

Entwicklung einer Apparatur
zur In-situ-Ermüdungsprüfung
von Zahnimplantaten
mittels Synchrotron Micro-CT

Dissertation zur Erlangung des
naturwissenschaftlichen Doktorgrades
der Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Wolfram Wiest

aus Kiel

Würzburg 2021



Eingereicht am: 6.5.2021
bei der Fakultät für Physik und Astronomie

1. Gutachter: Prof. Dr. Randolph Hanke
 2. Gutachter: Prof. Dr. Peter Jakob
- der Dissertation

Vorsitzende(r): Prof. Dr. Ronny Thomale

1. Prüfer: Prof. Dr. Randolph Hanke
2. Prüfer: Prof. Dr. Peter Jakob
3. Prüfer: Prof. Dr. Matthias Kadler

im Promotionskolloquium

Tag des Promotionskolloquiums: 19.11.2021

Doktorurkunde ausgehändigt am:

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Theorie und Grundlagen	5
2.1	Grundlagen der Werkstofftechnik	5
2.2	Fatigue-Prüfung von Zahnimplantaten	9
2.3	Synchrotron	11
2.4	Detektoren	19
2.5	Röntgenbildgebung	23
2.6	Computertomographie	33
3	Methodik	39
3.1	Optimierter indirekter Detektor	40
3.2	Bildqualität bei verschiedenen Messkampagnen	45
3.3	Spaltgrößenbestimmung	51
3.4	Spaltvisualisierung auf der Konus-Kontaktfläche	54
3.5	In-situ-Fatigue-Untersuchung von Zahnimplantaten	56
3.6	Langzeit-Fatigue-Untersuchung von Zahnimplantaten	63
3.7	Simulationen von Zahnimplantaten	67
3.8	Deformationsanalyse von durchmesserreduzierten Zahnimplantaten	72
3.9	Verschiedene Einbettvarianten der Implantate	73
3.10	Kraftinduzierte Knochenrisse	76
4	Ergebnisse	81
4.1	In-situ-Fatigue-Untersuchung von Zahnimplantaten	82
4.2	Langzeit-Fatigue-Untersuchung von Mikrospalten	95
4.3	Simulationen von Zahnimplantaten unter mechanischer Belastung	111
4.4	Deformationsanalysen von Zahnimplantaten	115
4.5	Kraftinduzierte Knochenrisse	124
5	Fazit	139
5.1	Schlussfolgerung	139
	Anhang	143

A	Abbildungen	145
A.1	Ablaufschema der Datenprozessierung bei der Spaltvisualisierung	145
A.2	Langzeit-Fatigue	146
A.3	Detailbetrachtung bei statischer Lastaufbringung	148
A.4	Vergleich zwischen statischer und zyklischer Belastung	148
B	Tabellen	151
B.1	Langzeit Fatigue	151
B.2	Vergleich zwischen statischer und zyklischer Belastung	152
B.3	Durchmesserreduzierte Zahnimplanate	153
C	Alternative Ansätze und ergänzende Themen	155
C.1	Direkte Detektoren	155
C.2	Vermeidung von Bewegungsunschärfen bei In-situ-Fatigue	156
C.3	Bildbearbeitungsdetails bei Knochenrissvisualisierung	158
C.4	Folgeentwicklungen von nicht laborbasierten Röntgenquellen	162
	Literaturverzeichnis	165
	Eigene Veröffentlichungen	177

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis

AN	Ankylos
AS	Astra
Bessy	Berliner Elektronenspeicherring – Gesellschaft für Synchrotronstrahlung
BL	Bonelevel
BM	Bending-Magnets bzw. Ablenkmagneten
CAD	Computer-Aided Design
CNR	Contrast-Noise-Ratio
CT	Computertomographie
DMS	Dehnungsmessstreifen
DQE	Detective-Quantum-Efficiency
em	Elektromagnetisch
ESRF	European Synchrotron Radiation Facility
FBP	Filtered Back-Projektion
FDA	Fokus-Detektor-Abstand
FEA	Finite-Elemente-Analyse
FEL	Freie-Elektronen-Laser
FEM	Finite-Elemente-Methode
FOA	Fokus-Objekt-Abstand
FOD	Fokus-Objekt-Distanz
FT	Fourier-Transformation

Abkürzungsverzeichnis

Gapmap	Visualisierung der Implantat-Abutment-Grenzfläche
HCF	High-Cycle-Fatigue
IAC	Implant-Abutment-Connection bzw. Grenzflächen
ID	Insertion-Device
iFT	Inverse Fourier-Transformation
LCF	Low-Cycle-Fatigue
LINAC	Linearbeschleuniger
LSF	Linienpreizungsfunktion
LUT	Look-up-Table.
n. A.	numerische Apertur
NA	NobelActive
PSF	Punktspreizungsfunktion
REM	Rasterelektronenmikroskop
RF	Radiofrequenz
ROI	Region of Interest
SNR	Signal-Rausch-Verhältnis
STD	Standard-Deviation
TTL	Transistor-Transistor-Logik

Kapitel 1

Einleitung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der volumenbildgebenden Untersuchung von mechanischen Ermüdungsprozessen in Zahnimplantaten aus Titan. Im Vordergrund steht die Entwicklung der neuen Messmethode der In-situ-Mikrotomografie am Synchrotron. Die Planung und die Realisierung zahlreicher Messkampagnen sowie die Beobachtungen an den untersuchten Implantaten bilden den zweiten Schwerpunkt der Arbeit. Auch wenn Zahnimplantate generell interessante Prüfobjekte darstellen, dienen sie hier eher als Modellsystem für die neu entwickelte Messmethode. Die Auswahl beschränkt sich demnach auf gängige klinische Zahnimplantate unterschiedlicher Designs von kommerziellen Herstellern.

Zahnimplantate werden beim Gebrauch mechanisch wiederholt belastet (Wechselast). Nach vielen Belastungen können – auch innerhalb der zulässigen Toleranzen für die Festigkeit – mikroplastische, zyklische Verformungen auftreten: Man spricht von Ermüdungsschäden. Diese können im Extremfall, auch nach langer Tragezeit, zu Versagen und Verlust eines Implantats führen. Die komplexe Geometrie der meist mehrteiligen Implantate und die breite Streuung der physiologischen Lasten machen es nahezu unmöglich, Vorhersagen bzgl. der Dauerfestigkeit eines Implantats zu treffen. Auch ex vivo (im Dauerlastversuch) ist es nicht möglich, das Innere des Implantats in situ (also während die Dauerlast appliziert wird) zu beobachten, um ggf. Verformungen, Rissentstehung und Risswachstum zu lokalisieren. Die Rekonstruktion des Schadensverlaufs erfolgt demnach ausschließlich post mortem, also nachdem der Prüfling unter der dauerhaften Last gebrochen ist, an der Bruchfläche (so kann z. B. die Ausbreitungsgeschwindigkeit von Ermüdungsrissen entlang von Ermüdungsbändern / Fatigue-Striation ¹ im Raster-Elektronenmikroskop rekonstruiert werden). An ermüdeten Implantaten, welche (noch) nicht gebrochen sind, können ggf. Mikrorisse und Deformationen mit Hilfe einer metallografischen Bildanalyse an polierten Querschnitten lokalisiert werden. Es fehlt aber die dreidimensionale Information. Außerdem ist der Versuch beendet, wenn die Probe zerschnitten ist, die weitere Riss-

¹ Streifenbildung.

ausbreitung bleibt unbeobachtet. Vorstudien zu dieser Arbeit haben gezeigt, dass Synchrotron-Mikrotomographie-Scans ermüdeter Implantate die nötige räumliche Information zerstörungsfrei liefern können. Die logische Folgerung ist deshalb, diese Technik weiterzuentwickeln, um In-situ-CT-Scans von Zahnimplantaten während einer applizierten Dauerbelastung möglich zu machen. Zahnimplantate werden in den Kiefer eingesetzt und sind beim Kauen zyklischen Kräften ausgesetzt. Ihre Dauerfestigkeit ist von großer Relevanz für eine lange Lebensdauer. Bei bisherigen Anwendungen der Mikro-CT wurde die Ermüdung der Implantate unterbrochen und die Implantat-Abutment-Grenzfläche (**IMPLANT-ABUTMENT-CONNECTION BZW. GRENZFLÄCHEN (IAC)**) unter statischer Last untersucht (hier war insbesondere die Ausbildung eines Mikrospalts an der konischen Grenzfläche zu beobachten). Bei diesen Ex-situ-Messungen bestand allerdings der Verdacht, dass die Ergebnisse verfälscht sind, da die Ermüdung zeitlich unterbrochen wurde.

In dieser Arbeit wird eine Messstation für Synchrotron-Mikro-CT vorgestellt. Mit dieser kann die IAC während der Ermüdung räumlich und zerstörungsfrei in situ beobachtet werden, über mehrere zehntausend Lastspiele hinweg. Die Krafteinleitung auf die Implantate erfolgt mit einer eigens entwickelten Lasteinheit (Kausimulator). Diese Messstation ist das ideale Werkzeug, um zyklische Verformungen im Inneren von mehrteiligen Implantaten unter physiologischen Bedingungen zu visualisieren und zu analysieren. Die Datenauswertung kommt gänzlich ohne Modellannahmen über die Ermüdung aus (z. B. aus begleitenden FEM-Studien). Die zyklische Antwort der Implantate auf das Lastspiel kann sowohl durch CT-Scans als auch mit Durchstrahlungsbildern untersucht werden. Letztere konnten Bildwiederholraten von bis zu 100 HZ realisieren. Die Wiederholraten der In-situ-CT-Scans sind entsprechend langsamer (0,01–0,1 Hz) und werden in Intervallen von Downloadzeiten unterbrochen. Reicht die Bildqualität der Einzelbelichtungen nicht aus, besteht immer die Möglichkeit der stroboskopischen Bildaufnahme (mehrere Bilder werden phasensynchron mit dem Lastspiel belichtet und aufintegriert). Ähnlich performante Ergebnisse wurden zeitgleich nur am Paul Scherrer Institut erreicht [59].

Anhand der zyklischen Belastung mehrteiliger Zahnimplantate wird die Funktionalität der Messapparatur demonstriert, die Ergebnisse werden entsprechend der lokalen Bildung und der Veränderung eines Mikrospalts an der IAC bewertet. Um die Vergleichbarkeit dieser In-situ-Messergebnisse mit Ex-situ-Untersuchungen (unterbrochenes Lastspiel, Messung bei konstanter Haltekraft) zu sichern, werden entsprechende Vergleichsmessungen realisiert. Weil innerhalb einer Messkampagne keine Million

Lastspiele appliziert werden können, werden wiederholte Ex- und In-situ-Messungen bei 0, 100 000, 200 000 und 1 000 000 Lastspielen an allen Implantaten durchgeführt, dazwischen werden die restlichen Lastspiele appliziert.

Diese Arbeit teilt sich in vier Abschnitte ein, entsprechend den technischen Anstrengungen, die unternommen wurden, um die In-situ-Tomographie-Messstation zu realisieren: A. der Röntgendetektor, B. die Auflösung, C. der Photonenfluss und D. die Bildbearbeitung.

Nach der Konzeption und dem Aufbau der Ermüdungsmaschine für CT-Untersuchungen wurden Untersuchungsobjekte für die Versuche ausgewählt; insgesamt vier verschiedene Systeme von Zwei-Komponenten-Zahnimplantaten mit konischem Verbindungshals an der IAC. Hinzu kamen im Verlauf der Arbeit noch Vergleichssysteme, welche jedoch nicht bis zur vollen Zyklenzahl (1 Mio.) ermüdet wurden. Bei diesem Probensystem konnte auf Daten von Ex-situ-Ermüdungsuntersuchungen zurückgegriffen werden, folglich war ein Benchmark gut durchführbar.

Mit der hier entwickelten In-situ-Ermüdungsmaschine werden weggesteuerte Lastspiele gefahren, die Kraft wird dabei gemessen. Die wichtigste Analyse an dem Probensystem ist die In-situ-Spiel-Frequenzanalyse unter Krafteinwirkung.

Für Zahnimplantate sind der IAC-Mikrospalt und das „Einsinken“ des Abutments die besten Kenngrößen, um die zyklische Deformation, die während der Ermüdung auftritt, zu untersuchen. In der Literatur gibt es zahlreiche Untersuchungen über den IAC-Mikrospalt, auch mit Synchrotron-Mikro-CT. Fast all diese Untersuchungen postulieren, dass der Spalt im Verlauf der Ermüdung entsteht und wächst. Dieses Postulat wird nun zum ersten Mal experimentell auf die Probe gestellt.

Zusätzlich zur IAC können Deformationen an der Implantatsschulter betrachtet werden. Rissentstehung und Rissausbreitung im Implantat oder im Abutment konnten in dieser Arbeit nicht beobachtet werden. Allerdings konnte der Einfluss der Probeneinbettung gut untersucht werden. Neben dem üblichen Zement als Knochen-Ersatzmaterial wurden auch Schweineköchen und deren Deformation mit Hilfe der In-situ-Ermüdungsprüfung untersucht.

Kapitel 2

Theorie und Grundlagen

In diesem Kapitel sollen die Grundlagen der in dieser Arbeit behandelten Themen eingeführt werden. Das darauffolgende Kapitel 3 widmet sich den angewendeten Methoden und Techniken.

Zu Beginn wird die Zahnimplantatsforschung mit Fokus auf der Fatigue-Prüfung¹ präsentiert (siehe Kapitel 2.2). Im Anschluss folgt der Einstieg in die Röntgenphysik. Die Vorgehensweise ist dabei an die [Computertomographie \(CT\)](#)-Bildentstehung angelehnt. So wird zuerst die in dieser Arbeit verwendete Röntgenlichterzeugung vorgestellt (Kapitel 2.3). Dem folgt die Detektion der Röntgenstrahlung (Kapitel 2.4). Im Anschluss werden zwei Varianten der Röntgenbildgebung beschrieben (Kapitel 2.5). Insbesondere ist der Inline-Phasenkontrast (Kapitel 2.5) von Relevanz, da dieser die Erkennbarkeit des Mikropaltes ermöglicht (weitere Details werden in Kapitel 2.5 erläutert). Im Anschluss wird das Rekonstruktionsverfahren in der Computertomographie erklärt (Kapitel 2.6). Das Phase-Retrieval (Kapitel C.3) wird für den letzten Teilaspekt der Implantats-Untersuchungen benötigt, in dem der Blick erweitert und die umgebende Knochenmatrix betrachtet wird.

2.1 Grundlagen der Werkstofftechnik

Die Werkstofftechnik umfasst die Untersuchung und die Beschreibung der unterschiedlichen Eigenschaften von Materialien (u. a. mechanische Eigenschaften). In dieser Arbeit werden folgende Themenfelder der Werkstofftechnik behandelt: Ermüdung, Ermüdungsbruch, Ermüdungsprüfung und Reibung.

Wirken Kräfte auf ein Bauteil, verformt sich das Werkstück zunächst linear elastisch, dann plastisch. Bei einem einaxialen Zugversuch bspw. folgt die Spannung (Kraft pro Querschnittsfläche) im elastischen Bereich der Dehnung (Längenänderung pro Ausgangslänge), die Steigung im

¹ Mit der Fatigue-Prüfung wird die Materialermüdung untersucht. Hierbei wird zyklisch eine mechanische Belastung aufgebracht und die Dauerfestigkeit des Prüfobjekts untersucht.

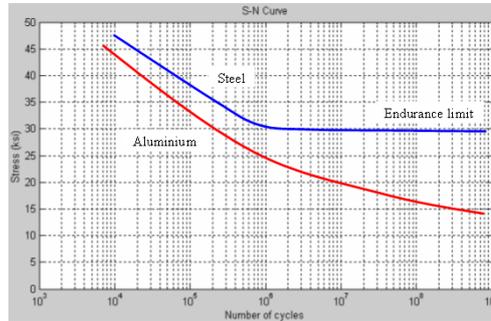


Abb. 2.1: Typische Wöhlerkurven für Aluminium und Stahl, aus [23].

Spannungs-Dehnungs-Diagramm entspricht dem Zugmodul (z. B. Aluminium 69 GPa, Werkzeugstahl 200 GPa). Elastische Verformungen bis zur Proportionalitätsgrenze (Fließgrenze) sind reversibel, die plastische Deformation unterscheidet sich je nach Material in Form und Verlauf und endet mit dem Bruch. Die maximale Spannung (Festigkeit) wird in Stahl und Leichtmetallen im plastischen Bereich vor dem Bruch erreicht. Mit Überschreiten der Festigkeit beginnt das Werkstück im Zugversuch, sich einzuschnüren (der Querschnitt nimmt ab, die technische Spannung sinkt für höhere Deformationen). Zusätzlich zur Zugfestigkeit (z. B. Aluminium 70–210 MPa, Stahl 380–790 MPa) werden also für viele Werkstoffe noch die relative Einschnürung und Bruchspannung (ca. 70 – 80 % der Festigkeit) angegeben. Man unterscheidet zwischen duktilen Werkstoffen, die viel plastische Verformung zeigen, und solchen, die mit oder vor Erreichen der Fließgrenze brechen (spröde Werkstoffe).

Für Druck-, Biege- und Scherversuche gibt es äquivalente Kennwerte. Für komplexere, mehraxiale Lasten gilt das Hook'sche Gesetz in Tensorform:

$$\vec{\sigma} = \overline{\overline{C}} \cdot \vec{\epsilon}. \quad (2.1)$$

$\vec{\sigma}$ und $\vec{\epsilon}$ (Spannung und Dehnung) sind hier keine räumlichen Vektoren, sondern Tensoren 3. Ordnung, deren 6 unabhängige Komponenten ($\sigma_{xx}, \sigma_{yy}, \sigma_{zz}, \sigma_{xy}, \sigma_{xz}$ und σ_{yz}) über einen Tensor 4. Ordnung (Elastizitätstensor $\overline{\overline{C}}$, $6 \cdot 6 = 36$ Komponenten, davon 21 unabhängige) verknüpft werden. Sind die elastischen Eigenschaften eines Werkstoffs isotrop (richtungsunabhängig), lässt sich $\overline{\overline{C}}$ allein durch die Querkontraktionszahl ν und das E-Modul ausdrücken.

Unter Ermüdung versteht man die (ein- oder mehraxiale) zyklische Beanspruchung eines Werkstücks. Mit der Anzahl der Lastzyklen sinkt die Festigkeit des Werkstücks. Als „dauerfest“ wird ein Werkstoff bezeichnet, welcher auch bei unendlich vielen Schwingspielen nicht bricht. Die maxi-

male hierfür zulässige Wechsellastspannung wird als Dauerfestigkeit bezeichnet und liegt bei ca. 40–60 % der statischen Festigkeit. Bei Aluminium wird überhaupt keine Dauerfestigkeit attestiert, lediglich für eine Lebensdauer von $10^6 - 10^7$ Lastspielen kann man eine Spannungsgrenze vorher sagen. Abbildung 2.1 zeigt zwei typische Wöhlerkurven für Aluminium und Stahl. Die Wöhlerkurve gibt den exponentiellen Zusammenhang zwischen Wechsellastspannung und Lastspielzahl wieder. Sie ist eine statistische Wahrscheinlichkeit (Grenzspannung, Grenzzahl an Lastspielen), jenseits derer das Werkstück mit $> 50\%$ Wahrscheinlichkeit bricht. Bei hoher Last und wenigen Lastspielen spricht man von **Low-Cycle-Fatigue (LCF)**, bei geringer Last und vielen Lastspielen von **High-Cycle-Fatigue (HCF)**.

Auch dem Ermüdungsbruch gehen Verformung, Rissbildung, Ver- und Entfestigung voraus. Die Lastfrequenz und die Amplitude (Minimum und Maximum der Spannung σ_{min} und σ_{max} bzw. deren Verhältnis $R = \sigma_{min}/\sigma_{max}$) haben ebenfalls Einfluss auf die Wöhlerkurve und das Bruchverhalten.

