberflächenveränderung bestimmen.

3.13. Statistik

Die ermittelten Flächenwerte werden mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Excel 2010 (Microsoft Corp., US-WR-Redmond) weiterverarbeitet. Es werden Medianwerte und Standardabweichung berechnet.

4. Ergebnisse

4.1. Makro- und mikroskopische Beurteilung der Implantatoberflächen

4.1.1. Nicht inserierte Implantate

4.1.1.1. Steriles Implantat

4.1.1.1.1. Makroskopische Aufnahme

Makroskopisch zeigt das sterile Implantat keine Unregelmäßigkeiten auf der Oberfläche (Abbildung 37).

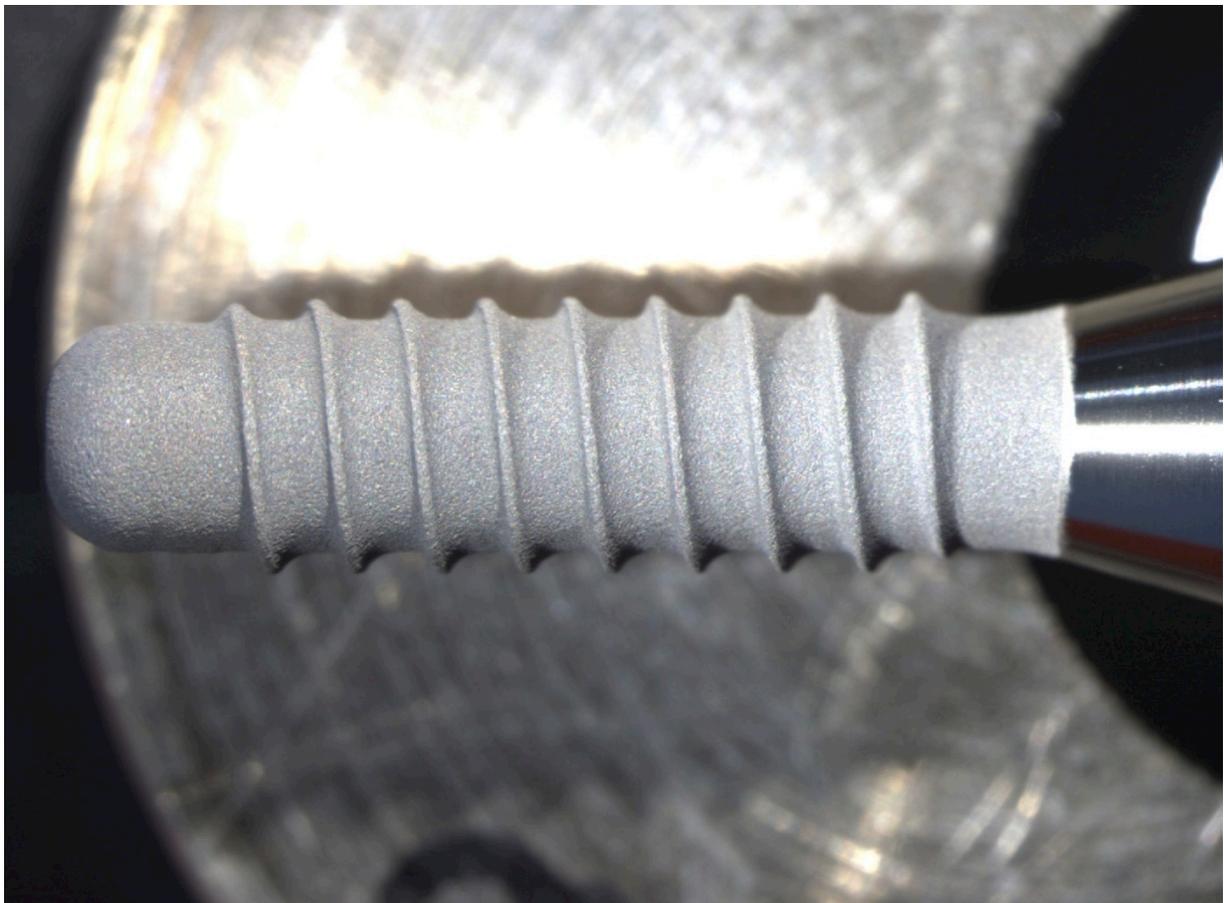


Abbildung 37:

Steriles Implantat (5-fache Lupenvergrößerung)

4.1.1.1.2. REM-Untersuchung

Die Oberfläche stellt sich in der geringsten Vergrößerung über die ganze Länge homogen gestipelt dar (Abbildung 38, 1-7a; 38, 42, 45, 48, 51, 53, 56). Im apikalen Bereich zeigen sich in der 1000-fachen Auflösung rundliche Auflagerungen (Abbildung 38, 6-7b; 54, 57). Das Oberflächenrelief ist in der stärksten Vergrößerung homogen und wirkt kantig. Lediglich in Zone 6 erkennt man eine schotenförmige Struktur (Abbildung 38, 6c; 55)

Bei dieser Probe wurden im Rahmen der REM zwei Fotos mehrfach belichtet, so dass keine Bilddaten vorliegen (Abbildung 38, 5c und 7c).

Zusammenfassung:

Homogene Oberfläche. Im apikalen Bereich rundliche Auflagerungen.

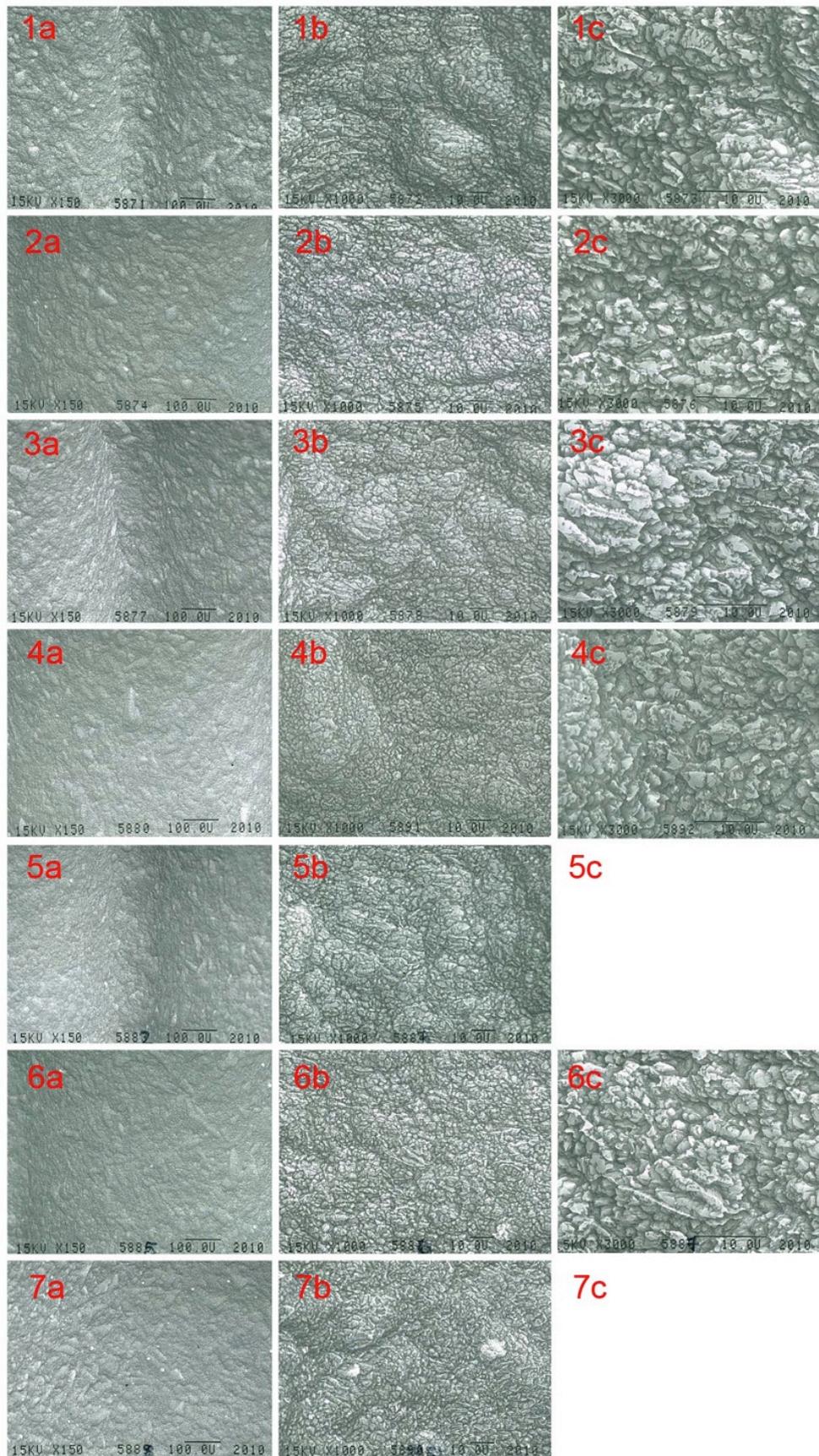


Abbildung 38: Bildtafel steriles Implantat; (1-7; a = 100-fache, b = 1000-fache, c = 3000-fache Vergrößerung); Bilder 5c und 7c nicht verwertbar, da doppelbelichtet

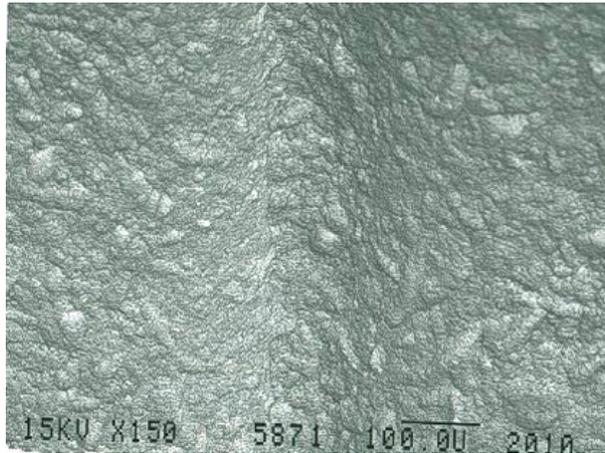


Abbildung 39:

Implantat steril Meßzone 1 (100-fache Vergrößerung)

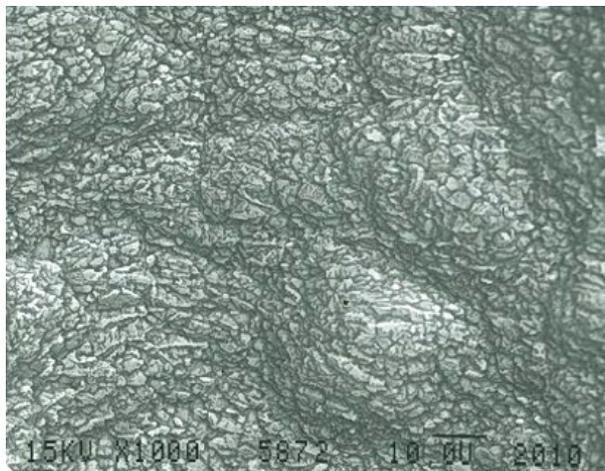


Abbildung 40:

Implantat steril Meßzone 1 (1000-fache Vergrößerung)

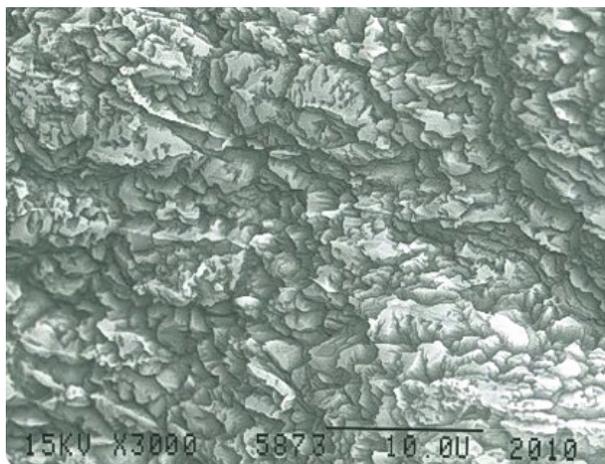


Abbildung 41:

Implantat steril Meßzone 1 (3000-fache Vergrößerung)

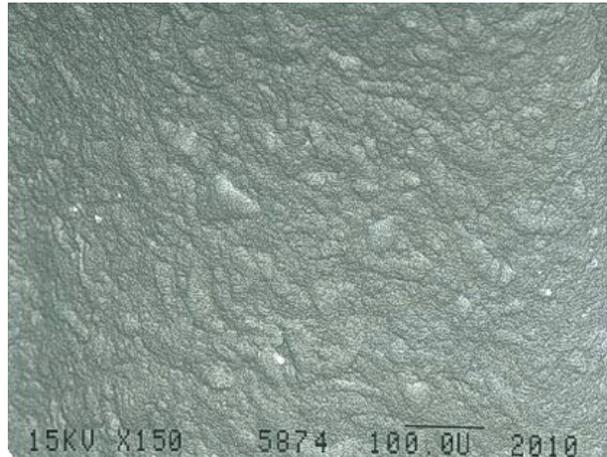


Abbildung 42:

Implantat steril Meßzone 2 (100-fache Vergrößerung)

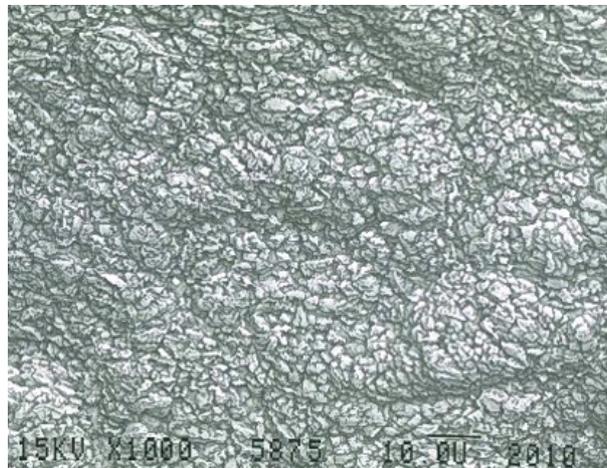


Abbildung 43:

Implantat steril Meßzone 2 (1000-fache Vergrößerung)

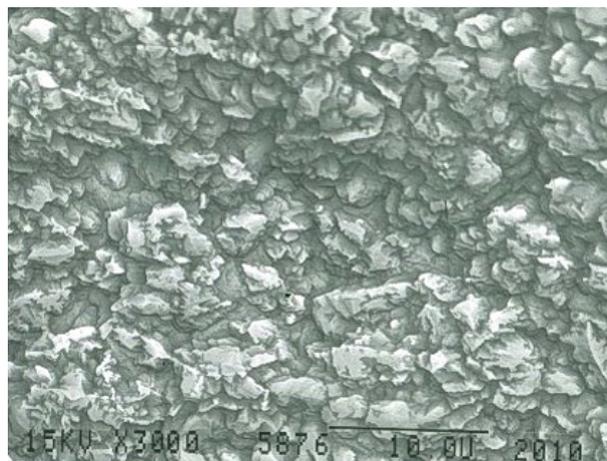


Abbildung 44:

Implantat steril Meßzone 2 (3000-fache Vergrößerung)

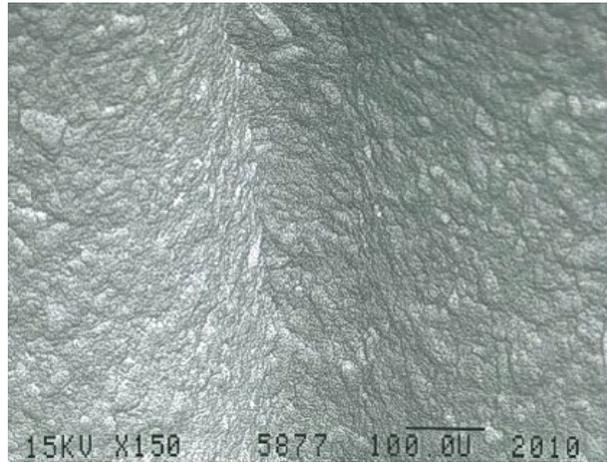


Abbildung 45:
Implantat steril Meßzone 3 (100-fache Vergrößerung)

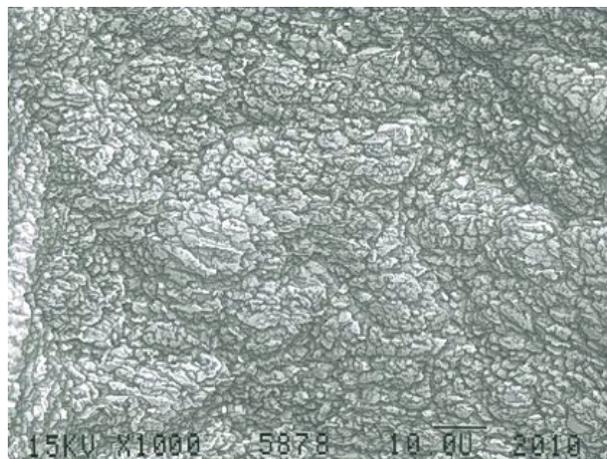


Abbildung 46:
Implantat steril Meßzone 3 (1000-fache Vergrößerung)

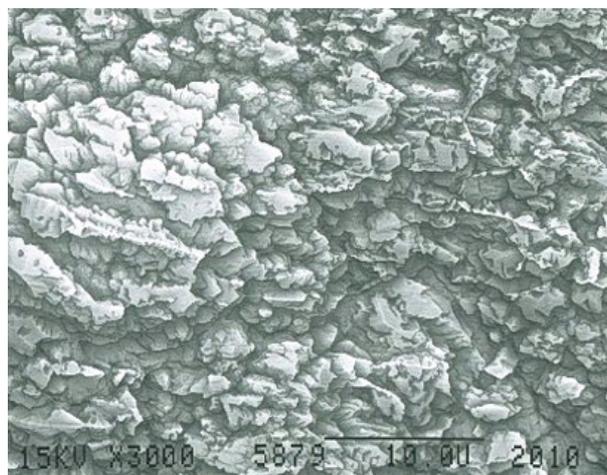


Abbildung 47:
Implantat steril Meßzone 3 (3000-fache Vergrößerung)



Abbildung 48:
Implantat steril Meßzone 4 (100-fache Vergrößerung)

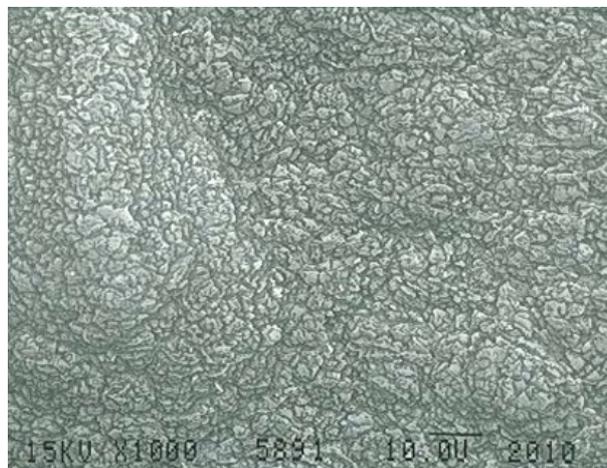


Abbildung 49:
Implantat steril Meßzone 4 (1000-fache Vergrößerung)

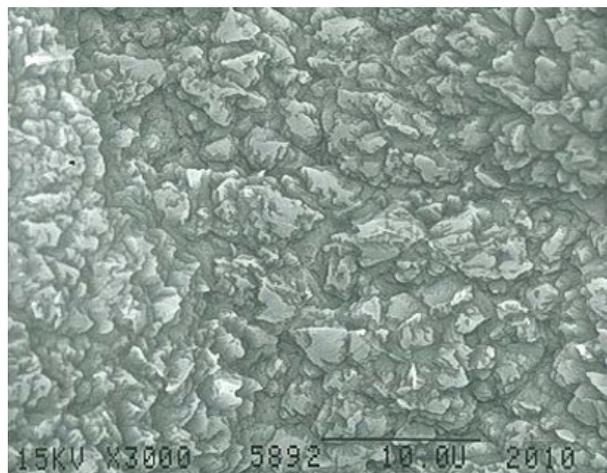


Abbildung 50:
Implantat steril Meßzone 4 (3000-fache Vergrößerung)

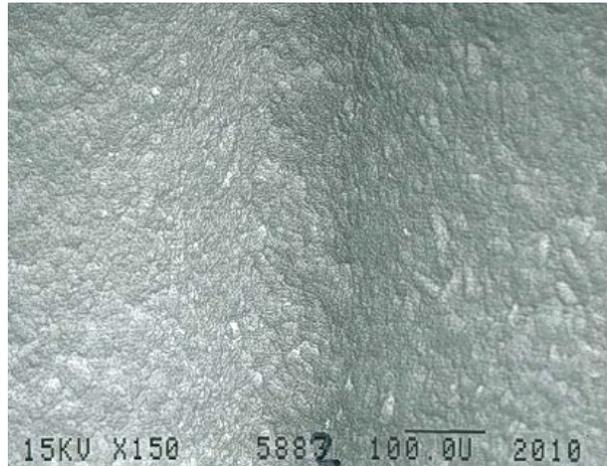


Abbildung 51:
Implantat steril 5 Meßzone (100-fache Vergrößerung)

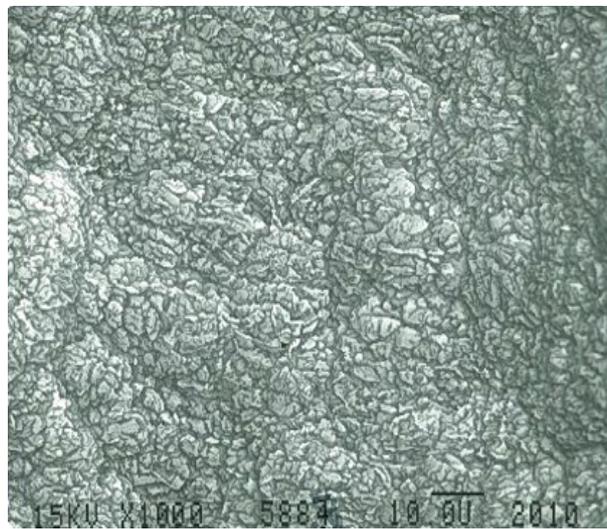


Abbildung 52:
Implantat steril Meßzone 5 (1000-fache Vergrößerung)

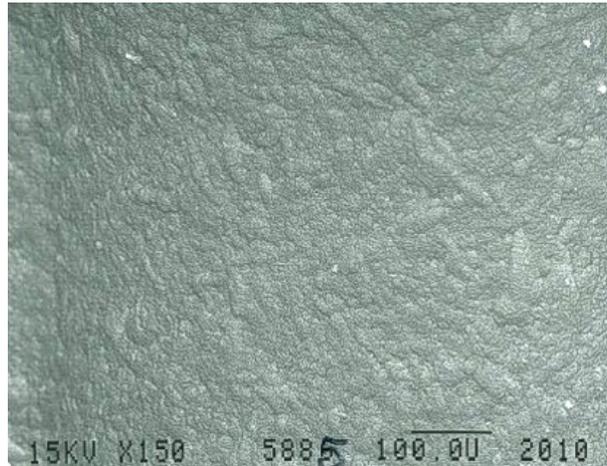


Abbildung 53:
Implantat steril Meßzone 6 (100-fache Vergrößerung)

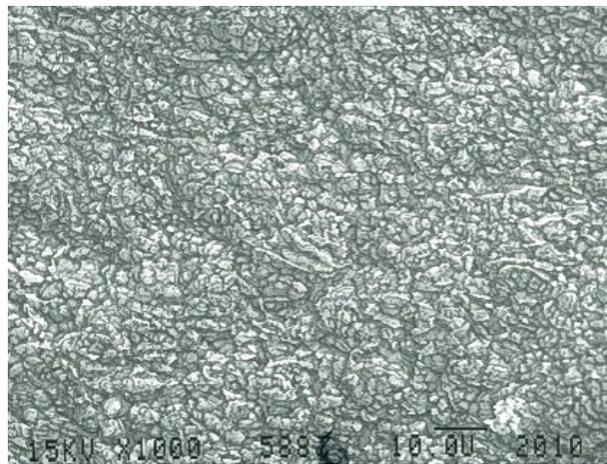


Abbildung 54:
Implantat steril Meßzone 6 (1000-fache Vergrößerung)



Abbildung 55:
Implantat steril Meßzone 6 (3000-fache Vergrößerung)

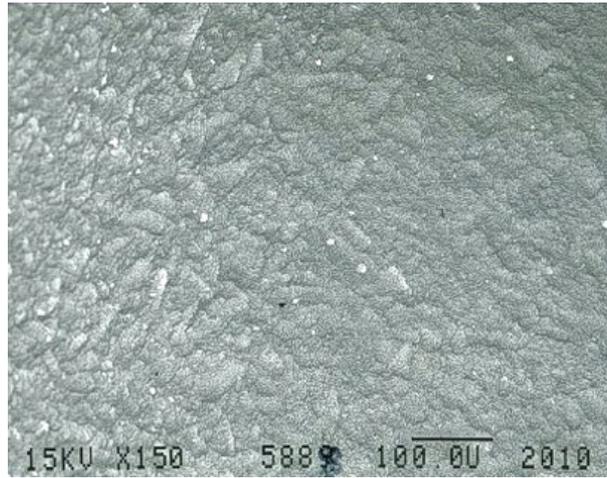


Abbildung 56:

Implantat steril Meßzone 7 (100-fache Vergrößerung)



Abbildung 57:

Implantat steril Meßzone 7 (1000-fache Vergrößerung)

4.1.1.2. Formaldehydbenetztes Implantat

4.1.1.2.1. Makroskopische Aufnahme

Makroskopisch zeigt das formaldehydinkubierte Implantat keine Unregelmäßigkeiten der Oberfläche. Vereinzelt sind jedoch fleckige Stellen cervical zu erkennen (Abbildung 58).

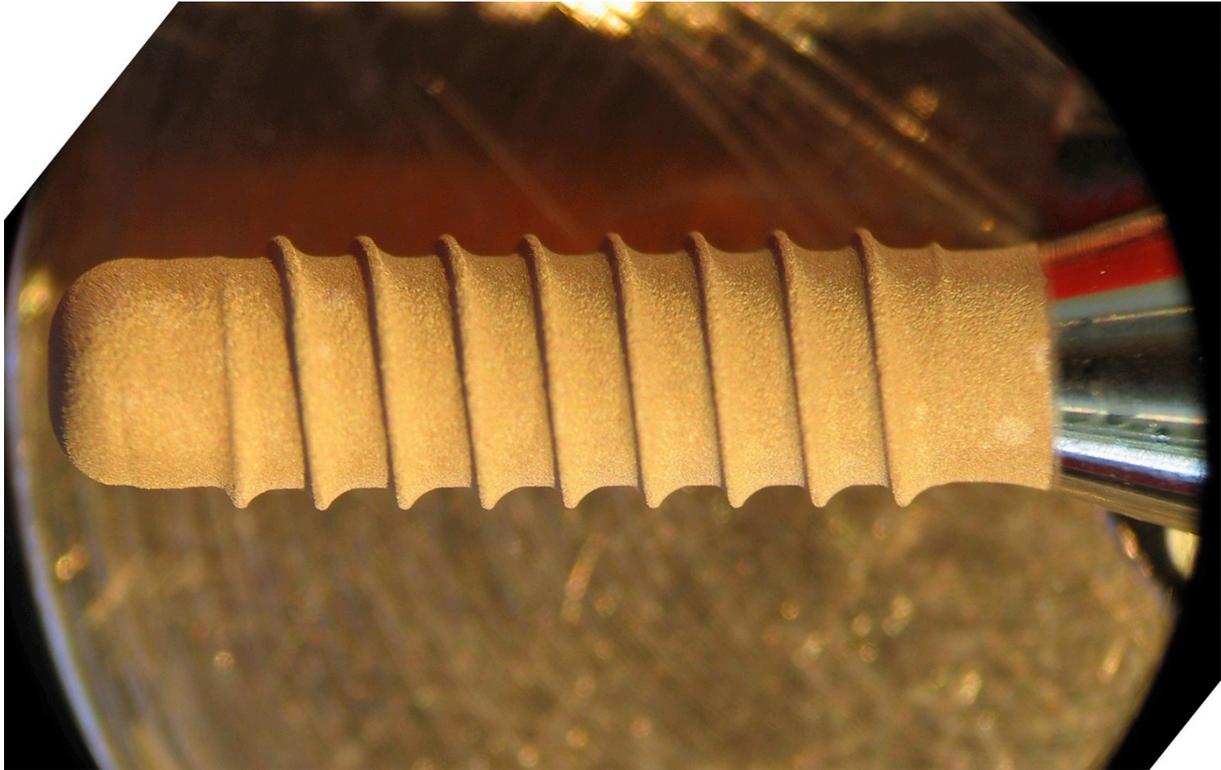


Abbildung 58:

Formalinbenetztes Implantat (5-fache Lupenvergrößerung)

4.1.1.2.2. REM-Untersuchung

Die Oberfläche stellt sich in der geringsten Vergrößerung über die ganze Länge homogen gestipelt dar (Abbildung 59, 1-7a; 60, 63, 66, 69, 72, 75, 78). Im mittleren und apikalen Bereich zeigen sich in der 1000-fachen Auflösung rundliche Erhabenheiten (Abbildung 59, 5-7b; 73, 76, 79). Das Oberflächenrelief ist in der stärksten Vergrößerung homogen und wirkt kantig. Lediglich in Zone 7 erkennt man erneut eine rundliche Auflagerung (Abbildung 59, 7c; 80).

Zusammenfassung:

Homogene Oberfläche. Im mittleren und apikalen Bereich rundliche Auflagerungen.