Das gesamte Ermüdungsverhalten lässt sich in drei Stadien gliedern:

1. Ermüdungsverfestigung,
2. Rissbildungsphase,
3. Rissausbreitung.

Der zuvor erwähnte Ermüdungsbruch erfolgt nach einer genügend großen (kritischen) Risslänge innerhalb des letzten Belastungszyklus. Aufgrund der Ermüdungsverfestigung wird bei den In-situ-Ermüdungsversuchen aus Kapitel 4.1 eine Einschwingphase von 5000 Zyklen gewählt. Detaillierte Erläuterungen zu den angewendeten Belastungszyklen sind in Kapitel 3.5 gegeben.

Der Ermüdungsbruch ist ein Komplettersagen des Bauteils. Bei komplexen Bauteilen und mehraxialen Wechsellasten, wie im Fall der Implantat-Ermüdung, ist auch die Form des Bruchs von großem Interesse (Rissantritt und Rissausbreitung können teilweise post mortem an der Risskante ermittelt werden). Da Zahnimplantate keine genormten Prüfkörper sind, kann keine Spannung ermittelt werden, die Wöhlerkurve zeigt deshalb die zyklische Kraft (Abbildung 2.2).

Die Wöhler-Versuche unterliegen einer großen Streuung. Die Belastungszyklenanzahl wird in drei Bereiche unterteilt:

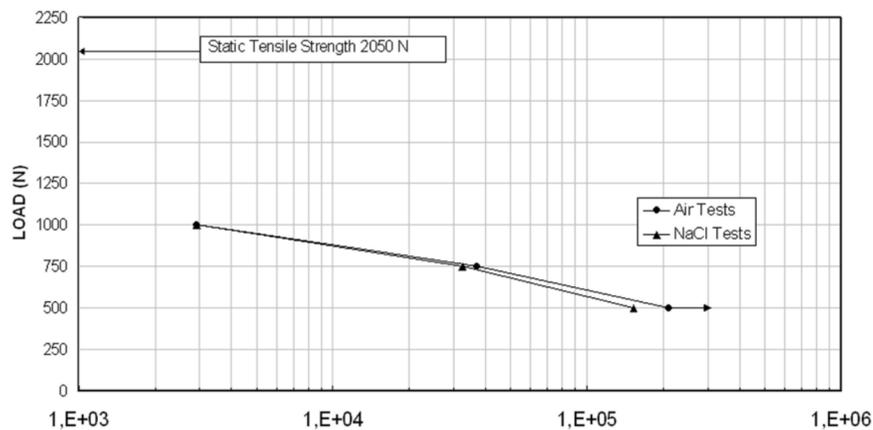


Abb. 2.2: Dargestellt ist eine Wöhlerkurve eines zylindrischen Zahnimplantates. Die Datenpunkte markieren Versagensereignisse in Abhängigkeit der erreichten Zyklenanzahl bei der durchgeführten Belastungsstärke, aus [23].

LCF

Eine Zyklenanzahl bis 10^4 wird als **LCF** bezeichnet.

HCF

Dem schließt sich der **HCF**-Bereich an.

Dauerfest

Meist wird ab einer Belastungszahl von mehr als 10^6 von einer Dauerfestigkeit gesprochen. In diesem Segment verläuft die Wöhlerlinie nahezu parallel zur x-Achse. Etabliert hat sich in der Anwendung eine maximale Zyklenanzahl in Wöhler-Versuchen bis 10^8 .

Unter Berücksichtigung des Verwendungszwecks und der anvisierten Standfestigkeit kann eine Grenzwahlzahl definiert werden. Erreicht ein Bauteil diese, ohne zu versagen, gilt es als dauerfest.

Die Prozesse, die zum Ermüdungsversagen führen, ereignen sich stets auf einer mikroskopischen Ebene, makroskopisch in Erscheinung tritt meistens erst der Bruch. Daher ist eine Messmethode, welche Verformung und/oder Rissbildung frühzeitig erkennen kann, von wissenschaftlicher Relevanz. Da die meisten Ereignisse im **LCF**-Regime zu beobachten sind, erschien es sinnvoll, eine In-situ-Messmethode auf diese Art der Ermüdung auszulegen.

Haftreibung

Die verwendeten Zahnimplantate bestehen aus zwei Komponenten (Implantat und Abutment, für Details zum Aufbau siehe Kapitel 2.2). Die Kontaktfläche bei den verwendeten Implantaten ist eine rel. große konische Fläche (8mm^2 bis 60mm^2), über die das Abutment im Implantat steckt. Obwohl das Abutment mit einer Schraube fixiert ist, ist die Haftreibung aufgrund der großen Kontaktfläche ausreichend. Letztere wird im Folgenden kurz vorgestellt (Herz'scher Kontakt).

Bei den verschiedenen Fixiermechanismen der zweikomponentigen Zahnimplantate wird zuerst die konische Kontaktfläche betrachtet. Der Konus ist ein sog. Formschluss und verhindert durch seine Form eine Bewegung in der horizontalen Ebene. Eine vertikale Bewegung (ein „Lösen“ der Steckverbindung) wird durch die Abutmentschraube verhindert (Kraftschluss über die Schraubkraft). Zu Form- und Kraftschluss kommt die Haftreibung entlang der Konusmantelfläche hinzu. Letztere steht der Bewegung zweier sich berührender Körper entgegen bzw. verhindert diese. Sie ist abhängig von der Oberflächenrauheit, den Materialeigenschaften und der Anpresskraft.

Wie bereits erwähnt, ist die Kontaktfläche des Implantates mit dem Abutment ein Konus. Die beiden berühren sich im idealen Fall flächig, die Haftreibung wirkt gleichmäßig. Dies ist fertigungstechnisch jedoch nicht realisierbar, ferner wirken axiale Kaukräfte längs und quer zur Kontaktfläche. Der (Punkt-)Kontakt zwischen zwei Körpern mit gegenläufig gekrümmten Oberflächen wird als Hertz'scher Kontakt (oder Hertz'sche Pressung) bezeichnet. Für die Hertz'sche Pressung gilt: Berühren sich zwei gekrümmte Flächen zweier elastischer Körper, so werden die Berührungspunkte, -linien bzw. -flächen abgeflacht. Es bildet sich eine radiale Spannungsverteilung vom Kontaktpunkt aus. Folglich liegt eine Flächenpressung vor. Dies führt einerseits zu einem zusätzlichen Fixiermechanismus des Abutments, andererseits zur Verformung der Konusoberfläche. Wirken Längskräfte, entsteht an der Kontaktfläche Abrieb. Dieser Abrieb wird ebenfalls von der In-situ-Mikrotomografie gesehen, siehe Kapitel 4.1, Abbildung 4.8.

2.2 Fatigue-Prüfung von Zahnimplantaten

Zahnimplantate werden seit vielen Jahrzehnten in der Oralchirurgie eingesetzt und sind zu einer Standardmethode beim Zahnersatz geworden. Diese Arbeit beschäftigt sich mit zweikomponentigen Zahnimplantaten. Abbildung 2.3 zeigt, wie diese Zahnimplantate im Allgemeinen aufgebaut

sind. Hierbei werden die wichtigsten Komponenten dargestellt: das Implantat, das Abutment und die Krone.

Der Review-Artikel von Singh u. Jivanani [53] bietet einen guten Ein-

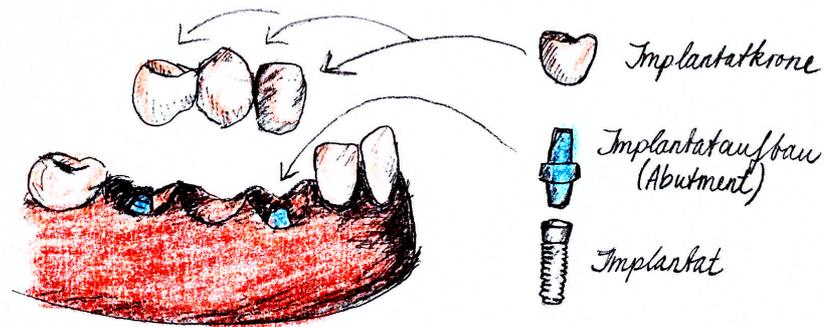


Abb. 2.3: Allgemeine Darstellung von Zahnimplantaten in der Oralchirurgie. In der rechten Hälfte ist eine Explosionsdarstellung eines zweikomponentigen Zahnimplantates gezeigt.

druck über zahlreiche Zahnimplantatstudien. Anhand dieser Zusammenfassung lässt sich die Vielzahl von Implantaten und deren Variationen erahnen. Des Weiteren werden die Implantatsausfallraten der jeweiligen Studien präsentiert. Mit der Ergründung der Versagensursachen beschäftigen sich ebenfalls viele Untersuchungen. Neben der Osseointegration² des Implantates in der Knochenmatrix [31, 17, 30] ist die reine mechanische Stabilität eine Grundvoraussetzung für eine erfolgreiche und langlebige Verwendung des Zahnimplantates als Zahnersatz.

Die okklusal³ wirkenden Kräfte können bis zu 1000 N groß sein [52]. Die Beißkraft an der vom Implantat unterstützten Zahnprothese beträgt nach Al-Omiri u. a. [4] maximal 578 N. Viele Untersuchungen zu einer erfolgreichen Implantierung konzentrieren sich auf die intrinsische mechanische Stabilität. So werden statische Bruchversuche durchgeführt (siehe beispielsweise [21]). Darauf baut die Untersuchungsmethode der Fatigue-Ermüdung auf (siehe unter anderem [36]). Eine Variation ist die Kombination aus Fatigue- und anschließender statischer Lastaufbringung [20]. Wie Swain u. Xue [55] ausführlich darlegen, ist die CT ein nützliches

² Osseointegration ist der funktionelle und strukturelle Verbund zwischen lebender Knochenstruktur und der Oberfläche des Implantates.

³ Okklusion bezeichnet in der Zahnmedizin die Kontaktfläche sämtlicher Zähne zwischen Ober- und Unterkiefer.

Instrument für die In-vitro- und die In-vivo-Analyse in der Zahnmedizin. Speziell im Bereich der Zahnimplantate ist die **CT** ideal, um die innere Struktur zu untersuchen. Neben der vorliegenden Arbeit haben auch andere Arbeitsgruppen die Implantat-Abutment-Kontaktfläche mittels Computertomographie untersucht (siehe unter anderem [40, 50]).

In vielen klinischen Langzeitstudien haben sich die konisch geformten **IAC** als überlegen herausgestellt. Hier sei exemplarisch auf die wichtigsten Arbeiten verwiesen [20, 53, 51]. Allerdings hat sich gezeigt [65, 49, 66], dass auch bei derartigen Implantattypen unter Last ein Mikrospace entstehen kann. Bei diesen Mikrospace besteht die Gefahr von bakteriellen Ansammlungen [28, 42], welche über eine Entzündung zu einer Rückbildung des Kieferknochens und schließlich zu einer Instabilität des Implantates führen [13, 12, 37].

Die Fatigue-Prüfung von Zahnimplantaten stellt die Überprüfung auf mechanische Ermüdung dar, oft unter dem Aspekt der Langzeitstabilität. Daher ist die Fatigue-Prüfung von andauerndem Interesse, da sie der realen Beanspruchung im Kauprozess am besten entspricht. Für Fatigue-Prüfungen existiert eine DIN-Norm (DIN EN ISO 14801:2007), welche Prüfanweisungen definiert. Zum Teil erfolgt diese Prüfung über metallurgische Schnitte, wie bei Dittmer u. a. [21]. Vielfach wird ein **Rasterelektronenmikroskop (REM)** verwendet, um in der Kontaktfläche eventuelle Reibspuren zu betrachten. Nach aktuellem Kenntnisstand erfolgt die Untersuchung von Zahnimplantaten bisher ex situ, das heißt, es wird nach der Ermüdung der Zustand der IAC-Öffnung untersucht. Die In-situ-Prüfung stellt einen Schwerpunkt der vorliegenden Arbeit dar (siehe Kapitel 3.5 und 4.1).

2.3 Synchrotron

Die hohen Anforderungen, die mit der In-Situ Ermüdungsprüfung der inneren Kontaktfläche in Zahnimplantaten einhergehen, erlauben nur deren zerstörungsfreie Betrachtung mit Hilfe der Synchrotron-Mikro-CT.

Ein Synchrotron ist ein Teilchenbeschleuniger mit Speicherring, welcher mit Strahlungserzeugern versehen ist. Seit den 70er und 80er Jahren werden Elektronenspeicherringe zunehmend zur Erzeugung der sogenannten Synchrotronstrahlung verwendet, wobei der entscheidende Durchbruch erst in den 90er Jahren mit der Verwendung digitaler Detektionsinstrumente (z. B. Kameras) erfolgte. Bei geeigneter Führung des Elektronenstrahls und entsprechender Speicherringenergie liegt diese Strahlung im Röntgenbereich des elektromagnetischen Spektrums. Dieses Energiespektrum ist für die vorliegende Arbeit von Interesse, da es Materie durchdrin-

gen und auf diese Weise die innere Struktur des Objektes zerstörungsfrei analysieren kann (siehe Kapitel 2.5 und 2.6).

Die Vielzahl der vorhandenen Synchrotrons und deren breites Nutzerspektrum verdeutlichen, dass dieses Großforschungsinstrument ein ausgereiftes Konzept darstellt. Historisch entstanden sind die Synchrotrons zur Röntgenstrahlerzeugung als eine Folgeentwicklung der Kollisionsexperimente verschiedener Elementarteilchen. Bei diesen Kollisionsexperimenten wurden Elementarteilchen beschleunigt und in ihrer Bewegungsrichtung manipuliert. Dies erfolgte mithilfe der Strahlführungselemente, welche auch im Synchrotron verwendet werden. Neben den erwähnten essentiell nötigen Strahlführungselementen, den [Bending-Magnets bzw. Ablenkmagneten \(BM\)](#)), wurden zudem spezielle [Insertion-Device \(ID\)](#)⁴ entwickelt. Dies sind die Wiggler, Wellenlängenschieber und Undulatoren. Die wesentlichen Komponenten eines Synchrotrons werden im folgenden Kapitel beschrieben, sodass die der Synchrotronstrahlung zugrundeliegende Technik und deren Eigenschaften nachvollzogen werden können.

Aufbau eines Synchrotrons

Der Aufbau eines Synchrotrons ist an jedem Standort unterschiedlich, doch generell lassen sich die Hauptkomponenten in fünf Kategorien unterteilen. Diese Hauptkomponenten sind:

1. Elektronenquelle und [Linearbeschleuniger \(LINAC\)](#),
2. Vorbeschleuniger („Booster-Ring“),
3. Ablenkmagneten und „Insertion-Devices“
4. Strahllinie und
5. [Radiofrequenz \(RF\)](#)-Zufuhr,

und werden im Folgenden einzeln erläutert. Eine schematische Darstellung ist in [Abbildung 2.4](#) zu sehen.

Als Erstes ist die Elektronenerzeugung (e-gun) zu nennen, mit anschließender Beschleunigung mittels eines [LINAC](#). Die Elektronenerzeugung erfolgt normalerweise durch ein geheiztes Filament. Aufgrund von Elektronenverlusten des Speicherrings, beispielsweise durch Stöße an Restgasen, muss dieses entweder nach gewissen Zeitspannen wieder gefüllt werden oder es erfolgt eine stetige Auffüllung. Dieser „Top-up-Modus“ wurde

⁴ Die Bezeichnung [ID](#) ist auf die Tatsache zurückzuführen, dass diese Strahlerzeugungselemente in den linearen Segmenten des Speicherrings eingeführt sind.

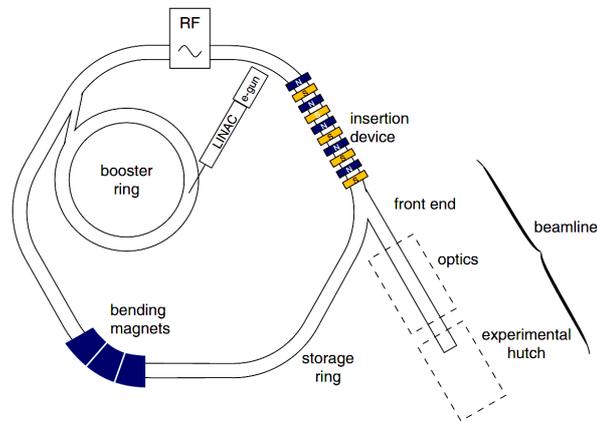


Abb. 2.4: Schematische Skizze eines Synchrotrons. Aufgeführt sind die wichtigsten Synchrotronkomponenten und eine exemplarische Strahllinie, aus [63].

beispielsweise bei dem [Berliner Elektronenspeicherring – Gesellschaft für Synchrotronstrahlung \(Bessy\) II](#) (Deutschland) im Jahr 2012 installiert. An diesem Synchrotron wurde ein Teil der Messungen durchgeführt. Der Vorteil eines solchen Modus besteht in der annähernden Konstanz des Ringstroms, welcher direkt mit dem Fluss des erzeugten Röntgenlichts korreliert.

Die Energie der Elektronen muss nach dem Linearbeschleuniger mithilfe eines „Booster-Rings“ von einigen 100 MeV auf einige GeV beschleunigt werden. Vor allem für den angesprochenen Top-up-Modus ist es nötig, dass die Elektronen des Vorbeschleunigers dieselbe Energie haben wie die des Speicherrings, da nur so ein kontinuierliches Nachfüllen ermöglicht werden kann. Des Weiteren haben sich relativ große Vorbeschleunigerdurchmesser etabliert, um ein seichteres Einkoppeln zu ermöglichen, welches wiederum die Emittanz des Ringstroms minimiert.

Der Speicherring führt die Elektronen auf einer geschlossenen kreisähnlichen Bahn mit relativistischer Geschwindigkeit. Diese kreisähnliche Bahn besteht aus mehreren geraden Streckenelementen, die für die sogenannten **ID** genutzt werden. Die Krümmung zwischen den geraden Elementen wird mit sogenannten **BM** vollzogen. Beide Elemente werden zur Erzeugung von Synchrotronstrahlung benutzt. Für die Strahlführung werden außerdem Fokussierelemente (Quadrupol-Magneten) benötigt, um einem Divergieren des Elektronenstrahls auf Grund der Coulomb-Abstoßung entgegenzuwirken. Um die dabei entstandene chromatische Aberration zu kompensieren, werden Sechstupol-Magneten verwendet.

Von dem Speicherring geht die Strahllinie tangential ab. Dies ist der Sam-

melbegriff für alle bei der Röntgenstrahlformung benötigten Komponenten und des Experiments. Generell können alle Strahllinien in folgende Komponenten unterteilt werden:

1. Strahlformung („Optics“),
2. Experiment,
3. Auswertung und Steuerung.

Im Detail beginnt eine Strahllinie mit dem „Front-End“. Dieses beinhaltet ein Schott, welches als Hauptbestandteil die nachfolgende Strahllinie vor Strahlung aus dem ID oder BM bzw. dem Speicherring schützt. Falls die Vakuumsysteme von Speicherring und Strahllinie nicht durch ein röntgentransparentes Fenster voneinander getrennt sein sollten, wird dies durch das Front-End sichergestellt. In dem „Optics“-Bereich werden alle für die Röntgenstrahlformung und die Konditionierung benötigten Komponenten aufgestellt. Eine entscheidende Komponente ist ein Slit-System (bewegliche Blenden), um den Strahl geometrisch zuzuschneiden und um unerwünschte Komponenten wie Streulicht auszublenden. Des Weiteren sind verschiedene Filterfolien aus Beryllium, Aluminium, Kupfer, Wolfram, Gold und anderem ein wesentlicher Bestandteil der „Optics-Hutch“, um das gewünschte Spektrum mittels Absorption der Filtermaterialien zu erhalten.

Um aus einem polychromatischen Wigglerpektrum ein monochromatisches Spektrum zu erhalten, werden zwei Multilayerspiegel⁵ verwendet. Um die Bandpassbreite weiter zu verringern, kann ein Einkristallmonochromator verwendet werden, allerdings ist hier zu erwähnen, dass bei jedem zusätzlichen optischen Element Photonenfluss verlorenght. Abhängig von der Ausrichtung der Strahllinie oder des Experimentes, sind in dem „Optics“-Bereich auch röntgenoptische Fokussierelemente enthalten. Beispielsweise sind dies gebogene Multilayerspiegel (mittels Verspannung [6] oder durch vorgeformtes Substrat (Montel-Optiken) [63, Kapitel 4.3.1 und 4.3.2]), Zonenlinsen [63, Kapitel 4.4.1.3] oder refraktive Linsen [63, Kapitel 4.4.1.1].

Der letzte Bestandteil der Strahllinie ist die „Experimental Hutch“, in dieser werden die Experimente und die Detektoren aufgebaut. Diesem letzten Bestandteil ist auch immer ein Kontrollraum angegliedert, von dem

⁵ Hierbei handelt es sich um auf den Röntgenbereich optimierte Multilayerstrukturen. Beispielsweise bestehen diese aus einer Kombination aus aufgedampften Wolfram- und Berillium- oder Kohlenstoff-Schichten, die mittels Braggreflektion ($n\lambda = 2d \sin(\theta)$ [63]) über den einzustellenden Einfallswinkel eine spezielle Wellenlänge reflektieren.

aus sämtliche Elemente einer Strahllinie gesteuert werden, da ein Betreten der Strahllinie während eines geöffneten „Front-End“ auf Grund der Strahlendosis nicht möglich ist. Wegen der stark schädigenden Wirkung der Synchrotronstrahlung sind sämtliche Bestandteile eines Synchrotrons durch Strahlenschutzeinrichtungen abgeschirmt.

Das fünfte und letzte hier aufgeführte zentrale Element ist die RF-Zufuhr. Dabei führen Hohlraumresonatoren den Synchrotronelektronen wieder Energie zu, welche aufgrund von Synchrotronstrahlungsemission abgegeben wurde⁶. Außerdem bewirken diese eine Gruppierung der Elektronen in sogenannten Bunches⁷.

Ablenkmagnete

Ablenkmagnete werden zur Biegung des Elektronenstrahls verwendet. Typische Ablenkwinkel betragen 5-20°. Da die radiale Laufbahnkrümmung eines geladenen Teilchens (Elektrons) stets eine Beschleunigung innehat, wird **Elektromagnetisch (em)**-Strahlung emittiert. Aufgrund der annähernd relativistischen Geschwindigkeit der Elektronen eines Synchrotrons ($v_{Elektr.} \sim c$) erfolgt keine dipolcharakteristische Abstrahlung. Die Abstrahlcharakteristik ist vielmehr ein schmaler, gerichteter Kegel in der Tangentialen der Bewegungsrichtung. Für einen Ablenkmagneten ergibt sich somit ein horizontaler Strahlungsfächer, der komplett genutzt werden kann, sofern dies über das Strahlaustrittsfenster gewährleistet wird. Für weitere Details sei hier auf die Bücher von Willmott [63] und Falta u. a. [22] verwiesen.

Wiggler

Zu den „Insertion-Devices“ zählen unter anderem die „Wiggler“. Alle Insertion-Devices haben gemeinsam, dass der Elektronenstrahl des Speicherrings ein sich periodisch änderndes Magnetfeld durchläuft. Ein Wiggler zwingt durch eine Aneinanderreihung mehrerer Dipolmagnete das Elektron auf eine ausgeprägte, sinusförmige Bahnkurve. Das bewirkt eine

⁶ Weitere Verlustprozesse sind beispielsweise Stöße an Restgasatomen im Vakuumsystem.

⁷ Diese Bunches haben eine zeitliche Ausdehnung zwischen 10 ps und 2 ns. Somit haben die Bunches auf die in dieser Arbeit durchgeführten Experimente keinerlei Auswirkung, da die verwendeten röntgenbildgebenden Detektionssysteme zu träge sind. (siehe die Abklingzeit der Szintillatoren und Nachleuchten, Kapitel 2.4) Des Weiteren sind die verwendeten Belichtungszeiten von ≈ 10 ms zu lang für die Detektion der Bunches (10 ps bis 2 ns). Folglich wird immer eine Mittlung über die Röntgenlichtpulse der Bunches durchgeführt.

intensivere Abstrahlung als bei einem einzelnen Ablenkmagneten (BM), da die Beschleunigungen der geladenen Teilchen stärker sind.

Da die wichtigsten beiden Insertion-Devices (Wiggler und Undulator) sich in manchen Punkten ähneln, existiert eine dimensionslose Kenngröße, mit der eine Unterscheidung vorgenommen werden kann. Diese wird K-Parameter genannt, andere Bezeichnungen sind Deflection-, Undulator- oder Wigglerparameter.

$$K = \frac{e\lambda_U B_0}{2\pi m_e c}. \quad (2.2)$$

In die Berechnung fließen die Elementarladung e eines Elektrons, die Periodenlänge λ_U des alternierenden Magnetfeldes (Undulatorperiode), dessen Magnetfeldstärke B_0 , die Masse m_e eines Elektrons und die Lichtgeschwindigkeit c mit ein. Im Vergleich zu Gleichung 2.2 kann man den K-Parameter für eine bessere Lesart wie folgt ausdrücken:

$$K = 0,934 \cdot \lambda_U [\text{cm}] \cdot B_0 [\text{T}]. \quad (2.3)$$

Anhand dieser Formel ist ersichtlich, dass der K-Parameter ein Maß für die Stärke der Auslenkung und somit für die Stärke des Wigglers darstellt. Der ungefähre horizontale Öffnungswinkel δ eines Wigglers kann zusammen mit dem Lorentzfaktor γ ⁸ über

$$\delta = \pm \frac{K}{\gamma} \quad (2.4)$$

abgeschätzt werden. Nach Falta u. a. [22] sind typische Wiggler-Parameter:

Periodenlänge:	10 – 30 cm
Maximales Magnetfeld:	$B_0 > 1,5 \text{ T}$
Typische K-Werte für Wiggler:	$K \approx 10$
Typische Periodenanzahl:	$N \approx 5\text{-}1000$

Der in dieser Arbeit verwendete Wiggler an der [European Synchrotron Radiation Facility \(ESRF\)](#)-ID19 (Grenoble, Frankreich) hat eine Periodenlänge von $\lambda_U = 15 \text{ cm}$ und eine Magnetfeldstärke von $B_0 = 1,5 \text{ T}$. Somit ergibt sich ein K-Parameter von $K = 21$ (siehe [7]).

Betrachtet man den Fluss eines Wigglers, so stellt man fest, dass auf Grund der sinusförmigen Bahnkurve immer zwei Bereiche existieren, in

⁸ γ ist der dimensionslose Lorentzfaktor, welcher wie folgt berechenbar ist: $\gamma = \frac{E}{m_e c^2}$. Für den oft herangezogenen Parameter der Soll-Energie eines Synchrotrons kann der Lorentzfaktor auch über $\gamma = 1957 \cdot E_{\text{Soll-Energie}}[\text{GeV}]$ berechnet werden.

denen Elektronen parallel zur Wigglerachse ihre maximale Krümmung erfahren. Folglich ist die Strahlung immer um einen Faktor $2N^9$ gegenüber einem einfachen, vergleichbaren Dipolmagneten verstärkt. Die Gesamtleistung eines Wigglers beträgt nach [22]:

$$P_{tot} = 0,633 \cdot B_0^2 [\text{T}] \cdot L [\text{m}] \cdot E_e^2 [\text{GeV}] \cdot I_e [\text{A}]. \quad (2.5)$$

Die meisten Wiggler zeichnen sich durch hohe Gesamtleistungen von über 30 kW aus. Allerdings ist diese Leistung räumlich nicht gleichgerichtet wie die Abstrahlcharakteristik eines Undulators. Des Weiteren ist die spektrale Verteilung eines Wigglers sehr breitbandig. Diese Eigenschaften werden in der gepeakten polychromatischen Strahlkonfiguration (auch „Pink Beam“ genannt) genutzt, was in Kapitel 3.2 genauer erklärt wird.

Undulator

Die wesentlichen Alleinstellungsmerkmale aus Sicht der Röntgenbildung sind die spektralen Eigenschaften und die hohe Leistungsdichte von Undulatoren im Vergleich zu anderen Röntgenquellen. Diese beiden Faktoren führen zu den entscheidenden, extrem hohen Brillanzen¹⁰ von mindestens

$$10^{20} \frac{\text{Photonenzahl}}{\text{s} \cdot \text{mm}^2 \cdot \text{mrad}^2 \cdot 0,1\% \text{Bandbreite}}. \quad (2.6)$$

Technisch gesehen, besteht ein Undulator ebenfalls aus einer Aneinanderreihung von Dipolmagneten. Der entscheidende Unterschied zu einem Wiggler ist, dass die sinusförmige Bahnkurve des abgelenkten Synchrotronstrahls im Bereich des natürlichen Öffnungswinkels der entstandenen Synchrotron-Strahlung liegt. Durch diese geringe Auslenkung und die relativistische Geschwindigkeit kann das Elektron mit der zuvor selbst erzeugten Strahlung interferieren, was zu den gewünschten Undulatormoden führt.

Die Undulatorgleichung kann anhand geometrischer Überlegungen hergeleitet werden. Ausgehend von der sinusförmigen Elektronenstrahltrajektorie und den jeweiligen Abstrahlungspunkten an den Maxima gelangt

⁹ N sei hierbei die Anzahl der Wiggler-Perioden.

¹⁰ Die Brillanz ist definiert über die Photonenzahl pro Zeit, Fläche, Raumwinkel und innerhalb eines schmalen Energiereiches. Dieser Bereich ist in Einheit Schwinger [Sch] (nach Julian Seymour Schwinger) auf 0,1% Bandbreite festgesetzt. Das Maß der Brillanz ist sehr für die Klassifizierung von Quellen geeignet, da die Brillanz gemäß dem Satz von Liouville nicht durch Optiken verändert werden kann. Bei den Maßen Intensität, Fluss und Divergenz ist dies sehr wohl möglich.

man über die Überlegung der Gang- und Zeitunterschiede zu der sog. Undulatorgleichung:

$$\lambda_n = \frac{\lambda_U}{2n\gamma^2} \left(1 + \frac{K^2}{2} + \gamma^2 \Theta_x^2 + \gamma^2 \Theta_y^2 \right), \quad (2.7)$$

wobei λ_n die Wellenlänge der erzeugten Synchrotronstrahlung ist, $n = 1, 2, 3, \dots$ impliziert die Fundamentale und die höheren Harmonischen eines Undulators, λ_U ist die Periodenlänge des Undulators und Θ der Beobachtungswinkel. In heutigen Synchrotrons haben sich Undulatorperioden von einigen cm etabliert, um weiche bis harte Röntgenstrahlung¹¹ zu erzeugen.

Betrachtet man das Schwerpunktsystem des Elektrons, erfolgt für kleine K -Werte ($K \ll 1$)¹² eine nahezu transversale Oszillation. Bei größeren Werten nimmt die longitudinale Bewegungskomponente zu. Infolge dieser zusätzlichen Komponenten kommt es einerseits zu einer Veränderung der emittierten Wellenlänge und andererseits zu höheren Harmonischen im Spektrum. Daher kann der von einem Undulator erzeugte Spektralbereich in den höheren Energiebereich erweitert werden.

Der Übergang vom diskreten zum kontinuierlichen Undulatorspektrum eines Wigglers erfolgt über die Variation des K -Parameters. Für sehr große K -Werte entstehen viele Harmonische, die sich wiederum nach der Undulatorgleichung (2.7) zu kleinen Energien verschieben. Hieraus folgt eine Überlagerung, wodurch ein quasi kontinuierliches Wiggler-Spektrum entsteht.

Wellenlängenschieber

Als weiterer „Insertion-Device“ ist der Wellenlängenschieber („Wavelength-Shifter“) zu nennen. Ein solcher wurde bei den Messungen verwendet, die

¹¹ Die gängigste Definition für die Unterteilung des Röntgenspektrums ist folgende: Als Röntgenstrahlung wird eine elektromagnetische Welle mit einer Wellenlänge von 1 – 10 pm bezeichnet. Die Differenzierung in weiche und harte Röntgenstrahlung lässt sich folgendermaßen durchführen:

Weiche Röntgenstrahlung: $\lambda_{weich} \approx 1 \text{ nm bis } 100 \text{ pm}$ bzw. $E_{weich} \approx 1,24 \text{ keV bis } 12,4 \text{ keV}$.

Harte Röntgenstrahlung: $\lambda_{hart} \approx 100 \text{ nm bis } 10 \text{ pm}$ bzw. $E_{hart} \approx 12,4 \text{ keV bis } 124 \text{ keV}$.

Dieser Einteilung sei noch hinzugefügt, dass in vielen Bereichen die obere Grenze deutlich höher angesetzt wird. So werden Energien von etlichen 100 keV, teilweise sogar einigen MeV als Röntgenstrahlung bezeichnet.

¹² Dies entspricht im Laborsystem einer geringen Auslenkung des Synchrotronstrahls.

an der „BAMline“ des [Bessy II](#) (Berlin, Deutschland) durchgeführt wurden [48].

Ein Wellenlängenschieber besteht aus drei Dipolmagneten, die in alternierender Polung hintereinander angeordnet sind. Wenn die Feldstärken dieser Magneten entsprechend gewählt sind, vollzieht der Synchrotronstrahl eine kurze symmetrische Auslenkung. Es entsteht ein kontinuierliches Röntgenspektrum, welches mittels hoher Magnetfeldstärke (einige T) bis in den harten Röntgenspektralbereich geht. Der Wellenlängenschieber der „BAMline“ erzeugt eine nutzbare Röntgenenergie von 5–90 keV.

2.4 Detektoren

Detektoren dienen dazu, Röntgenphotonen in elektronische Signale umzuwandeln, um diese Informationen dann weiterzuverarbeiten. Das können beispielsweise einzelne zweidimensionale Bilddateien sein, welche als Radiographien bezeichnet werden. In einem weiteren Schritt kann eine Vielzahl von Radiographien aus verschiedenen Blickrichtungen aufgenommen werden. Diese Projektionen werden durch Rekonstruktion zu einem dreidimensionalen Datensatz verrechnet. Dies ist dann ein [CT](#) (siehe [Kap. 2.6](#)).

Da Röntgenstrahlung deutlich hochenergetischer als sichtbares Licht ist, können die üblichen Kameras hier nicht verwendet werden. Für den Spektralbereich der Röntgenstrahlung erfolgt die Detektion über Radiolumineszenz / Szintillation. Anhand der Detektionsprozesse kann man folgende Unterteilung der Detektoren vornehmen:

- direkte Detektoren,
- indirekte Detektoren,
- chemische Reaktionen in Fotofilmen.

Die Entstehung von Wärme wird für die Detektion nicht genutzt, ist aber teilweise trotzdem zu berücksichtigen. Fotofilme bzw. Fotoplatten finden in der Röntgenbeugung teilweise noch Verwendung, nicht jedoch in der Computertomographie.

Indirekte Detektoren

Unter indirekten Detektoren werden im Rahmen dieser Arbeit Detektoren verstanden, die auf Szintillationsprozessen basieren. Im Detail bestehen solche Detektoren aus drei wesentlichen Komponenten:

1. Szintillator,
2. optisches System (Linsen oder Lichtleiteroptik),
3. Kamera (CCD-/CMOS-Sensor).

Ein Szintillator ist ein Schirm, der bei eintreffender Röntgenstrahlung mittels Stoßprozessen angeregt wird und im sichtbaren Spektralbereich anfängt zu leuchten. Das optische Linsensystem dient dazu, das im Szintillator entstehende Bild auf eine Kamera abzubilden. In indirekten Detektoren werden Linsen zusätzlich zur optischen Vergrößerung genutzt, um ein hochauflösendes Röntgenbild zu erhalten. Kameras sind entweder CCD- oder CMOS-Sensoren¹³.

In einem Szintillationsmaterial erfolgt bei eintreffender Röntgenstrahlung die Absorption über folgende vier Prozesse: Fotoeffekt, Compton-Streuung, Paarerzeugung und die Erzeugung von beweglichen Elektronen-Loch-Paaren durch kaskadenartige Anregung der gebundenen Elektronen im Valenzband (siehe unter anderem [34, 58, 11]). Der letztgenannte Prozess ist der Hauptbestandteil der Szintillation. Die Elektronenlochpaare relaxieren strahlungsfrei (thermisch / Gitterschwingungen), bis sie etwas mehr als die Energie der Bandlücke besitzen, um dann in den Lumineszenzzentren gefangen oder vorher als Exzitonen gebunden zu werden. Abschließend rekombinieren die Elektronen-Loch-Paare unter Strahlungsemission, so dass der Kristall wieder den energetisch günstigeren Zustand erlangt. Die Rekombination erfolgt über sogenannte Lumineszenzzentren, die Energieniveaus in der Bandlücke einnehmen. Die erwähnten Lumineszenzzentren sind entweder intrinsische (selbst-aktivierte) oder extrinsische (dotierte) Bestandteile des Szintillators. Die wichtigsten Eigenschaften eines Szintillators lassen sich wie folgt zusammenfassen (siehe [33]):

- a) Röntgenabsorptionvermögen,
- b) Lichtkonversion oder Energieeffizienz (im Englischen oft als „Light-Yield“ bezeichnet),
- c) Abklingzeit und Nachleuchten (Persistenz),
- d) Wellenlänge am Maximum der emittierten Strahlung (für diese sollte die Kamera eine hohe Quanteneffizienz haben),

¹³ CMOS-Sensoren werden für hohe Bildraten verwendet, da die Auslesezeiten kurz sind. Daher wird in dieser Arbeit vorwiegend eine CMOS-Kamera verwendet. Die CCD-Technik findet bei nichtdynamischen Prozessen und langen Belichtungszeiten ihre Verwendung.

- e) Dicke und Materialbeschaffenheit (Pulver, Polykristall oder Einkristall),
- f) chemische und thermische Stabilität sowie Strahlungsresistenz des Materials,
- g) Brechzahl des Szintillators (beeinflusst die Sammeleffizienz / effektive Apertur der Linsenoptik).

Das energieabhängige Bremsvermögen unterschiedlicher Szintillatormaterialien ist, ähnlich wie in der Arbeit von Rack u. a. [48], als Verlauf des Schwächungskoeffizienten für verschiedene Materialien über die Energie in Abbildung 2.5 aufgetragen. So wird ersichtlich, dass für bestimmte Energien verschiedene Szintillatoren unterschiedlich gut für die Röntgenbildung geeignet sind.

Die in dieser Arbeit verwendeten Szintillatoren LuAG¹⁴, CWO und GGG

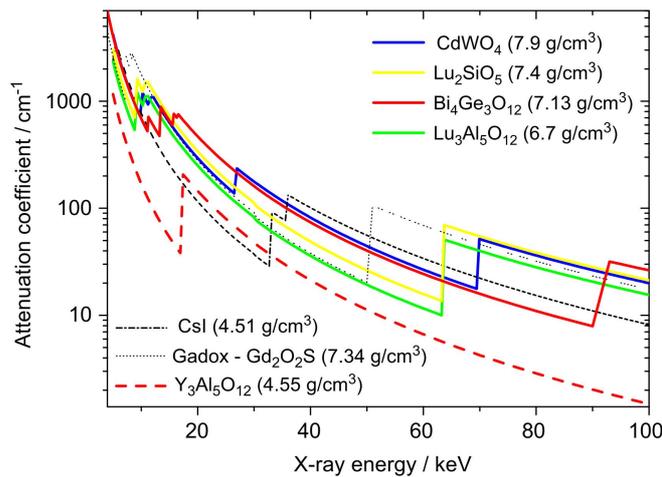


Abb. 2.5: Schwächungskoeffizienten verschiedener Szintillatorbasismaterialien ohne Berücksichtigung von Dotierungen, aus [48].

sind kristallin. Für eine bessere räumliche Auflösung sind die kristallinen Szintillatoren zum Teil auf Dicken von 250 bis 100 μm geschliffen. Hierbei gilt es, einen Kompromiss zwischen Bremsvermögen und Auflösung zu finden (siehe Koch u. a. [35]). Der Zusammenhang wird auch als Koch-Formel bezeichnet, Teilaspekte werden in Kapitel 3.1 betrachtet.