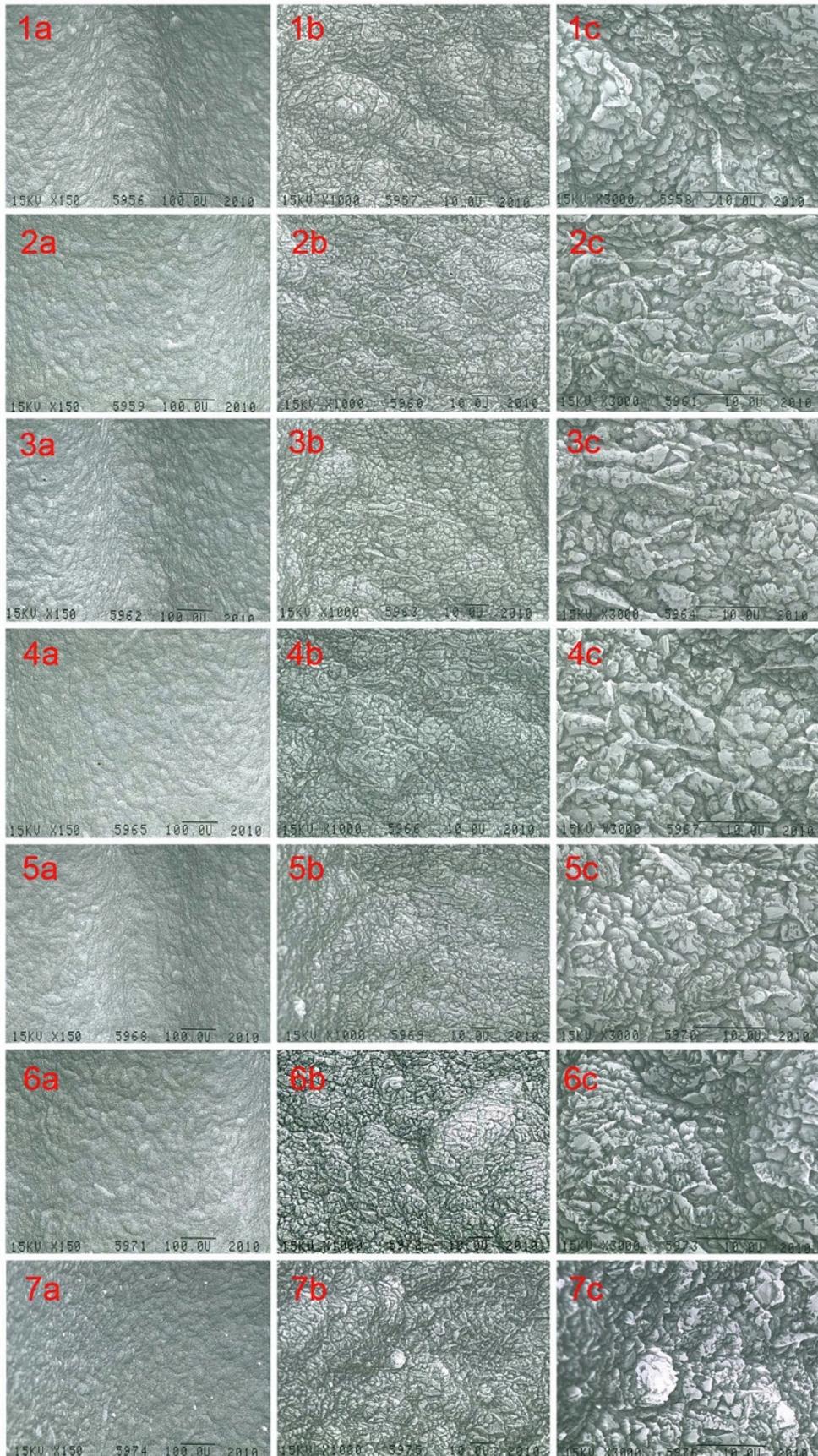


Abbildung 59: Bildtafel formalinbenetztes Implantat; (1-7; a = 100-fache, b = 1000-fache, c = 3000-fache Vergrößerung)

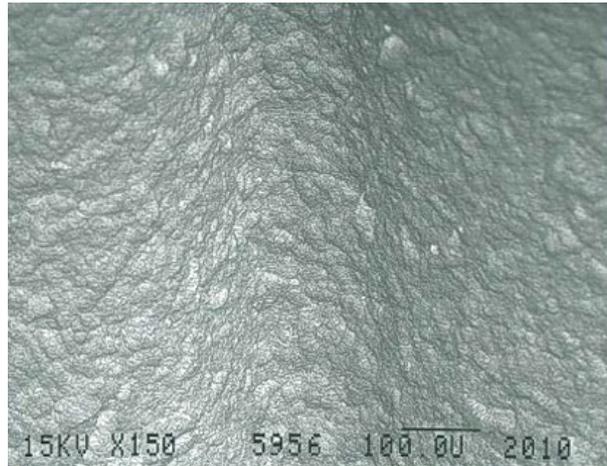


Abbildung 60:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 1 (100-fache Vergrößerung)

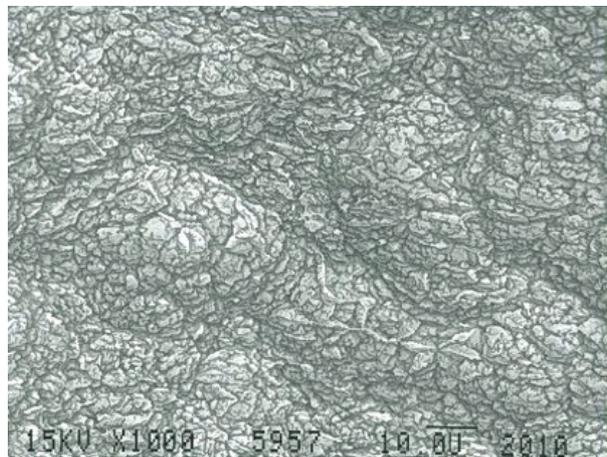


Abbildung 61:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 1 (1000-fache Vergrößerung)

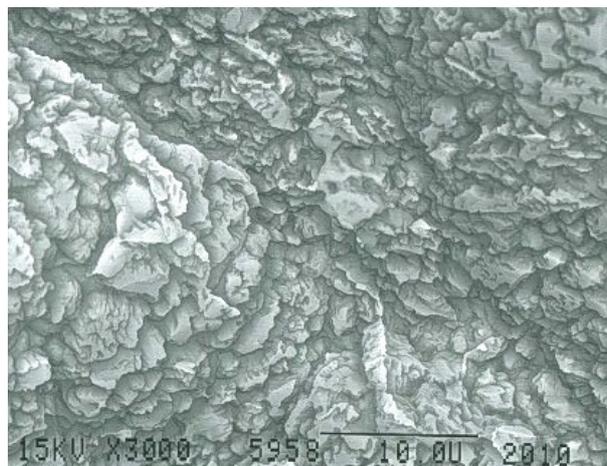


Abbildung 62:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 1 (3000-fache Vergrößerung)



Abbildung 63:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 2 (100-fache Vergrößerung)

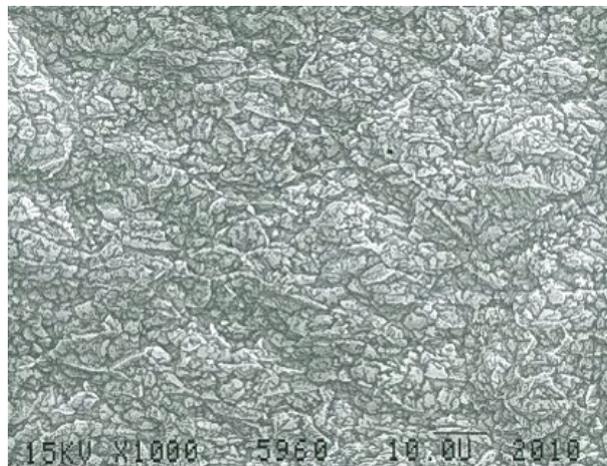


Abbildung 64:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 2 (1000-fache Vergrößerung)

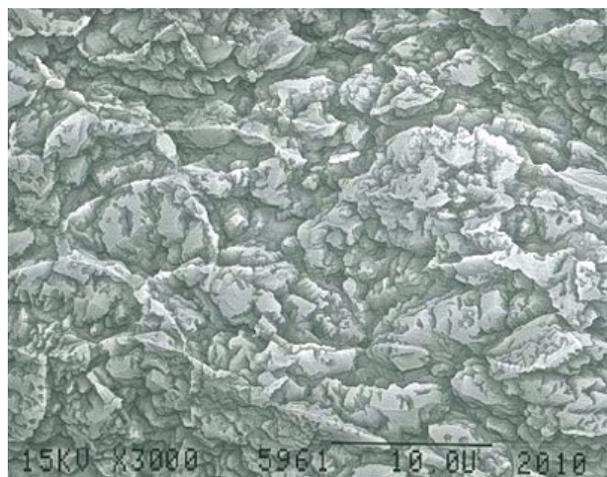


Abbildung 65:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 2 (3000-fache Vergrößerung)

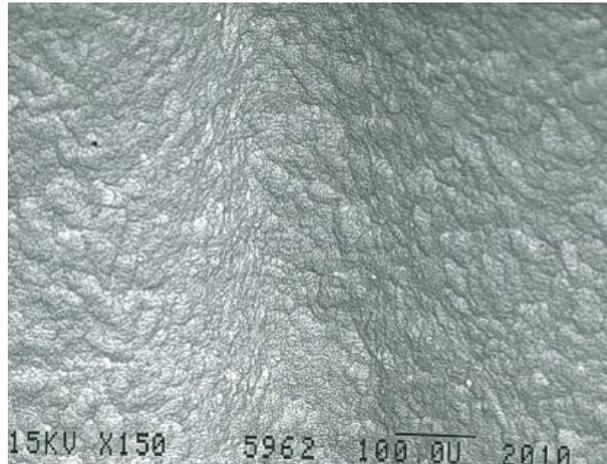


Abbildung 66:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 3 (100-fache Vergrößerung)

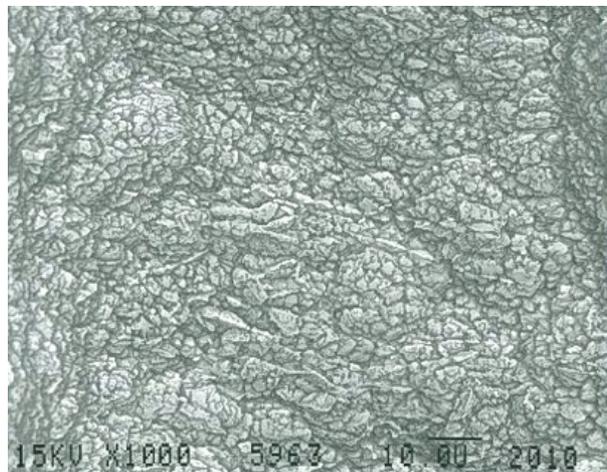


Abbildung 67:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 3 (1000-fache Vergrößerung)

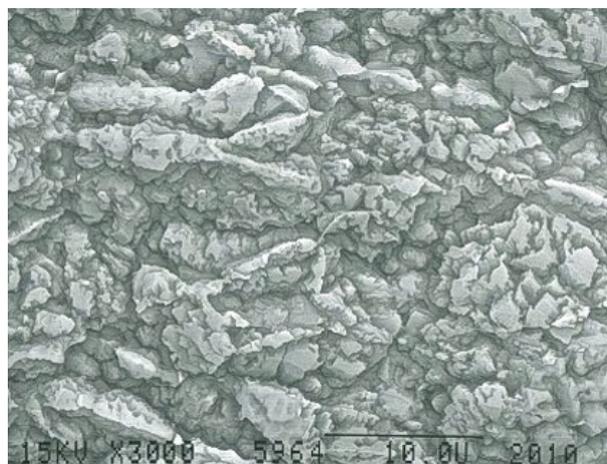


Abbildung 68:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 3 (3000-fache Vergrößerung)



Abbildung 69:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 4 (100-fache Vergrößerung)

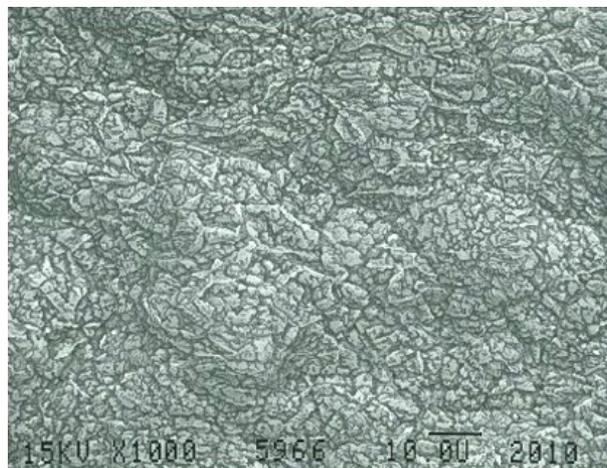


Abbildung 70:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 4 (1000-fache Vergrößerung)



Abbildung 71:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 4 (3000-fache Vergrößerung)

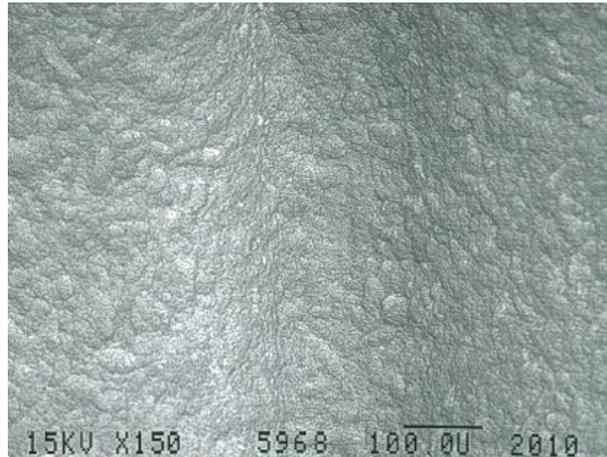


Abbildung 72:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 5 (100-fache Vergrößerung)

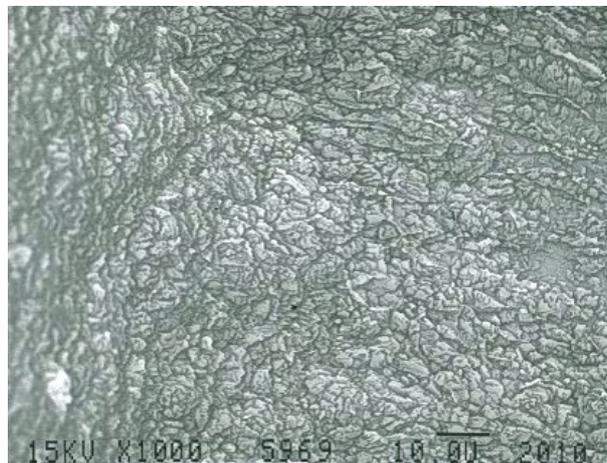


Abbildung 73:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 5 (1000-fache Vergrößerung)

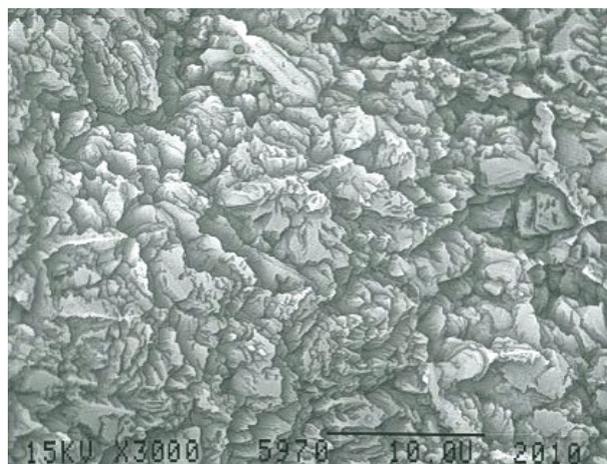


Abbildung 74:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 5 (3000-fache Vergrößerung)

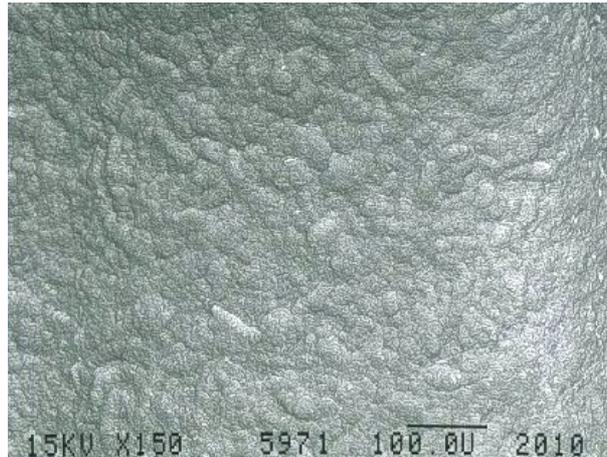


Abbildung 75:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 6 (100-fache Vergrößerung)

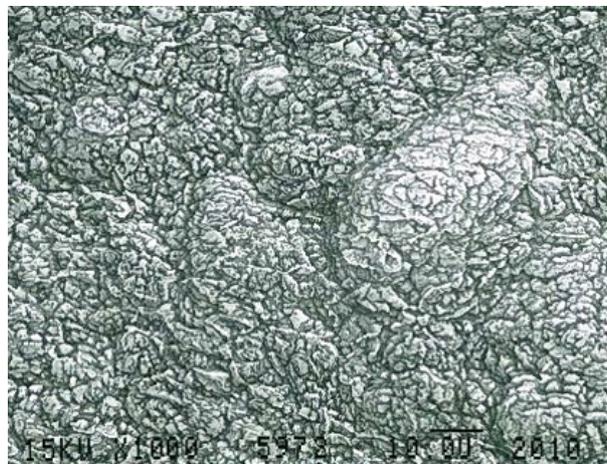


Abbildung 76:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 6 (1000-fache Vergrößerung)

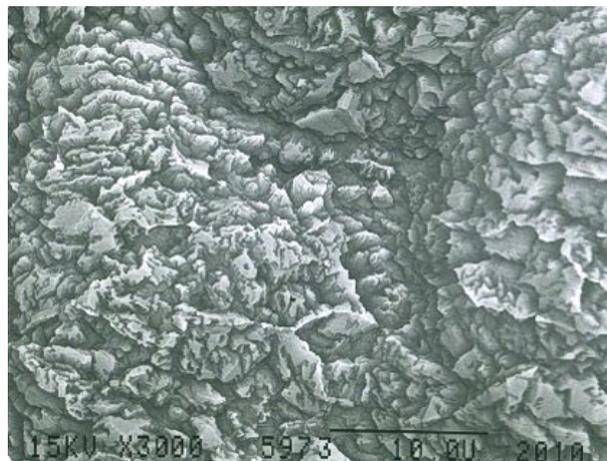


Abbildung 77:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 6 (3000-fache Vergrößerung)



Abbildung 78:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 7 (100-fache Vergrößerung)

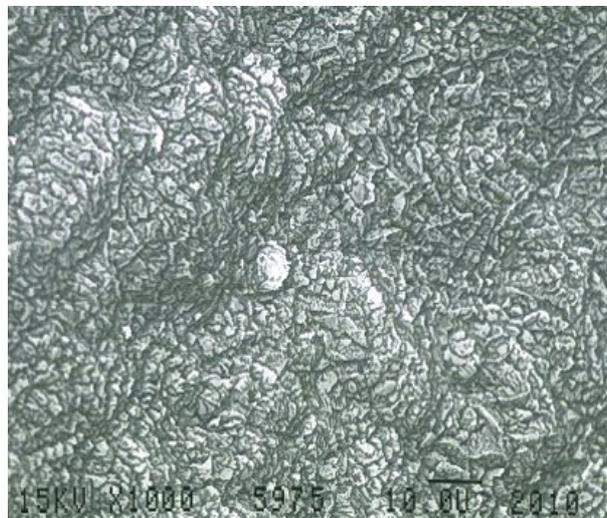


Abbildung 79:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 7 (1000-fache Vergrößerung)



Abbildung 80:

Implantat formalinbenetzt Meßzone 7 (3000-fache Vergrößerung)

4.1.2. Intraossär inserierte Implantate

4.1.2.1. Gereinigte Implantate

4.1.2.1.1. Implantat 1

4.1.2.1.1.1. Makroskopische Darstellung

Das Implantat 1 zeigt auf der Oberfläche makroskopisch Unregelmäßigkeiten. Diese nehmen von cervical nach apikal zu. Vor allem zeigen sich diese Veränderungen deutlich an den vier apikalen Gewindeflanken. Die Gewindezwischenräume im apikalen Drittel stellen sich oberflächlich vereinzelt verletzt dar (Abbildung 81).

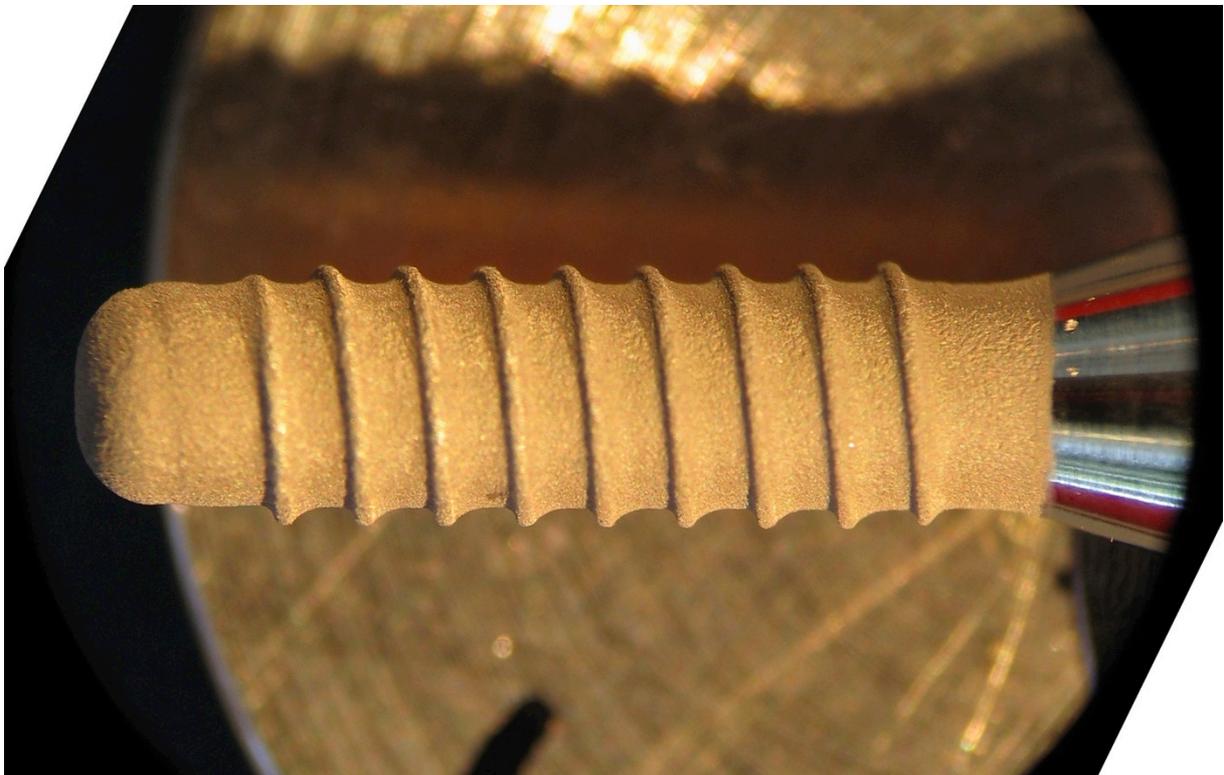


Abbildung 81:

Inseriertes und gereinigtes Implantat 1 (5-fache Lupenvergrößerung)

4.1.2.1.1.2. REM-Untersuchung

Zone 1 zeigt in allen Vergrößerungen eine nahezu homogene Oberfläche. Vereinzelt wirkt bei größter Vergrößerung das Oberflächenrelief etwas abgeplattet und nivelliert (Abbildung 82, 1c; 85). Ein ähnliches Bild stellt sich auch in der 2. Meßzone dar. In der Flanke des 5. Gewindes, der 3. Meßzone, fällt eine deutliche elliptische Alteration mit Randzeichnungen von ca. $40 \mu\text{m}^2$ auf (Abbildung 82, 3b; 90) auf. Die 3000 fache Vergrößerung zeigt den Befund als komplette Abflachung (Abbildung 82, 3c; 91). Zone 4 stellt sich ähnlich wie Zone 1 und 2 dar. Die in Zone 3 erkennbaren Abweichungen sind auch in Zone 5 zu sehen. Es handelt sich um die 8. Gewindeflanke (Abbildung 82, 5b,c; 96, 97). In Zone 6 sind schollige Veränderungen der Oberflächenarchitektur mit teilweise tiefen Furchen zu sehen. (Abbildung 82, 6b,c; 99, 100). Vereinzelt treten diese Befunde auch in Zone 7 auf (Abbildung 82, 7b,c; 102, 103).

Zusammenfassung:

Deutliche Veränderungen sind in den apikalen Gewindeflanken im Sinne von Reliefnivellierungen erkennbar. Die Gewindezwischenräume stellen sich schollig und furchig dar.

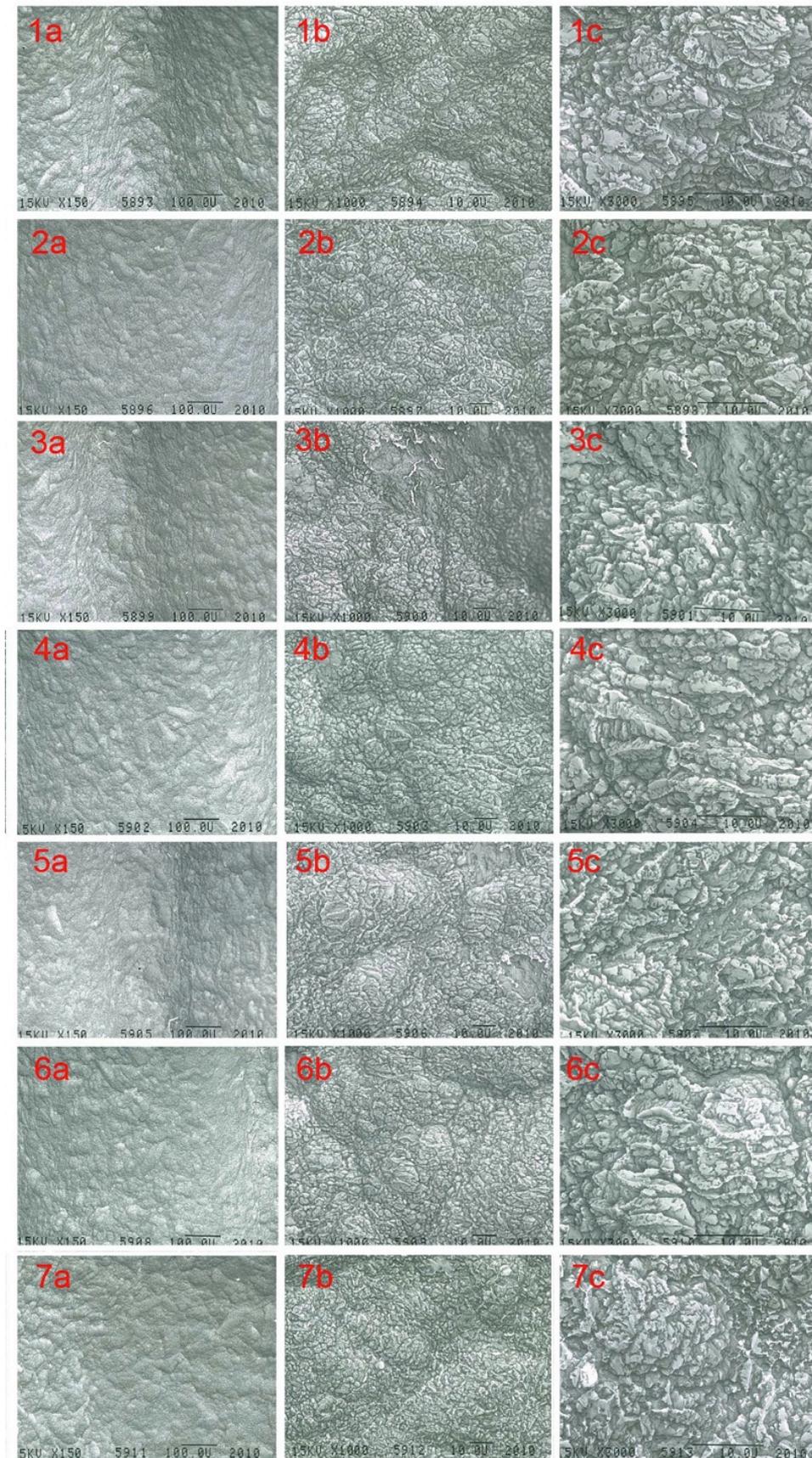


Abbildung 82: Bildtafel inseriertes und gereinigtes Implantat 1; (1-7; a = 100-fache, b = 1000-fache, c = 3000-fache Vergrößerung)



Abbildung 83:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 1 (100-fache Vergrößerung)

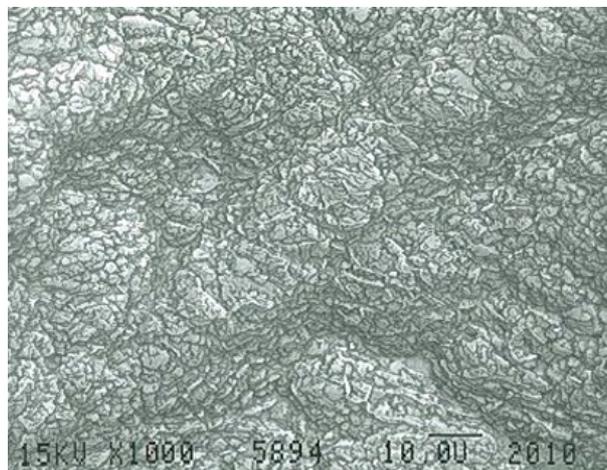


Abbildung 84:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 1 (1000-fache Vergrößerung)

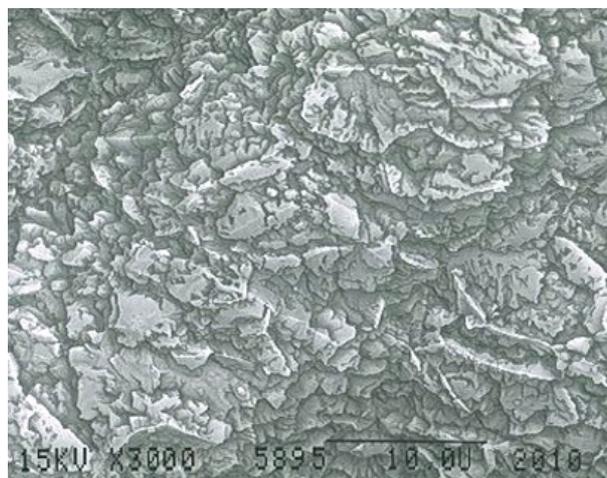


Abbildung 85:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 1 (3000-fache Vergrößerung)

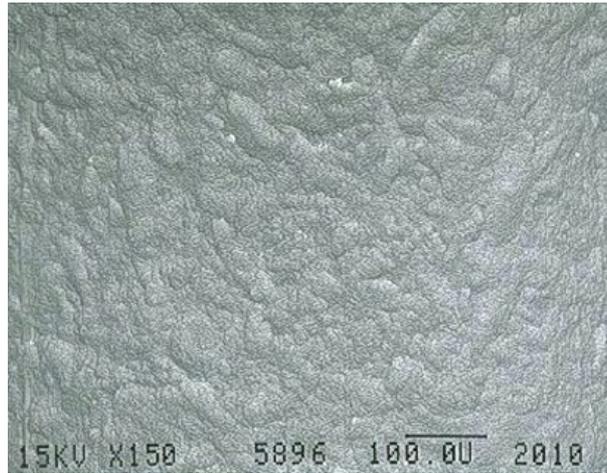


Abbildung 86:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 2 (100-fache Vergrößerung)

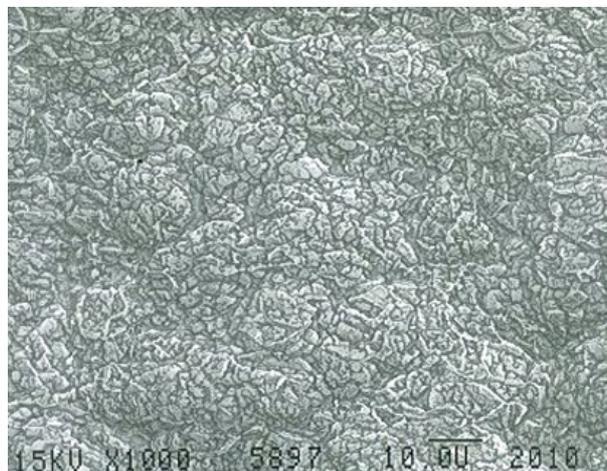


Abbildung 87:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 2 (1000-fache Vergrößerung)

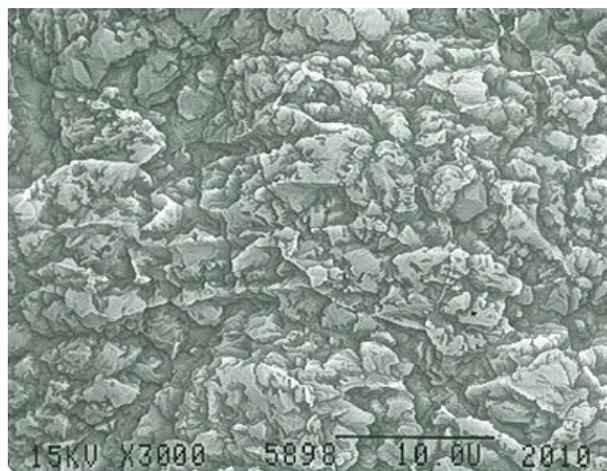


Abbildung 88:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 2 (3000-fache Vergrößerung)



Abbildung 89:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 3 (100-fache Vergrößerung)

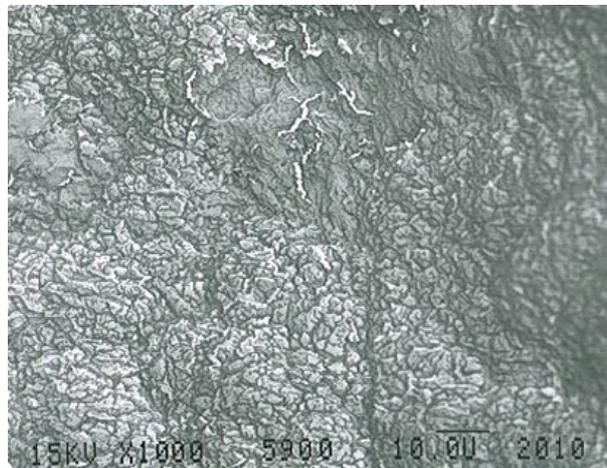


Abbildung 90:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 3 (1000-fache Vergrößerung)

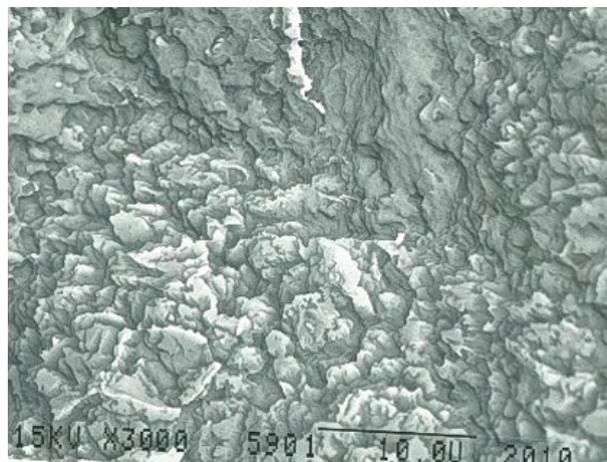


Abbildung 91:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 3 (3000-fache Vergrößerung)

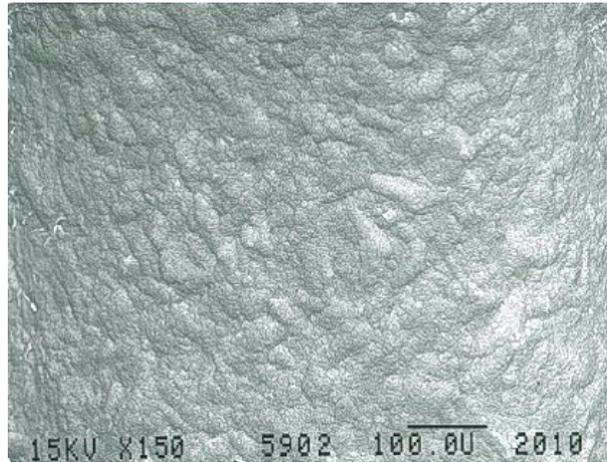


Abbildung 92:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 4 (100-fache Vergrößerung)

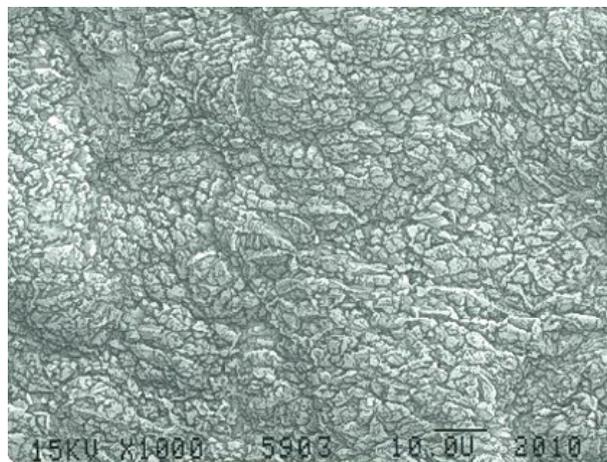


Abbildung 93:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 4 (1000-fache Vergrößerung)



Abbildung 94:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 4 (3000-fache Vergrößerung)

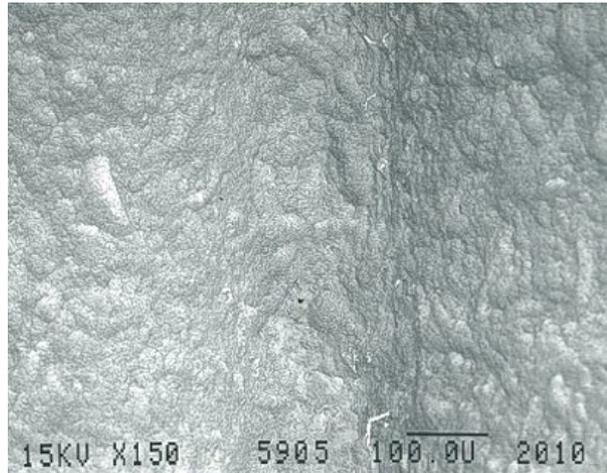


Abbildung 95:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 5 (100-fache Vergrößerung)



Abbildung 96:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 5 (1000-fache Vergrößerung)

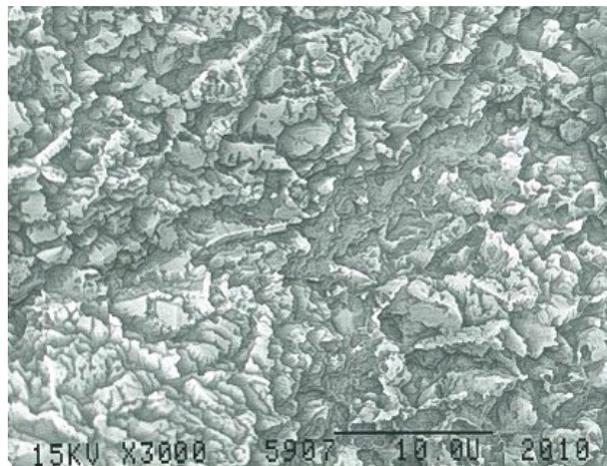


Abbildung 97:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 5 (3000-fache Vergrößerung)

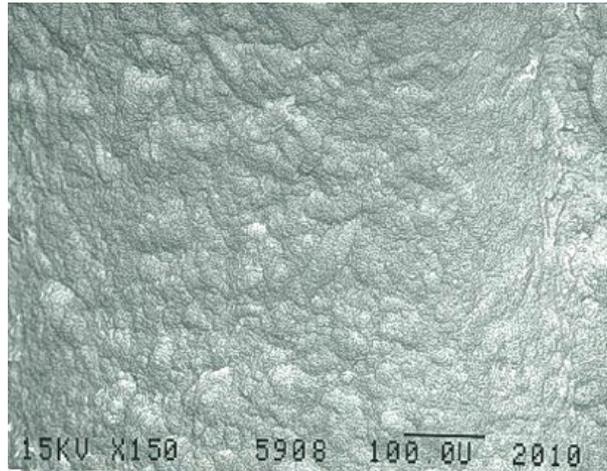


Abbildung 98:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 6 (100-fache Vergrößerung)

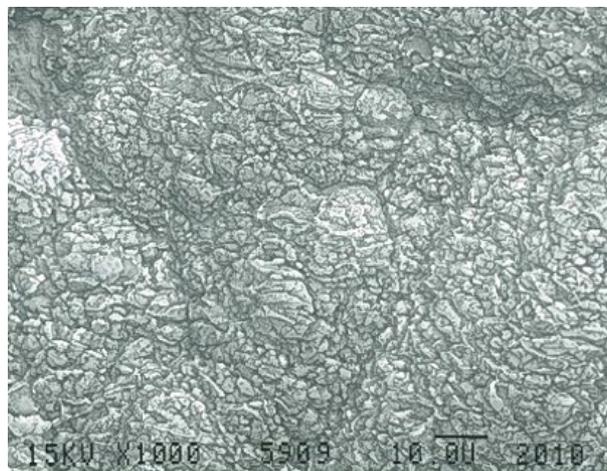


Abbildung 99:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 6 (1000-fache Vergrößerung)

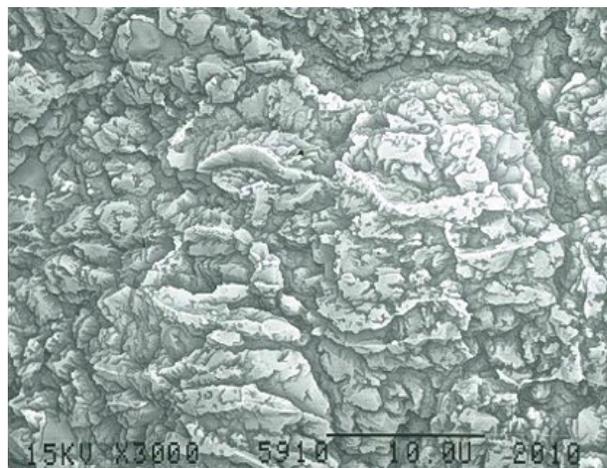


Abbildung 100:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 6 (3000-fache Vergrößerung)



Abbildung 101:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 7 (100-fache Vergrößerung)

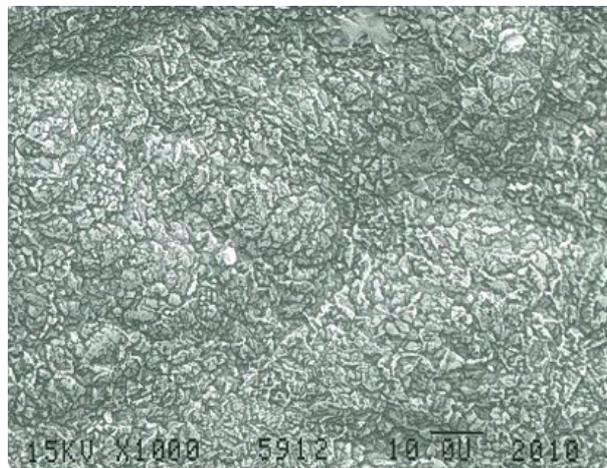


Abbildung 102:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 7 (1000-fache Vergrößerung)

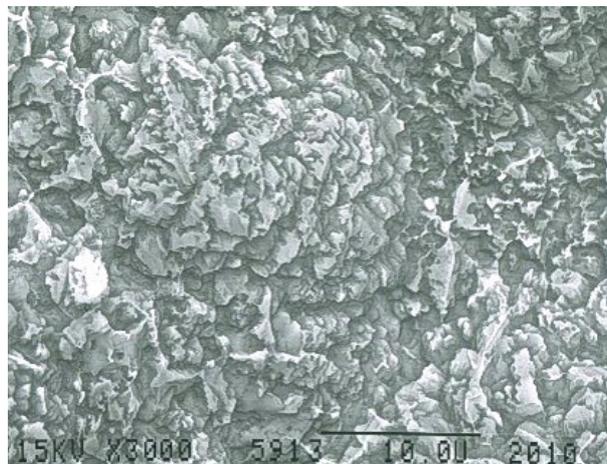


Abbildung 103:

Implantat gereinigt 1 Meßzone 7 (3000-fache Vergrößerung)

4.1.2.1.2. Implantat 2

4.1.2.1.2.1. Makroskopische Darstellung

Das Implantat 2 zeigt makroskopisch deutliche Unregelmäßigkeiten der Oberfläche. Diese erstrecken sich über die gesamte Schraube. Punktuelle Veränderungen zeigen sich schon an den cervicalen Gewindeflanken. Die Gewindezwischenräume weisen parallele Riefen vom mittleren bis hin zum apikalen Drittel auf (Abbildung 104).



Abbildung 104:

Inseriertes und gereinigtes Implantat 2 (5-fache Lupenvergrößerung).

4.1.2.1.2.2. REM-Untersuchung

Zone 1 hat in allen 3 Auflösungen eine nahezu homogene Oberfläche. Vereinzelt wirkt bei größter Vergrößerung das Oberflächenrelief geringfügig abgeplattet (Abbildung 105, 1c, 2c; 108, 111). Ein ähnliches Bild zeigt sich auch in der 2. Meßzone. Die 3. Meßzone, der Flanke des 5. Gewindes, weist mehrere flächige Alterationen auf. Diese liegen allesamt an der apikalen Kante der Gewindeflanke (Abbildung 105, 3b; 113). Die 1000- und 3000-fachen Vergrößerungen demonstrieren den Befund der schollenförmigen Abflachung (Abbildung 105, 3c; 114). In Zone 4 zeigen sich parallele Riefen. Diese befinden sich unterhalb des Oberflächenreliefniveaus (Abbildung 105, 4b, c; 116, 117). Die in Zone 3 erkennbaren Veränderungen sind auch in Zone 5 zu verifizieren. (Abbildung 105, 5b; 119). In Zone 6 sind ähnlich wie in Zone 1 kaum Veränderungen erkennbar. In Zone 7 treten ähnlich schollige Befunde wie in den Zonen 3 und 5 auf (Abbildung 105, 7b; 125).

Zusammenfassung:

Deutliche Veränderungen an den Gewindeflanken im mittleren und apikalen Drittel im Sinne von scholligen Reliefabflachungen. Die Gewindezwischenräume im mittleren Bereich sind mit parallelen Riefen versehen.

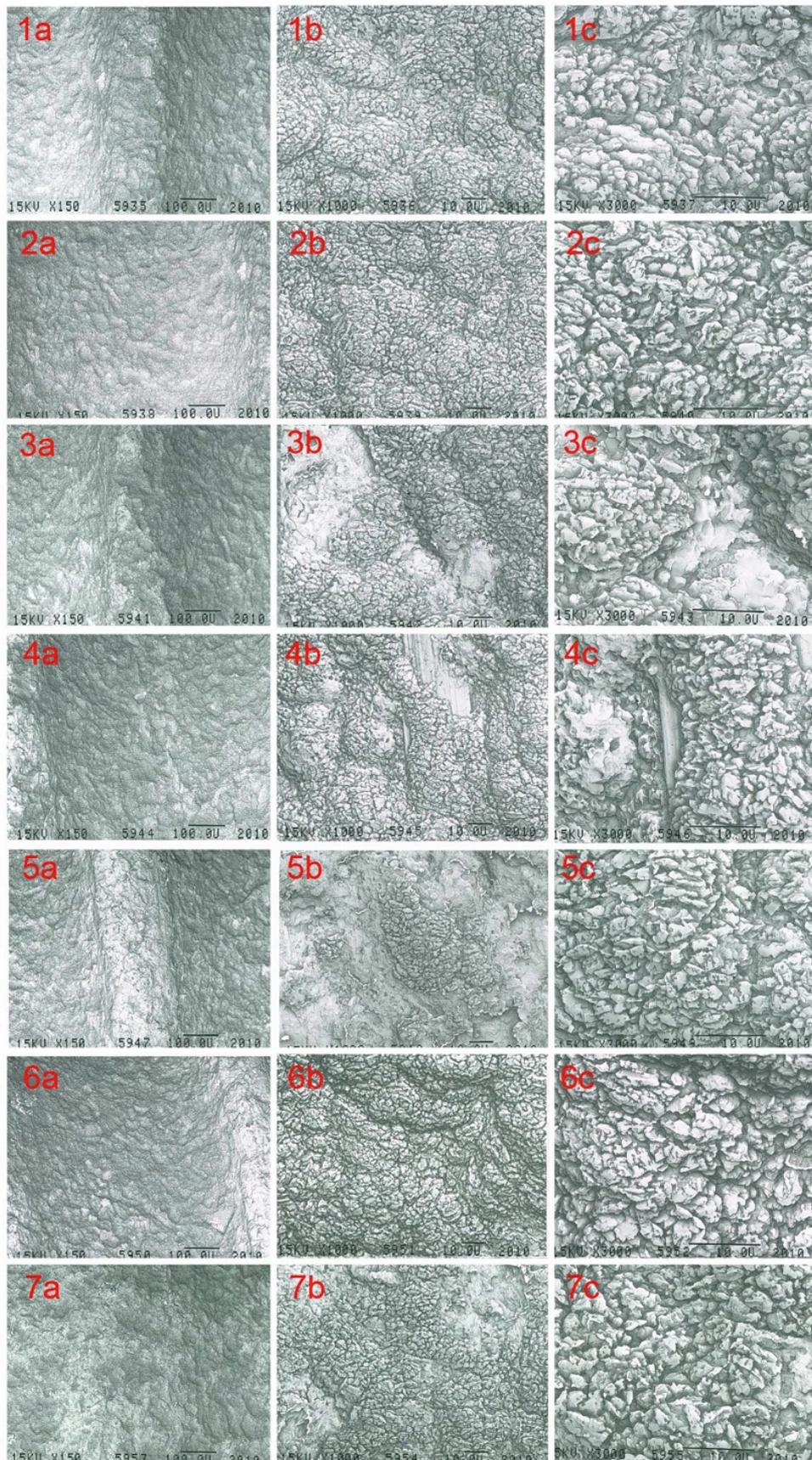


Abbildung 105: Bildtafel inseriertes und gereinigtes Implantat 2; (1-7; a = 100-fache, b = 1000-fache, c = 3000-fache Vergrößerung)

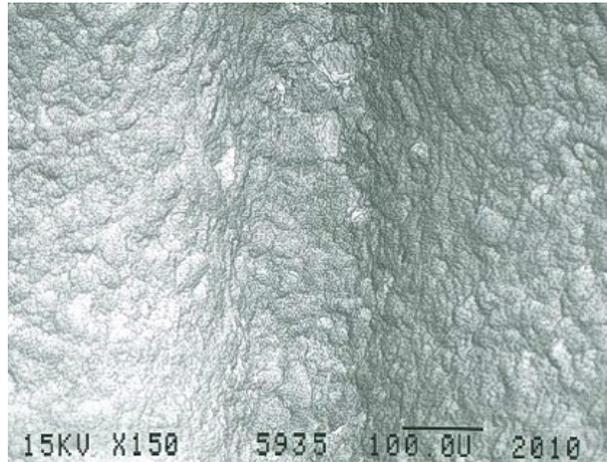


Abbildung 106:

Implantat gereinigt 2 Meßzone 1 (100-fache Vergrößerung)

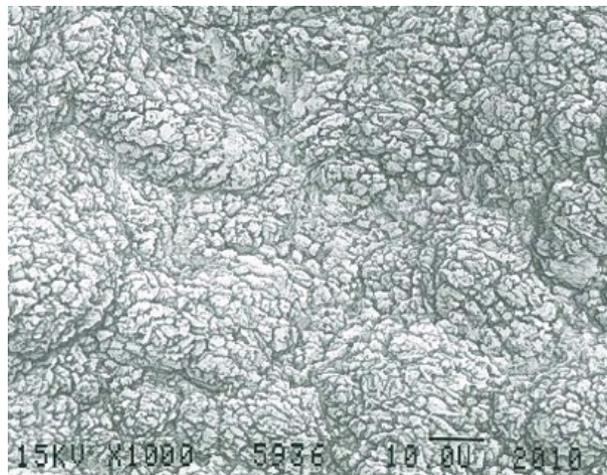


Abbildung 107:

Implantat gereinigt 2 Meßzone 1 (1000-fache Vergrößerung)



Abbildung 108:

Implantat gereinigt 2 Meßzone 1 (3000-fache Vergrößerung)

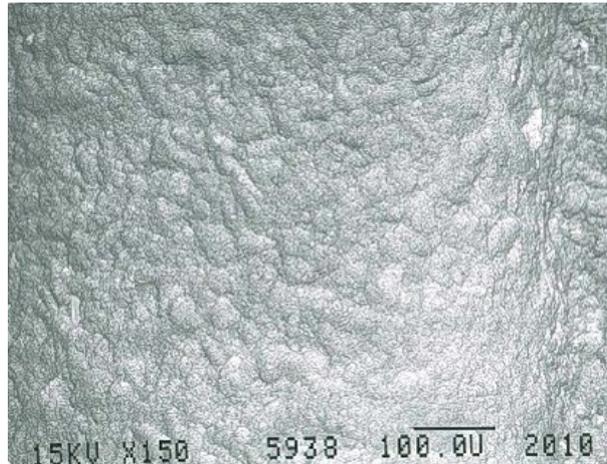


Abbildung 109:

Implantat gereinigt 2 Meßzone 2 (100-fache Vergrößerung)

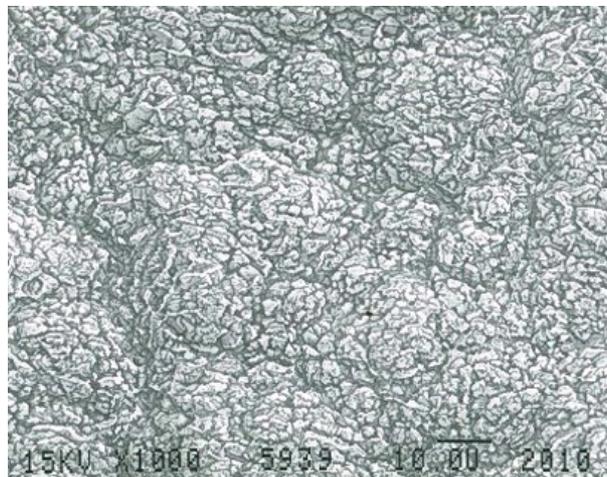


Abbildung 110:

Implantat gereinigt 2 Meßzone 2 (1000-fache Vergrößerung)

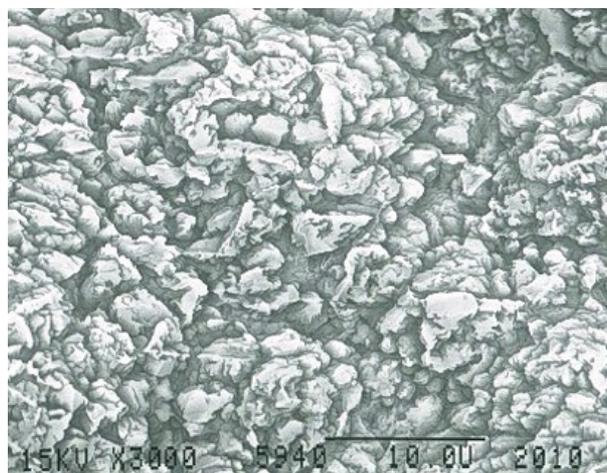


Abbildung 111:

Implantat gereinigt 2 Meßzone 2 (3000-fache Vergrößerung)

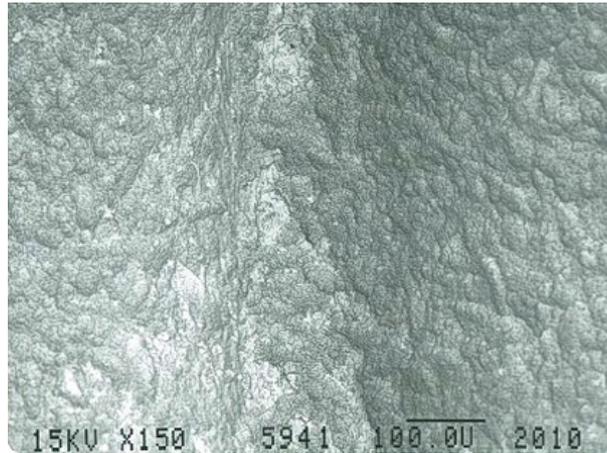


Abbildung 112:

Implantat gereinigt 2 Meßzone 3 (100-fache Vergrößerung)



Abbildung 113:

Implantat gereinigt 2 Meßzone 3 (1000-fache Vergrößerung)

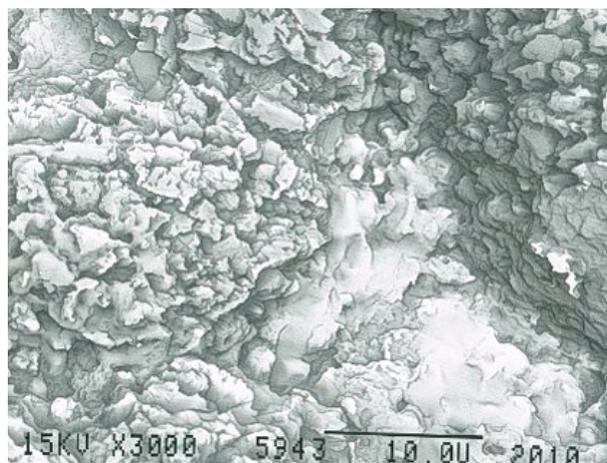


Abbildung 114:

Implantat gereinigt 2 Meßzone 3 (3000-fache Vergrößerung)

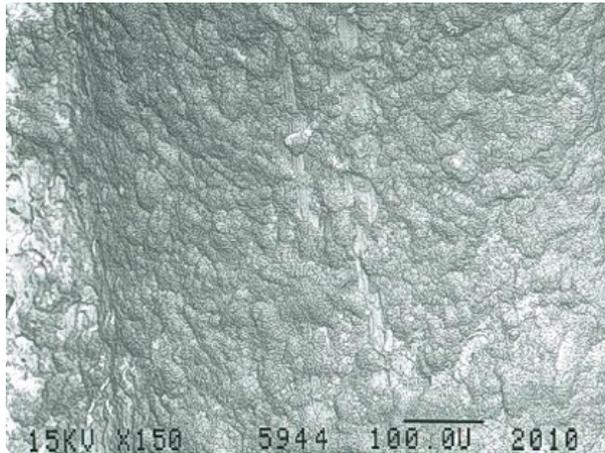


Abbildung 115:

Implantat gereinigt 2 Meßzone 4 (100-fache Vergrößerung)



Abbildung 116:

Implantat gereinigt 2 Meßzone 4 (1000-fache Vergrößerung)

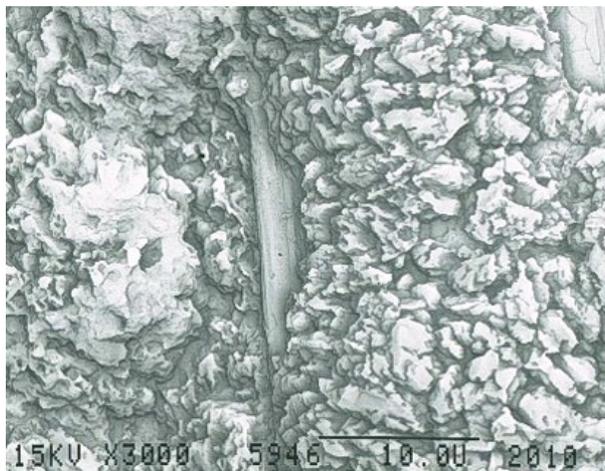


Abbildung 117:

Implantat gereinigt 2 Meßzone 4 (3000-fache Vergrößerung)

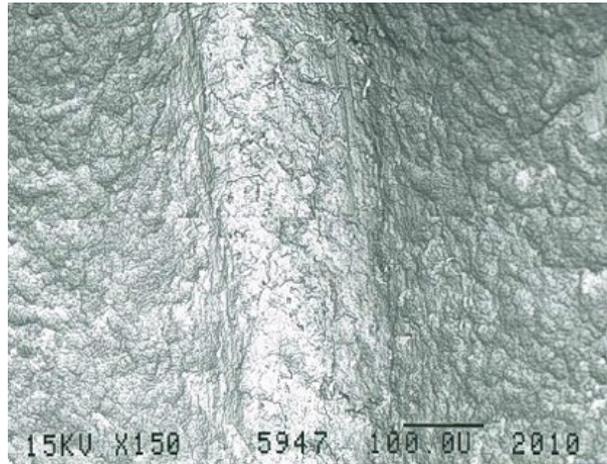


Abbildung 118:

Implantat gereinigt 2 Meßzone 5 (100-fache Vergrößerung)



Abbildung 119:

Implantat gereinigt 2 Meßzone 5 (1000-fache Vergrößerung)

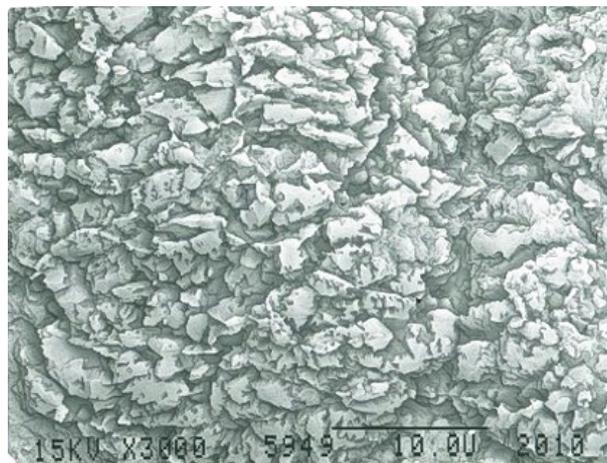


Abbildung 120:

Implantat gereinigt 2 Meßzone 5 (3000-fache Vergrößerung)

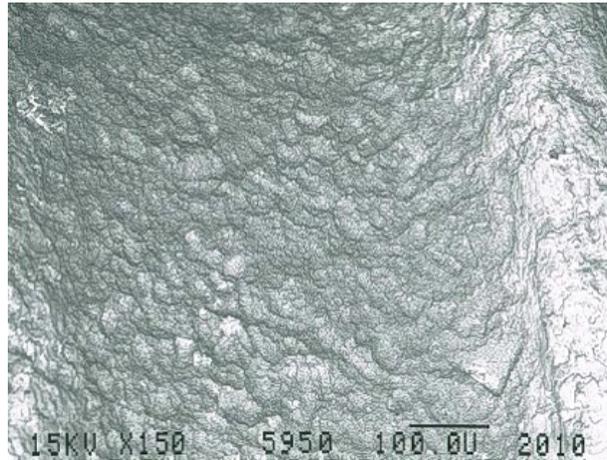


Abbildung 121:
Implantat gereinigt 2 Meßzone 6 (100-fache Vergrößerung)

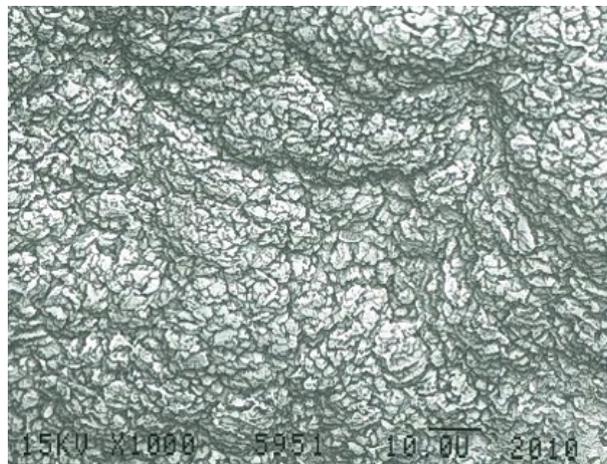


Abbildung 122:
Implantat gereinigt 2 Meßzone 6 (1000-fache Vergrößerung)

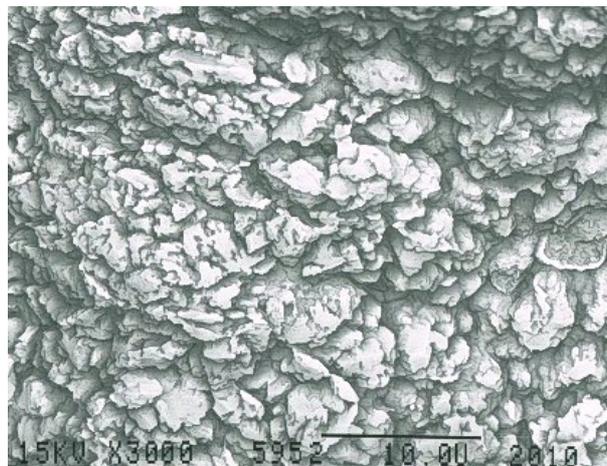


Abbildung 123:
Implantat gereinigt 2 Meßzone 6 (3000-fache Vergrößerung)



Abbildung 124:

Implantat gereinigt 2 Meßzone 7 (100-fache Vergrößerung)



Abbildung 125:

Implantat gereinigt 2 Meßzone 7 (1000-fache Vergrößerung)

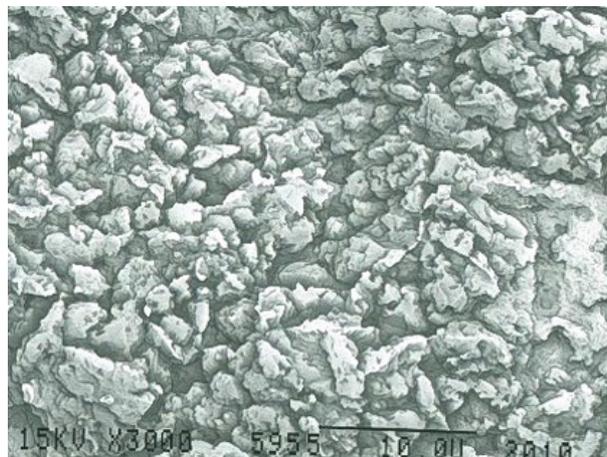


Abbildung 126:

Implantat gereinigt 2 Meßzone 7 (3000-fache Vergrößerung)

4.1.2.1.3. Implantat 3

4.1.2.1.3.1. Makroskopische Darstellung

Das Implantat 3 zeigt auf seiner Oberfläche makroskopisch kaum Unregelmäßigkeiten. Punktuelle Veränderungen sind an den mittleren Gewindeflanken erkennbar (Abbildung 127).