Zu Beginn dieses Kapitels wurden drei wesentliche Komponenten erwähnt. Neben dem Szintillator ist der zweite Bestandteil eines Mikroskop-Detektors das optische Linsensystem. Über solch ein System, bestehend

¹⁴ LuAG ist die Abkürzung für Lutetium Aluminium Garnet, $\text{Lu}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$.

aus einem Mikroskopobjektiv und einer Tubuslinse, können Auflösungen von unter $1\ \mu\text{m}$ erreicht werden (siehe [35]). Neben der Verwendung von Mikroskopobjektiven kann auch eine Kombination aus zwei Telelinsen unterschiedlicher Brennweite genutzt werden¹⁵. Aus dem Verhältnis dieser beiden Brennweiten ergibt sich dann die Vergrößerung M :

$$M = \frac{f_1}{f_2}. \quad (2.8)$$

Dieses Prinzip wird an vielen Synchrotronstrahllinien für die CT verwendet, da so der notwendige Strahlenschutz für die Kamera leicht aufgebaut werden kann. Des Weiteren können durch Tausch der Teleobjektive unterschiedliche Auflösungen erzielt werden. Eine der ersten Veröffentlichungen, die dieses Prinzip vorgeschlagen hat, ist die von Bonse u. Busch [9].

Die Abbildung des vergrößerten Szintillatorschirms erfolgt auf einer CCD- oder einer CMOS-Kamera. Diese beiden Typen lassen sich weiterhin in zwei Anwendungsbereiche unterteilen. Für kurze Belichtungszeiten und schnelle Bildraten sind CMOS-Kameras der geeignete Chiptyp. Hingegen ist eine gekühlte CCD-Kamera für lange Belichtungszeiten geeigneter, da unter anderem das Dunkelrauschen geringer ausfällt. Eine jüngere Entwicklung sind die sogenannten sCMOS-Chips, welche ein ähnlich geringes Dunkelrauschen wie CCD-Kameras aufweisen. Hersteller dieser Kameras sind „Andor“ (England) mit der „Neo“ und „PCO“ (Deutschland) mit der „Edge“. In dieser Arbeit wurden die an den Strahllinien existierenden Kameras verwendet. Dies waren die DIMAX und die Edge von PCO (ESRF ID19), PCO - 4000 (Bessy II, BAMline) sowie die Zyla von Andor. Bis auf die PCO-4000 sind alles CMOS-Kameras.

Bei der Entscheidung, welche Kamera zu verwenden ist, fließen neben den zu erreichenden Bildraten die Dynamik, das Ausleserauschen und die Quanteneffizienz mit ein. Des Weiteren stellen die Pixelgröße und die Pixelanzahl wichtige Parameter dar. So bestimmt die Pixelgröße in Kombination mit der optischen Vergrößerung die effektive Abtastung / Pixelgröße des Röntgenbildes. Über die Pixelanzahl wird bei gewählter Abtastung das Sichtfeld limitiert. Darüber hinaus ist zu beachten, dass alle elektronischen Komponenten eines indirekten Detektors ebenfalls spezielle Rausch- und Konversionsverhalten aufweisen. Nach dem Zusammenspiel aller Elemente der kompletten Bildkette ist es wünschenswert, dass jedes Informationstragende Röntgenphoton mit einem digitalen Zählereignis in der Bilddatei registriert wird. So lassen sich Überbelichtungen

¹⁵ Teilweise wird das Anordnungsprinzip zweier Fotoobjektive als „Tandem“ bezeichnet.

und Informationsverlust vermeiden. In der Praxis ist dies jedoch kaum erreichbar.

Zusammenfassend wird die räumliche Auflösung des hier beschriebenen Detektors bestimmt durch:

- Dicke des Lumineszenzschirms (Szintillator),
- optische Vergrößerung und Apertur des Linsensystems,
- Kamera-Chip (Pixelgröße $\approx 6 - 11 \mu\text{m}$),
- Abtasttheorem (Nyquist),
- ausreichend großes [Signal-Rausch-Verhältnis \(SNR\)](#).

2.5 Röntgenbildgebung

Die Röntgenbildgebung beruht auf der Interaktion von Röntgenstrahlen mit Materie. Neben der Röntgenbildgebung werden auch Streumethoden zur Untersuchung von Materialien verwendet. Die wichtigsten davon sind die Klein- und die Weitwinkelstreuung¹⁶. Streumethoden werden in dieser Arbeit nicht verwendet, daher sei hier nur der Vollständigkeit halber auf das Buch von Falta u. a. [22] verwiesen.

Röntgenstrahlung ist eine **em**-Welle. Somit können die Ausbreitung dieser Strahlung und die Wechselwirkung mit Materie über die Maxwell-Gleichungen beschrieben werden. Alle Wechselwirkungsprozesse sind abhängig von der Ordnungszahl Z und der Wellenlänge λ . Die wesentlichen Wechselwirkungsprozesse von Röntgenstrahlung mit Materie sind:

- Rayleigh-Streuung,
- Fotoeffekt,
- Comptonstreuung,
- Paarerzeugung.

Die Rayleigh-Streuung ist eine elastische Streuung einer em-Welle an Teilchen, die klein im Vergleich zur Wellenlänge λ sind.

Beim Photoeffekt wird die Energie $h\nu$ absorbiert, ein Elektron einer unteren Schale wird freigesetzt und dies führt zu einer Ionisation des Atoms.

¹⁶ Englische Bezeichnungen sind **S**mall-**A**ngle **X**-ray **S**cattering (SAXS) bzw. **W**ide-**A**ngle **X**-ray **S**cattering (WAXS).

Bei der Comptonstreuung löst die Strahlung ein schwachgebundenes Valenzelektron. Da dieser Prozess inelastisch ist, entsteht ein neugestreutes Photon mit einer geringeren Energie.

Die Paarbildung tritt erst bei Energien $> 1,022 \text{ MeV}$ auf. Bei diesem Prozess entsteht ein Elektron-Positron-Paar. Anschließend kann eine Paarvernichtung unter Emission zweier Photonen stattfinden. Dies ist die Basis für die in der Nuklearmedizin verwendete Positronen-Emissions-Tomographie (PET).

Der lineare Schwächungskoeffizient μ ist eine Kombination aus den oben genannten Effekten. Folglich ist die Schwächung abhängig sowohl von der Energie als auch vom Material. In der Literatur werden meist Blei und Wasser aufgeführt (siehe [58]). Da in dieser Arbeit vorwiegend mit Titanimplantaten und Knochen gearbeitet wird, sind in Abbildung 2.6 die Schwächungskoeffizienten dieser Materialien aufgeführt. Man erkennt an dem Gesamtverlauf und an Lage der K-Schalenübergänge, dass Titan das stärker absorbierende Material ist (Titan $4,9 \text{ keV}$ und Knochen $4,0 \text{ keV}$). Bei 50 keV ist bei beiden Materialien der Fotoeffekt der dominierende Prozess. Compton- und Rayleigh-Streuung sind hingegen von untergeordneter Bedeutung. Die Paarbildung findet auf Grund der geringen Energie nicht statt.

Absorptionskontrast

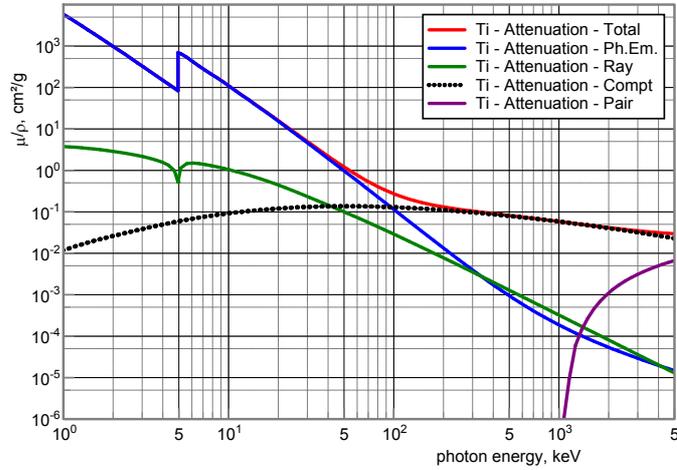
Für die Absorptionsbildgebung ist das Verständnis der Schwächung einer em-Welle in Materie wichtig. Dies wird in vielen Büchern ausführlich erklärt (siehe unter anderem [22]), weshalb hier nur ein grober Umriss aufgezeigt wird.

Über Anwendung des Laplace-Operators auf die erste Maxwellgleichung kann in Kombination mit dem Colombgesetz, dem Ampereschen Gesetz, der elektrischen Verschiebung und der magnetischen Feldstärke die Wellengleichung

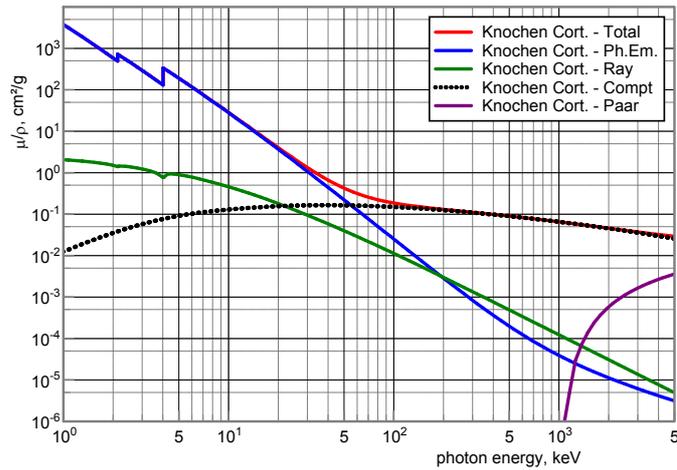
$$\vec{\nabla}^2 \vec{E}(\vec{r}, t) = \frac{n^2}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \vec{E}(\vec{r}, t) \quad (2.9)$$

hergeleitet werden. Die elektrische Feldstärke einer sich im Material in z -Richtung ausbreitenden, ebenen Welle ist:

$$E(z, t) = E_0 e^{-i(\omega t - kz)}. \quad (2.10)$$



(a) Titan



(b) Cortikaler Knochen

Abb. 2.6: Schwächungskoeffizient von Titan und Knochen. Die verschiedenen Wechselwirkungsprozesse sind einzeln aufgeführt. Die Berechnung der Graphen erfolgte mit XMuDat [47] auf Basis der Datenquelle [10].

Die Ausbreitungsgeschwindigkeit v in einem Medium mit Brechungsindex n berechnet sich aus der Vakuumlichtgeschwindigkeit c wie folgt:

$$\begin{aligned} v_{med} &= \frac{c}{n}, \\ &= \frac{c}{n_r - i\kappa}. \end{aligned} \quad (2.11)$$

In der zweiten Gleichung wird der Brechungsindex n über die Differenz vom Realteil n_r und dem Imaginärteil κ ausgedrückt. Aus der Kombination von 2.10 und 2.11 erhält man:

$$E(z, t) = E_0 e^{-i(\omega t - \frac{n_r \omega}{c} z)} e^{-\frac{\omega \kappa z}{c}}. \quad (2.12)$$

Der Pointing-Vektor $\vec{S}(\vec{r}, t) = \vec{E}(\vec{r}, t) \times \vec{H}(\vec{r}, t)$ transportiert die Leistung einer em-Welle und ist proportional zu $|E|^2$. Hierüber gelangt man zu der Intensität I einer Welle und erhält so:

$$\begin{aligned} I(z) &= I_0 e^{-\frac{4\pi\kappa z}{\lambda}}, \\ &= I_0 e^{-\frac{z}{l_{abs}}}. \end{aligned} \quad (2.13)$$

Dabei gilt:

$$\lambda = \frac{c}{n_r - i\kappa} \omega \quad \text{und} \quad l_{abs} = \frac{\lambda}{4\pi\kappa}. \quad (2.14)$$

Die Gleichung 2.13 ist das Lambert-Beersche-Absorptionsgesetz. l_{abs} ist die sogenannte Absorptionslänge, in der die Intensität auf $1/e$ abgefallen ist.

Eine andere, weit verbreitete Schreibweise des Lambert-Beerschen Gesetzes soll hier ebenfalls aufgeführt werden:

$$I = I_0 e^{-\mu z}, \quad (2.15)$$

wobei μ der sog. Absorptionskoeffizient ist, der durch $\mu = 2\kappa k = 4\pi\kappa/\lambda = 1/l_{abs}$ beschrieben wird.

In der Absorptionsbildgebung wird die transmittierte Intensität gemessen, das heißt, dass man Information darüber erhält, welche Regionen des Objektes wie viel absorbiert haben. Dies ist, wie an Gleichung 2.13 zu sehen, einerseits abhängig von der Durchstrahlungsdicke z und andererseits von dem materialabhängigen Brechungsindex. So kann man sagen, je größer die Ordnungszahl des Materials ist, desto stärker absorbiert es die Röntgenstrahlung. Zum Vergleich zweier Materialien sei dazu auf die Schwächungskoeffizienten von Titan und Knochen aus Abbildung 2.6 hingewiesen.

Inline-Phasenkontrast

Neben der Absorptionsbildgebung hat sich der Phasenkontrast als weitere Methode etabliert (siehe beispielsweise [39, 38, 63]). Die Basis hierfür wurde unter anderem durch die Arbeit von Snigirev u. a. [54] gelegt. Als Phasenkontrast wird hier der sogenannte „Inline-Phasenkontrast“

verwendet, andere Bezeichnungen lauten „Propagation-based Phase-Contrast“ oder Kantenüberhöhungen („Edge-Enhancement“). Dies beschreibt auch das wesentliche Erscheinungsmerkmal des Inline-Phasenkontrastes, da dieser vorwiegend an Kanten und Grenzflächen zwischen zwei Materialien nach einer Propagationsstrecke auftritt. Diese Methode wird in der vorliegenden Arbeit benutzt, um die Grenzfläche im zweikomponentigen Zahnimplantat zu finden und deren Spaltgröße zu bestimmen (siehe unter anderem [65, 66]).

Für die Erklärung des Inline-Phasenkontrastes wird mit einer weit verbreiteten Formulierung des komplexen Brechungsindex begonnen:

$$n = 1 - \delta + i\beta. \quad (2.16)$$

Die Verknüpfung zu der im vorherigen Kapitel verwendeten Formel 2.11 ist über $n_r = 1 - \delta$ und $\kappa = \beta$ gegeben. Bei genauer Betrachtung des Lambertschen Abschwächungsgesetzes 2.13 fällt auf, dass von dem komplexen Brechungsindex nur der imaginäre Teil von n beteiligt ist. Dies bedeutet, dass die Absorption von β bestimmt wird d.h. vom Imaginärteil des komplexen Brechungsindex. Folglich wird reale Anteil von $n_r = 1 - \delta$ nicht berücksichtigt. Der reale Anteil n_r bzw. δ des Brechungsindex bewirkt einen Phasenschub, was in der Wellengleichung 2.12 am Termteil $e^{-i(\frac{n_r\omega}{c})} = e^{-i(\frac{(1-\delta)\omega}{c})}$ erkennbar ist.

Ein entscheidender Vorteil des Phasenkontrastes ist die Proportionalität zur Energie. So gilt nach Willmott [63]:

$$\beta \sim E^{-4}, \quad (2.17)$$

$$\delta \sim E^{-2}. \quad (2.18)$$

Das bedeutet, dass der Phasenkontrast bei höheren Energien weniger stark abfällt als die Interaktionseffekte, die auf der Absorption β beruhen. Dies kann in der Biologie und der Medizin für eine Reduktion der Strahlendosis verwendet werden, weil bei der Verwendung des Phasenschubs eine günstigere Röntgeneinstellung verwendet werden kann. Folglich wird das Gewebe nicht so stark geschädigt.

Neben diesem Effekt rückt bei der vorliegenden Arbeit der Phasenschub, der die transmittierte Welle im Vergleich zu einer nichttransmittierten Welle erhält, in den Vordergrund. Der so entstandene Unterschied in der Phasenbeziehung zweier benachbarter Strahlen an einer Kante bewirkt nach einer Propagationsstrecke in dem aufgenommenen Röntgenbild einen hell/dunkel Unterschied¹⁷ an einem Materialübergang. Über

¹⁷ Das visuelle Erscheinungsbild ist ähnlich zu dem eines Laplace-Operators in der Bildbearbeitung zur Kantendetektion.

den Vergleich der Ausbreitungsgeschwindigkeiten zweier paralleler monochromatischer Wellen und den resultierenden Phasenschub ϕ gelangt man zu folgendem Ausdruck [63]:

$$\phi = \frac{2\pi L\delta}{\lambda}, \quad (2.19)$$

wobei L die Durchstrahlungslänge eines Objektes mit dem Brechungsindex $n = 1 - \delta + \beta$ repräsentiert. Betrachtet man die Größenordnungen, kommt man zu dem Schluss, dass für einen Phasenschub von 2π im harten Röntgenbereich eine Durchstrahlungslänge von $L = \lambda/\delta \approx 100 \mu\text{m}$ notwendig ist. Diese liegt einige Größenordnungen über den erreichbaren longitudinalen Kohärenzlängen von Strahlungsquellen in diesem Spektralbereich [63]. Folglich müsste ein Phasenschub von der nicht ausreichenden longitudinalen Kohärenzlänge der Röntgenquelle verhindert werden. Dennoch sind Kontrastüberhöhungen an Materialgrenzen in Röntgenbildern zu beobachten. Dieser anfängliche Widerspruch wird in den folgenden Abschnitten über zwei Argumentationsketten aufgelöst.

Der erste Erklärungsansatz erfolgt nach Paganin u. a. [45] über die Annahme, dass zwar die globale longitudinale Kohärenz insbesondere bei Laborröntgenquellen nicht genügt, dass aber bei Synchrotronquellen eine einzelne Welle in sich longitudinal ausreichend kohärent ist. Da die Integrationszeit des Detektors lang ist, erfolgt im Detektor eine Aufsummierung der einzelnen phasenverschobenen Wellen und der charakteristische Intensitätsinterferenzmuster ist zu beobachten.

Die zweite Argumentationskette ist weiter gefasst und gut auf Laborröntgenquellen anzuwenden: Neben den in der Röntgenbildgebung zu beobachtenden Kontrastüberhöhungen sind in der Optik vergleichbare Effekte bekannt. Diese werden als Fresnelsche Beugung nach einer Kante bzw. einem Spalt bezeichnet. Eine Beschreibung ist beispielsweise in dem Grundlagenbuch von Demtröder [19] gegeben. Da Röntgenstrahlen ebenfalls *em*-Wellen sind, wird für die Erklärung des Inline-Phasenkontrastes eine Argumentationskette über die Fresnel-Beugung verfolgt (siehe hierfür die Arbeiten von Willmott [63] und Snigirev u. a. [54]).

Betrachtet man die Probe als Spalt, lässt sich die Intensitätsverteilung auf einem dahinterliegenden Leuchtschirm (Detektor) in einem Abstand von Z_0 über das Kirchhoffsche Beugungsintegral berechnen (siehe [41] oder in verkürzter Form in [19]).

$$E_P = \int \int C \cdot E_S \frac{e^{ikr}}{r} dx dy \quad \left| \quad r = \sqrt{Z_0^2 + (x - x')^2 + (y - y')^2}. \right. \quad (2.20)$$

E_P ist die Totalamplitude des E-Feldes im Punkt P des Detektorschirmes, E_S stellt das E-Feld bei der Blendenöffnung „S“ bei $Z = 0$ dar und „C“ ist ein Proportionalitätsfaktor. Der Nenner kann über $r \approx Z_0$ angenähert werden, da der Exponent aber die Phaseninformation beinhaltet, ist diese einfache Näherung hier nicht anwendbar. Für die Lösung des allgemeinen Beugungsintegrals gibt es zwei Näherungen:

- Fresnel-Näherung
(Vorausgesetzt ist ein kleiner Abstand (Z_0) von Objekt und Schirm, Details siehe Gl. 2.22)
- Fraunhofer-Näherung
(Vorausgesetzt ist ein sehr großer Abstand (Z_0) von Objekt und Schirm, Details siehe Gl. 2.21)

Die Unterteilung dieser beiden Lösungsansätze erfolgt anhand der Objekt- bzw. Spaltgröße a , des Abstands zur Bildebene Z_0 und der Wellenlänge λ . Eine schematische Zeichnung aus dem Grundlagenbuch von Demtröder [19, Kapitel 10.6] ist in Abbildung 2.7 gegeben, um die unterschiedlichen Erscheinungsbilder zu verdeutlichen. In Abbildung 2.8 sind Simulationen

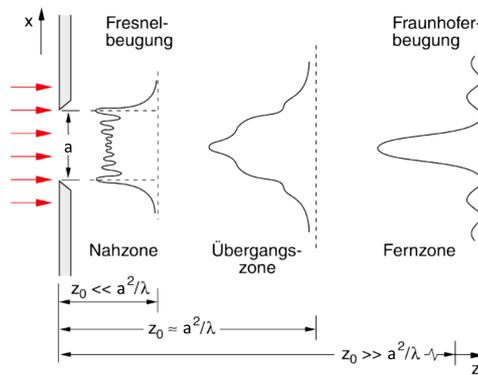


Abb. 2.7: Illustration der unterschiedlichen Beugungsbilder nach einer Spaltblende der Größe a . Die Beugungsbilder werden in verschiedene Zonen eingeteilt, aus [19].

der zu beobachtenden Radiographien einer phasenschiebenden Probe in Abhängigkeit von der Bildebene dargestellt.