Abbildung 127: Insetiertes und gereinigtes Implantat 3 (5-fache Lupenvergrößerung)

4.1.2.1.3.2. REM-Untersuchung

In der REM Aufnahme stellen sich alle Meßzonen nahezu identisch dar. Vereinzelt sind knollige Oberflächenveränderungen zu sehen (Abbildung 128, 4a; 137). In der 3000 -fachen Vergrößerung sind sämtliche Oberflächenreliefs verstrichen (Abbildung 128, 2c, 5c, 6c, 7c; 133, 142, 145, 148). Bei dieser Probe wurde im Rahmen der REM ein Foto mehrfach belichtet, so dass keine Bilddaten vorliegen (Abbildung 128, 1b)

Zusammenfassung:

Keine wesentlichen Oberflächenveränderungen, jedoch in größter Vergrößerung abgeflachtes Relief.

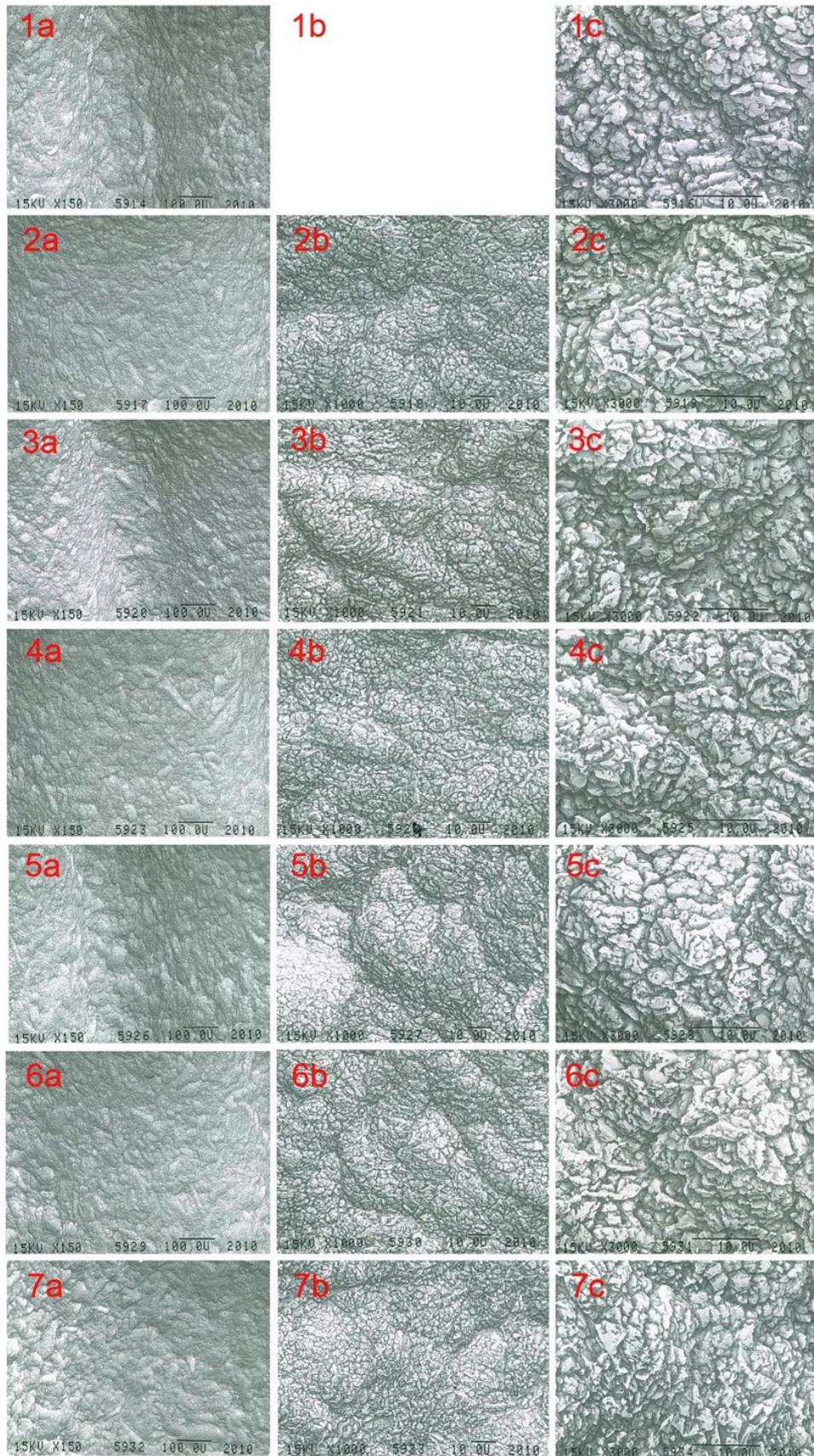


Abbildung 128: Bildtafel inseriertes und gereinigtes Implantat 3; (1-7; a = 100-fache, b = 1000-fache, c = 3000-fache Vergrößerung); Bild 1b nicht verwendbar, da doppelbelichtet

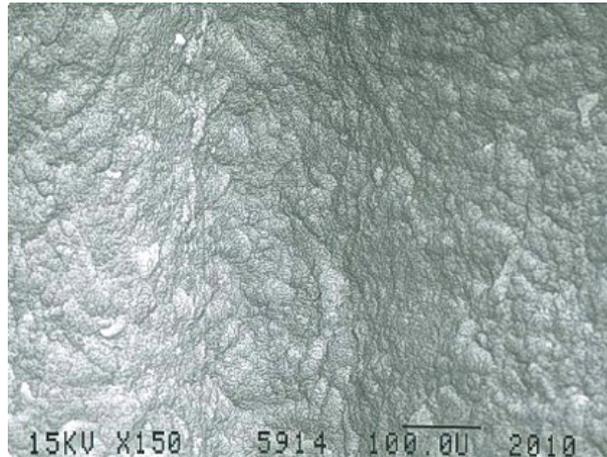


Abbildung 129:

Implantat gereinigt 3 Meßzone 1 (100-fache Vergrößerung)

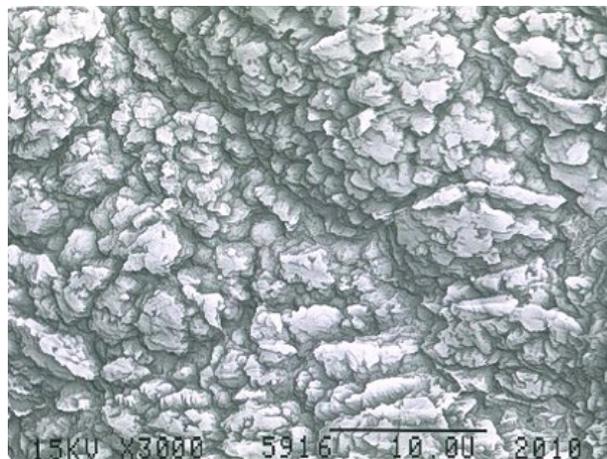


Abbildung 130:

Implantat gereinigt 3 Meßzone 1 (3000-fache Vergrößerung)

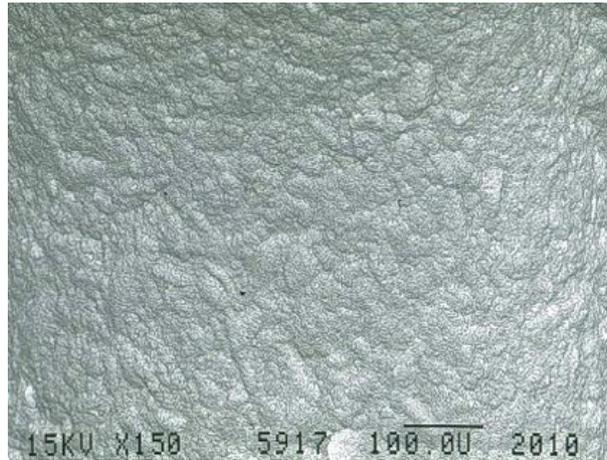


Abbildung 131:
Implantat gereinigt 3 Meßzone 2 (100-fache Vergrößerung)

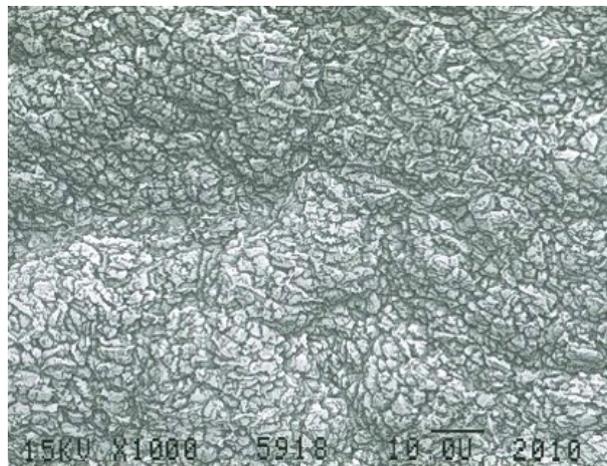


Abbildung 132:
Implantat gereinigt 3 Meßzone 2 (1000-fache Vergrößerung)

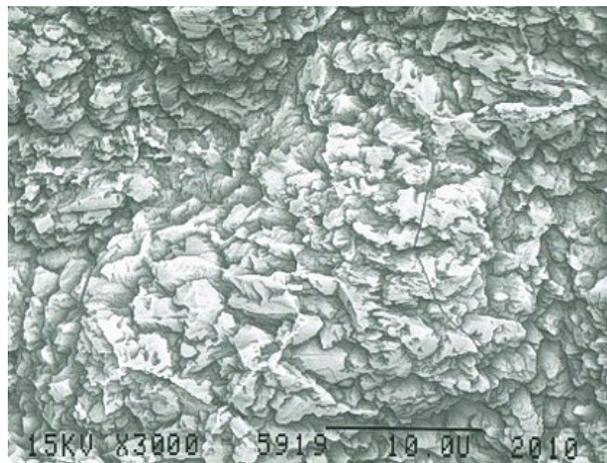


Abbildung 133:
Implantat gereinigt 3 Meßzone 2 (3000-fache Vergrößerung)

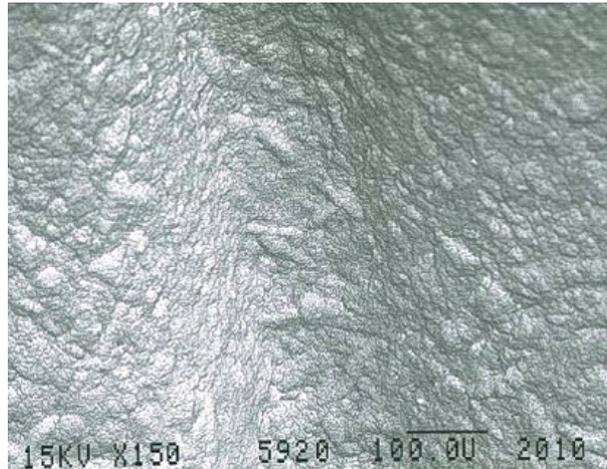


Abbildung 134:

Implantat gereinigt 3 Meßzone 3 (100-fache Vergrößerung)

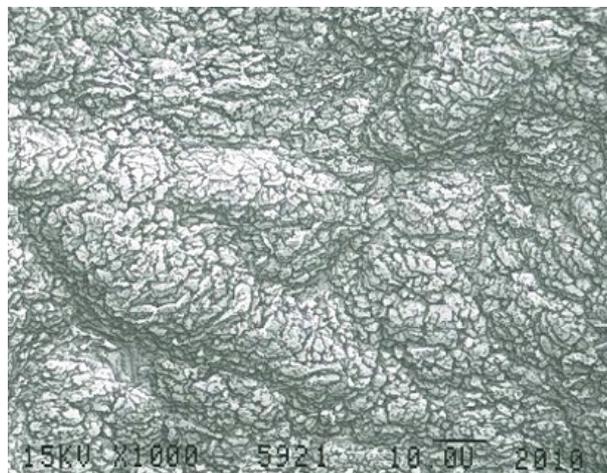


Abbildung 135:

Implantat gereinigt 3 Meßzone 3 (1000-fache Vergrößerung)

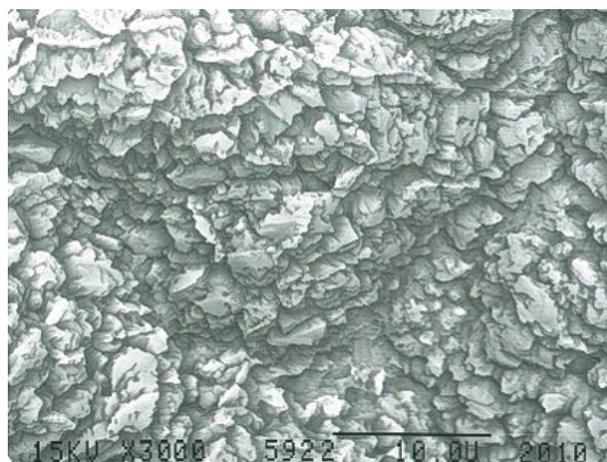


Abbildung 136:

Implantat gereinigt 3 Meßzone 3 (3000-fache Vergrößerung)

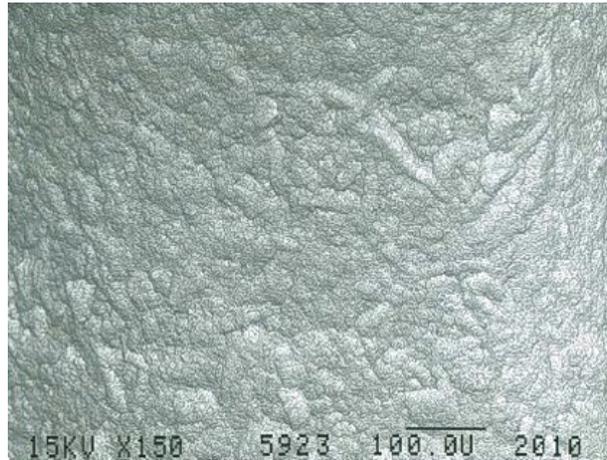


Abbildung 137:

Implantat gereinigt 3 Meßzone 4 (100-fache Vergrößerung)

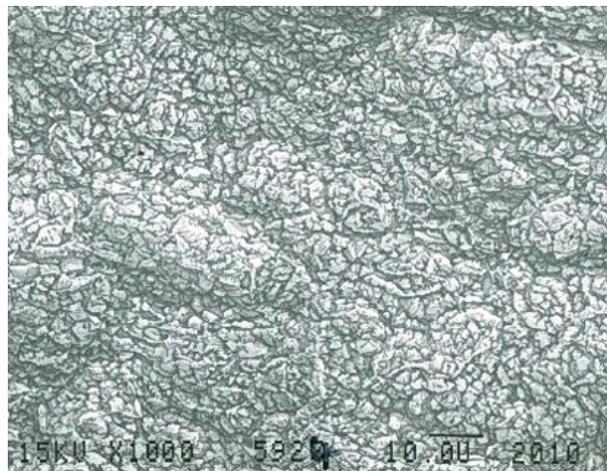


Abbildung 138:

Implantat gereinigt 3 Meßzone 4 (1000-fache Vergrößerung)

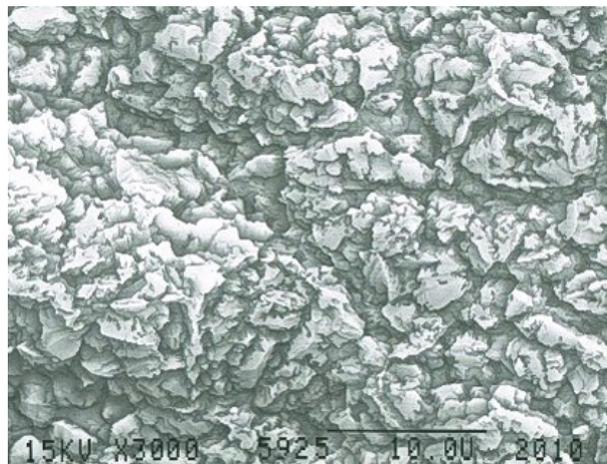


Abbildung 139:

Implantat gereinigt 3 Meßzone 4 (3000-fache Vergrößerung)

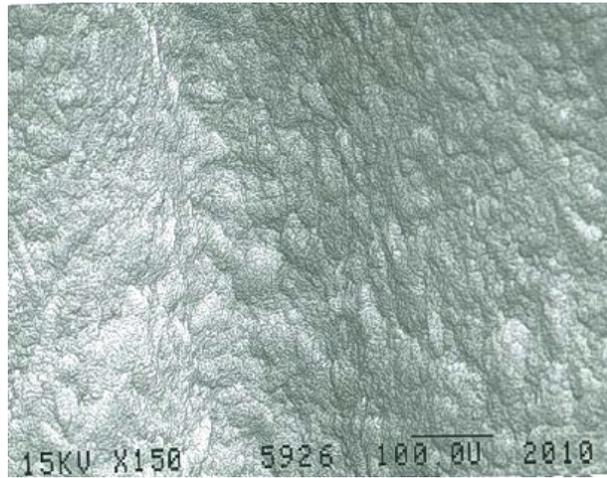


Abbildung 140:

Implantat gereinigt 3 Meßzone 5 (100-fache Vergrößerung)

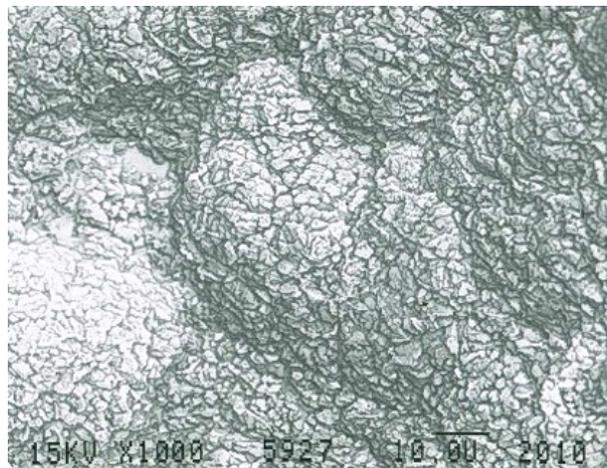


Abbildung 141:

Implantat gereinigt 3 Meßzone 5 (1000-fache Vergrößerung)

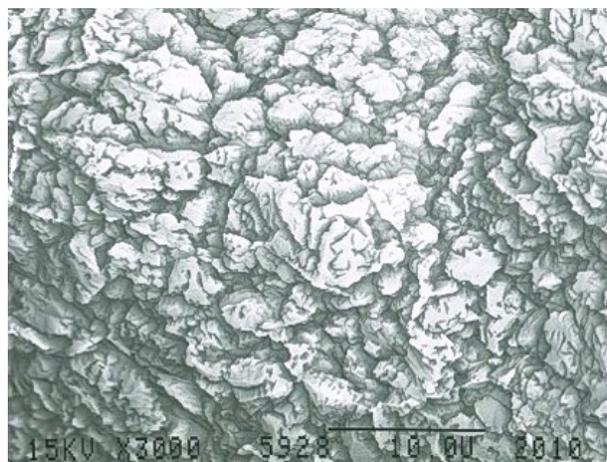


Abbildung 142:

Implantat gereinigt 3 Meßzone 5 (3000-fache Vergrößerung)

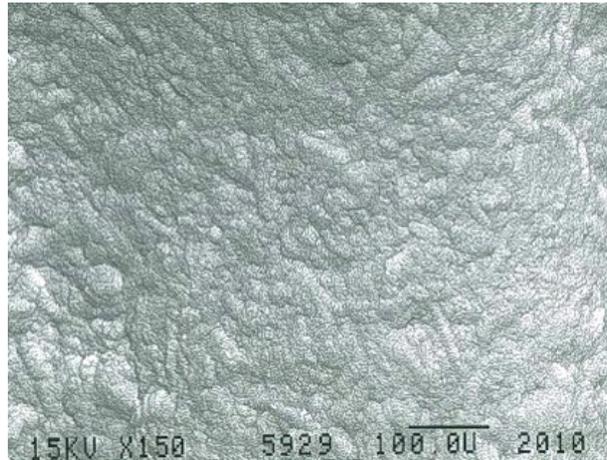


Abbildung 143:
Implantat gereinigt 3 Meßzone 6 (100-fache Vergrößerung)

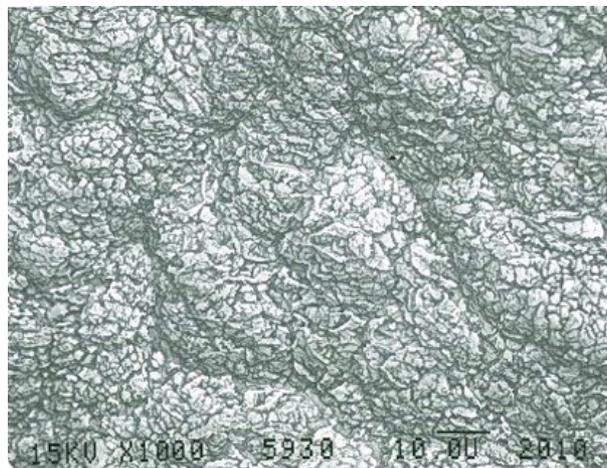


Abbildung 144:
Implantat gereinigt 3 Meßzone 6 (1000-fache Vergrößerung)

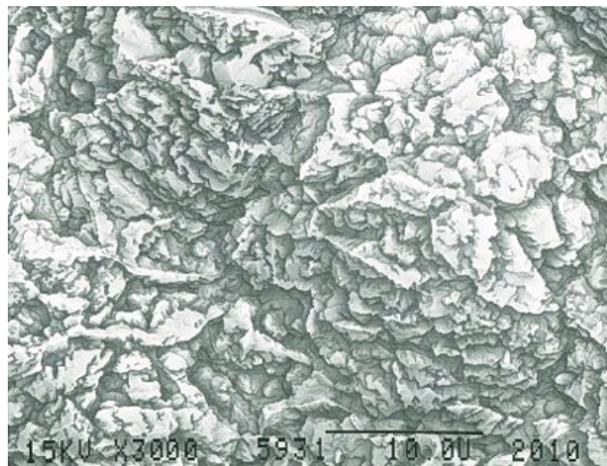


Abbildung 145:
Implantat gereinigt 3 Meßzone 6 (3000-fache Vergrößerung)

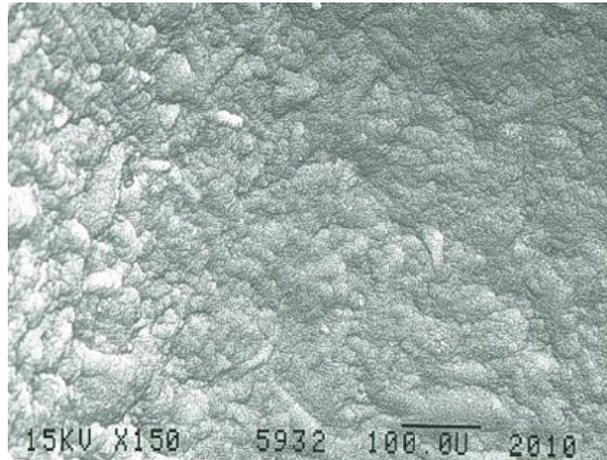


Abbildung 146:

Implantat gereinigt 3 Meßzone 7 (100-fache Vergrößerung)

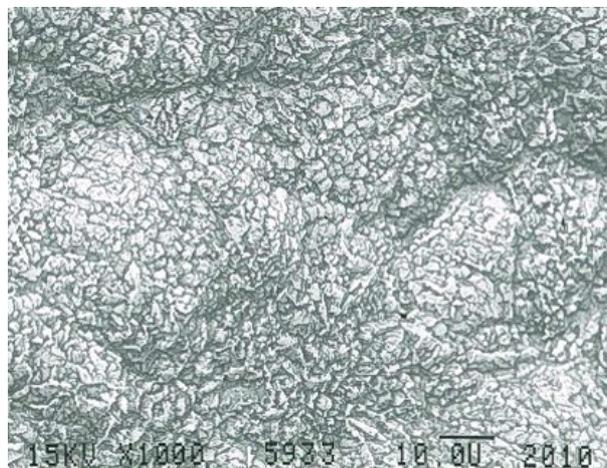


Abbildung 147:

Implantat gereinigt 3 Meßzone 7 (1000-fache Vergrößerung)

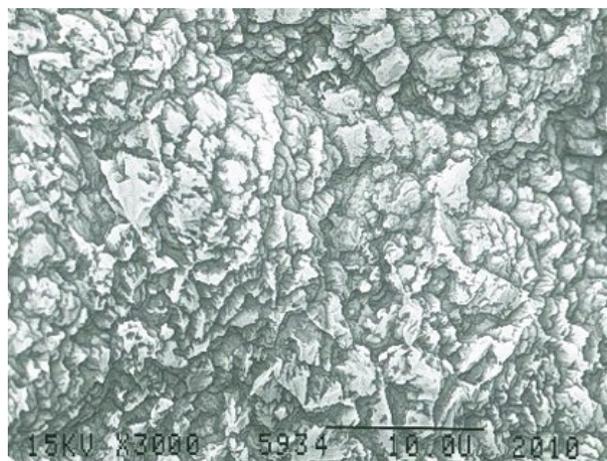


Abbildung 148:

Implantat gereinigt 3 Meßzone 7 (3000-fache Vergrößerung)

4.1.2.1.4. Implantat 4

4.1.2.1.4.1. Makroskopische Untersuchung

Das Implantat 4 zeigt makroskopisch sehr deutliche Unregelmäßigkeiten der Oberfläche. Diese zeichnen sich auf fast allen Gewindeflanken deutlich ab. Vereinzelt zeigen sich punktuelle Veränderungen in den Gewindezwischenräumen (Abbildung 149).

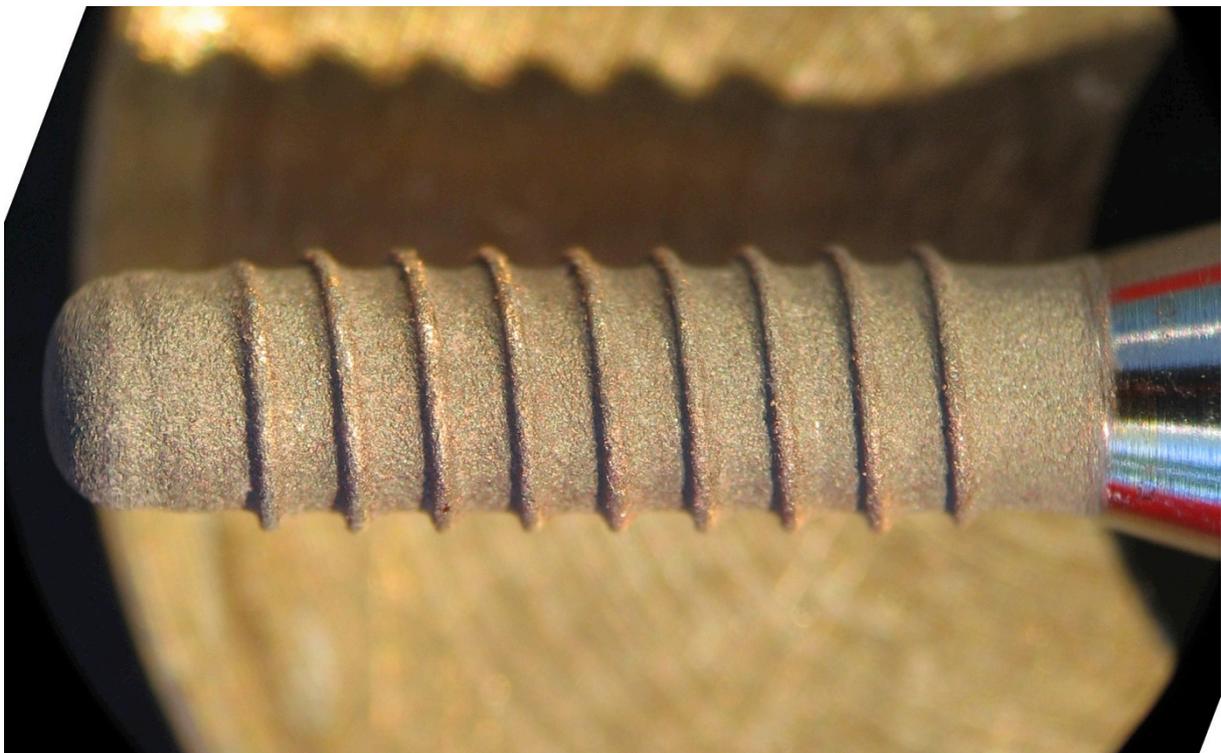


Abbildung 149: Insetiertes und gereinigtes Implantat 4 (5-fache Lupenvergrößerung)

4.1.2.1.4.2. REM-Untersuchung

Zone 1 hat eine inhomogene Oberfläche. In den hohen Auflösungen sind flächige Erosionen und Abflachungen des Reliefs zu erkennen (Abbildung 150, 1b,c; 152, 153). Der Gewindezwischenraum in Zone 2 weist mehrere stäbchenförmige Strukturen auf. Sie stellen sich in den 1000 - und 3000 - fachen Vergrößerungen als erhaben dar. (Abbildung 150, 2b,c; 155, 156) Die Zone 3 wirkt ähnlich strukturiert wie Zone 1. Die flächigen Veränderungen sind zwar ausgedehnter jedoch unregelmäßiger (Abbildung 150, 3b; 158). In Meßzone 4 wirkt die Oberfläche höckrig aufgeworfen. In der 3000-fachen Vergrößerung ist das Relief geringfügig verstrichen (Abbildung 150, 4a, c; 160, 162). Zone 5 stellt sich äquivalent den Zonen 1 und 3 dar. Die Strukturveränderung ist jedoch noch gravierender (Abbildung 150, 5b; 164). Im Bereich der 6. Zone wird ein fast identisches Bild wie in Zone 4 gezeigt. Zone 7 hat dagegen schuppige Veränderungen (Abbildung 150, 7b, c; 170, 171).

Zusammenfassung:

Großflächige Strukturunterschiede über die gesamte Oberfläche verteilt. Deutliche Veränderungen an den Gewindeflanken. Die Gewindezwischenräume sind knollig und schuppig destruiert.

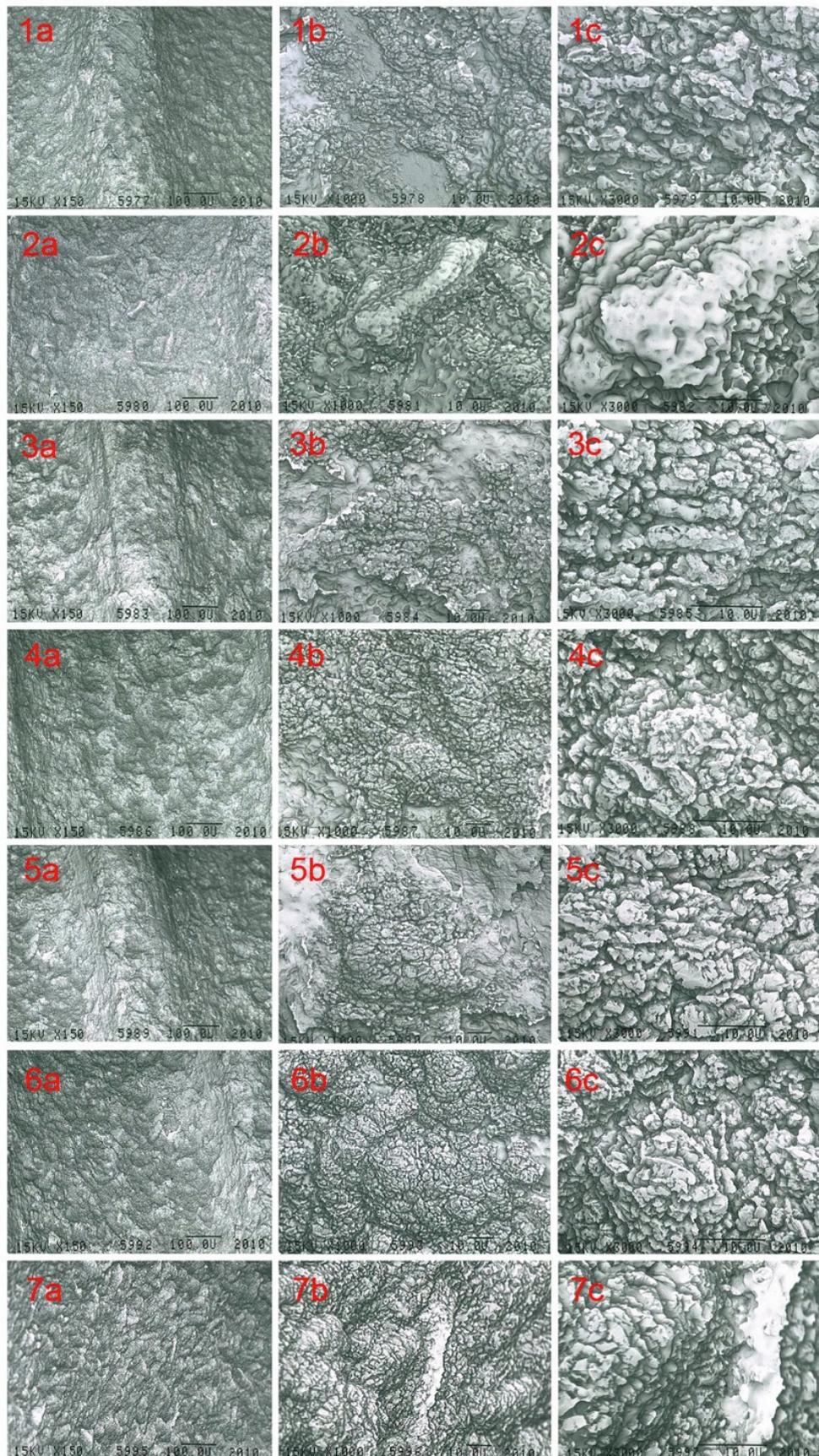


Abbildung 150: Bildtafel inseriertes und gereinigtes Implantat 4; (1-7; a = 100-fache, b = 1000-fache, c = 3000-fache Vergrößerung)

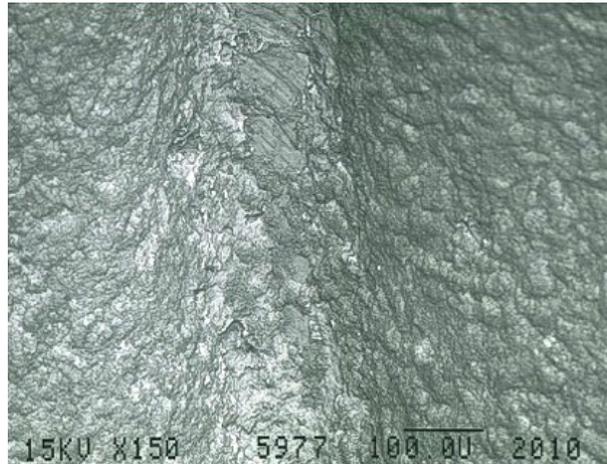


Abbildung 151:
Implantat gereinigt 4 Meßzone 1 (100-fache Vergrößerung)

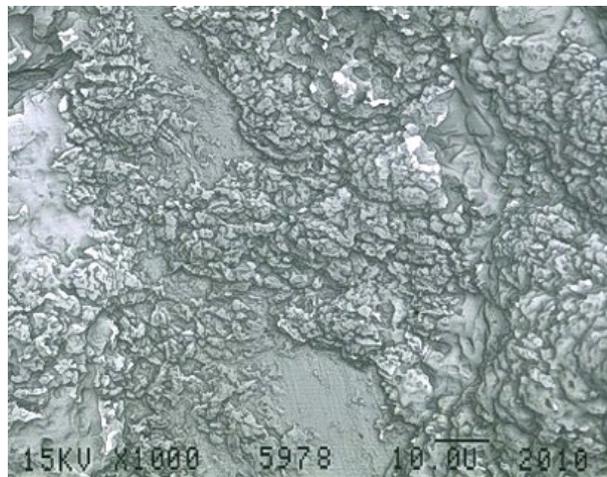


Abbildung 152:
Implantat gereinigt 4 Meßzone 1 (1000-fache Vergrößerung)

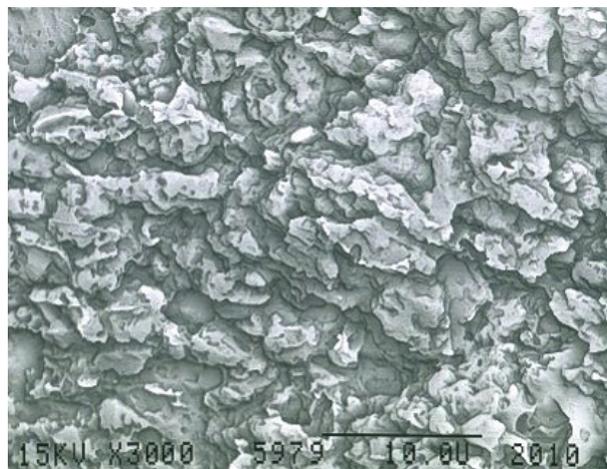


Abbildung 153:
Implantat gereinigt 4 Meßzone 1 (3000-fache Vergrößerung)

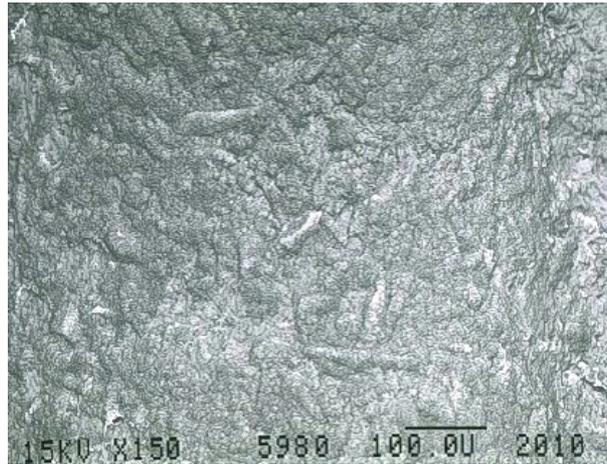


Abbildung 154:

Implantat gereinigt 4 Meßzone 2 (100-fache Vergrößerung)

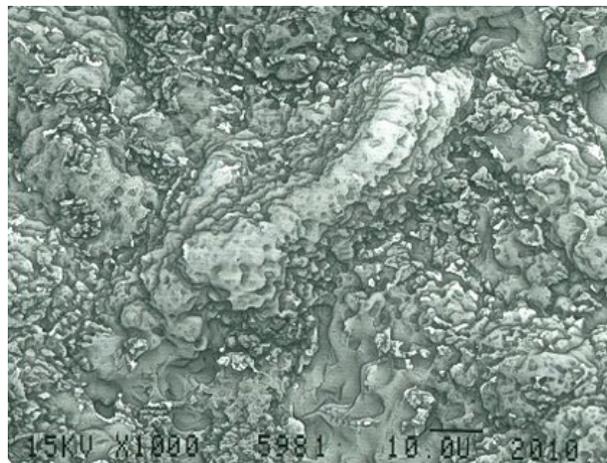


Abbildung 155:

Implantat gereinigt 4 Meßzone 2 (1000-fache Vergrößerung)

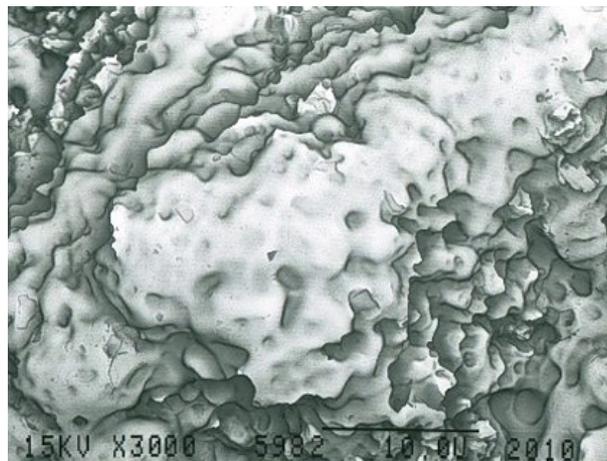


Abbildung 156:

Implantat gereinigt 4 Meßzone 2 (3000-fache Vergrößerung)

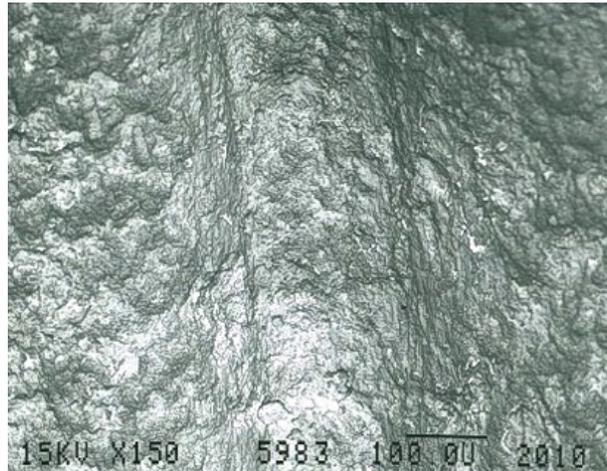


Abbildung 157:

Implantat gereinigt 4 Meßzone 3 (100-fache Vergrößerung)

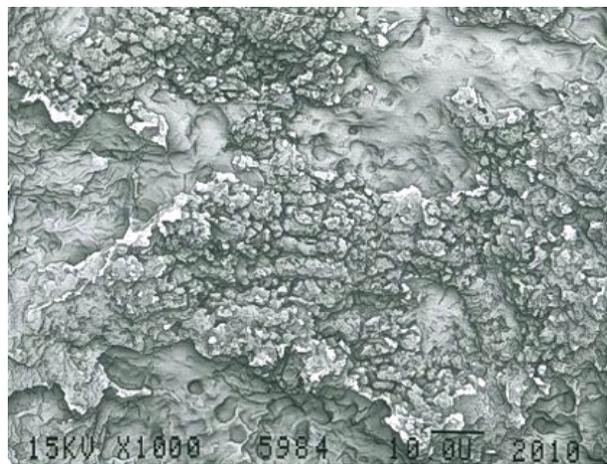


Abbildung 158:

Implantat gereinigt 4 Meßzone 3 (1000-fache Vergrößerung)

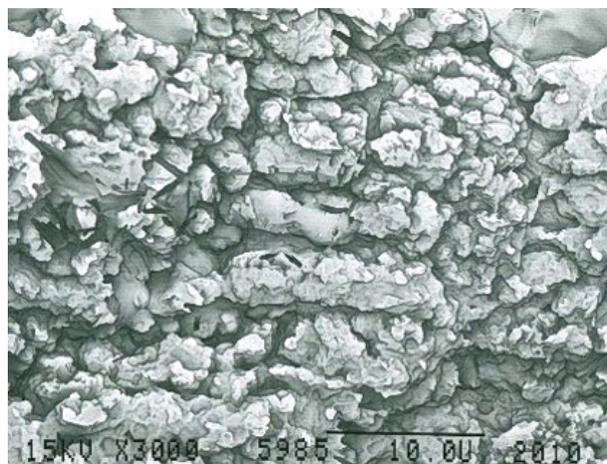


Abbildung 159:

Implantat gereinigt 4 Meßzone 3 (3000-fache Vergrößerung)

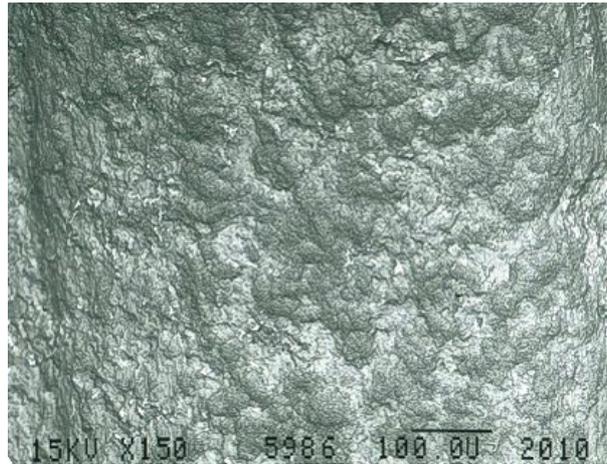


Abbildung 160:
Implantat gereinigt 4 Meßzone 4 (100-fache Vergrößerung)

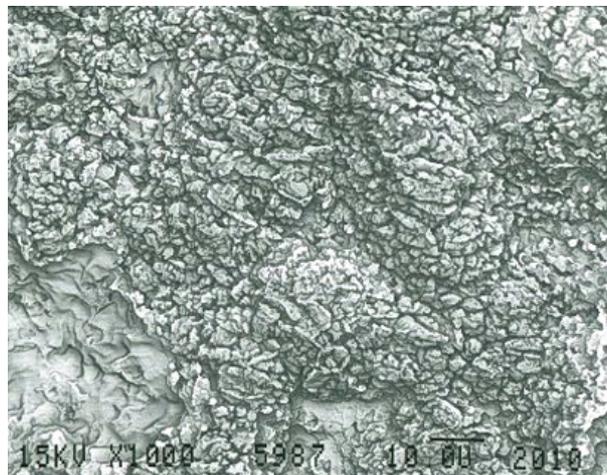


Abbildung 161:
Implantat gereinigt 4 Meßzone 4 (1000-fache Vergrößerung)



Abbildung 162:
Implantat gereinigt 4 Meßzone 4 (3000-fache Vergrößerung)

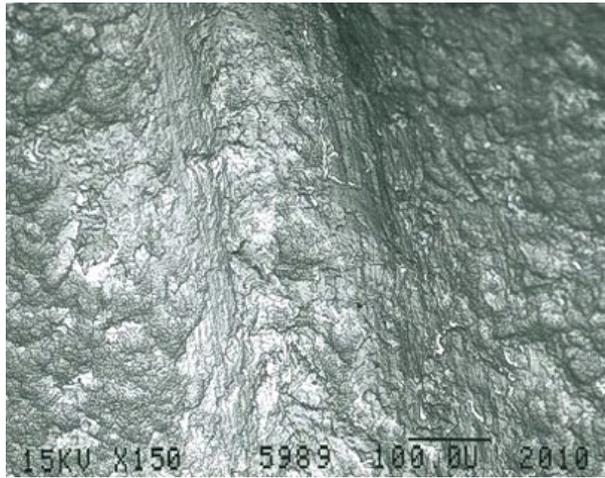


Abbildung 163:

Implantat gereinigt 4 Meßzone 5 (100-fache Vergrößerung)



Abbildung 164:

Implantat gereinigt 4 Meßzone 5 (1000-fache Vergrößerung)

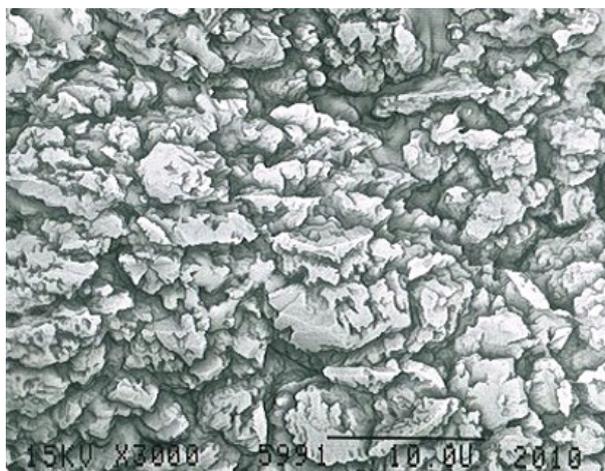


Abbildung 165:

Implantat gereinigt 4 Meßzone 5 (3000-fache Vergrößerung)

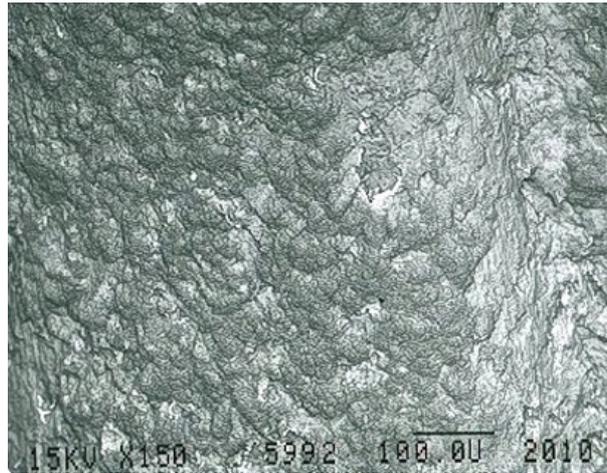


Abbildung 166:

Implantat gereinigt 4 Meßzone 6 (100-fache Vergrößerung)

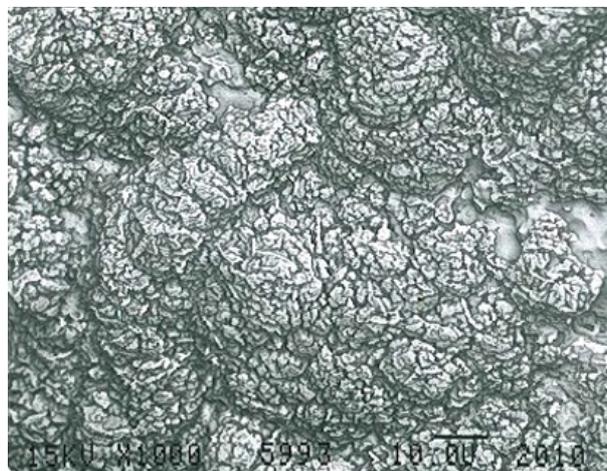


Abbildung 167:

Implantat gereinigt 4 Meßzone 6 (1000-fache Vergrößerung)



Abbildung 168:

Implantat gereinigt 4 Meßzone 6 (3000-fache Vergrößerung)

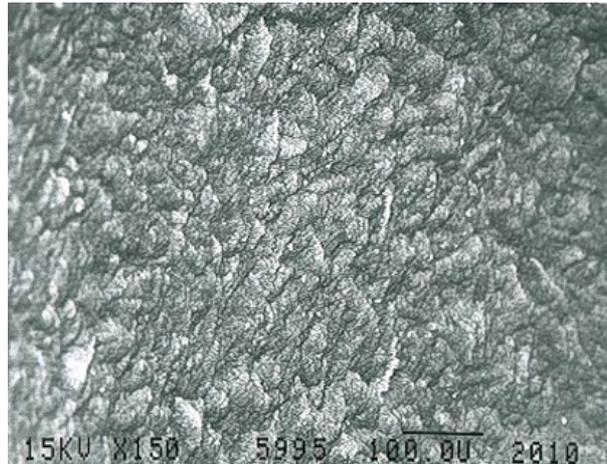


Abbildung 169:

Implantat gereinigt 4 Meßzone 7 (100-fache Vergrößerung)



Abbildung 170:

Implantat gereinigt 4 Meßzone 7 (1000-fache Vergrößerung)

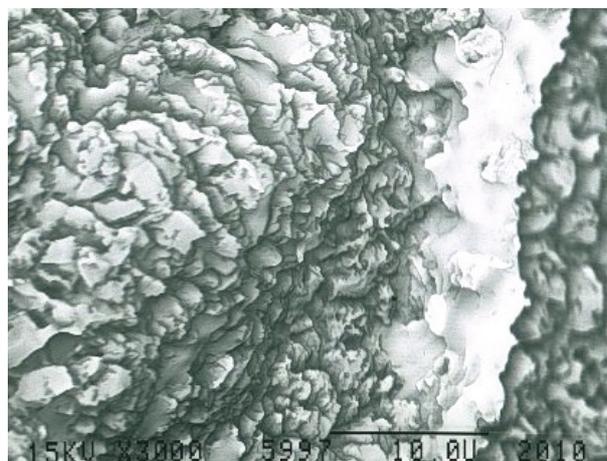


Abbildung 171:

Implantat gereinigt 4 Meßzone 7 (3000-fache Vergrößerung)

4.1.2.2. Ungereinigte Implantate

4.1.2.2.1. Implantat 5

4.1.2.2.1.1. REM-Untersuchung

Zone 1 (Meßfeld 2) (Abbildung 34) zeigt in allen Vergrößerungen deutliche Strukturabweichungen. Diese stellen sich als glatte, flächige Auflagerungen dar. Das Mikrorelief ist noch erkennbar (Abbildung 172 ,1a-c; 173-175). In den Zonen 2 (Meßfeld 4) und 3 (Meßfeld 6) ist die gesamte Oberfläche des Implantats mit einer wabenartigen Schicht überzogen, welche kleinste Kanälchen aufweist (Abbildung 172 ,2 a-c, 3a-c; 176-181).

Zusammenfassung:

Im mittleren und cervicalen Bereich nahezu komplette Bedeckung der Implantatoberfläche durch eine wabenartiger Struktur.

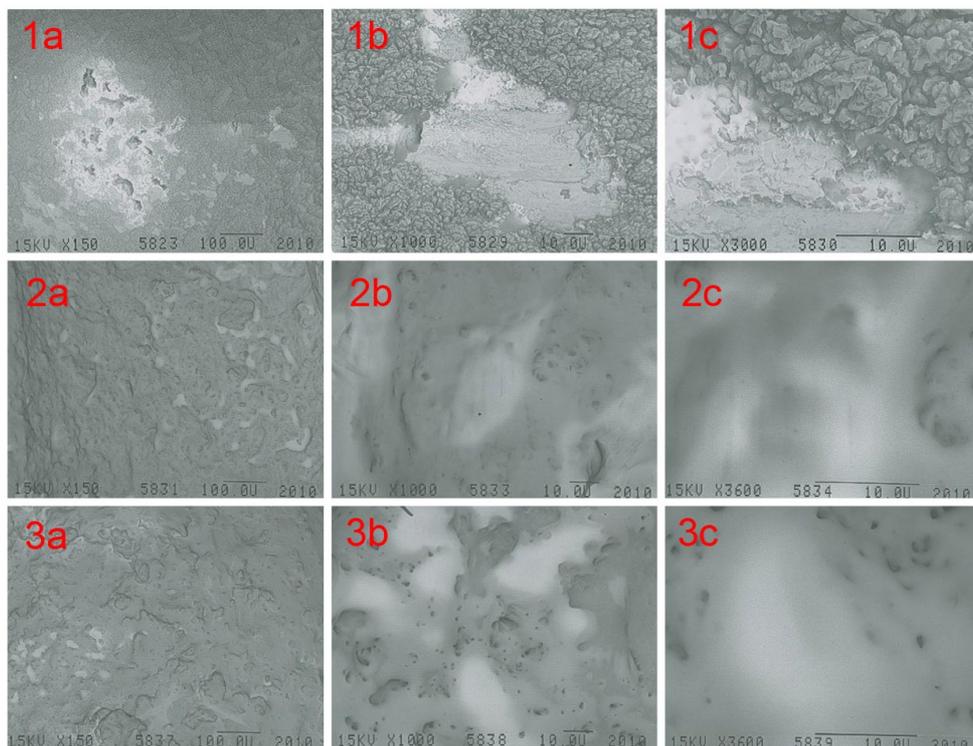


Abbildung 172: Bildtafel inseriertes und ungereinigtes Implantat 5; (1-3; a = 150-fache, b = 1000-fache, c = 3000 bis 3600-fache Vergrößerung)

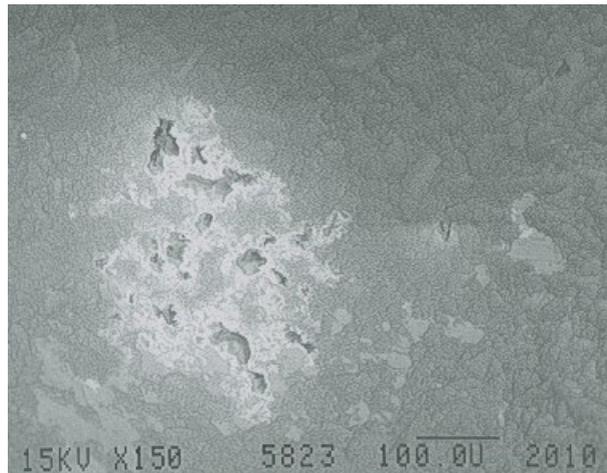


Abbildung 173:

Implantat ungereinigt 1 Meßzone 1 (100-fache Vergrößerung)



Abbildung 174:

Implantat ungereinigt 1 Meßzone 1 (1000-fache Vergrößerung)

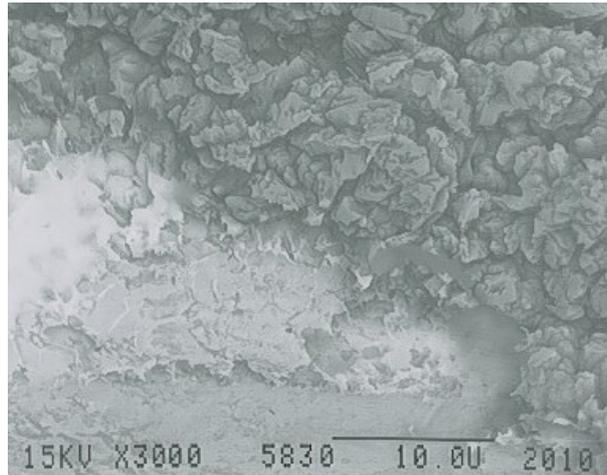


Abbildung 175:

Implantat ungereinigt 1 Meßzone 1 (3000-fache Vergrößerung)

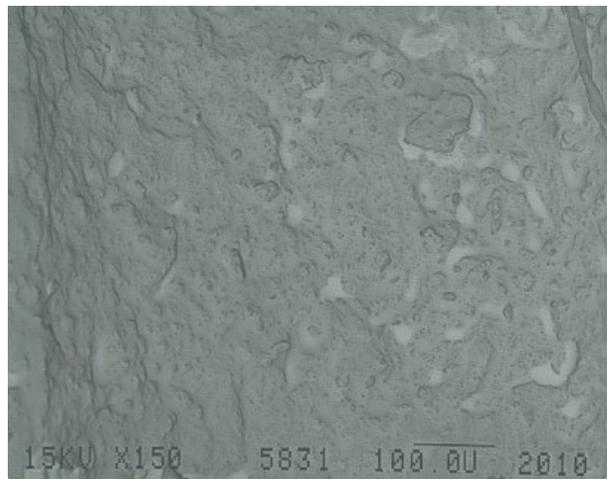


Abbildung 176:

Implantat ungereinigt 1 Meßzone 2 (100-fache Vergrößerung)

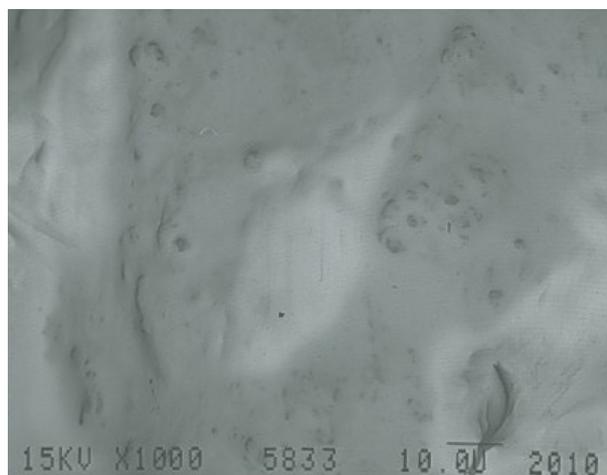


Abbildung 177:

Implantat ungereinigt 1 Meßzone 2 (1000-fache Vergrößerung)