Die Fernzone, in der die Fraunhofer Näherung gültig ist, liegt vor, wenn gilt:

$$Z_0 \gg \frac{a^2}{\lambda}. \quad (\text{Fraunhofer-Bereich}). \quad (2.21)$$

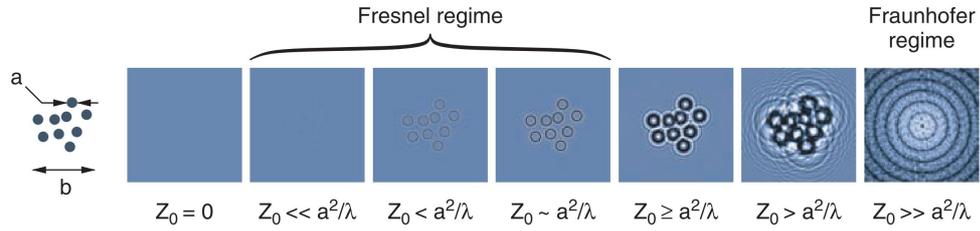


Abb. 2.8: Illustration der unterschiedlichen Regimes von einer Probe mit Partikeln der Größe a , welche keine Absorption, sondern nur Phasenschub aufweisen, aus [63].

In der Optik wird manchmal (unter anderem von Demtröder [19]) ein Übergangsbereich für $Z_0 \approx \frac{a^2}{\lambda}$ definiert. Dies ist in der Röntgenbildgebung nicht in dieser Form zu beobachten. Daher ist es logischer, die Fresnel-Zone hier zu erweitern. Das bedeutet, dass man die Fresnel-Näherung des Kirchhoffschen Beugungsintegrals in dem Bereich

$$\begin{array}{ll} \text{von} & Z_0 \ll \frac{a^2}{\lambda} \quad (\text{Fresnel-Bereich}) \\ \text{bis} & Z_0 \approx \frac{a^2}{\lambda} \end{array} \quad (2.22)$$

verwendet [63]. Eine vergleichbare Definition lässt sich auch in der Literatur für Optik finden [41]. Für den Röntgenbereich mit Wellenlängen von $\lambda \approx 10 - 0,01 \text{ nm}$ ist die Fresnelbeugung folglich über einen weiten Bereich ausgedehnt, vor allem im Vergleich zu den Größenordnungen in der Optik. So ist es an den in dieser Arbeit verwendeten Tomographiestrahl-
linie aufgrund der Entfernungsgrößen und der Probendimension nicht möglich, in den Fraunhofer-Bereich zu gelangen¹⁸. Daher lässt sich für Beugungserscheinungen hinter einem Objekt die Fresnel-Näherung des Kirchhoffschen Beugungsintegrals verwenden. Das E-Feld an dem Punkt „P“ errechnet sich wie folgt:

$$E_P(x', y', z_0) = \frac{e^{ikz_0}}{i\lambda z_0} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} E_S(x, y) e^{\frac{ik}{2z_0}((x-x')^2 + (y-y')^2)} dx dy. \quad (2.23)$$

Für eine detaillierte Herleitung sei auf [19, 41] verwiesen. Bildet man das Betragsquadrat der Feldamplitude, erhält man die Intensität auf dem

¹⁸ Der Vollständigkeit halber sei hier die Ptychografie erwähnt, die auf der Fraunhofer-Beugung basiert. Allerdings sind hierfür speziell ausgelegte Strahl-
linie notwendig. Die mittels Ptychografie untersuchten Probendimensionen sind entscheidend kleiner (einstellige nm-Regime), womit sich nach Gl. 2.21 die Grenzen verschieben.

Leuchtschirm ($I(P) \approx |E(P)|^2$ ¹⁹). Der Intensitätsverlauf spiegelt die bekannten gedämpften Intensitätsschwankungen wider. Nach Durchführung solcher Simulationen für verschiedene Wellenlängen und einer anschließenden Aufsummierung der Beugungsbilder mit der Gewichtung entsprechend dem verwendeten Spektrum ist zu beobachten, dass eine Kanten-Kontrastüberhöhung weiterhin vorhanden ist. Eben solche Interferenzmuster lassen sich in vielen Radiographien beobachten, z. B. [54, 18, 56, 39].

Eine vergleichbare Erklärung für die Kantenkontrastüberhöhungen erfolgt über das anschauliche Huygenssche Elementarwellenprinzip²⁰. Nach Huygens bestehen parallele Wellenfronten aus vielen einzelnen elementaren Kugelwellen, die in Kombination aller 'Elementarwellen' eine Wellenfront ergeben [19, 41]. Schattet man durch eine Kante einen Teilbereich ab, kann man mittels der Elementarwellen die Beugungseffekte an einer Kante erklären. Illustriert ist dies in Abbildung 2.9. Für die Interferen-

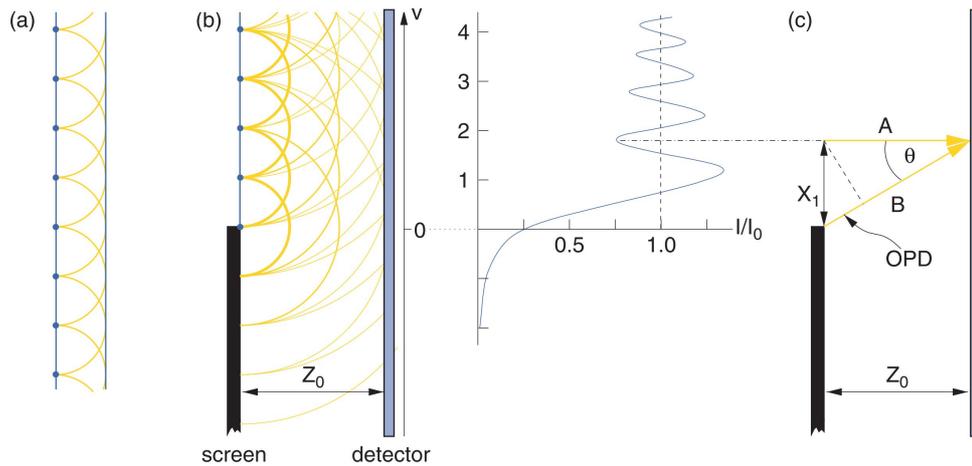


Abb. 2.9: Dargestellt ist das Huygenssche Elementarwellenmodell zur Erklärung der Interferenzmuster an einer Kante, aus [63].

erscheinungen überlegt man sich, unter welchem Winkel der Gangunterschied (OPD, Optical-Path-Difference) gerade $\lambda/2$ entspricht und erhält so für die Position der ersten destruktiven Interferenz x_1 (siehe Abbildung

¹⁹ P steht für einen Punkt auf dem Detektorschirm mit den Koordinaten „xy“ $P(x,y)$.

²⁰ Das zuvor ausgeführte Erklärungsmodell mithilfe des Kirchhoffschen Beugungsintegrals ist mathematisch und allgemeingültiger. Dennoch ist das Huygenssche Erklärungsmodell sehr anschaulich und hilfreich.

2.9 Teil (c):

$$x_1 = \sqrt{\frac{Z_0 \lambda}{2}}. \quad (2.24)$$

Nach [63] ist erkennbar, dass die Position der Kontrastüberhöhungen proportional zu $\sqrt{\lambda}$ ist. Folglich ist die Kantenbeugung auch bei relativ breitbandigen Röntgenquellen zu beobachten. So liegt für den in dieser Arbeit verwendeten Propagationsabstand von $Z_0 = 1$ m und eine Schwerpunktsenergie von ≈ 60 keV = 20 pm das erste Minimum bei

$$x_1 = \sqrt{\frac{Z_0 \lambda}{2}} = \sqrt{\frac{1 \text{ m} \cdot 20 \text{ pm}}{2}} = 3,16 \mu\text{m} \quad (2.25)$$

zu erwarten. Folglich ist unter Voraussetzung der Verwendung eines kleinpixeligen Detektors (**Punktspreizungsfunktion (PSF)**) die Beobachtung der ersten Fresnel-Zone möglich.

Die zuvor aufgeführte Kohärenzvoraussetzung für Phasenkontrasterscheinung wird nun für die Erklärung des Inlinephasenkontrastes über die Fresnel-Beugung detaillierter beleuchtet. Die Kohärenz von Licht ist demnach in zwei Arten aufzuteilen:

- a) laterale Kohärenz und
- b) transversale Kohärenz.

Die bestehenden Erklärungsprobleme beruhen bisher auf der im Röntgen meist nicht ausreichenden lateralen Kohärenz²¹. In dem hier hergeleiteten Erklärungsbild des Inline-Phasenkontrastes über die Fresnel-Beugung ist aber die transversale Kohärenz²² dominierend. Diese berechnet sich über:

$$L_t = \frac{\lambda \cdot FOD}{S}, \quad (2.26)$$

Darin enthalten ist die **Fokus-Objekt-Distanz (FOD)** und die Quellgröße „S“ („Source-Size“). Sollte nun die transversale Kohärenz größer sein als die erste Fresnel-Zone, steht diesem Beugungsphänomen nichts mehr im Weg. Für charakteristische Werte für ein Synchrotron kommt man auf einige viele Mikrometer transversale Kohärenzlänge. Für eine Mikrofokusquelle ergeben sich einige wenige Mikrometer an transversaler

²¹ Insbesondere sind hier die Laborquellen aufzuführen. Deren Röntgenspektrum besteht vorwiegend aus der polychromatischen Bremsstrahlung. Die monochromatischen, charakteristischen Linien sind ohne spezialisierte Maßnahmen kaum nutzbar.

²² Die transversale Kohärenz wird im Englischen als „Spacial Coherence“ bezeichnet.

Kohärenzlänge.

Somit lassen sich im Wesentlichen drei Hauptbedingungen für den Inline-Phasenkontrast zusammenfassen:

1. Detektor zur Auflösung der ersten Fresnel-Zone ($\approx \mu\text{m}$)
2. Z_0 bzw. FOD müssen wegen des notwendigen Propagationsabstandes korrekt gewählt werden, damit 2.24 genügend groß und ausgeprägt ist.
3. Die transversale Kohärenz L_t muss größer oder gleich der Fresnel-Zone ($\sqrt{Z_0\lambda}$) sein.

2.6 Computertomographie

Die Computertomographie wird verwendet, um Objekte dreidimensional zu erfassen und eine Analyse innerer Elemente und Strukturen durchzuführen. Die beiden Hauptanwendungsgebiete sind die Materialprüfung und die Medizintechnik. Grundvoraussetzung für die Computertomographie ist, dass die verwendete Röntgenstrahlung einen ausreichenden Absorptionskontrast für das zu untersuchende Material besitzt, damit genügend transmittierte Strahlung detektiert werden kann. Als Basis dienen die Radiographien eines Objektes aus verschiedenen Betrachtungswinkeln. Diese werden zu sog. Sinogrammen umgewandelt, in denen jeweils die n-te Zeile in Abhängigkeit vom Rotationswinkel φ aufgetragen ist. Hieraus wird über Rekonstruktionsverfahren ein 3D-Volumen erstellt. Die Einträge dieser 3D-Matrix repräsentieren die Verteilung der Schwächungsbeiträge, welche der Verteilung und der Materialart entsprechen [63, 11].

Im Detail repräsentiert eine Radiographie die akkumulierte Summe aller physikalischen Beiträge entlang der Röntgenstrahltrajektorie ($L = M\Delta z$). Vorwiegend ist die Radiographie dominiert von der Abschwächung der Röntgenstrahlen (μ_k). Der bereits erwähnte und mit beteiligte Inline-Phasenkontrast wird hier für ein besseres Verständnis außen vor gelassen. Beschrieben wird die Abschwächung über das Lambertsche Absorptionsgesetz (2.15), entsprechend ist die resultierende Intensität:

$$I = I_0 \exp\left(\sum_{k=1}^M -\mu_k \Delta z\right). \quad (2.27)$$

Die Radiographiemessung p lässt sich als

$$p = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \sum_{k=1}^M \mu_k \Delta z \approx \int_L \mu(z) dz \quad (2.28)$$

ausdrücken. Folglich repräsentiert jeder Punkt einer Projektion (Radiographie) ein Integral über die Absorptionsverteilung entlang des Pfades L , der linear unter einem definierten Winkel φ durch das Objekt verläuft. Da man an der Verteilung der einzelnen Beiträge μ_k interessiert ist, gilt es, diese zu "rekonstruieren".

Die Aufgabe der Rekonstruktion besteht darin, anhand einer Schar Betrachtungswinkel eines Objektes die räumliche Verteilung der Schwächungskoeffizienten wiederzugeben. Formell ist dies die inverse Radon-Transformation, welche auf der Arbeit von Johann Radon aus dem Jahr 1917 beruht.

Die Radontransformation ist das Integral eines Objektes (dargestellt als Funktion $f(x, y)$) längs des geraden Weges L auf einen Punkt zu. Erfolgt dies für mehrere parallele Wege, ergibt sich wieder die Definition einer Projektion. Folglich verknüpft die Radontransformation mathematisch die Projektion mit dem realen Objekt.

Fourier-Scheiben-Theorem

Die Bestandteile der inversen Radon-Transformation lassen sich mathematisch über die Fourier-Transformationen verknüpfen. So beschreibt das Fourier-Scheiben-Theorem Folgendes:

Die 1D-**Fourier-Transformation (FT)** einer Projektionszeile unter dem Probenpositionswinkel φ ist, auf einer Geraden durch den Mittelpunkt unter dem Winkel φ aufgetragen, identisch mit der korrespondierenden Linie der 2D-**FT** des Originalbildes.

Formal lässt sich dies so auszudrücken: Wenn $P_\varphi(\nu)$ die 1D-**FT** der Projektion $p_\varphi(r)$ ist, gilt:

$$P_\varphi(\nu) = \int_{-\infty}^{+\infty} p_\varphi(r) e^{-2i\pi\nu r} dr. \quad (2.29)$$

Vergleichbares gilt für die 2D-**FT** $F(u, \nu)$ des Objektes $f(x, y)$:

$$F(u, \nu) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) e^{-2i\pi(u x + \nu y)} dx dy. \quad (2.30)$$

Somit wären alle Bestandteile des Fourier-Scheiben-Theorems beisammen und der mathematische Zusammenhang dieses Theorems lässt sich

folgendermaßen ausdrücken:

$$P_\varphi(\nu) = F(\nu \cdot \cos(\varphi), \nu \sin(\varphi)) = F_o(\nu, \varphi), \quad (2.31)$$

wobei $F_o(\rho, \phi) = F(\rho \cdot \cos(\phi), \rho \sin(\phi))$ die Polartransformierte von $F(u, \nu)$ beschreibt.

Versucht man, dies direkt als Rekonstruktionsmethode umzusetzen, stößt man auf zahlreiche Probleme. Insbesondere stellt sich das sog. „Regridding“ problematisch dar. Konkret ist es schwierig, das aus den FTs der Radiographiezeilen erstellte Bild von Polarkoordinaten in kartesische Koordinaten für die 2D-FT zu überführen. Die Rekonstruktionsmethoden, die das „Fourier-Scheiben-Theorem“ direkt anwenden, haben sich daher nie durchgesetzt. Dies gilt auch für die Parallelstrahlgeometrie, welche bei Synchrotrontomographien vorliegt.

Ein solches Rekonstruktionsverfahren ist beispielsweise in Penczek u. a. [46] beschrieben, für eine umfassende Abhandlung siehe [32]. Eine Übersicht ist in [63, 11] zu finden.

Gefilterte Rückprojektion

Die am häufigsten angewandte Rekonstruktionsmethode für die inverse Radontransformation ist die sog. **Filtered Back-Projektion (FBP)**. Diese ergibt sich aus dem Fourier-Scheiben-Theorem²³ und unterteilt sich in vier Schritte [63, 32]:

1. zeilenweise 1D-FT der aufgenommenen Projektion,
2. Filterung im Frequenzraum (FBP: Ramlack, Window-Funktionen: Shep-logan, Cosinus),
3. **Inverse Fourier-Transformation (iFT)** der gefilterten Projektion,
4. einzelne, aufeinanderfolgende Aufsummierung entlang von Sinusbahnen entsprechend der Durchstrahlungsrichtung φ .

Diese Schritte erfolgen für jede Schicht im Volumen und ergeben somit das rekonstruierte 3D-Volumen des untersuchten Objektes (bei Parallelstrahlgeometrie).

Die Rotation ist bei diesem Verfahren nicht im Frequenzraum durchzuführen und wird erst nach der iFT gemacht. Dies ist möglich, da eine Rotation des Koordinatensystems zu einer Rotation im Fourier-Raum

²³ Für die genaue mathematische Herleitung sei beispielsweise auf das Buch von Brahme [11, Kapitel 2.11.4.3] Formel [39] verwiesen.

äquivalent ist.

Die FTs sind eindimensionale Fouriertransformationen und bedürfen keiner weiteren Erklärung. Hingegen ist der zweite Schritt der "gefilterten Rückprojektion" genauer zu betrachten. Denn es ist möglich und relativ einfach, eine FBP ohne die Filterung im Frequenzraum durchzuführen. Zwar ist das mathematisch nicht sinnvoll, aber es veranschaulicht die Wirkungsweise der Filterung. Eine beispielhafte Durchführung der FBP mittels Matlab ist in Abbildung 2.10 dargestellt.

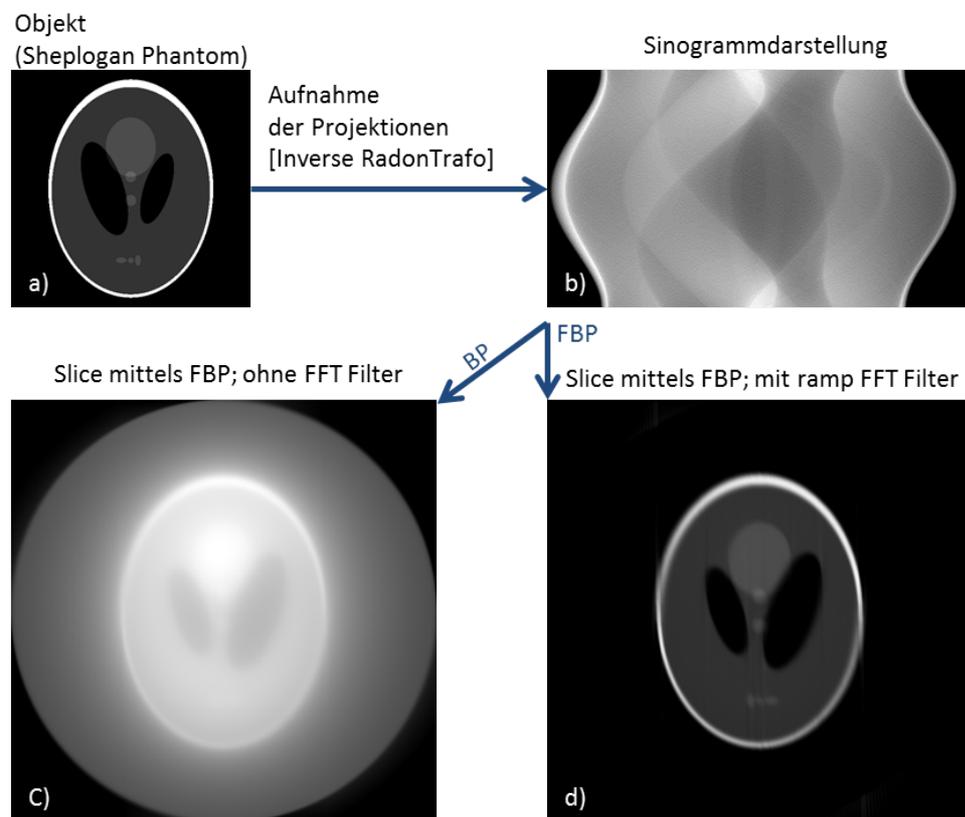


Abb. 2.10: Darstellung der Tomogrammentstehung. In Bildteil a) ist von dem zu untersuchenden realen Objekt nur eine Schicht dargestellt. Die Erfassung des Objektes erfolgt über Röntgenbilder und mündet in der Sinogrammdarstellung in Bildteil b) (da hier ein Phantom als Vorlage diente, erfolgte dieser Schritt über die inverse Radontransformation). Bildteil c) und d) zeigen die Gegenüberstellung der ungefilterten FBP mit der gefilterten Rückprojektion. Die Qualitätsunterschiede sind deutlich erkennbar.