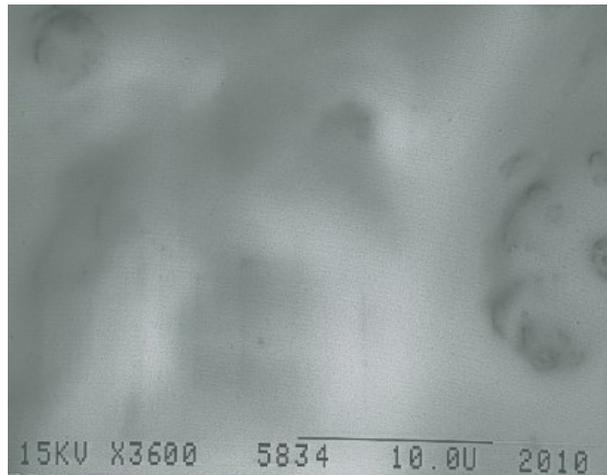


Abbildung 178:

Implantat ungereinigt 1 Meßzone 2 (3000-fache Vergrößerung)

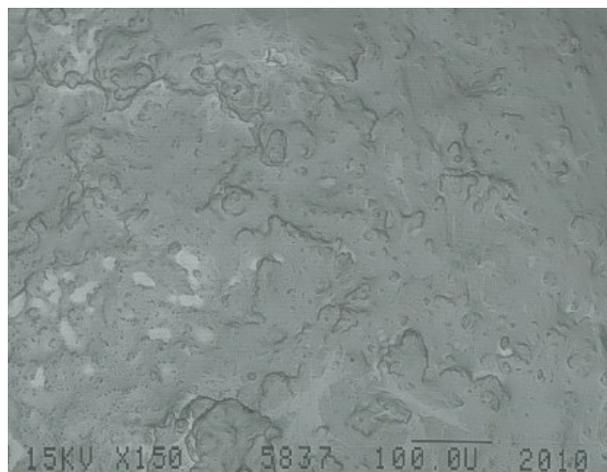


Abbildung 179:

Implantat ungereinigt 1 Meßzone 3 (100-fache Vergrößerung)

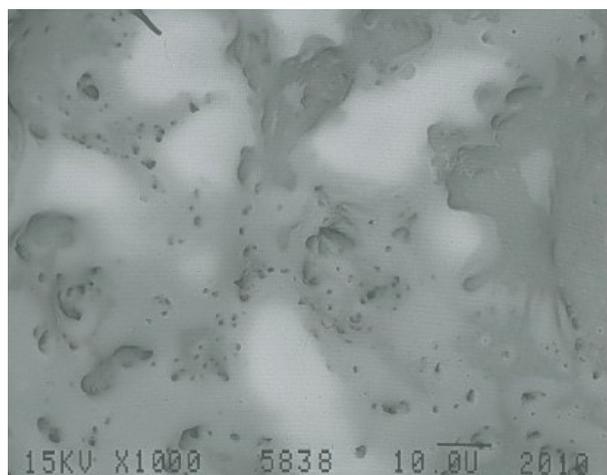


Abbildung 180:

Implantat ungereinigt 1 Meßzone 3 (1000-fache Vergrößerung)

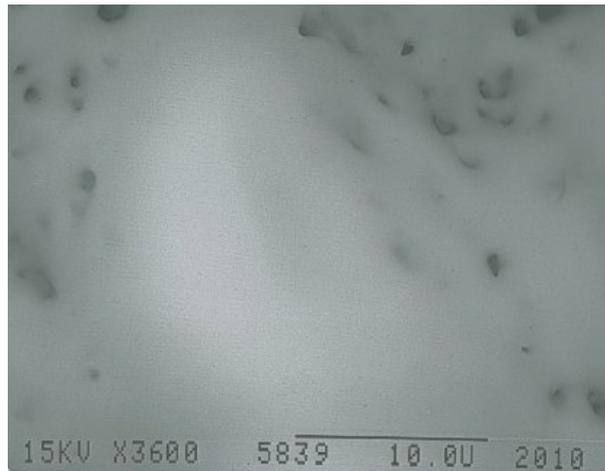


Abbildung 181:

Implantat ungereinigt 1 Meßzone 3 (3000-fache Vergrößerung)

4.1.2.2.2. Implantat 6

4.1.2.2.2.1. REM-Untersuchung

Zone 1 (Meßfeld 2) (Abbildung 34) zeigt in allen Auflösungen signifikante Veränderungen. Diese imponieren als höckerige Auflagerungen. Das Mikrorelief ist teilweise noch erkennbar. (Abbildung 182, 1b, c; 184, 185). In den Zonen 2 (Meßfeld 4) und 3 (Meßfeld 6) ist die gesamte Implantatoberfläche von einer Schicht überzogen. Die Auflagerung in Zone 2 ist mehrschichtig und mottenfraßartig gestaltet (Abbildung 182, 2b,c; 187, 188). In Zone 3 stellt sich diese fast glatt dar. Sie ist jedoch mit einer Vielzahl von parallelen Riefen versehen (Abbildung 182, 3 a-c; 189-191).

Zusammenfassung:

Im mittleren und cervicalen Bereich nahezu komplette Bedeckung der Implantatoberfläche mit mehrschichtiger, mottenfraßartiger und riefiger Struktur.

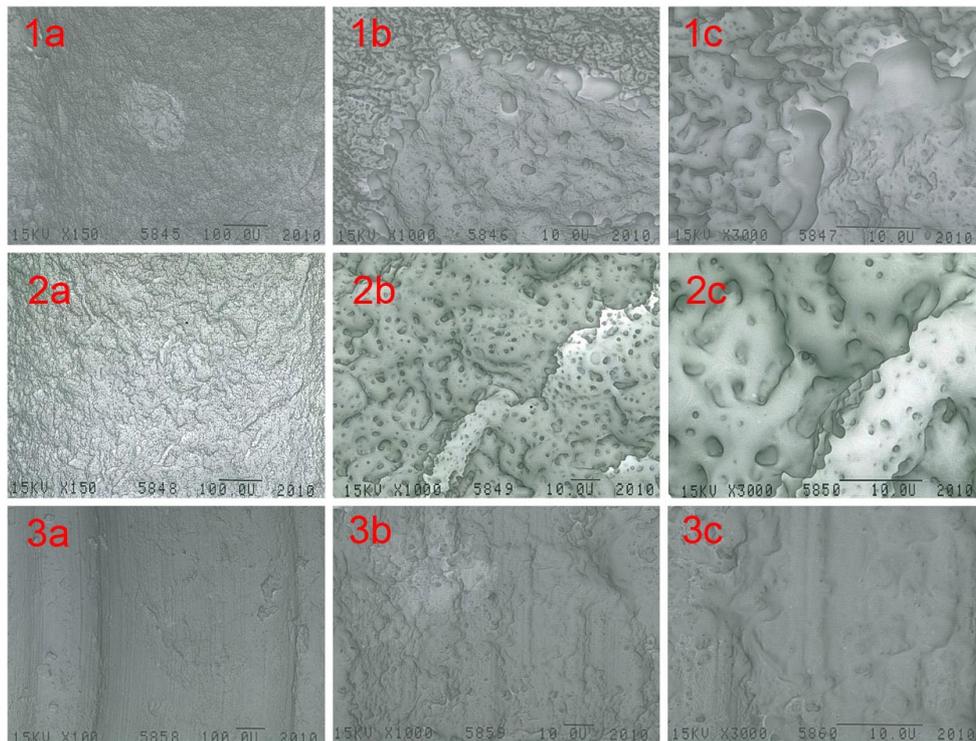


Abbildung 182:

Bildtafel inseriertes und ungereinigtes Implantat 6; (1-3; a = 100 bis 150-fache, b = 1000-fache, c = 3000 -fache Vergrößerung)

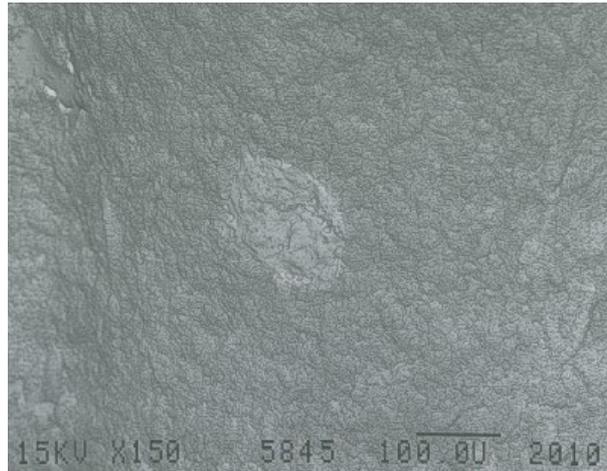


Abbildung 183:

Implantat ungereinigt 2 Meßzone 1 (100-fache Vergrößerung)

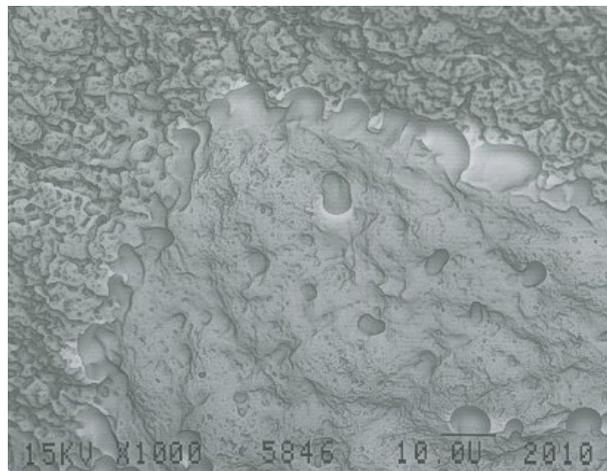


Abbildung 184:

Implantat ungereinigt 2 Meßzone 1 (1000-fache Vergrößerung)

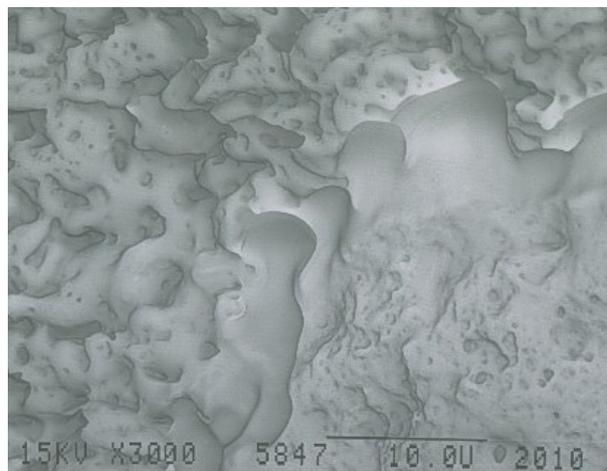


Abbildung 185:

Implantat ungereinigt 2 Meßzone 1 (3000-fache Vergrößerung)



Abbildung 186:

Implantat ungereinigt 2 Meßzone 2 (100-fache Vergrößerung)

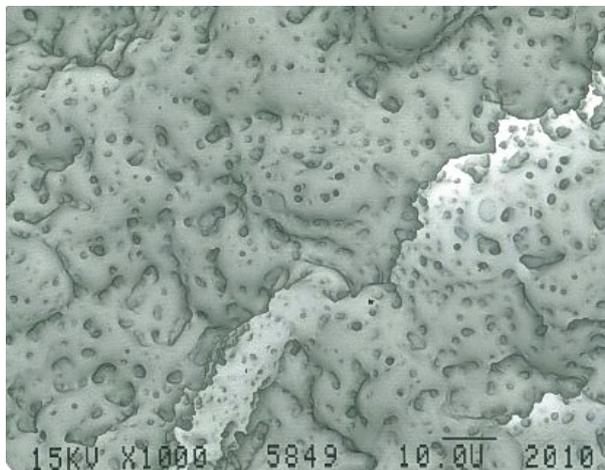


Abbildung 187:

Implantat ungereinigt 2 Meßzone 2 (1000-fache Vergrößerung)

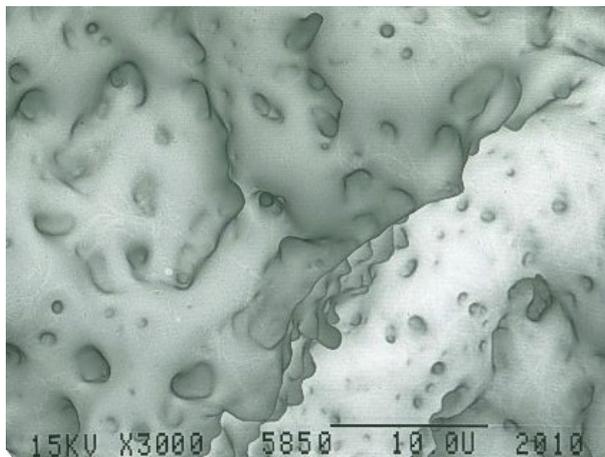


Abbildung 188:

Implantat ungereinigt 2 Meßzone 2 (3000-fache Vergrößerung)

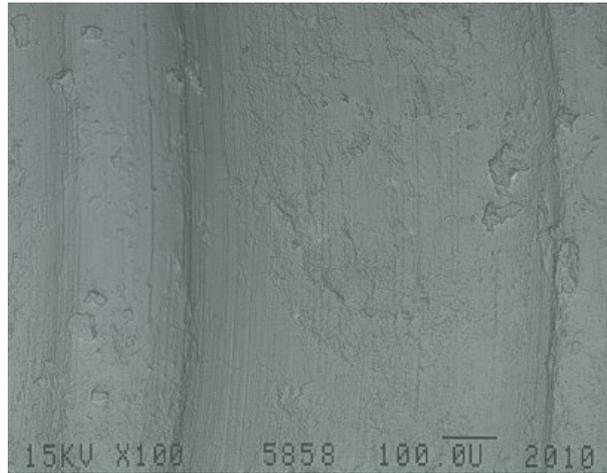


Abbildung 189:

Implantat ungereinigt 2 Meßzone 3 (100-fache Vergrößerung)

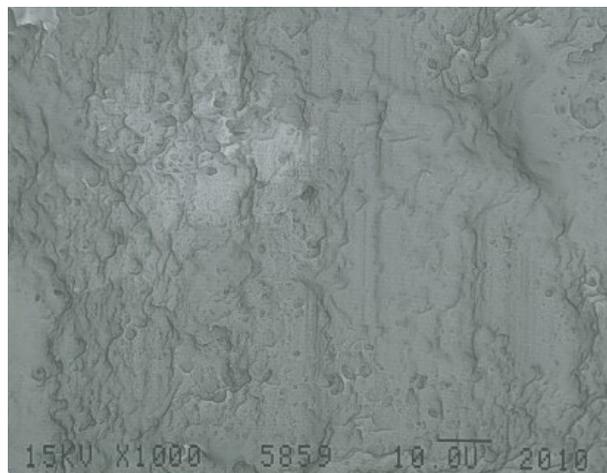


Abbildung 190:

Implantat ungereinigt 2 Meßzone 3 (1000-fache Vergrößerung)

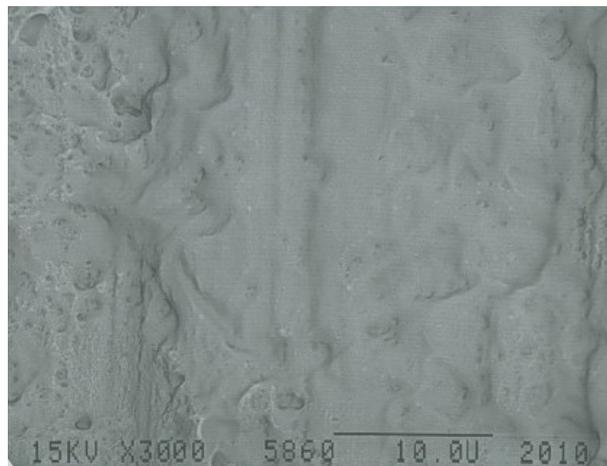


Abbildung 191:

Implantat ungereinigt 2 Meßzone 3 (3000-fache Vergrößerung)

4.2. Bildauswertung

	Zone 1	Zone 2	Zone 3	Zone 4	Zone 5	Zone 6	Zone 7
150 fach							
Implantat 1	1,6	0,1	1,1	3,8	1	2,5	0,6
Implantat 2	3,7	2,5	4,4	5,9	8,6	7,2	9,5
Implantat 3	2,30	0,6	4,7	3,4	2,9	1,9	5,5
Implantat 4	0,7	1,3	3,8	7	5,7	4,5	2,1
Implantat Formalin	0,4	0,7	0,7	1,3	0,2	0,4	0,2
Implantat steril	0,3	0,1	1,4	0,5	0,2	0,1	0,6
1000 fach							
Implantat 1	2,3	1,4	1,7	4	4,4	3,8	1,3
Implantat 2	9,2	8,4	9,2	12,8	39	21,7	34
Implantat 3	2,2	2,5	6,2	17,1	18,2	6,6	11,8
Implantat 4	35,1	3,6	35,3	33	51,9	46,6	20,7
Implantat Formalin	2	3,8	2,2	4,8	0,4	15,8	4,8
Implantat steril	0,6	4,2	2,6	0,4	1,3	5,1	1,8
3000 fach							
Implantat 1	2,1	1	2,3	4,4	7,6	8,7	3,4
Implantat 2	14,9	16,6	18,6	10,9	13	10,6	14,9
Implantat 3	10,6	8,4	10,5	14,4	17,2	18,1	9,1
Implantat 4	8,9	24	13,4	14,7	30,1	14	21,3
Implantat Formalin	2,6	2,8	2,1	3,7	2,1	1,5	2,2
Implantat steril	2,2	3,7	4,9	1,4	1,2	7,6	1,4
Kumulativer Medianwert							
Implantat 1	2,1	1	1,7	4	4,4	3,8	1,3
Implantat 2	9,2	8,4	9,2	10,9	13	10,6	14,9
Implantat 3	2,3	2,5	6,2	14,4	17,2	6,6	9,1
Implantat 4	8,9	3,6	13,4	14,7	30,1	14	20,7
Implantat Formalin	2	2,8	2,1	3,7	0,4	1,5	2,2
Implantat steril	0,6	3,7	2,6	0,5	1,2	5,1	1,4

Tabelle 16: Bildanalyse der Oberflächen, Prozentangabe der Oberflächenveränderungen bei verschiedenen Vergrößerungen sowie kumulativem Medianwerten

Tabelle 16 stellt sowohl die prozentualen Implantatoberflächenveränderungen bei den verschiedenen Vergrößerungen als auch die kumulativen Medianwerte dar. Die größten Veränderungen zeigen sich ab dem mittleren Anteil und setzen sich bis zum Apex der inserierten Schrauben fort. Sowohl das sterile als auch das formalinbenetzte Implantat weisen keine wesentlichen Veränderungen der Oberfläche auf. Dies verdeutlichen besonders die graphischen Werte (Abbildung 192, Abbildung 193, Abbildung 194, Abbildung 195). Das Implantat 1 weist gegenüber den sterilen und formalinbenetzten Implantaten nur geringfügige Unterschiede auf. Bei den 1500- und 3000-fachen Vergrößerungen hat das sterile Implantat sogar in den Zonen 2 und 3 eine größere Oberflächenveränderung als das Implantat 1 (Abbildung 193, Abbildung 194).

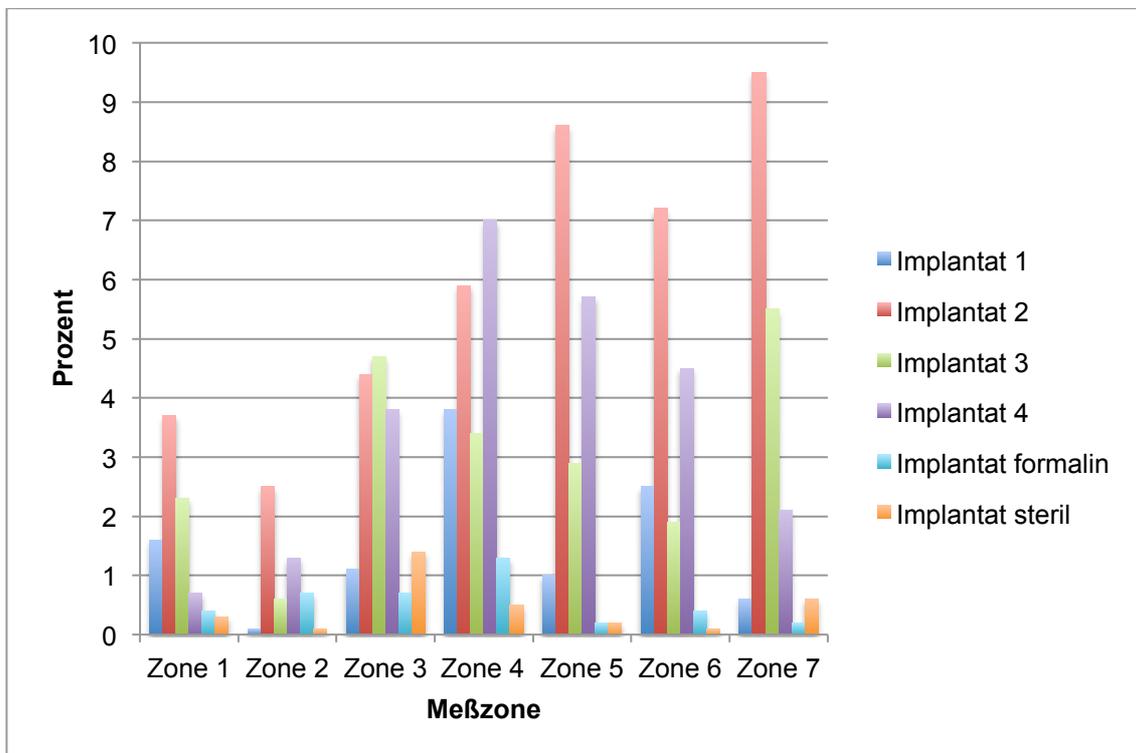


Abbildung 192:

Verteilungsmuster der Medianwerte der Oberflächenveränderungen bei 150-facher Vergrößerung in Prozent

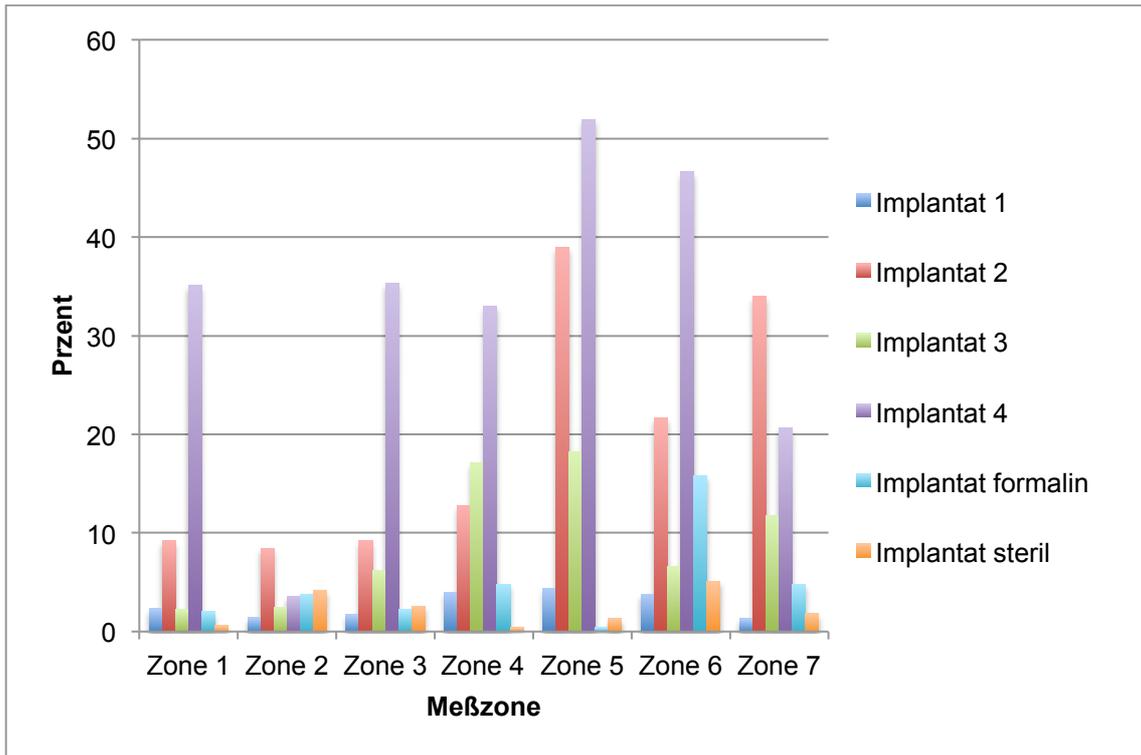


Abbildung 193: Verteilungsmuster der Medianwerte der Oberflächenveränderungen bei 1000-facher Vergrößerung in Prozent

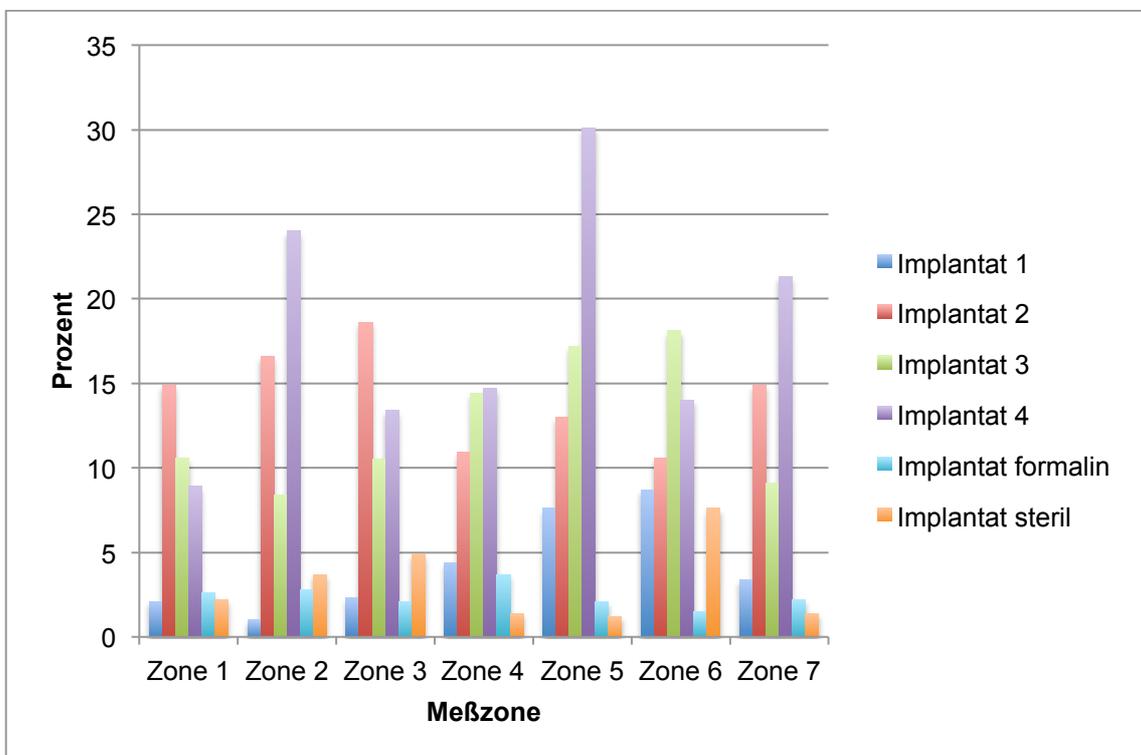


Abbildung 194: Verteilungsmuster der Medianwerte der Oberflächenveränderungen bei 3000-facher Vergrößerung in Prozent

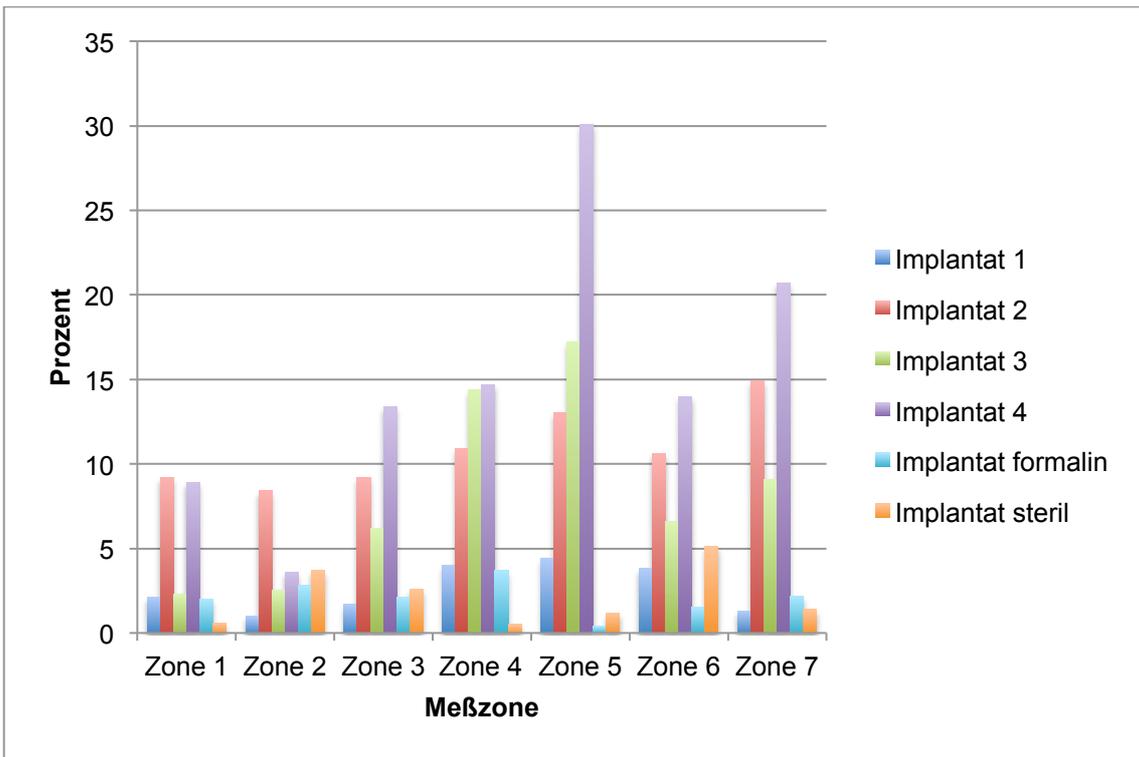


Abbildung 195:

Kumulatives Verteilungsmuster der Medianwerte der Oberflächenveränderungen in Prozent

5. Diskussion

5.1. Allgemeines

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Oberflächenbeschaffenheit von fabrikneuen Dentalimplantaten nach Insertion gemäß Herstellerangaben in humanen Knochen auf Strukturveränderungen zu untersuchen.