Hier ist vor allem der Unterschied zwischen den Bildteilen c) und d) zu beachten. So ist in der ungefilterten Rückprojektionsmethode ein starkes Blurring bzw. Verschmieren zu erkennen; nur grobe Umrisse sind zu erahnen und feine Details sind nicht erkennbar. Hingegen liefert eine im Frequenzraum angewandte Filterfunktion eine signifikante Verbesserung der Bildqualität. Die Faltung des Filterkerns kompensiert die Unschärfe, die aufgrund der Überlagerung benachbarter Projektionen entstanden ist. So werden niedrigere Frequenzen, die meist für das Verschmieren verantwortlich sind, unterdrückt, während höhere Frequenzen hervorgehoben werden. Für nähere Details sei z. B. auf [63, 32, 11] verwiesen.

In dieser Arbeit werden nur Synchrotron Datensätze verwendet. Für diese kann die Strahlengeometrie als parallel angesehen werden, weshalb in der Rekonstruktion kein Öffnungswinkel der Röntgenstrahlen berücksichtigt werden muss. Dies würde die Rekonstruktion aufwendiger gestalten, da nicht jede Schicht unabhängig berechnet werden kann. Des Weiteren folgt aus der Parallelstrahlgeometrie eines Synchrotrons, dass es genügt, einen Winkelbereich von 180° aufzunehmen: Die parallele Durchstrahlungsgeometrie bedingt eine gespiegelte Wiederholung der Projektionen in der zweiten Hälfte eines Vollkreises. Ferner müssen nicht unbedingt rechenintensive algebraische Rekonstruktionsverfahren angewendet werden, da in dieser Arbeit stets ein kompletter geschlossener, kontinuierlicher Winkelbereich (180°) aufgenommen wurde (siehe dazu [67]).

Kapitel 3

Methodik

Nachdem in den vorherigen Kapiteln die notwendigen Grundlagen erläutert wurden, geht es in diesem Kapitel um den experimentellen Aufbau, die Versuchsparameter sowie die angewandten Methoden zur Auswertung der Messergebnisse. Die Präsentation der Messergebnisse, deren Interpretation und Diskussion erfolgen im anschließenden Kapitel 4.

Zunächst wird der eigens konstruierte Detektor vorgestellt (siehe Kapitel 3.1). Anschließend werden die erreichten Werte im Bereich der Aufnahmequalität präsentiert (siehe Kapitel 3.2). Dies ist wichtig, da auf diese Weise die In-situ-Fatigue mittels CT erst verlässlich auswertbar wird. Anschließend ist es notwendig, sich dem Mikropalt der IAC zuzuwenden. So folgen in Kapitel 3.3 die Erläuterungen zu der Spaltgrößenbestimmung sowohl auf Basis von Durchstrahlungsbildern als auch aus CT-Daten. Das Kapitel 3.4 beschreibt die Vermessung der Spaltbreite auf der gesamten konischen Kontaktfläche. Das ist wichtig, um sowohl den an der IAC entstehenden Abrieb zu sehen, als auch lokale Schwankungen der Spaltbreite zu erfassen.

Nach dieser Vorarbeit wird in Kapitel 3.5 schließlich die In-situ-Ermüdungsmaschine vorgestellt. Die Beschreibung von Konstruktion und Funktionsweise der Maschine erfolgt detaillierter, da diese ein wesentlicher Bestandteil dieser Arbeit ist.

In den Kapiteln 3.5 und 3.6 bis 3.10 werden die konkret durchgeführten Versuchsreihen beschrieben. Wie bereits in der Einleitung aufgezeigt, ist es das Ziel dieser Arbeit, ein ganzheitliches Bild der mechanischen Ermüdung an Zahnimplantaten zu erarbeiten. Die In-situ-Fatigue ist Kernaufgabe und Ausgangspunkt für anschließende Untersuchungen. Der Blickwinkel wird erweitert durch die statistisch auswertbare Langzeitstudie (Kapitel 3.6). Weiterhin werden die Beobachtungen anhand von Simulationen abgeglichen und abgesichert (Kapitel 3.7). Außerdem wird der Versuchsaufbau verändert. Hierbei wird zuerst der Durchmesser der Zahnimplantate variiert (Kapitel 3.8) und anschließend werden zwei Probenhalterungen miteinander verglichen (siehe Kapitel 3.9). Dieser Vergleich bildet den Brückenschlag zu den letzten Versuchen, bei denen der Fokus auf die umgebende Knochenmatrix gelegt wird (siehe 3.10).

3.1 Optimierter indirekter Detektor

Für die Messungen an der Strahllinie "BAMline" am Speicherring [Bessy II](#) wurde ein spezieller Detektor konstruiert. Die an der Strahllinie vorhandenen Detektoren konnten für In-situ-Tomographien nicht verwendet werden, weil sie nur mit langsamen CCD-Kameras bestückt sind. Andererseits war der Detektoraufbau für die von der Messaufgabe her geforderten hohen Bildraten und Röntgenenergien ungeeignet, da nach einer gewissen Messzeit stets eine Verdunkelung auftrat. Daher bestand die Notwendigkeit, einen Detektor zu konstruieren, der keine optischen Glaselemente im Synchrotronstrahl hat.

Das Grundprinzip eines indirekten Detektors ist in Kapitel 2.4 vorgestellt. Die durchgeführte Erweiterung besteht in der Verwendung eines Mittelformatobjektivs auf der Szintillatorseite. Diese zeichnen sich durch ein großes Auflagemaß¹ von 74,9 mm aus. Somit ist es möglich, zwischen Szintillator und Objektiv einen Metallspiegel zu positionieren, sodass keine Glaslinsen der direkten Synchrotronstrahlung ausgesetzt sind.

In Abbildung 3.1 ist eine CAD-Darstellung gegeben, welche im Folgenden genauer erläutert wird. Bei dem eingesetzten Szintillator handelt es sich um einen auf 50 μm Dicke geschliffenen CWO-Szintillator (das Material stammt von der Uni Kiev, poliert wurde er von der FEE GmbH² in Idar Oberstein, Deutschland) (2). Die Fokussierung erfolgte über Vor-zurück-Bewegen des Szintillators (3) (M-111.12S, PI, Deutschland). Bei dem Silberspiegel (4) ist darauf zu achten, dass dieser keine zusätzliche Beschichtung aufweist, um eine Eintrübung zu vermeiden. Das Mittelformatobjektiv³ hat eine Brennweite von $f=80$ mm (5), in Kombination mit einem Teleobjektiv⁴ von 180 mm (6) kommt es somit zu einer optischen Vergrößerung von $M=2,25$. Die verwendete Kamera (7) ist eine sCMOS-Kamera von Andor⁵ mit einer Pixelgröße von 6,5 μm . Folglich ergibt sich eine effektive Pixelgröße von 2,89 μm . Zur Unterdrückung von optischem Streulicht aus der Messkabine⁶ ist an der Front eine lichtundurchlässige Kohlenstoffolie montiert (1). Um die Kompo-

¹ Das Auflagemaß bezeichnet den Abstand zwischen der Bildebene bzw. dem Bildsensor und der Befestigungsfläche des Objektivs.

² Forschungsinstitut für mineralische und metallische Werkstoffe - Edelsteine/Edelmetalle- GmbH (FEE).

³ Planar T* f/2.8 - 80 mm, Hasselblad/Zeiss, Deutschland.

⁴ Nikkor AF f/2.8 - 180 mm, Nikon, Japan.

⁵ Zyla 5.5 sCMOS, Andor, England.

⁶ Hier ist vor allem die Deckenbeleuchtung zu erwähnen, aber teilweise bewirken auch Kontrollleuchten von anderen elektrischen Komponenten eine Störung der Bildaufnahme.

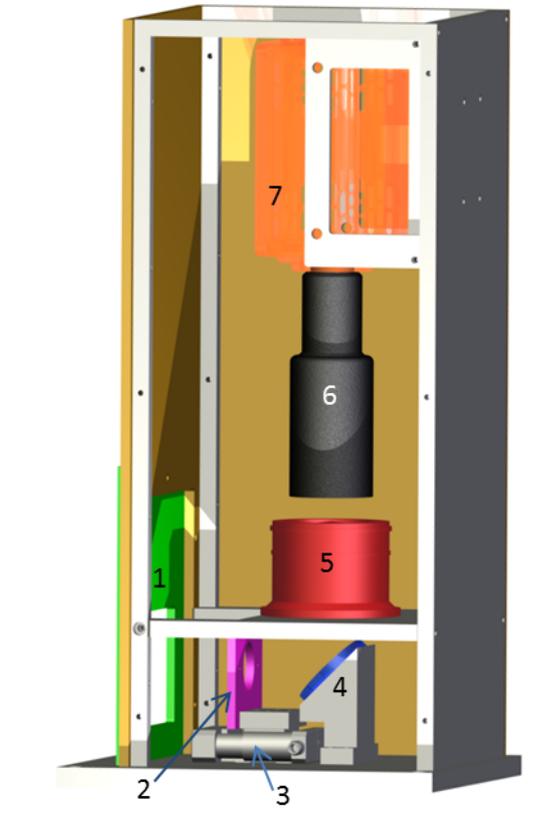


Abb. 3.1: **Computer-Aided Design (CAD)**-Darstellung des für die Linsen-anordnung optimierten indirekten Detektors. (1) Halterung für die lichtundurchlässige Folie, (2) Szintillatorhalter, (3) Linearpositionierer, um den Szintillator in den Fokus von Objektiv (4) zu stellen, (4) metallischer Umlenkspiegel, (5) Mittelformatobjektiv, (6) Teleobjektiv, (7) sCMOS-Kamera.

nenten vor Röntgenstrahlung zu schützen, bestehen die Front- und die Seitenplatten aus Messing ⁷.

Für die Pixelgröße von $2,89 \mu\text{m}$ ist es notwendig, sich der eventuellen Auflösungslimitierung durch die **numerische Apertur (n. A.)** zuzuwenden. Die Limitierung durch die Szintillatordicke wird im Anschluss betrachtet.

Das entscheidende Objektiv hierfür ist das Hasselblatt-Zeiss-Objektiv. So ergibt sich aus dem Mittelformat ein Auflagemaß von

⁷ Da der Röntgenstrahl mit Blenden zugeschnitten ist, muss nur die sekundär entstandene Streustrahlung abgeschirmt werden. Daher ist auch Messing die optimale Wahl.

74,9 mm⁸ und aus dem effektiven Durchmesser ($D = f/k$) von 28 mm eine numerische Apertur von $n. A. = 0,183$. Die Mikroskopie liefert die Verknüpfung zwischen $n. A.$ und dem Auflösungsminimum⁹ d_{min} . Werden die entsprechenden Parameter eingesetzt, erhält man für die kleinstmögliche beugungsbegrenzte Auflösung:

$$\begin{aligned} d_{min} &= \frac{0,61 \cdot \lambda}{n. A.}, \\ &= \frac{0,61 \cdot 0,45 \mu\text{m}}{0,183}, \\ &= 1,5 \mu\text{m}. \end{aligned} \quad (3.1)$$

Daher ist die anvisierte Auflösung mit einem Vergrößerungsfaktor von $M = 2,28$ bei diesem Linsensystem zumindest nicht durch die numerische Apertur des Linsensystemes limitiert.

Da das fotografierte Bild im Szintillator entsteht, ist es notwendig, das vorherige Ergebnis zu korrigieren. So ist wegen des Szintillators eine effektive numerische Apertur (Na_{eff}) zu verwenden, die sich wie folgt berechnet:

$$n. A._{\text{eff}} = \frac{n. A.}{n}. \quad (3.2)$$

Der Brechungsindex für den verwendeten CWO-Szintillator ist $n = 2,3$, somit errechnet sich d_{min} wie folgt:

$$\begin{aligned} d_{min} &= \frac{0,61 \cdot \lambda}{n. A._{\text{eff}}}, \\ &= \frac{0,61 \cdot \lambda}{\frac{n. A.}{n}}, \\ &= \frac{0,61 \cdot 0,45 \mu\text{m}}{\frac{0,183}{2,3}}, \\ &= 3,45 \mu\text{m}. \end{aligned} \quad (3.3)$$

Daraus folgt, dass die Pixelabtastung von $2,89 \mu\text{m}$ nicht als Auflösung erreicht werden kann. Auch aus diesem Grund ist eine experimentelle Bestimmung der Auflösung nötig. Eine Darstellung des durchgeführten Schärfescans ist in Abbildung 3.2 a) zu finden.

In Abbildung 3.2 a) sind die Radiographien verschiedener Szintillatorpositionen dargestellt. Dabei ist die unterschiedliche Bildschärfe deutlich erkennbar. In Bildteil 3.2 b) ist die Pixelverschmierung einer Kante

⁸ Dies ist die 60er Serie von Hasselblad.

⁹ Dies ist definiert als der minimale Abstand zwischen zwei Strukturen, die noch voneinander unterscheidbar sind.

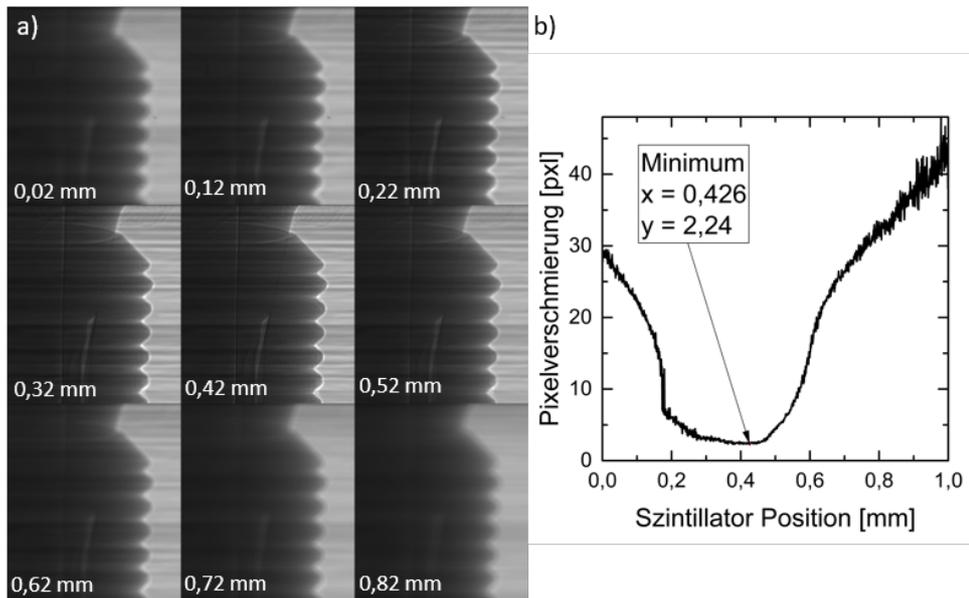


Abb. 3.2: a) Darstellung der Radiogramme eines typischen Schärfescans anhand einer Probe. Die jeweilige Szintillatorposition ist mitaufgeführt. Der Abstand zwischen den dargestellten Szintillatorpositionen beträgt 0,1 mm.
 b) Die ermittelte Pixelverschmierung einer Kante in Abhängigkeit von der Szintillatorposition. Das Minimum der Verschmierung ist bei 2,24 Pixel erreicht, dies entspricht $6,47 \mu\text{m}$. Bei den hier verwendeten Szintillatorpositionsangaben handelt es sich um relative Werte.

([Linienspreizungsfunktion \(LSF\)](#)) gegen die jeweilige Szintillatorposition aufgetragen. Die Berechnung der Verschmierung erfolgt über einen Plot des Intensitätsverlaufs an der Implantatskante. Anschließend wird der Gradient gebildet und eine Gaußfunktion angefitzt¹⁰. Die Kantenverschmierung der Abbildung 3.2 b) wird aus dem σ der angefitzten Gaußfunktion wie folgt errechnet:

$$\text{Kantenverschmierung}_{90\text{-ige}} = 1,645 \cdot \sigma \quad (3.4)$$

¹⁰ Bei diesem Verfahren ist anzumerken, dass eine Gaußverschmierung aller beteiligten Komponenten vorausgesetzt wird. Da in diesem Abschnitt nur eine grobe Abschätzung durchgeführt werden soll, ist die stärker verschmierende Gaußverteilung eine hinnehmbare untere Annäherung. Der dadurch erzeugte Fehler kann daher akzeptiert werden.

Dieser Faktor basierten Methode mit Multiplikation 1,645¹¹ liegt zu Grunde, dass in der Vollständigen Auflösungsbestimmung ebenfalls ein Absinken des Kontrasts auf 10% als Grenzwert etabliert ist. Folglich lässt sich so die Pixelverschmierung des Detektorsystems ermitteln.

Die optimale Szintillatorposition ist bei 0,426 mm erreicht (siehe Abbildung 3.2 b)). In diesem Fall hat das Detektorsystem einen Pixelverschmierung von 2,24 pxl. Fügt man die über die Linsenvergrößerung errechnete Pixelgröße von 2,89 μm hinzu, ergibt sich für dieses Detektorsystem ein experimentell bestimmtes Auflösungsvermögen von 6,5 μm .

Die hier verwendete Kannte ist die Außenkontur des senkrecht montierten Implantates. Die Implantatskontur ist in dem Bereich, in dem das Intensitätsprofil ermittelt wird, rund. Somit kann ein schräges Anschneiden der Kante vermieden werden. Die Einflussgröße der Oberflächenrauheit wurde nicht ermittelt und ist somit in den Messwerten als Fehlergröße enthalten¹².

Aus den beiden Teilen der Abbildung 3.2 lässt sich ablesen, dass über mehrere Szintillatorpositionen von $>0,1$ mm hinweg keine Veränderung der Bildschärfe zu beobachten ist. Daraus kann geschlussfolgert werden, dass die Schärfentiefe der verwendeten Objektivkombination $>0,1$ mm beträgt. Des Weiteren ist der nach unten abgeflachte Kurvenverlauf der Pixelverschmierung (Abbildung 3.2 b)) nach Koch u. a. [35] auf die Dicke des Szintillators zurückzuführen.

Koch u. a. [35] fasst den Zusammenhang zwischen den wichtigen Parametern eines indirekten Röntgendetektors wie folgt zusammen:

$$\text{Räuml. Auflösung (R)} = \sqrt{\left(\frac{p}{\text{n. A.}}\right)^2 + (q \cdot \text{Szintillatordicke} \cdot \text{n. A.})^2}. \quad (3.5)$$

Der Koeffizient p nimmt in 90 % der einbezogenen LSF den zu verwendenden Wert von $p = 0,7 \mu\text{m}$ ein, der Koeffizient q hat unter gleicher Berücksichtigung der LSF einen Wert von $q = 0,28 \mu\text{m}$ (Details siehe [35]). Dieser Formel entsprechend, ist die räumliche Auflösung in Verbindung mit der numerischen Apertur unter Berücksichtigung der speziellen

¹¹ Der Faktor 1,645 stammt aus der Normalverteilung, so gilt: Bei maximalen Abweichung $1,645 \cdot \sigma$ vom Erwartungswert sind 90 % der Messwerte enthalten.

¹² Da in diesem Abschnitt nur eine grobe Abschätzung durchgeführt werden soll und die Oberflächenrauheit sich auf den μm -Bereich beschränkt, kann der erzeugte Fehler akzeptiert werden.

Gegebenheiten gesetzt durch:

$$\text{Räuml. Auflösung (R)} = \sqrt{\left(\frac{0,7}{\frac{0,183}{2,3}}\right)^2 + \left(0,28 \cdot 50 \cdot \frac{0,183}{2,3}\right)^2}, \quad (3.6)$$

$$= \sqrt{(8,79)^2 + (1,1)^2}, \quad (3.7)$$

$$= 8,86 \mu\text{m}. \quad (3.8)$$

Für die Verschmierung einer Kante, wie sie hier experimentell gemessen wurde (siehe Abbildung 3.2) ergab $6,5 \mu\text{m}$. Die experimentell bestimmte Auflösung ist also besser als nach [35]. Ursächlich hierfür ist vermutlich der Phasenkontrast, der mit den Kontrastüberschwingern die Kantenverschmierung Auswertung verfälscht.

3.2 Bildqualität bei verschiedenen Messkampagnen

Im vorherigen Kapitel wurde der Aufbau eines linsenoptimierten Detektors vorgestellt. Da bei anderen Strahlzeiten Detektoren der Strahllinien verwendet werden, ist es notwendig, die jeweiligen Unterschiede zu betrachten. Vor allem ist die Verwendung von kurzen Belichtungszeiten unabdingbar, da die dynamische In-situ-Tomographie bei längeren Belichtungszeiten von $> 20 \text{ ms}$ Bewegungsunschärfen von Probe und Halterung erzeugt¹³. Somit ist die Bildqualität eines Detektorsystems für die In-situ-Tomographien nicht über eine längere Belichtungszeit hinweg korrigierbar und der Mikropalt wäre daher nicht messbar.

Wie der im vorherigen Kapitel vorgestellte Detektor haben auch alle anderen verwendeten Detektoren folgende Punkte gemein:

- Die Röntgendetektion erfolgt „indirekt“ über Szintillatoren.
- Die Szintillatoren sind einkristallin.
- Die Szintillatoren sind auf eine Dicke von $50 \mu\text{m}$ bis $250 \mu\text{m}$ geschliffen.
- Die Pixelabtastung¹⁴ variiert zwischen $2,75 \mu\text{m}$ und $3 \mu\text{m}$.

¹³ Die zyklische Lastapplikation erfolgte mit 10 Hz. Details werden in Kapitel 3.5 beschrieben.

¹⁴ Um Unstimmigkeiten zu vermeiden, sei hier noch einmal auf den Unterschied zwischen der technischen Pixelabtastung und dem Auflösungsvermögen eines Detektors hingewiesen.

- Die Vergrößerung erfolgt optisch über Linsen.
- Die Bilderfassung erfolgt über eine Kamera. Meist ist dies ein CMOS-, manchmal auch ein CCD-Chip.
- Für den Strahlenschutz der Kameraelektronik wird zwischen Szintillator und Kamera ein Umlenkspiegel eingesetzt.

Der an der BAMline des [Bessy II](#) (Berlin, Deutschland) genutzte Detektor stammt von der Firma „Optique Peter“ (Lentilly, Frankreich) und verwendet eine CCD-Kamera („PCO 4000“). Die Details hierzu werden in der Arbeit von Rack u. a. [48] ausführlich vorgestellt. Dieser Detektor wird in den Versuchen zu den durchmesserreduzierten Implantaten (Kapitel 4.4) und bei der Untersuchung verschiedener Einbettvarianten (Kapitel 4.4) verwendet. Dies ist möglich, da bei dieser Fragestellung keine dynamischen Prozesse erfasst werden mussten.

Für alle dynamischen Versuchsteile werden CMOS-basierte Kameras verwendet. Dies sind an der ID19 ([ESRF](#), Grenoble, Frankreich) die „Edge“ (PCO GmbH, Deutschland) und die Zyla (Andor, UK). Letztere wurde in einem eigenen Detektoraufbau (siehe Kapitel 3.1) verbaut. Für alle Versuchsteile, die die In-situ-Prozesse betrachten, wird die Highspeed-Kamera der ID19 ([ESRF](#), Grenoble, Frankreich) verwendet. Dies ist die DIMAX der Firma PCO GmbH (Deutschland).

Um die Bildqualität zu bewerten, existieren viele Vergleichsgrößen, die alle verschiedene Schwerpunkte haben. Als grundlegender Vergleichsparameter ist hier das [SNR](#) zu nennen. Das [SNR](#) gibt das Verhältnis von Signal zu Rauschen wieder. Bei Letzterem handelt es sich v. a. um Photonenrauschen und es ist proportional zur Wurzel der Intensität.

Die Verwendung des [SNR](#) hat ihren Platz vorwiegend in der Hochfrequenz- und der Nachrichtentechnik, teilweise auch in der Akustik. So erfolgt die Definition über den Quotienten aus der mittleren Leistung des Nutzsignals¹⁵ und der mittleren Leistung des Störsignals (Rauschen). Da in den verwendeten Bilddaten stets nichtnegative Werte vorliegen, kann in der Bildverarbeitung der reziproke Varianzkoeffizient¹⁶ genutzt werden. Folglich lässt sich das [SNR](#) aus der mittleren Signalamplitude μ_{Signal} und der Standardabweichung σ des Rauschens in der Umgebung

¹⁵ In der Nachrichtentechnik wird das zeitliche Mittel verwendet.

¹⁶ Der Varianzkoeffizient stammt aus der Statistik und ist im Vergleich zu der (normalen) Varianz ein relatives Streuungsmaß. Die Definition erfolgt über den Quotienten aus der Standardabweichung sowie den Mittelwert. Die Motivation für ein solches Maß ergibt sich daraus, dass die Varianz und die daraus abgeleitete Standardabweichung nicht normiert sind.

errechnen:

$$\text{SNR} = \frac{\mu_{\text{Signal}}}{\sigma_{\text{Rauschen}}}. \quad (3.9)$$

Die zuvor erwähnten weiteren Bildqualitätsgrößen sind das **Contrast-Noise-Ratio (CNR)** und die **Detective-Quantum-Efficiency (DQE)**. CNR ist die Differenz zweier (mittlerer) Signale im Verhältnis zum Rauschen (Standardabweichung).

$$\text{CNR} = \frac{\text{Signal}_A - \text{Signal}_B}{\sigma} = \frac{\Delta S}{\sigma}. \quad (3.10)$$

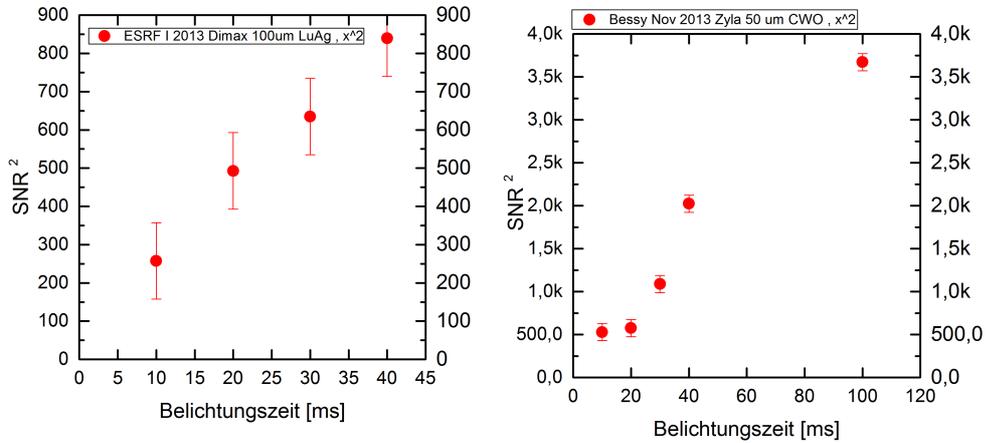
Folglich wurden die Bildqualitäten in der vorliegenden Arbeit anhand des **SNR** verglichen. In Abbildung 3.3 sind die **SNR**-Werte der verschiedenen Messkampagnen¹⁷ in Abhängigkeit von den Belichtungszeiten aufgetragen. Diese **SNR**-Werte wurden im korrigierten Hellfeld ermittelt, um lokale Detektorunstetigkeiten¹⁸ zu vermeiden. Da die Bildauswertung ebenfalls auf identisch korrigierten Bilddaten erfolgt, kann die Bewertung der Bildunterschiede so am besten stattfinden.

In Abbildung 3.3 ist zu erkennen, dass bei längeren Belichtungszeiten die **SNR**-Werte steigen. Eine längere Belichtungszeit lässt sich als n -Summation verstehen. Bei einer solchen Summation vergrößert sich das Signal um den Faktor n , wobei das Rauschen nur um \sqrt{n} zunimmt. Folglich steigt das **SNR** in der in der Bildverarbeitung verwendeten Definition um $\frac{n}{\sqrt{n}} = \sqrt{n}$. Durch die Quadrierung der ermittelten **SNR**-Werte erkennt man in Abbildung 3.3a gut den zu erwartenden linearen Anstieg bei längeren Belichtungszeiten. Des Weiteren zeigen sich Unterschiede zwischen der ersten (Abbildung 3.3a) und der dritten **ESRF**-Strahlzeit¹⁹ (Abbildung 3.3c). Bei Letzterer war das **SNR** bei gleicher Belichtungszeit fast um den Faktor 2 größer. Beim Vergleich der ersten **ESRF**-Strahlzeit (Abbildung 3.3a) mit der **Bessy**-Strahlzeit (Abbildung 3.3b) ist eine ähnliche

¹⁷ Die Experimente dieser Arbeit wurden an Synchrotrons durchgeführt. Die Strahlzeit an Synchrotrons wird in Blöcken vergeben. Diese haben meistens eine Länge von 3 Tagen zu je 24 Stunden. Daher wurden die meisten Experimente in größer angelegten Messkampagnen durchgeführt. Die verschiedenen Messkampagnen hatten unterschiedliche Untersuchungsschwerpunkte, weshalb auch die Einstellungsparameter unterschiedlich gewählt wurden. Somit erfolgt hier die Unterteilung nach Messkampagnen. Dagegen orientiert sich der Ergebnisteil (ab Kapitel 4) an den Fragestellungen, die teilweise auch kampagnenübergreifend bearbeitet wurden.

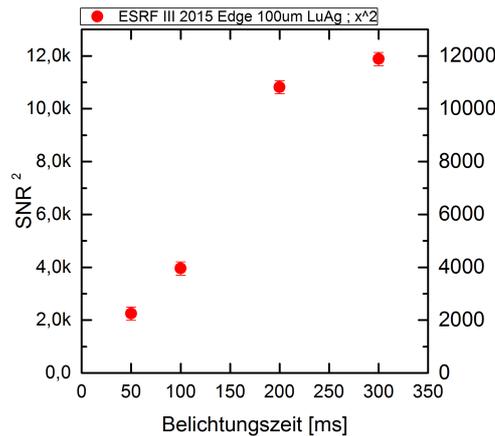
¹⁸ Detektorunstetigkeiten sind beispielsweise leichte Varianzen im Ausleseverhalten, vereinzelte defekte Pixel oder Zeilen.

¹⁹ Die experimentellen Versuche wurden bei mehreren Strahlzeiten bzw. Messkampagnen durchgeführt. Diese sind chronologisch durchnummeriert als **ESRF I** 2013, **ESRF II** 2014 und **ESRF III** 2015.



(a) Strahlzeit ESRF 2013 (auch als **ESRF I** bezeichnet).

(b) Strahlzeit Bessy 2013.



(c) Strahlzeit ESRF 2015 (auch als **ESRF III** bezeichnet).

Abb. 3.3: SNR^2 , aufgetragen über die Belichtungszeit von leicht unterschiedlichen Detektorsystemen verschiedener Strahlzeiten. Zu beachten ist, dass das SNR quadratisch aufgetragen ist. In den Legenden sind die charakteristischen Parameter der Detektorsysteme benannt. Die Pixelgröße beträgt bei (a) $2,75 \mu m$, bei (b) $2,89 \mu m$ und bei (c) $3 \mu m$.

Verbesserung des SNR zu beobachten. So wurde aufgrund der gewonne-

3.2 Bildqualität bei verschiedenen Messkampagnen

nen Erfahrung der Wigglergap²⁰ stärker eingestellt. Es wurden drei weitere einzelne SNR-Messungen von zwei Detektorsystemen durchgeführt, diese sind in Tabelle 3.1 aufgeführt.

Strahlzeit	Kamera	Pixelgröße	Szintillator	Belichtungszeit	SNR
ESRF I ¹⁹	Frelon (CCD)	3 μm	100 μm LuAG	250 ms	43
ESRF II ¹⁹	PCO DIMAX	2,75 μm	250 μm GGG	10 ms	136
ESRF III ¹⁹	PCO DIMAX	2,75 μm	250 μm GGG	6 ms	156

Tab. 3.1: Nachtrag einzelner SNR-Werte. Bei diesen Detektorkombinationen wurde keine Folge von verschiedenen Belichtungszeiten gemessen.

An diesen Werten ist ebenfalls abzulesen, dass nach der ersten ESRF-Strahlzeit deutlich bessere Bildqualitäten entstehen. So wird bei der 250 ms dauernden CCD-Messung ein SNR von nur 43 erreicht. Mit dem dickeren Szintillator kann dies trotz kürzerer Belichtungszeiten auf einen Wert von 156 gesteigert werden. Die Szintillatoren LuAg und GGG unterscheiden sich insofern, als die Lichtausbeute von GGG:Eu dreimal so hoch ist wie von LuAG:Ce. Da für die Titan-Zahnimplantate hohe Röntgenenergien verwendet werden, ist das unterschiedliche Szintillator-Material nicht dominierend. Vorwiegend ist somit die Steigerung des SNR auf die Verwendung des dickeren Szintillators zurückzuführen, da so eine höhere Lichtausbeute erreicht wird. Folglich steigert man das Signal vom SNR. Vergleichbares ist auch der Abbildung 3.3 zu entnehmen. Ebenfalls von Bedeutung ist das stärkere Schließen des Wigglergaps. Der leichte Unterschied zwischen ESRF II und ESRF III liegt vor allem in der Tatsache begründet, dass in der Vorfilterung des Synchrotronstrahls der Wolfram-Metallfilter von 1,4 mm auf 0,28 mm reduziert wurde.

Diese verschiedenen SNR wirken sich auf unterschiedliche Weise aus. Durch entsprechende Mittelungen kann auch bei schlechteren SNR ein ausreichendes Messsignal für die Spaltgrößenbestimmung (siehe Kapitel 3.3) und die Visualisierung (siehe Kapitel 3.4) erreicht werden. Insbesondere ist hier die erste ESRF-Strahlzeit zu erwähnen. Bei den In-situ-

²⁰ Ein kleiner Wigglergap bewirkt wegen des stärkeren Magnetfeldes eine intensivere Röntgenabstrahlung, da die Ringelektronen eine stärkere Auslenkung erfahren.

Fatigue-Messungen konnten erst nach einer Mittelung über fünf Tomogramme und einem großen Gauß-Filter ($\sigma = 20$) die in Abbildung 4.5 dargestellten [Visualisierung der Implantat-Abutment-Grenzfläche \(Gap-map\)](#) erreicht werden. Die mit dieser unkonventionellen Methode erreichte Rauschunterdrückung (siehe Abbildung 4.5) genügt für eine Analyse samt Bewertung. Im starken Kontrast dazu stehen die Aufnahmen aus den [ESRF-Strahlzeiten ESRF II und ESRF III](#) (Juni 2014 und Februar 2015), bei denen keine Mittelung nötig war. Dies ist in Abbildung 4.4 anhand der sichtbar kleineren Strukturdetails zu erkennen.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass sich neben einem kleinen Wigglergap als entscheidender Optimierungsparameter für eine zusätzliche Steigerung des [SNR](#) die Szintillatordicke herausgestellt hat, da hiermit sehr gute Messdaten erzeugt werden konnten. Hierbei wird vorausgesetzt, dass die grundlegenden Einstellungsparameter der Computertomographie eingehalten werden. Diese beinhaltet unter anderem ein passend gewähltes Röntgenspektrum, um eine ausreichende Bauteildurchstrahlung zu erreichen. Die Einstellung eines optimalen [SNR](#) ist von entscheidender Bedeutung, da dies mit der Wurzelabhängigkeit ansteigt. In diese Wurzel geht die Belichtungszeit ein, die in dieser Arbeit sehr kurz sein muss. Folglich kann das [SNR](#) nur über die Optimierung des Detektorsystems und des Photonenflusses verbessert werden. Weiterhin entpuppt sich die Schlussfolgerung für die In-situ-Fatigue als nicht optimal, dass bei einer Pixelabtastung (Pixelampling) von $\approx 3 \mu\text{m}$ die Verwendung des „dünnere“ Szintillators empfehlenswert sei. Denn bei der vorliegenden Probe und deren Fragestellung bezüglich des [IAC-Spaltes](#)²¹ ist die Auflösung eher von zweitrangiger Bedeutung. Die Spaltbestimmung und die Visualisierung erfolgen nicht primär über die Auflösung, sondern über den Inline-Phasenkontrast (siehe Details in Kapitel 3.3). Dieser ist weitreichender und kann noch bei einer etwas schlechteren Auflösung für die Spaltbestimmung verwendet werden.

Wie bereits am Kapitelanfang erwähnt, ist die Verwendung von kurzen Belichtungszeiten unabdingbar, da die dynamische In-situ-Tomographie bei längeren Belichtungszeiten von $> 20 \text{ ms}$ Bewegungsunschärfen von Probe und Halterung erzeugte²².

²¹ [IAC](#) ist die Abkürzung für Implant-Abutment-Connection, womit die Kontaktfläche zwischen dem Implantat und dem Abutment bezeichnet wird.

²² Die zyklische Lastapplikation erfolgte mit 10 Hz. Details werden in Kapitel 3.5 beschrieben.

3.3 Spaltgrößenbestimmung

Die einfachste Methode zur Vermessung eines Spalts ist die Verwendung eines Linienprofils. In diesem ist der Verlauf der Grauwerte erkennbar, wodurch die Größe der Öffnung bestimmt werden kann²³. Die Proben aus Kapitel 4.5 sind Knochen, die eine komplexe Matrix bilden. Dies ist simulativ schwierig abzubilden, daher wird in Kapitel 4.5 die eben beschriebene einfache Spaltgrößenbestimmung verwendet. Allerdings ist das Verfahren mit größeren Ablesefehlern behaftet. Des Weiteren bleibt im Wesentlichen der hilfreiche Inline-Phasenkontrast (siehe Kapitel 2.5) in dieser Messmethode ungenutzt, da der Grauwertgradient verwendet wird. Daher wird bei einfachen Probengeometrien wie dem Mikrosplatt im Implantat ein genaueres Verfahren angewendet. Dieses wird im folgenden Kapitel erläutert.

Spaltgrößenbestimmung auf Basis von Röntgenbildern mittels Inline-Phasenkontrast

Die Spaltgrößenbestimmung auf Basis von Röntgenbildern basiert auf der Arbeit von [65]. Hierbei wird über einen Vergleich zwischen Messung und Simulation der Phasenkontrastinterferenzmuster eine Bestimmung der Mikrosplatt ermöglicht. Mit dieser Methode ist es möglich, mithilfe der weitreichenden Interferenzmuster mit der Mikrosplattbestimmung die Auflösungsgrenze des abbildenden Detektorsystems leicht zu unterschreiten.

Die Methode beginnt mit der Messung des Grauwertprofils einer Radiographie senkrecht zum Spalt. Für eine bessere Statistik kann es bei verrauschten Daten empfehlenswert sein, über mehrere parallele Linien zu mitteln. Der wesentliche Kernaspekt der Simulation ist die numerische Vorwärtssimulation des optischen Fresnel-Propagators eines Spalts im Material. Ferner werden die Quellverschmierung, die Detektorverschmierung und die Röntgenenergie miteinbezogen.