Die dentale Implantologie ist seit vielen Jahren ein wissenschaftlich anerkanntes und etabliertes Therapieverfahren zur Verankerung von Zahnersatz im teil- oder unbezahnten Kiefer ([Schwarz and Terheyden 2011] S.1097ff). In der Bundesrepublik Deutschland wurden im Zeitraum von 2006-2009 etwa 3,6 Millionen Implantate inseriert (Pressemitteilung: Fa. Meisinger GmbH, Hanseemannstrasse 10, D-41468 Neuss). Der zugrundeliegende Erfolg dieser Methode liegt in der hohen Zuverlässigkeit und dem Langzeitüberleben dentaler Implantate. Dies wurde in zahlreichen wissenschaftlichen Untersuchungen bestätigt. Buser et al. untersuchten in einer retrospektiven Studie in einem Zeitraum von 8 Jahren insgesamt 2359 Schraubenimplantate. In dem Untersuchungsabschnitt von 6 Monaten post operationem, welcher von den Autoren als Einheilungsperiode beschrieben wurde, gingen 0,55% der Implantate verloren. In dem gesamten Beobachtungszeitraum konnte eine kumulative Langzeitüberlebensrate von 96,7 % gemessen werden ([Buser, Mericske-Stern et al. 1997] S. 166). In einer longitudinalen Multicenterstudie von Brocard et al. wurden insgesamt 1022 Implantate in einem Zeitraum von 7 Jahren nachuntersucht. Dabei zeigten sich innerhalb der ersten 6 Monate Verlustraten von 1,4% und im restlichen Untersuchungszeitraum Verlustraten von 6,6%. Die kumulative Überlebensrate lag nach 7 Jahren bei 92,2% ([Brocard, Barthet et al. 2000] S. 695f). Von Simonis et al. wurden in einer retrospektiven Studie über einen follow-up Zeitraum von 10-16 Jahren 162 Implantate nachuntersucht. Die

kumulative Langzeitüberlebensrate lag bei 82,94% ([Simonis, Dufour et al. 2010] S. 774).

Bei der Bewertung vorliegender Zahlen stellt sich die Frage, woran bzw. wie Implantaterfolg gemessen wird. Gibt es einen Standard und welche Anforderungen sollten an Kriterien gestellt werden? Albrektsson et al. definierten Erfolgskriterien für das Implantatüberleben. Diese sind jedoch zu ungenau, da hier selbst klinisch stabile und funktionell einsatzfähige Implantate teilweise als Misserfolg gewertet werden (Tabelle 12) ([Albrektsson 2008] S.34ff). Dies zeigt sich beispielsweise am Kriterium der periimplantären Radioluzenz im Sinne einer periimplantären Entzündung. Demzufolge müsste jedes Implantat mit diesem Merkmal als Mißerfolg eingestuft werden. Die Inzidenz periimplantärer Infektionen nimmt jedoch ständig zu und liegt zwischen 10 und 30% ([Atieh, Alsabeeha et al. 2012, Renvert, Lindahl et al. 2012] S.1350ff und S.1193). Das graduelle Bewertungssystem der ICOI, welches 2008 im Rahmen der Konsensuskonferenz etabliert wurde, bildet die klinische Realität besser ab (Tabelle 13) ([Misch 2008] S.5ff).

Buser et al. untersuchten in einer retrospektiven Studie in einer Zeitspanne von 10 Jahren anhand dieser Kriterien insgesamt 511 Implantate. Darin unterschieden sie zwischen Implantaterfolg und -überleben. Sie konnten anhand der o.g. Kriterien ein Überleben von 98,8 % und einen Implantaterfolg von 97,0% bestimmen ([Buser, Janner et al. 2012] S.839ff).

Insgesamt lässt sich der dentalen Implantologie bei genauer Betrachtung eine sehr hohe klinische Zuverlässigkeit bescheinigen.

5.2. Einfluss des Implantatdesigns

Worauf ist dieser Erfolg zurückzuführen? Verfolgt man die Entwicklung der dentalen Implantologie, erkennt man bereits frühzeitige Versuche, Zähne durch künstliche

Wurzeln zu ersetzen ([Brinkmann 1999] S.15f). Diese blieben jedoch lange frustrierend. Erst die Versuchsergebnisse von Brånemark mit Titankörpern können als Durchbruch betrachtet werden ([Brånemark 1977] S.1ff). Er konnte beobachten, dass Knochen Formkörper aus Titan einbaut und prägte hierfür den Begriff der Osseointegration. Die genauen biologischen Hintergründe und Einflussfaktoren für eine erfolgreiche Osseointegration waren damals jedoch unbekannt. Kasemo et al. konnten zeigen, dass diese Knochenreaktion Folge der oxidativen Inaktivierung der Titanoberfläche war ([Kasemo 1983] S.835f). Im Gegensatz zu Titan werden andere Metalle wie beispielsweise Stahl von einer fibrösen Schicht umschlossen ([Albrektsson 1981] S. 156).

Thomas et al. untersuchten 1985 systematisch in einer in vivo-Studie die verschiedenen Parameter für eine optimale Knochenantwort auf dentale Implantate. Dabei konnten sie lediglich die Implantatoberfläche als signifikanten Einflussfaktor für die Osseointegration ausmachen ([Thomas und Cook 1985] S. 875ff). In einer in vivo Studie von Gross et al. wurde der Einfluss unterschiedlicher Oberflächenbeschaffenheiten zylindrischer Titankörper einerseits auf die Morphologie, andererseits auf die biomechanischen Eigenschaften des periimplantären Knochengewebes untersucht ([Gross 1990] S.303/306). Dabei zeigte sich abhängig von der Rauheit ein unterschiedliches Knochenwachstumsmuster. Mit zunehmender Rauheit setzen die Knochen trabekel rechtwinklig an der Implantatoberfläche an. Ähnliches zeigt sich auch bei Implantaten mit einer Hydroxylapatitbeschichtung. Eine glatte Implantatoberfläche dagegen wird zirkulär in den Knochen eingemauert. Das Phänomen der rauen Oberflächen führt zu einer schnelleren Stabilisierung und einer besseren sowie homogeneren Kräfteinleitung in den umliegenden Knochen. Vergleicht man die jeweiligen Implantatoberflächen im Bezug auf die Haftkräfte am Knochen, so werden diese mit zunehmender Rauheit

größer. Hydroxylapatitbeschichtete Implantate zeigten höhere Haftkräfte als glatte bzw. wenig raue Implantate. Die rauesten Implantate hatten die höchsten Haftkräfte in dieser Studie. Sie zeigten sogar den vierfach erhöhten Wert. Dieses Phänomen wurde damit erklärt, dass die Hydroxylapatitbeschichtung eine geringere Haftung am Implantat als am angewachsenen Knochen hat ([Gross 1990] S.303/306). Ob bereits eine primäre Schwächung der Beschichtung im Zuge des Eindrehvorgangs vorgelegen hat, wurde nicht diskutiert.

Nun stellt sich die Frage, welche Implantatoberfläche eine optimale Einheilung und damit Verankerung im Knochen bewirkt. Wilke et al. konnten in einer wegweisenden in vivo-Studie an Schafen zeigen, dass die größte Rauheit eines Implantates nicht zwingend die beste Knochenverankerung bzw. Osseointegration erzielt. Diese wurde anhand des Ausdrehmomentes des eingehielten Implantates bestimmt. Eine mit Titan-Plasma-Spray modifizierte Implantatoberfläche zeigte zwar eine mehr als doppelt so hohe Rauheit wie eine sandgestrahlte und mit Säure geätzte Oberfläche, jedoch um 25% geringere Ausdrehmomentwerte. Bei der histologischen Untersuchung des nach dem Ausdrehen des Implantates nun leeren knöchernen Implantatlagers konnten Partikel der Titan-Plasma-Spray-Oberfläche nachgewiesen werden. Scheinbar ist die Adhäsion der Titanpartikel an der Titan-Plasma-Spray Implantatoberfläche geringer als die Adhäsion des angewachsenen Knochens an diesen Titanpartikeln ([Wilke 1990] S.313). Eine Abscherung der Titankörper im Rahmen des Eindrehvorgangs wurde nicht diskutiert. Interessanterweise sind derartige Partikel nicht nur lokal, sondern auch in regionalen Lymphknoten nachweisbar ([Weingart, Steinemann et al. 1994] S. 451), ([Deppe, Greim et al. 2002] S. 707ff). Buser et al. verglichen die Ausdrehmomentwerte von glatten und oberflächenbearbeiteten Implantaten in vivo. Dabei zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den glatten und den oberflächenbearbeiteten Implantaten.

Die verschieden oberflächenbearbeiteten Implantate zeigten keinen signifikanten Unterschied. Sie beobachteten keine Abscherungen von Implantat- bzw. Titanteilen ([Buser, Nydegger et al. 1999] S.79). Die in den aufgeführten Studien verwendete sandgestrahlte und geätzte Implantatoberfläche, die beste Ergebnisse zeigte, wird heute von den meisten Implantatherstellern als Standardoberfläche benutzt.

In einem systematischen Review von Wennerberg und Albrektsson wird der Frage nachgegangen, welche Oberflächentopographie von Titanimplantaten welchen Effekt auf die Osseointegration hat. Dabei erfüllten von 1184 Publikationen nur 100 Arbeiten die Einschlusskriterien. Diese waren beispielsweise in vivo Studien, dentale Implantologie im Allgemeinen und reine Titanimplantate im Speziellen. Auch hier zeigte sich ein deutlicher Zusammenhang zwischen Rauheit und BIC. Sowohl die Bestimmung als auch die Definitionen von Rauheit unterscheiden sich erheblich voneinander. Teilweise wird in zweidimensionaler Ebene also in unterschiedlichen Höhen und teilweise dreidimensional in Flächenprofilen gemessen ([Wennerberg und Albrektsson 2009] S.173f).

Perrin et al. beschäftigten sich mit der Fragestellung, ob eine raue Implantatoberfläche, wie sie in den zuvor genannten Studien verwendet wurde, durch eine beabsichtigte mechanische Beschädigung ein anderes Einheilmuster im Vergleich zu fabrikneuen Implantaten zeigt. Diese Frage ist deshalb relevant, da oftmals die Implantatoberfläche durch unsachgemäße Handhabung im Rahmen des operativen Eingriffes beispielsweise durch Greifen mit einer Pinzette alteriert werden kann. Er konnte feststellen, dass eine Beschädigung keinen signifikanten Unterschied bezüglich des BIC im Vergleich zu fabrikneuen Implantaten aufweist ([Perrin, Szmukler-Moncler et al. 2002] S.467).

Dentale Implantate sind in verschiedenen Formen, zylindrisch oder konisch, in unterschiedlichen Längen und Durchmessern erhältlich. Bei der Insertion sollte immer eine primäre Stabilität des Implantats im Knochen erreicht werden, um eine Bewegung und damit die Entstehung einer Pseudarthrose um das Implantat während der Einheilungszeit zu verhindern. Der Langzeiterfolg von dentalen Implantaten steht in engem Zusammenhang mit der Primärstabilität ([Adell 1981, Albrektsson 1981, Brånemark 1977, Meredith 1998] S.1ff, S. 399f, S. 157f und S.491ff). Dieser Zustand wird zum einen durch die Gestaltung der Knochenkavität zur Implantataufnahme und zum anderen durch das Implantat selbst bestimmt ([Sennerby und Roos 1998, Sevimay, Turhan et al. 2005] S.408f und S.230f).

Welche Kräfte sind nötig, um bei einem dentalen Implantat eine Primärstabilität zu erzeugen? Tabassum et al. verglichen in vitro Implantate mit Oberflächen unterschiedlicher Rauheit. Diese wurden in künstliche Knochenblöcke mit ähnlichen biomechanischen Eigenschaften eines natürlichen Knochens nach verschiedenen Protokollen inseriert. Sie verglichen die sogenannte „Press-Fit“-Technik mit der Technik der „unterdimensionierten Bohrung“. Bei der „Press-Fit“-Technik entspricht die Knochenkavität in Form und Dimension exakt der des späteren Implantates. Bei der Technik des „unterdimensionierten Bohrens“ ist hingegen die Knochenkavität in Form und Dimension kleiner als das Implantat. Wie zu erwarten war, zeigte der Versuchsarm mit der „unterdimensionierten Bohrung“ signifikant höhere Eindrehmomentwerte als der der „Press-Fit-Technik“. Auch nahmen die Werte mit zunehmender Dicke der kortikalen Anteile zu ([Tabassum, Meijer et al. 2010a] S.216f). Ähnliche Beobachtungen machten Shalabi et al. in einer in vitro Studie an Tierknochen ([Shalabi, Wolke et al. 2006] S.174f). Dies bedeutet, dass die Technik der unterdimensionierten Bohrung für die Implantatsetzung gerade in

Kieferabschnitten mit weichem Knochen zu bevorzugen ist ([Elias, Rocha et al. 2012] S. 169ff).

Zieht man die biomechanischen Eigenschaften von kortikalem Knochen und einem dentalen Implantat aus Titan Grade 4 heran, so wird deutlich, dass die unterschiedlichen E-Module zu einer Oberflächenveränderung des Implantates führen müssen. Physiologischer kortikaler Knochen weist in etwa ein E-Modul von 16 GPa auf ([Tabassum 2010a] S.216). Titan Grade 4 hat ein E-Modul von ca. 11 GPa ([ThyssenKrupp] S.1).

5.3. Ergebnisse der Arbeit

Die in der vorliegenden Arbeit gewonnenen Erkenntnisse über Implantatoberflächenveränderungen der Implantatoberfläche im Rahmen des Insertionsvorganges sollten gerade vor dem Hintergrund des benötigten Eindrehdrehmomentes und der Reibung des Implantates am Knochen betrachtet werden. Mit einer FEM-Analyse (Finite Element Methode) konnten Sevimay et al. virtuell den quantitativen Stress, also die Kräfte und Spannungen, die sowohl am Implantat als auch am umliegenden Knochen wirken, berechnen. Als Modell zur Berechnung wurde eine Mandibula und ein ITI® Straumann Implantat mit 4,1 mm Durchmesser und 10 mm Länge verwendet. Dies entspricht annähernd dem Versuchsaufbau der vorliegenden Arbeit. Sie konnten zeigen, dass vor allem im cervicalen Bereich der Schraube und im krestalen Bereich des Knochens die höchsten Spannungen entstehen ([Sevimay 2005] S. 230). Die in der vorliegenden Arbeit beobachteten Implantatoberflächenveränderungen zeigen sich überwiegend an den Gewindeflanken des apikalen Schraubendrittels. Dies kann dadurch erklärt werden, dass die Knochenkavität im krestalen, kortikalen Anteil unterdimensioniert ist

und erst im Zuge der Implantatinserktion erweitert wird. Der im Bereich der krestalen Kortikalis auf die Implantatoberfläche wirkende Reibungswiderstand nimmt mit zunehmender Eindringtiefe ab. Der spongiöse Anteil ist bezüglich der Reibungskraft zu vernachlässigen. Durch den Insertionsvorgang und die damit verbundene Erweiterung der Kortikalis, welche als „Vorbohrung“ für die restlichen Gewindeabschnitte betrachtet werden kann, ist die Reibung des Implantats im apikalen Drittel am größten. Zusätzlich konnte in der vorliegenden Arbeit beobachtet werden, dass zirkulär an allen Implantaten ein Knochenabrieb anhaftete (Abbildung 172, Abbildung 182). Ähnliche Beobachtungen machten Tabassum et al., als sie Schraubenoberflächen nach Insertion mit verschiedenen Einbringtechniken, „Press-Fit“ und „unterdimensionierte Bohrung“, untersuchten [Tabassum, Walboomers et al. 2010b]. Man konnte feststellen, dass das Implantat während des Eindrehvorgangs durch vitales Knochengewebe beschichtet wird. Dieser Abrieb ist bei glatten Oberflächen unwahrscheinlich. Das könnte auch der Grund sein, warum der BIC, also die Anlagerung von Knochen an das Implantat, nach Einheilung bei glatten Implantaten im Durchschnitt etwa 30 % und bei rauen Oberflächen etwa bei 70 % liegt ([Trisi, Lazzara et al. 2003] S.117ff).

In einer wegweisenden Studie konnten Albrektsson und Mitarbeiter an 38 eingeheilten und teilweise funktionell belasteten Implantaten am Menschen zeigen, dass Titanschrauben eine direkte Verbindung mit dem Knochen eingingen. Bei der REM-Untersuchung der Implantatoberflächen konnten sie keine Veränderungen im Vergleich zu fabrikneuen Implantaten feststellen. ([Albrektsson 1981] S.161). Es zeigten sich auch im angrenzenden Gewebe keine Abriebpartikel. Sowohl die unbeschädigte Oberfläche als auch die fehlenden Partikel könnten im Gegensatz zu den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit darauf zurückzuführen sein, dass die Implantate eine glatte sog. maschinerte Oberfläche besaßen.

Vitaler Knochen geht mit reinen, unoxidierten Metallen keinen direkten Verbund ein, sondern wird bindegewebig ummantelt ([Southam und Selwyn 1971] S.218).

Die untersuchten Implantate der vorliegenden Arbeit zeigen eine nachweisbare Oberflächenveränderung. Die durchschnittliche „Berg-zu-Tal“ Rauigkeit der Implantatoberfläche liegt zwischen 1 und 3 μm (1 μm entspricht 10000 \AA) ([Wennerberg 2009] S.177). Die Passivierungsschicht von Titanoberflächen liegt bei 50-2000 \AA . Diese Schicht wird als Voraussetzung für die Osseointegration gesehen ([Kasemo 1983] S.834). Unter Berücksichtigung der vorliegenden Beobachtungen könnte vermutet werden, dass die dünne Passivierungsschicht durch den Insertionsvorgang beschädigt wird. In diesen Bereichen würde folglich unoxidiertes Titan vorliegen und dem Knochen präsentiert werden. Ein Titanimplantat wird dennoch osseointegriert. Warum ist dem so? Taborelli und Mitarbeiter konnten zeigen, dass sich die chemische Zusammensetzung einer Titanoberfläche durch mechanische Bearbeitung nicht ändert ([Taborelli, Jobin et al. 1997] S.211ff). In der vorliegenden Arbeit wurden nur Bildanalysen und keine profilometrischen Messungen zur Oberflächenveränderung gemacht. Somit können keine präzisen Aussagen über die quantitativen Strukturveränderungen getroffen werden.

Eine nachweisbare Anreicherung von Titan im umliegenden Gewebe ist Folge von Oxidationsprozessen und kann als Verfärbungen beobachtet werden ([Parr, Gardner et al. 1985] S. 412). Diese laufen sehr langsam ab.

Um den BIC und damit auch das Einheilverhalten von Implantaten zu optimieren, versucht man, die Schraubenoberfläche mit bioaktiven Stoffen zu beschichten. Erkenntnisse werden zunächst in Zellkulturen gewonnen. Eine Aussage von in vitro-Versuchen an Implantatoberflächen in der Zellkultur ist nur eingeschränkt in die Klinik

übertragbar. Hierbei werden plane Titanplättchen mit einer entsprechenden Oberfläche versehen. Die bearbeiteten Plättchen werden in eine Zellkultur gebracht bzw. mit einer Zellsuspension in entsprechenden physiologischen Kautelen benetzt. Dabei lassen sich vergleichsweise gute Ergebnisse und Aussagen über das Verhalten von Zellen an Implantatoberflächen gewinnen ([Perrotti, Palmieri et al. 2012] S.4f). Da es sich jedoch bei dentalen Implantaten um zylindrische Formkörper handelt, lassen sich in vitro Ergebnisse und Aussagen nur bedingt in vivo übertragen. Dies mag daran liegen, dass eine definierte Zellmenge besser auf eine plane als auf eine konvexe Fläche wie ein Implantat aufgebracht werden kann. Eine einheitliche Benetzung kann dadurch nicht gewährleistet werden ([Schulze 2011](S.82)). Berücksichtigt man, dass die Implantatoberfläche während des Eindrehvorgangs eine deutliche Destruktion erfährt, so sollten in vitro-Ergebnisse von Implantatoberflächen in Zellkulturen anders betrachtet werden.

Es muss sich die Frage gestellt werden, ob eine aufgetragene Beschichtung im Rahmen des Eindrehvorgangs auf dem Implantat verbleibt, wenn schon eine stabile Beschichtung wie bei der Titan-Plasma-Spray Oberfläche einen deutlichen Abrieb zeigt ([Wilke 1990] S.309ff).

6. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, welche Veränderungen eine Implantatoberfläche erfährt, wenn sie gemäß Herstellerangaben in humanen Knochen inseriert wird. Dabei wurden sechs dentale Implantate in zwei zahnlose, atrophizierte Unterkieferhälften von Humanpräparaten eingebracht. Im Anschluss wurden die Implantate aus dem Knochen herausgelöst. Hierbei wurde besonders darauf geachtet, dass die Oberfläche nicht beschädigt wurde. Die herausgelösten Implantate wurden alle rasterelektronenmikroskopisch untersucht. Vier der sechs Implantate wurden vor der Untersuchung im Ultraschallbad gereinigt. Als Referenz dienten jeweils eine fabrikneue sterile und eine mit Formalin benetzte Schraube gleicher Bauart. Die gewonnenen Bilddaten wurden sowohl qualitativ als auch quantitativ ausgewertet. Die Implantatoberflächen zeigten vor allem im mittleren und apikalen Drittel erhebliche Strukturveränderungen. Alle ungereinigten Implantate waren nach der Explantation homogen mit Knochengewebe überzogen. Zudem zeigte selbst die fabrikneue Schraube Oberflächeninhomogenitäten.

Weitere Untersuchungen an mehreren Implantatsystemen sind erforderlich, um eine Wertung der prinzipiellen Problematik vornehmen zu können.

7. Schlussfolgerung

Bei den Untersuchungen in der vorliegenden Arbeit zeigte sich, dass

1. die Implantatoberflächen Veränderungen von bis zu 30 Prozent des Oberflächenreliefs vor allem im mittleren und apikalen Drittel der Schraube gegenüber fabrikneuen Implantaten zeigen,
2. sämtliche Implantate nach entsprechender Entnahme aus dem Knochen einen homogenen Überzug mit Knochengewebe aufweisen,
3. selbst fabrikneue Implantate keine durchgehend homogene Oberfläche haben und Auflagerungen von Oberflächenbearbeitungsmedien wie Korundpartikel zeigen.

Weitere Untersuchungen an mehreren Implantatsystemen sind erforderlich, um eine Wertung der prinzipiellen Problematik vornehmen zu können.

8. Literaturverzeichnis

1. Adell, R., Hansson, B.O., Branemark, P.I., Breine, U. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. II. Review of clinical approaches. Scand J Plast Reconstr Surg 4 (1970) Seite 19-34
2. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., Branemark, P.I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. International journal of oral surgery 10 (1981) Seite 387-416
3. Advisory Task Force on Bisphosphonate-Related Osteonecrosis of the Jaws, A.A.o.O., Maxillofacial, S. American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons position paper on bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaws. J Oral Maxillofac Surg 65 (2007) Seite 369-376
4. Albrektsson, T. Hard tissue implant interface. Australian dental journal 53 Suppl 1 (2008) Seite 34-38
5. Albrektsson, T., Branemark, P.I., Hansson, H.A., Lindstrom, J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta orthopaedica Scandinavica 52 (1981) Seite 155-170
6. Atieh, M.A., Alsabeeha, N.H., Faggion, C.M., Jr., Duncan, W.J. The Frequency of Peri-Implant Diseases: A Systematic Review and Meta-Analysis. Journal of periodontology (2012)
7. Bassetti, C., Remagen, W., Spiessl, B. Histologic-morphometric investigations into cadaver mandibles. The bony structure as a site for an implant prosthesis. (1976) In: New concepts in maxillofacial bone surgery Spiessl B Springer-Verlag Berlin, 1976, Seite 150-155

8. Brånemark, P.I., Adell, R., Breine, U., Hansson, B.O., Lindstrom, J., Ohlsson, A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg 3 (1969) Seite 81-100
9. Brånemark, P.I., Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O., Ohman, A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery. Supplementum 16 (1977) Seite 1-132
10. Brinkmann, A., Brinkmann, E. "Geschichte der zahnärztlichen Implantologie in Deutschland" ANKE-Verlag, Oldenburg, 1995
11. Brinkmann, A., Brinkmann, E. "Grundllagen" ANKE-Verlag, Oldenburg, 1999
12. Brocard, D., Barthet, P., Baysse, E., Duffort, J.F., Eller, P., Justumus, P., Marin, P., Oscaby, F., Simonet, T., Benque, E., Brunel, G. A multicenter report on 1,022 consecutively placed ITI implants: a 7-year longitudinal study. The International journal of oral & maxillofacial implants 15 (2000) Seite 691-700
13. Bucher, O. Cytologie, Histologie und mikroskopische Anatomie des Menschen : mit Berücksichtigung der Histophysiologie und der mikroskopischen Diagnostik; mit 50 Tabellen. Huber, Bern, 1977
14. Buser, D., Janner, S.F., Wittneben, J.G., Bragger, U., Ramseier, C.A., Salvi, G.E. 10-year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a retrospective study in 303 partially edentulous patients. Clinical implant dentistry and related research 14 (2012) Seite 839-851
15. Buser, D., Nydegger, T., Oxland, T., Cochran, D.L., Schenk, R.K., Hirt, H.P., Snetivy, D., Nolte, L.P. Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. Journal of biomedical materials research 45 (1999) Seite 75-83

16. Buser, D., Mericske-Stern, R., Bernard, J.P., Behneke, A., Behneke, N., Hirt, H.P., Belser, U.C., Lang, N.P. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clinical oral implants research* 8 (1997) Seite 161-172
17. Buser, D., Schenk, R.K., Steinemann, S., Fiorellini, J.P., Fox, C.H., Stich, H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *Journal of biomedical materials research* 25 (1991) Seite 889-902
18. Deppe, H., Greim, H., Brill, T., Wagenpfeil, S. Titanium deposition after peri-implant care with the carbon dioxide laser. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 17 (2002) Seite 707-714
19. Elias, C.N., Rocha, F.A., Nascimento, A.L., Coelho, P.G. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 16 (2012) Seite 169-180
20. Engels, H.B. Misserfolge in der oralen Implantologie. Ein kleines Brevier zur Vermeidung von Misserfolgen (2003) In: "Handbuch zum BDIZ/EDI Implantat-Register", Engels HB Basic. Dent-Verlag Berlin, 2003, Seite 273-293
21. Formigini, M.S. Dental prosthesis in edentulous mouth by means of direct intramaxillary fixation. *Riv Ital Stomatol* 9 (1954) Seite 814-822
22. Gahlert, M., Gudehus, T., Eichhorn, S., Steinhauser, E., Kniha, H., Erhardt, W. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clinical oral implants research* 18 (2007) Seite 662-668
23. Gross, U., Müller-Mai, Ch., Fritz, Th., Voigt, Ch., Knarse, W., Schmitz, H.J. Implant surface roughness and more of load transmission influence periimplant

- bone structure. (1990) In: Clinical Implant Materials. Heimke G, Soltész, U., Lee, A.J.C. Elsevier Amsterdam, 1990, Seite 303-308
24. Hansson, S., Halldin, A. Alveolar ridge resorption after tooth extraction: A consequence of a fundamental principle of bone physiology. Journal of dental biomechanics 3 (2012)
25. Härle, F. Atlas der präprothetischen Operationen. (1989) In: "Atlas der präprothetischen Operationen", Härle F Hanser-Verlag Seite 165
26. Herold, G. Osteoporose. (2007) In: "Innere Medizin", Herold G Köln, 2007 Seite 867
27. Jacobsson, M., Albrektsson, T. Resultate des Bränemark-Implantats. Z Zahnärztl Implantol 4 (1988) Seite 165-166
28. Karov, T., Lang-Roth, R. Bisphosphonate. (2006) In: Allgemeine und Spezielle Pharmakologie und Toxikologie. Karov T, Lang-Roth, R., Seite 1161
29. Kasemo, B. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. J Prosthet Dent 49 (1983) Seite 832-837
30. Lekholm, U., Zarb, G. A. Patient selection and preparation. (1985) In: "Tissue-Integrated Protheses, Osseointegration in Clinical Dentistry", Bränemark PI, Zarb, G. A., Albrektsson, T. Quintessenz Berlin, 1985, vol, Seite pp 199-209
31. Madrid, C., Abarca, M., Bouferrache, K. Osteoradionecrosis: an update. Oral oncology 46 (2010) Seite 471-474
32. Marx, R.E. Pamidronate (Aredia) and zoledronate (Zometa) induced avascular necrosis of the jaws: a growing epidemic. J Oral Maxillofac Surg 61 (2003) Seite 1115-1117
33. Meredith, N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. Int J Prosthodont 11 (1998) Seite 491-501

34. Migliorati, C.A. Bisphosphonates and oral cavity avascular bone necrosis. *Journal of clinical oncology : official journal of the American Society of Clinical Oncology* 21 (2003) Seite 4253-4254
35. Misch, C. Classifications and treatment options of the completely edentulous arch in implant dentistry. *Dentistry today* 9 (1990) Seite 26, 28-30
36. Misch, C.E., Perel, M.L., Wang, H.L., Sammartino, G., Galindo-Moreno, P., Trisi, P., Steigmann, M., Rebaudi, A., Palti, A., Pikos, M.A., Schwartz-Arad, D., Choukroun, J., Gutierrez-Perez, J.L., Marenzi, G., Valavanis, D.K. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant dentistry* 17 (2008) Seite 5-15
37. Mischkowski, R.A., Ritter, L., Neugebauer, J., Dreiseidler, T., Keeve, E., Zoller, J.E. Diagnostic quality of panoramic views obtained by a newly developed digital volume tomography device for maxillofacial imaging. *Quintessence international* 38 (2007) Seite 763-772
38. Otto, S., Pautke, C., Opelz, C., Westphal, I., Drosse, I., Schwager, J., Bauss, F., Ehrenfeld, M., Schieker, M. Osteonecrosis of the jaw: effect of bisphosphonate type, local concentration, and acidic milieu on the pathomechanism. *J Oral Maxillofac Surg* 68 (2010) Seite 2837-2845
39. Otto, S., Schreyer, C., Hafner, S., Mast, G., Ehrenfeld, M., Sturzenbaum, S., Pautke, C. Bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaws - characteristics, risk factors, clinical features, localization and impact on oncological treatment. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery* 40 (2012) Seite 303-309
40. Parr, G.R., Gardner, L.K., Toth, R.W. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. *Dental materials aspects. J Prosthet Dent* 54 (1985) Seite 410-414
41. Pautke, C., Kreutzer, K., Weitz, J., Knodler, M., Munzel, D., Wexel, G., Otto, S., Hapfelmeier, A., Sturzenbaum, S., Tischer, T. Bisphosphonate related

- osteonecrosis of the jaw: A minipig large animal model. *Bone* 51 (2012) Seite 592-599
42. Perrin, D., Szmukler-Moncler, S., Echikou, C., Pointaire, P., Bernard, J.P. Bone response to alteration of surface topography and surface composition of sandblasted and acid etched (SLA) implants. *Clinical oral implants research* 13 (2002) Seite 465-469
43. Perrotti, V., Palmieri, A., Pellati, A., Degidi, M., Ricci, L., Piattelli, A., Carinci, F. Effect of titanium surface topographies on human bone marrow stem cells differentiation in vitro. *Odontology / the Society of the Nippon Dental University* (2012) Seite
44. Renvert, S., Lindahl, C., Rutger Persson, G. The incidence of peri-implantitis for two different implant systems over a period of thirteen years. *J Clin Periodontol* 39 (2012) Seite 1191-1197
45. Ruggiero, S.L. Bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaw (BRONJ): initial discovery and subsequent development. *J Oral Maxillofac Surg* 67 (2009) Seite 13-18
46. Scacchi, M. The development of the ITI dental implant system. Part 1: A review of the literature. *Clinical oral implants research* 11 Suppl 1 (2000) Seite 8-21
47. Schulze, J. (2011) In vitro - Untersuchungen zu bioaktiven Implantatoberflächenbeschichtungen. Medizinische Dissertation TU München S.134
48. Schwarz, F., Terheyden, H. Significance of dental implants for health care. *Bundesgesundheitsblatt, Gesundheitsforschung, Gesundheitsschutz* 54 (2011) Seite 1097-1101

49. Sennerby, L., Roos, J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 11 (1998) Seite 408-420
50. Sevimay, M., Turhan, F., Kilicarlan, M.A., Eskitascioglu, G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 93 (2005) Seite 227-234
51. Shalabi, M.M., Wolke, J.G., Jansen, J.A. The effects of implant surface roughness and surgical technique on implant fixation in an in vitro model. *Clinical oral implants research* 17 (2006) Seite 172-178
52. Silbernagel, S., Despopoulos, A. *Taschenatlas der Physiologie* Thieme ,Stuttgart 1983
53. Simonis, P., Dufour, T., Tenenbaum, H. Long-term implant survival and success: a 10-16-year follow-up of non-submerged dental implants. *Clinical oral implants research* 21 (2010) Seite 772-777
54. Southam, J.C., Selwyn, P. Structural changes around screws used in the treatment of fractured human mandibles. *The British journal of oral surgery* 8 (1971) Seite 211-221
55. Spiekermann, H. *Implantologie*. Thieme, Stuttgart, 1994
56. Tabassum, A., Meijer, G.J., Wolke, J.G., Jansen, J.A. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. *Clinical oral implants research* 21 (2010a) Seite 213-220
57. Tabassum, A., Walboomers, X.F., Wolke, J.G., Meijer, G.J., Jansen, J.A. Bone particles and the undersized surgical technique. *Journal of dental research* 89 (2010b) Seite 581-586

58. Taborelli, M., Jobin, M., Francois, P., Vaudaux, P., Tonetti, M., Szmukler-Moncler, S., Simpson, J.P., Descouts, P. Influence of surface treatments developed for oral implants on the physical and biological properties of titanium. (I) Surface characterization. *Clinical oral implants research* 8 (1997) Seite 208-216
59. Tallgren, A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. 1972. *J Prosthet Dent* 89 (2003) Seite 427-435
60. Thomas, K.A., Cook, S.D. An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition. *Journal of biomedical materials research* 19 (1985) Seite 875-901
61. ThyssenKrupp, M.S. Titan Grade 4. (2013) Seite 1-3
62. Trisi, P., Lazzara, R., Rao, W., Rebaudi, A. Bone-implant contact and bone quality: evaluation of expected and actual bone contact on machined and osseotite implant surfaces. *Int J Periodontics Restorative Dent* 22 (2002) Seite 535-545
63. Trisi, P., Lazzara, R., Rebaudi, A., Rao, W., Testori, T., Porter, S.S. Bone-implant contact on machined and dual acid-etched surfaces after 2 months of healing in the human maxilla. *Journal of periodontology* 74 (2003) Seite 945-956
64. Vollmer, A. (2008) Persönliche Mitteilung Fa. Straumann GmbH
65. Wang, J., Goodger, N.M., Pogrel, M.A. Osteonecrosis of the jaws associated with cancer chemotherapy. *J Oral Maxillofac Surg* 61 (2003) Seite 1104-1107
66. Wataha, J.C. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil* 23 (1996) Seite 79-90
67. Weingart, D., Steinemann, S., Schilli, W., Strub, J.R., Hellerich, U., Assenmacher, J., Simpson, J. Titanium deposition in regional lymph nodes after

- insertion of titanium screw implants in maxillofacial region. International journal of oral and maxillofacial surgery 23 (1994) Seite 450-452
68. Wennerberg, A., Albrektsson, T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. Clinical oral implants research 20 Suppl 4 (2009) Seite 172-184
69. Wilke, H.J., Claes, L., Steinemann, S. The influence of various titanium surfaces on the interface shear strength between implants and bone. (1990) In: Clinical Implant Materials. Heimke G, Soltész, U., Lee, A.J.C. Elsevier Amsterdam, Seite 309-314
70. Wolff, J. Das Gesetz der Transformation der Knochen. Schattauer, Stuttgart, 1892

9. Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildung 1: Zahn mit Goldligatur (Musée d`ecole dentaire, Paris)	6
Abbildung 2: Implantat nach Maggiolo 1809 [Brinkmann 1995]	7
Abbildung 3: Spiralimplantat nach Formiggini [Formiggini 1954].....	8
Abbildung 4: Implantat nach Scialom [Brinkmann 1995]	9
Abbildung 5: Osteoblast auf Implantatoberfläche (Quelle: Dentsply GmbH, de Tray Strasse 1, 78467 Konstanz)	10
Abbildung 6: Schematische Darstellung eines Osteons. Zentral stellt sich der Havers'sche Kanal dar U.S. (Quelle: National Cancer Institute's Surveillance, Epidemiology and End Results (SEER) Program (http://training.seer.cancer.gov/index.html))	15
Abbildung 7: Schematische Darstellung der Knochenqualität nach Lekholm und Zarb [Lekholm 1985]	17
Abbildung 8: Klinisches Bild einer bisphosphonat-assoziierten Kiefernekrose am Unterkiefer (Quelle: PD Dr. Dr. C. Pautke).....	22
Abbildung 9: Klinisches Bild einer Osteoradionekrose des Unterkiefers (Quelle: PD Dr. Dr. C. Pautke)	22
Abbildung 10: Prozess der Kieferkammatrophy nach Zahnextraktion (in Anlehnung an [Hansson 2012])	24
Abbildung 11: Einteilung der Resorptionen im Ober- und Unterkiefer nach Lekholm & Zarb [Lekholm 1985].....	25
Abbildung 12: Schematische Grundformen (grau) der gängigen Implantatsysteme a) zylindrisches Implantat b) konisches Implantat c) Stufenimplantat	27
Abbildung 13: Darstellung eines zweiphasigen enossalen Implantates mit Prothetikaufbau (Quelle: Camlog Prospekt Seite 11, CAMLOG Biotechnologies GmbH, Hausinger Strasse 4, D-40764 Langenfeld)	28

Abbildung 14: Ledermann-Schrauben ([Brinkmann 1999] S.95).....	28
Abbildung 15: Schematische Darstellung der Oxidschicht einer Titanoberfläche von 50-2000Å [Spiekermann 1994].....	32
Abbildung 16: zweiteiliges Keramikimplantat (Quelle: Fa. Ceramed GmbH, Adam-Krafft-Strasse 4, D-94315 Straubing)	33
Abbildung 17: REM Aufnahme der SLA Oberfläche ohne Maßstabsangabe (Quelle: Homepage Fa. Straumann Dental GmbH, Jechtinger Strasse 9. 79111 Freiburg) ...	36
Abbildung 18: Laserstrukturierung [Spiekermann 1994].....	37
Abbildung 19: Systematische Darstellung zur chirurgischen Aufbereitung der Knochenkavität (Quelle: Produktkatalog Oktagon, Seite 10, DRS International GmbH, Hausinger Strasse 4,	38
Abbildung 20: Straumann® Standard Implantat RN (Quelle: Straumann GmbH, Jechtinger Strasse 9, D-79111 Freiburg).....	39
Abbildung 21: Operatives Vorgehen bei einer Implantation (a-e) (Quelle Produktkatalog Basisinformationen zum chirurgischen Vorgehen, Seite 18, Institut Straumann AG, Peter-Merian-Weg 12, CH-4002 Basel).....	40
Abbildung 22: Darstellung des apicalen Bohrerüberstands (Quelle: Produktkatalog Basisinformationen zum chirurgischen Vorgehen, Seite 18, Institut Straumann AG, Peter-Merian-Weg 12, CH-4002 Basel).....	41
Abbildung 23: Schematische Darstellung einer geschlossene Einheilung (Quelle: Astratech GmbH).....	41
Abbildung 24: Darstellung einer offenen Einheilung (Quelle: Astratech GmbH)	42
Abbildung 25: Seitansicht eines halbierten Humanpräparates	46
Abbildung 26: Humaner Unterkiefer von abhaftendem Weichgewebe befreit.....	47
Abbildung 27: Schematische Standard Implantat Straumann (Quelle: Fa. Straumann GmbH, Jechtingerstr.9, D-79111 Freiburg)	48

Abbildung 28: Unterkiefer mit inserierten Implantaten, verwendeten Bohrern und Drehmomentratsche	49
Abbildung 29: Bildtafel Implantation in humanen Unterkiefer A-J, A: Finalbohrer und Gewindechneider in situ, B: Darstellung des aufbereiteten Implantatlagers, C,D: Implantat während des Insertionvorganges, E: inseriertes Implantat mit Drehmomentschlüssel im Hintergrund, F-H: Ansicht der inserierten Implantate, I,J: radiologische Kontrolle der inserierten Implantate.....	50
Abbildung 30: Heraustrennen der einzelnen Knochenblöcke mit Implantaten	52
Abbildung 31: Mandibula mit inserierten Implantaten vor und nach Teilung in Knochenblöcke	52
Abbildung 32: Schematische Darstellung der Entnahme der knochenumgebenden Implantate	53
Abbildung 33: Makroskopische Aufnahme des 1. und 2. Implantates, gereinigt, besputtert.....	55
Abbildung 34: Definition der Messfelder für ungereinigte Implantate. Es wurde mit den Messfeldern 2,4 und 6 evaluiert.....	56
Abbildung 35: Rasterelektronenmikroskop Jeol GmbH, Typ: ISM-35CF.....	57
Abbildung 36: Definition der Messfelder: 1-7 bei den gereinigten Implantaten	58
Abbildung 37: Steriles Implantat (5-fache Lupenvergrößerung).....	60
Abbildung 38: Bildtafel steriles Implantat; (1-7; a = 100-fache, b = 1000-fache, c = 3000-fache Vergrößerung);Bilder 5c und 7c nicht verwertbar, da doppelbelichtet....	62
Abbildung 39: Implantat steril Meßzone 1 (100-fache Vergrößerung).....	63
Abbildung 40: Implantat steril Meßzone 1 (1000-fache Vergrößerung).....	63
Abbildung 41: Implantat steril Meßzone 1 (3000-fache Vergrößerung).....	63
Abbildung 42: Implantat steril Meßzone 2 (100-fache Vergrößerung).....	64
Abbildung 43: Implantat steril Meßzone 2 (1000-fache Vergrößerung).....	64

Abbildung 44: Implantat steril Meßzone 2 (3000-fache Vergrößerung).....	64
Abbildung 45: Implantat steril Meßzone 3 (100-fache Vergrößerung).....	65
Abbildung 46: Implantat steril Meßzone 3 (1000-fache Vergrößerung).....	65
Abbildung 47: Implantat steril Meßzone 3 (3000-fache Vergrößerung).....	65
Abbildung 48: Implantat steril Meßzone 4 (100-fache Vergrößerung).....	66
Abbildung 49: Implantat steril Meßzone 4 (1000-fache Vergrößerung).....	66
Abbildung 50: Implantat steril Meßzone 4 (3000-fache Vergrößerung).....	66
Abbildung 51: Implantat steril 5 Meßzone (100-fache Vergrößerung).....	67
Abbildung 52: Implantat steril Meßzone 5 (1000-fache Vergrößerung).....	67
Abbildung 53: Implantat steril Meßzone 6 (100-fache Vergrößerung).....	68
Abbildung 54: Implantat steril Meßzone 6 (1000-fache Vergrößerung).....	68
Abbildung 55: Implantat steril Meßzone 6 (3000-fache Vergrößerung).....	68
Abbildung 56: Implantat steril Meßzone 7 (100-fache Vergrößerung).....	69
Abbildung 57: Implantat steril Meßzone 7 (1000-fache Vergrößerung).....	69
Abbildung 58: Formalinbenetztes Implantat (5-fache Lupenvergrößerung)	70
Abbildung 59: Bildtafel formalinbenetztes Implantat; (1-7; a = 100-fache, b = 1000- fache, c = 3000-fache Vergrößerung).....	72
Abbildung 60: Implantat formalinbenetzt Meßzone 1 (100-fache Vergrößerung).....	73
Abbildung 61: Implantat formalinbenetzt Meßzone 1 (1000-fache Vergrößerung)...	73
Abbildung 62: Implantat formalinbenetzt Meßzone 1 (3000-fache Vergrößerung)...	73
Abbildung 63: Implantat formalinbenetzt Meßzone 2 (100-fache Vergrößerung).....	74
Abbildung 64: Implantat formalinbenetzt Meßzone 2 (1000-fache Vergrößerung)...	74
Abbildung 65: Implantat formalinbenetzt Meßzone 2 (3000-fache Vergrößerung)...	74
Abbildung 66: Implantat formalinbenetzt Meßzone 3 (100-fache Vergrößerung).....	75
Abbildung 67: Implantat formalinbenetzt Meßzone 3 (1000-fache Vergrößerung)...	75
Abbildung 68: Implantat formalinbenetzt Meßzone 3 (3000-fache Vergrößerung)...	75

Abbildung 69: Implantat formalinbenetzt Meßzone 4 (100-fache Vergrößerung).....	76
Abbildung 70: Implantat formalinbenetzt Meßzone 4 (1000-fache Vergrößerung)...	76
Abbildung 71: Implantat formalinbenetzt Meßzone 4 (3000-fache Vergrößerung)...	76
Abbildung 72: Implantat formalinbenetzt Meßzone 5 (100-fache Vergrößerung).....	77
Abbildung 73: Implantat formalinbenetzt Meßzone 5 (1000-fache Vergrößerung)...	77
Abbildung 74: Implantat formalinbenetzt Meßzone 5 (3000-fache Vergrößerung)...	77
Abbildung 75: Implantat formalinbenetzt Meßzone 6 (100-fache Vergrößerung).....	78
Abbildung 76: Implantat formalinbenetzt Meßzone 6 (1000-fache Vergrößerung)...	78
Abbildung 77: Implantat formalinbenetzt Meßzone 6 (3000-fache Vergrößerung)...	78
Abbildung 78: Implantat formalinbenetzt Meßzone 7 (100-fache Vergrößerung).....	79
Abbildung 79: Implantat formalinbenetzt Meßzone 7 (1000-fache Vergrößerung)...	79
Abbildung 80: Implantat formalinbenetzt Meßzone 7 (3000-fache Vergrößerung)...	79
Abbildung 81: Inseriertes und gereinigtes Implantat 1 (5-fache Lupenvergrößerung)	80
Abbildung 82: Bildtafel inseriertes und gereinigtes Implantat 1; (1-7; a = 100-fache, b = 1000-fache, c = 3000-fache Vergrößerung)	82
Abbildung 83: Implantat gereinigt 1 Meßzone 1 (100-fache Vergrößerung).....	83
Abbildung 84: Implantat gereinigt 1 Meßzone 1 (1000-fache Vergrößerung).....	83
Abbildung 85: Implantat gereinigt 1 Meßzone 1 (3000-fache Vergrößerung).....	83
Abbildung 86: Implantat gereinigt 1 Meßzone 2 (100-fache Vergrößerung).....	84
Abbildung 87: Implantat gereinigt 1 Meßzone 2 (1000-fache Vergrößerung).....	84
Abbildung 88: Implantat gereinigt 1 Meßzone 2 (3000-fache Vergrößerung).....	84
Abbildung 89: Implantat gereinigt 1 Meßzone 3 (100-fache Vergrößerung).....	85
Abbildung 90: Implantat gereinigt 1 Meßzone 3 (1000-fache Vergrößerung).....	85
Abbildung 91: Implantat gereinigt 1 Meßzone 3 (3000-fache Vergrößerung).....	85
Abbildung 92: Implantat gereinigt 1 Meßzone 4 (100-fache Vergrößerung).....	86

Abbildung 93: Implantat gereinigt 1 Meßzone 4 (1000-fache Vergrößerung).....	86
Abbildung 94: Implantat gereinigt 1 Meßzone 4 (3000-fache Vergrößerung).....	86
Abbildung 95: Implantat gereinigt 1 Meßzone 5 (100-fache Vergrößerung).....	87
Abbildung 96: Implantat gereinigt 1 Meßzone 5 (1000-fache Vergrößerung).....	87
Abbildung 97: Implantat gereinigt 1 Meßzone 5 (3000-fache Vergrößerung).....	87
Abbildung 98: Implantat gereinigt 1 Meßzone 6 (100-fache Vergrößerung).....	88
Abbildung 99: Implantat gereinigt 1 Meßzone 6 (1000-fache Vergrößerung).....	88
Abbildung 100: Implantat gereinigt 1 Meßzone 6 (3000-fache Vergrößerung).....	88
Abbildung 101: Implantat gereinigt 1 Meßzone 7 (100-fache Vergrößerung).....	89
Abbildung 102: Implantat gereinigt 1 Meßzone 7 (1000-fache Vergrößerung).....	89
Abbildung 103: Implantat gereinigt 1 Meßzone 7 (3000-fache Vergrößerung).....	89
Abbildung 104: Inseriertes und gereinigtes Implantat 2 (5-fache Lupenvergrößerung).....	90
Abbildung 105: Bildtafel inseriertes und gereinigtes Implantat 2; (1-7; a = 100-fache, b = 1000-fache, c = 3000-fache Vergrößerung)	92
Abbildung 106: Implantat gereinigt 2 Meßzone 1 (100-fache Vergrößerung).....	93
Abbildung 107: Implantat gereinigt 2 Meßzone 1 (1000-fache Vergrößerung).....	93
Abbildung 108: Implantat gereinigt 2 Meßzone 1 (3000-fache Vergrößerung).....	93
Abbildung 109: Implantat gereinigt 2 Meßzone 2 (100-fache Vergrößerung).....	94
Abbildung 110: Implantat gereinigt 2 Meßzone 2 (1000-fache Vergrößerung).....	94
Abbildung 111: Implantat gereinigt 2 Meßzone 2 (3000-fache Vergrößerung).....	94
Abbildung 112: Implantat gereinigt 2 Meßzone 3 (100-fache Vergrößerung).....	95
Abbildung 113: Implantat gereinigt 2 Meßzone 3 (1000-fache Vergrößerung).....	95
Abbildung 114: Implantat gereinigt 2 Meßzone 3 (3000-fache Vergrößerung).....	95
Abbildung 115: Implantat gereinigt 2 Meßzone 4 (100-fache Vergrößerung).....	96
Abbildung 116: Implantat gereinigt 2 Meßzone 4 (1000-fache Vergrößerung).....	96

Abbildung 117: Implantat gereinigt 2 Meßzone 4 (3000-fache Vergrößerung).....	96
Abbildung 118: Implantat gereinigt 2 Meßzone 5 (100-fache Vergrößerung).....	97
Abbildung 119: Implantat gereinigt 2 Meßzone 5 (1000-fache Vergrößerung).....	97
Abbildung 120: Implantat gereinigt 2 Meßzone 5 (3000-fache Vergrößerung).....	97
Abbildung 121: Implantat gereinigt 2 Meßzone 6 (100-fache Vergrößerung).....	98
Abbildung 122: Implantat gereinigt 2 Meßzone 6 (1000-fache Vergrößerung).....	98
Abbildung 123: Implantat gereinigt 2 Meßzone 6 (3000-fache Vergrößerung).....	98
Abbildung 124: Implantat gereinigt 2 Meßzone 7 (100-fache Vergrößerung).....	99
Abbildung 125: Implantat gereinigt 2 Meßzone 7 (1000-fache Vergrößerung).....	99
Abbildung 126: Implantat gereinigt 2 Meßzone 7 (3000-fache Vergrößerung).....	99
Abbildung 127: Inseriertes und gereinigtes Implantat 3 (5-fache Lupenvergrößerung)	100
Abbildung 128: Bildtafel inseriertes und gereinigtes Implantat 3; (1-7; a = 100-fache, b = 1000-fache, c = 3000-fache Vergrößerung); Bild 1b nicht verwendbar, da doppelbelichtet.....	102
Abbildung 129: Implantat gereinigt 3 Meßzone 1 (100-fache Vergrößerung).....	103
Abbildung 130: Implantat gereinigt 3 Meßzone 1 (3000-fache Vergrößerung).....	103
Abbildung 131: Implantat gereinigt 3 Meßzone 2 (100-fache Vergrößerung).....	104
Abbildung 132: Implantat gereinigt 3 Meßzone 2 (1000-fache Vergrößerung).....	104
Abbildung 133: Implantat gereinigt 3 Meßzone 2 (3000-fache Vergrößerung).....	104
Abbildung 134: Implantat gereinigt 3 Meßzone 3 (100-fache Vergrößerung).....	105
Abbildung 135: Implantat gereinigt 3 Meßzone 3 (1000-fache Vergrößerung).....	105
Abbildung 136: Implantat gereinigt 3 Meßzone 3 (3000-fache Vergrößerung).....	105
Abbildung 137: Implantat gereinigt 3 Meßzone 4 (100-fache Vergrößerung).....	106
Abbildung 138: Implantat gereinigt 3 Meßzone 4 (1000-fache Vergrößerung).....	106
Abbildung 139: Implantat gereinigt 3 Meßzone 4 (3000-fache Vergrößerung).....	106

Abbildung 140: Implantat gereinigt 3 Meßzone 5 (100-fache Vergrößerung).....	107
Abbildung 141: Implantat gereinigt 3 Meßzone 5 (1000-fache Vergrößerung).....	107
Abbildung 142: Implantat gereinigt 3 Meßzone 5 (3000-fache Vergrößerung).....	107
Abbildung 143: Implantat gereinigt 3 Meßzone 6 (100-fache Vergrößerung).....	108
Abbildung 144: Implantat gereinigt 3 Meßzone 6 (1000-fache Vergrößerung).....	108
Abbildung 145: Implantat gereinigt 3 Meßzone 6 (3000-fache Vergrößerung).....	108
Abbildung 146: Implantat gereinigt 3 Meßzone 7 (100-fache Vergrößerung).....	109
Abbildung 147: Implantat gereinigt 3 Meßzone 7 (1000-fache Vergrößerung).....	109
Abbildung 148: Implantat gereinigt 3 Meßzone 7 (3000-fache Vergrößerung).....	109
Abbildung 149: Inseriertes und gereinigtes Implantat 4 (5-fache Lupenvergrößerung)	110
Abbildung 150: Bildtafel inseriertes und gereinigtes Implantat 4; (1-7; a = 100-fache, b = 1000-fache, c = 3000-fache Vergrößerung)	112
Abbildung 151: Implantat gereinigt 4 Meßzone 1 (100-fache Vergrößerung).....	113
Abbildung 152: Implantat gereinigt 4 Meßzone 1 (1000-fache Vergrößerung).....	113
Abbildung 153: Implantat gereinigt 4 Meßzone 1 (3000-fache Vergrößerung).....	113
Abbildung 154: Implantat gereinigt 4 Meßzone 2 (100-fache Vergrößerung).....	114
Abbildung 155: Implantat gereinigt 4 Meßzone 2 (1000-fache Vergrößerung).....	114
Abbildung 156: Implantat gereinigt 4 Meßzone 2 (3000-fache Vergrößerung).....	114
Abbildung 157: Implantat gereinigt 4 Meßzone 3 (100-fache Vergrößerung).....	115
Abbildung 158: Implantat gereinigt 4 Meßzone 3 (1000-fache Vergrößerung).....	115
Abbildung 159: Implantat gereinigt 4 Meßzone 3 (3000-fache Vergrößerung).....	115
Abbildung 160: Implantat gereinigt 4 Meßzone 4 (100-fache Vergrößerung).....	116
Abbildung 161: Implantat gereinigt 4 Meßzone 4 (1000-fache Vergrößerung).....	116
Abbildung 162: Implantat gereinigt 4 Meßzone 4 (3000-fache Vergrößerung).....	116
Abbildung 163: Implantat gereinigt 4 Meßzone 5 (100-fache Vergrößerung).....	117

Abbildung 164: Implantat gereinigt 4 Meßzone 5 (1000-fache Vergrößerung).....	117
Abbildung 165: Implantat gereinigt 4 Meßzone 5 (3000-fache Vergrößerung).....	117
Abbildung 166: Implantat gereinigt 4 Meßzone 6 (100-fache Vergrößerung).....	118
Abbildung 167: Implantat gereinigt 4 Meßzone 6 (1000-fache Vergrößerung).....	118
Abbildung 168: Implantat gereinigt 4 Meßzone 6 (3000-fache Vergrößerung).....	118
Abbildung 169: Implantat gereinigt 4 Meßzone 7 (100-fache Vergrößerung).....	119
Abbildung 170: Implantat gereinigt 4 Meßzone 7 (1000-fache Vergrößerung).....	119
Abbildung 171: Implantat gereinigt 4 Meßzone 7 (3000-fache Vergrößerung).....	119
Abbildung 172: Bildtafel inseriertes und ungereinigtes Implantat 5; (1-3; a = 150-fache, b = 1000-fache, c = 3000 bis 3600-fache Vergrößerung).....	120
Abbildung 173: Implantat ungereinigt 1 Meßzone 1 (100-fache Vergrößerung).....	121
Abbildung 174: Implantat ungereinigt 1 Meßzone 1 (1000-fache Vergrößerung)...	121
Abbildung 175: Implantat ungereinigt 1 Meßzone 1 (3000-fache Vergrößerung)...	122
Abbildung 176: Implantat ungereinigt 1 Meßzone 2 (100-fache Vergrößerung).....	122
Abbildung 177: Implantat ungereinigt 1 Meßzone 2 (1000-fache Vergrößerung)...	122
Abbildung 178: Implantat ungereinigt 1 Meßzone 2 (3000-fache Vergrößerung)...	123
Abbildung 179: Implantat ungereinigt 1 Meßzone 3 (100-fache Vergrößerung).....	123
Abbildung 180: Implantat ungereinigt 1 Meßzone 3 (1000-fache Vergrößerung)...	123
Abbildung 181: Implantat ungereinigt 1 Meßzone 3 (3000-fache Vergrößerung)...	124
Abbildung 182: Bildtafel inseriertes und ungereinigtes Implantat 6; (1-3; a = 100 bis 150-fache, b = 1000-fache, c = 3000 -fache Vergrößerung)	125
Abbildung 183: Implantat ungereinigt 2 Meßzone 1 (100-fache Vergrößerung).....	126
Abbildung 184: Implantat ungereinigt 2 Meßzone 1 (1000-fache Vergrößerung)...	126
Abbildung 185: Implantat ungereinigt 2 Meßzone 1 (3000-fache Vergrößerung)...	126
Abbildung 186: Implantat ungereinigt 2 Meßzone 2 (100-fache Vergrößerung).....	127
Abbildung 187: Implantat ungereinigt 2 Meßzone 2 (1000-fache Vergrößerung)...	127

Abbildung 188: Implantat ungereinigt 2 Meßzone 2 (3000-fache Vergrößerung)...	127
Abbildung 189: Implantat ungereinigt 2 Meßzone 3 (100-fache Vergrößerung).....	128
Abbildung 190: Implantat ungereinigt 2 Meßzone 3 (1000-fache Vergrößerung)...	128
Abbildung 191: Implantat ungereinigt 2 Meßzone 3 (3000-fache Vergrößerung)...	128
Abbildung 192: Verteilungsmuster der Medianwerte der Oberflächenveränderungen bei 150-facher Vergrößerung in Prozent	130
Abbildung 193: Verteilungsmuster der Medianwerte der Oberflächenveränderungen bei 1000-facher Vergrößerung in Prozent	131
Abbildung 194: Verteilungsmuster der Medianwerte der Oberflächenveränderungen bei 3000-facher Vergrößerung in Prozent	131
Abbildung 195: Kumulatives Verteilungsmuster der Medianwerte der Oberflächenveränderungen in Prozent.....	132
Tabelle 1: Einteilung der Knochenarten.....	13
Tabelle 2: Klassifizierung der Knochenqualität nach Lekholm und Zarb [Lekholm 1985]	17
Tabelle 3: Klassifizierung der Knochenqualität nach Misch [Spiekermann 1994]	18
Tabelle 4: Klassifizierung der Knochenqualität in Hounsfieldeinheiten [HE] nach Engels [Engels 2003].....	18
Tabelle 5: Skala Materie in Hounsfieldeinheiten [HE], [Mischkowski 2007]	19
Tabelle 6: Einteilung der Atrophiegrade nach Lekholm und Zarb 1985 [Lekholm 1985].....	25
Tabelle 7: Implantattypen nach Lagebeziehung zum Knochen [Spiekermann 1994]	26
Tabelle 8: Implantatformen [Spiekermann 1994].....	26
Tabelle 9: Gegenüberstellung der Implantatspezifikationen	29

Tabelle 10: Einteilung von Materialeinteilung [Spiekermann 1994].....	30
Tabelle 11: Einteilung der Werkstoffe nach ihrer Biokompatibilität [Spiekermann 1994].....	30
Tabelle 12: Implantaterfolgskriterien nach Albrektsson [Albrektsson 2008]	44
Tabelle 13: Implantaterfolgskriterien der ICOI [Misch 2008].....	45
Tabelle 14: Übersicht der Reinigungszyklen pro Implantat	54
Tabelle 15: Messfelder	58
Tabelle 16: Bildanalyse der Oberflächen, Prozentangabe der Oberflächenveränderungen bei verschiedenen Vergrößerungen sowie kumulativen Medianwerten	129

10. Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Christina Maria Dorothee Grünberg

Geburtsdatum: 24. März 1982

Geburtsort: München

Eltern: Gabriele Grünberg, Lehrerin

Dr. Gert Grünberg, Internist

Schulbildung

1988-1992: Leo-von-Welden Grundschule. Bad Feilnbach

1992-1999: Gymnasium Bad Aibling

1999-2001: Internatsschule Schloss Neubeuern

2001: Erwerb der allgemeinen Hochschulreife

Universitätsausbildung

2002-2005: Studium der Humanmedizin an der Universität Leipzig

2006-2011: Studium der Zahnmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität
München

Juli 2011: Zahnärztliche Approbation

Berufstätigkeit

Oktober 2011-September 2012:

Vorbereitungsassistentin in einer allgemein Zahnärztlichen Praxis

seit Oktober 2012: Vorbereitungsassistentin in einer oralchirurgischen Praxis

11. Danksagung

Herrn Prof. Dr. Herbert Deppe gilt mein besonderer Dank für die Möglichkeit zur Promotion an der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der TU München. Zudem danke ich für die geduldige und kompetente Betreuung während der Erstellung dieser Dissertation.

Herrn Prof. Dr. Klaus-Ulrich Benner danke ich herzlichst für die Bereitstellung des Themas dieser Arbeit und für das Überlassen der anatomischen Präparate. Ich danke besonders für die intensive Betreuung und Hilfsbereitschaft während des Studienteils dieser Dissertation.

Herrn Erich Thielke und Frau Beate Aschauer danke ich für die zeitintensive und kompetente Betreuung sowohl bei der Vorbereitung als auch bei der Erstellung des REM-Bilddatenmaterials.

Ebenso möchte ich mich bei Herrn Prof. Christoph Benz bedanken, der mich bei der Erstellung der radiologischen Daten unterstützte und mir die Gerätschaften zur Verfügung stellte.

Mein besonderer Dank gilt meinem Freund Florian, der mich unermüdlich unterstützte und mir immer verständnisvoll mit Rat und Tat zur Seite stand. Ohne ihn wäre die Arbeit so nicht entstanden.

Schließlich möchte ich mich ganz besonders bei meinen Eltern bedanken, die es mir durch Ihre Unterstützung und Liebe während des gesamten Studiums und meines Lebens immer ermöglicht haben, alle meine Ziele zu verwirklichen.

ERKLÄRUNG

„Ich versichere, dass ich diese Dissertation selbständig und nur unter Verwendung der angegebenen Quellen und Hilfsmittel angefertigt und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe. Die Arbeit hat in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegen.“

München, den 30.04.2013