Im Detail wird die transmittierte Welle u_0 über die eintreffende Welle u_{inc} anhand der sog. Transmissionsfunktion $T(x)$ berechnet:

$$u(x) = u_{inc}(x)e^{i[\Phi_0 - \Phi(x)] + B(x)}. \quad (3.11)$$

Da Φ_0 einen konstanten Wellenschub repräsentiert, kann dieser Faktor im Folgenden vernachlässigt werden. Im Detail errechnen sich $\Phi(x)$ und

²³ Die Messung erfolgt über das Messen der Distanz von Beginn (Abfall des Grauwertprofils) bis Ende des Spaltes bzw. Risses (Anstieg des Grauwertprofils). Für die Angabe in mm erfolgt eine Umrechnung mit der Pixelgröße des Detektors.

$B(x)$ über die komplexen Brechungsindizes der verwendeten Implantat- und Abutmentmaterialien ($n_{Impl} = 1 - \delta_{Impl} + i\beta_{Impl}$ bzw. $n_{Abut} = 1 - \delta_{Abut} + i\beta_{Abut}$). Des Weiteren fließt die Geometrie der Probe mit ein. Dies erfolgt über die Berechnung der Probendicken t_{Impl} und t_{Abut} inklusive der Spaltgröße (für Details siehe Appendix von [65].)

$$\Phi(x) = -\frac{2\pi}{\lambda}(\delta_{Impl} \cdot t_{Impl} - d_{Abut} \cdot t_{Abut}), \quad (3.12)$$

$$B(x) = \frac{2\pi}{\lambda}(\beta_{Impl} \cdot t_{Impl} + \beta_{Abut} \cdot t_{Abut}). \quad (3.13)$$

Die Transmissionsfunktion lautet also wie folgt:

$$T = e^{i\Phi(x) - B(x)}. \quad (3.14)$$

Die Phasenpropagation der transmittierten Welle erfolgt über die Faltung mit dem Fresnel-Propagator

$$u(x) = \mathcal{FT}^{-1} \left(\mathcal{FT} \{ T \} \cdot \underbrace{e^{-i\pi\lambda D_{\text{eff}} f^2}}_{\substack{\text{Fresnel-Propagator} \\ \text{im Fourier-Raum}}} \right), \quad (3.15)$$

wobei f die Ortsfrequenz ist. D_{eff} berechnet sich aus den jeweiligen relativ Abständen zwischen Quelle, Probe und Detektor²⁴ über:

$$D_{\text{eff}} = \frac{\text{FOA} \cdot \text{FDA}}{\text{FOA} + \text{FDA}}. \quad (3.16)$$

Anschließend erfolgt für die Detektor- und Quellverschmierung eine Faltung mit der phasenpropagierten Wellenfront $u(x)$. Letztlich ergibt sich die Intensität aus dem Betragsquadrat von $u(x)$:

$$I_{\text{Sim}}(x) = |u(x)|^2. \quad (3.17)$$

Erfolgte bei den Messungen eine Bildkorrektur (Flatfield-Korrektur) mit $t = -\ln(I_{\text{mess}}/I_0)$, so ist diese bei den Simulationen ebenfalls durchzuführen.

Die simulierten Profile $I_{\text{Sim}}(x)$ sind mit den gemessenen zu vergleichen. Über eine Anpassung der Spaltgröße wird der korrekte Wert ermittelt²⁵. Grauwertprofile unterschiedlicher Spaltgrößen (klein und groß) sind in der Abbildung 3.9 c) oder Abbildung 3.4 b) - d) dargestellt.

²⁴ Fokus-Objekt-Abstand (FOA) und Fokus-Detektor-Abstand (FDA).

²⁵ Es kann bei einer neuen Messreihe zu Beginn notwendig sein, die Parameter $n_{Impl} = 1 - \delta_{Impl} + i\beta_{Impl}$, $n_{Abut} = 1 - \delta_{Abut} + i\beta_{Abut}$ und D_{eff} anzupassen. Während einer Messreihe sollten sie hingegen aus Konsistenzgründen konstant bleiben.

Spaltgrößenbestimmung auf Basis von Tomographiedaten

Soll die Spaltgröße auf Basis von Tomographiedatensätzen erfolgen, muss ein erweitertes Verfahren angewandt werden. Als Ausgangspunkt dient hierbei das rekonstruierte Volumen. Das Linienprofil wird entsprechend der Flächennormalen des IAC²¹ gezogen.

Für den Vergleichsplot wird eine Schar simulierter Linienprofile (siehe Kapitel 3.3) mit unterschiedlicher Spaltgröße virtuell als gemessene Projektionen behandelt und rekonstruiert. Ein Sagittalschnitt des so erhaltenen Volumens ist in Abbildung 3.4 zu sehen.

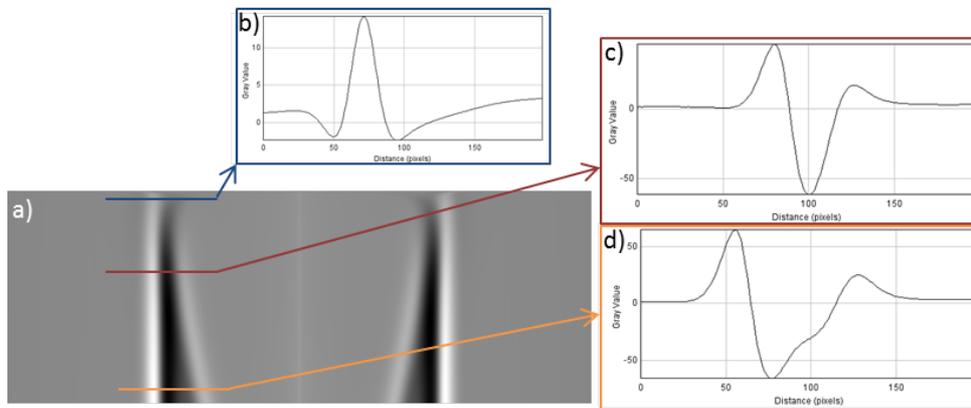


Abb. 3.4: Darstellung des Auswerteverfahrens für die Spaltgrößenbestimmung von Tomographiedaten. a) Sagittalschnitt eines künstlich hergestellten Volumens, welches in z-Richtung eine bekannte Varianz der Spaltgröße besitzt. Mit Hilfe von Linienprofilen erhält man die für den Vergleich benötigten Simulationsdaten. b) Spaltgröße von $0,4 \mu\text{m}$, c) Spaltgröße von $8 \mu\text{m}$ und d) Spaltgröße von $28 \mu\text{m}$.

In dieser Übersicht sind außerdem die Linienprofile verschiedener Spaltgrößen dargestellt ($0,4 \mu\text{m}$ (blau), $8 \mu\text{m}$ (rot) und $28 \mu\text{m}$ (gelb)). Diese Linienprofile werden mit den Messdaten verglichen. Über eine visuelle Kontrolle erfolgt die Spaltgrößenbestimmung.

Im Detail ist es teilweise notwendig, den Profilen einen Grauwerteoffset hinzuzufügen, sofern die gemessenen Tomografiedaten nicht auf null normiert sind. Des Weiteren ist eine Anpassung der Pixelgröße über eine Streckung möglich. Die Pixelgröße sollte für eine Messkampagne konstant gehalten werden.

3.4 Spaltvisualisierung auf der Konus-Kontaktfläche

In den vorherigen Kapiteln wurden verschiedene Methoden zur Spaltgrößenvermessung präsentiert. Da diese Verfahren stets ein manuelles Eingreifen benötigen, ist es empfehlenswert, eine weitere Bewertungsart einzuführen. Es ist das Ziel, nur an wenigen, wichtigen Punkten eine manuelle Spaltgrößenmessung durchzuführen.

Datenprozessierung für die Spaltvisualisierung

Die hier angewandte Datenbearbeitung findet ihren Ursprung in der Arbeit von Zabler u. a. [66]. Im Gegensatz zu dem alten Verfahren werden nun alle einzelnen Programme in einem semiautomatischen Prozess zusammengefasst. Die Bedienung ist über ein grafisches Interface leicht durchführbar. Mithilfe eines neuen Ansatzes konnte zusätzlich die Störanfälligkeit der Fitalgorithmen bei Probenverkipungen behoben werden. Außerdem ist nun auch eine Auswertung mehrerer tomographischer Messreihen möglich. Das detaillierte Flussdiagramm der in dieser Arbeit optimierten und angewendeten Datenprozessierung ist im Anhang in Abbildung A.1 präsentiert.

Technisch gesehen, erfolgt bei diesem Verfahren nach verschiedenen Anpassungs- und Vorbereitungsschritten im Wesentlichen eine Abwicklung der konischen IAC-Grenzfläche mithilfe einer Koordinatentransformation. Auf Grund von vielfältigen Effekten²⁶ genügt eine einzelne Abwicklungsschicht hierbei nicht. Daher wird auch der Umgebungsbereich komplett erfasst.

Anfangs wurde in der Einführung eine einfache Grenzflächenbewertung gewünscht. Dafür soll hier ein Methode, die sogenannte Gapmap eingeführt werden, welche im Folgenden als stehender Begriff verwendet wird. Diese Gapmap ermöglicht eine einfache Vergleichbarkeit über einen Wert. Wie diese Gapmap definiert ist wird im folgenden Kapitel beschrieben.

Spaltvisualisierung über eine Gapmap

Die Gapmap-Methode soll eine einfache IAC Grenzflächenbewertung ermöglichen. Da diese Grenzfläche nicht mit Regelgeometrien erfasst werden kann muss ein geeignetes Maß, das mit der Spaltgröße korrelierbar ist, gefunden werden.

Normale Mittelungsverfahren wie das arithmetische Mittel, das Minimal-

²⁶ Ursächlich hierfür sind beispielsweise eine deformierte oder geöffnete IAC-Grenzfläche oder die weitreichende Ausprägungen des Inline-Phasenkontrastinterferenzmuster.

oder das Maximalwertverfahren bieten kein korrektes Maß für die in Abbildung 3.4 präsentierten Erscheinungsbilder der unterschiedlichen Spaltgrößen. Hierfür hat sich die **Standard-Deviation (STD)** als geeignet bewährt. Die **STD** errechnet sich wie folgt:

$$\text{STD} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N |x_i - \underbrace{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i}_{\text{Arithmetisches Mittel}}|^2}. \quad (3.18)$$

Die **STD** wird entlang der z-Achse der erstellten konischen Schichtabwicklungen des **IAC** berechnet. Bei genauer Betrachtung der Phasenkontrastinterferenzmuster fällt ein nützlicher Seiteneffekt auf (siehe Abbildung 3.4, Bildteile b) und c)): So steigt parallel zu dem lateralen Abstand die Amplitude. Dieser Amplitudenanstieg wird genutzt. Der Verlauf der Standardabweichung in Abhängigkeit von der simulierten Spaltgröße ist in Abbildung 3.7 dargestellt.

Bei gründlicher Betrachtung von Abbildung 3.4, Bildteil d) fällt auf, dass

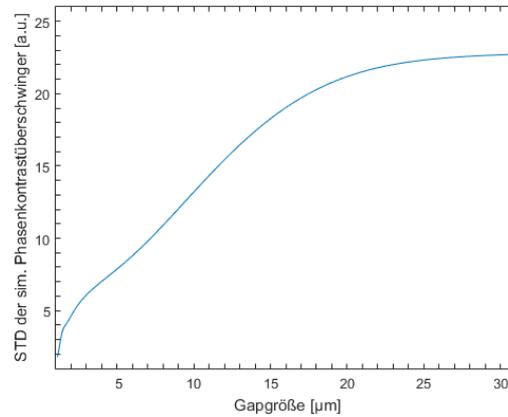


Abb. 3.5: Dargestellt ist die Standardabweichung von simulierten Phasenkontrastinterferenzmuster in Abhängigkeit von der Spaltgröße des **IAC** (Spaltgröße). Die Simulation erfolgte anhand des in Kapitel 3.3 beschriebenen Verfahren.

sich bei großen Spaltgrößen zusätzliche Schwankungen ausprägen und die Amplitude nicht mehr wesentlich steigt. Ebendiese Einschränkung bewirken bei Spaltgrößen $\gtrsim 15 \mu\text{m}$ eine Abkehr von dem linearen Relationsverhältnis (siehe Abbildung 3.5). Für Spaltgrößen $< 1 \mu\text{m}$ ist ebenfalls ein nichtlineares Verhältnis zu beobachten. Somit ist anhand von Abbildung

3.5 gut zu erkennen, dass die Auftragung der Standardabweichung ein gutes Maß für die relative Aussage über die Spaltgröße darstellt²⁷.

3.5 In-situ-Fatigue-Untersuchung von Zahnimplantaten

Technischer Aufbau

Für die In-situ-Untersuchungen von Zahnimplantaten musste ein völlig neuer Aufbau entworfen und entwickelt werden. Die eigens konstruierte und realisierte Apparatur ist in Abbildung 3.6 sowohl als Fotografie als auch als CAD-Rendering zu sehen.

Generell müssen bei der Auslegung spezielle Anforderungen berücksichtigt werden, die sich wie folgt auflisten lassen:

- dynamische Kraftapplikation mit kurzen Umkehrzeiten,
- steuerbare automatische Kraftapplikation (ohne manuelle Betätigung von Schrauben etc.),
- Wiederholfrequenzen bis 15 Hz,
- Testnorm für die Fatigue-Prüfung von Zahnimplantaten (DIN EN ISO 14801:2007),
- Kraftapplikation bis ca. 600 N,
- Montierbarkeit in CT-Aufbauten von Synchrotron-Strahllinien,
- Beachtung der Gewicht- und Schwerpunktgrenzen der meist luftgelagerten Drehtische der Strahllinie,
- Steuerung für verschiedenen Aufnahmen und Kraftapplikation-Modi,
- CT-geeignete bzw. röntgentransparente Montage zwischen Bodenplatte und Aufbau-

Die Testnorm (DIN ISO EN 14801:2007) wird als Basis verwendet, um eine Vergleichbarkeit der In-situ-Ergebnisse mit den übrigen Fatigue-Messungen zu ermöglichen. Aus dieser Prüfnorm wurden die wesentlichen Punkte übernommen:

1. Krafteinwirkung von 30°,

²⁷ Voraussetzung ist, dass die Spaltgröße im Bereich von 1 μm bis 15 μm liegt.

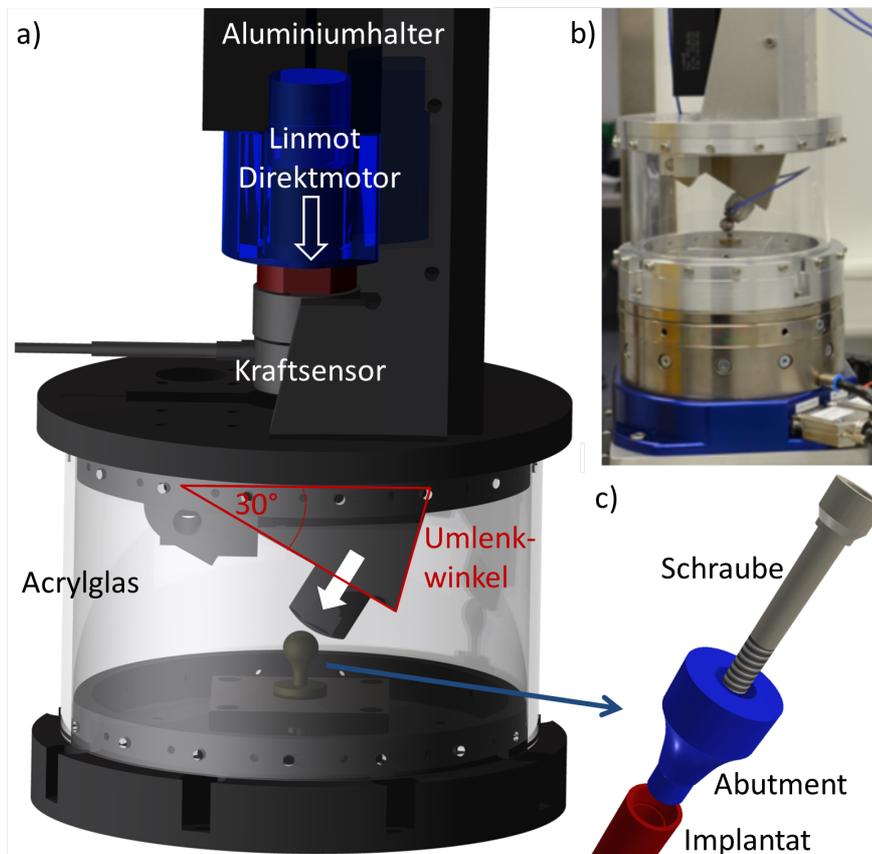


Abb. 3.6: Aufbau der In-situ-Fatigue-Maschine. a) Beschriftung der wichtigsten Komponenten, b) Fotografie der dynamischen In-situ-Fatigue-Maschine, montiert auf einem luftgelagerten Drehtisch, c) exemplarische CAD-Explosionszeichnung der untersuchten Zahnimplantate, aus [60].

2. Wiederholfrequenzen von 2-15 Hz,
3. sinusförmige Kraftapplikation,
4. 10 %-Offsetkraft (Druck).

Entgegen der in der Prüfnorm skizzierten Schrägstellung der Probe sowie der vertikalen Kraftapplikation wurde eine senkrechte Probenorientierung gewählt. Bei einer schrägen Anordnung der Probe befindet sich bei vielen Projektionen der Tomographie ein Teil der Probenhalterung im Sichtfeld, was zu einer zusätzlichen Schwächung der Röntgenintensität führt. Des Weiteren würde durch die Probenschragstellung ein größeres

Sichtfeld benötigt, welches aber meist durch die gewählte Detektorauflösung ($2,75 \mu\text{m}$) und Chipgröße (2016 x 2016 Pixel) auf ca. 5,5 mm limitiert ist.

Die Probenlage zu verändern, ist eine unabdingbare Entscheidung, da eine Basisforderung darin bestand, die Zahnimplantate mittels Tomographie zu untersuchen. Andere zerstörungsfreie Prüfmethode können nicht die inneren Prozesse in der IAC-Grenzfläche bei der geforderten Fatigue-Ermüdung darstellen.

Für die Positionierung der Bauteilkomponenten ist wegen der mechanischen Belastbarkeit der Drehtische auf eine zentrierte Anordnung zu achten. Um eine um 30° verkippte Anordnung des Motors und die daraus resultierende extreme Verschiebung des Schwerpunktes zu vermeiden, wird ein Umlenkwinkel verwendet. Da die Kraftapplikation vom Motor auf den Umlenkwinkel sowie von diesem zum Implantat unter unterschiedlichen Abständen zum Drehmittelpunkt (Hebel) erfolgt, ist nach dem Hebelgesetz ein Faktor von 1,5 zu beachten. Daher gilt für F_{Impl} :

$$F_{\text{Impl}} = \frac{2}{3} \cdot F_{\text{Motor}}. \quad (3.19)$$

Die Anordnung der Bauteile (Motor, Sensor usw.) ist so gewählt, dass diese oberhalb der Probe angeordnet sind, da der Platz unter Probe bzw. Röntgenstrahl meist nur auf wenige Zentimeter begrenzt ist. Somit werden die Kabel und Stromversorgungen nach oben abgeführt. Um den Konstruktionsaufwand gering zu halten, wird auf eine elektrische Drehdurchführung der Kabel verzichtet. Dies hat zur Folge, dass maximal eine Drehung durchgeführt werden kann. Für die anvisierten Rotationsgeschwindigkeiten genügt es, eine Beschleunigungsstrecke von $\approx 5 - 10^\circ$ zu wählen. Folglich kann gut eine CT mit einer 180° -Drehung durchgeführt werden. Der gesamte Aufbau wiegt 12 kg.

Bei der Wahl des Aktors entschied man sich für einen Direktmotor. Dieser Motorentyp zeichnet sich besonders durch seine schnelle Umkehrgeschwindigkeit und Beschleunigung aus, welche für die Wiederholfrequenzen von bis zu 15 Hz benötigt werden. Das Modell wurde so gewählt, dass am Implantat Kräfte von bis zu 600 N realisierbar sind. Die Recherche führte zur Wahl des „P01-48x360“ von „NTI AG LinMot & MagSpring“ aus der Schweiz. Da die Bewegung und die Ausübung der Kraft bei dieser Motorenklasse direkt über die Bestromung von Spulen erfolgen, geht der Betrieb bei großen Dauerkräften meist mit einer hohen Hitzeerzeugung einher. Im Laufe der Experimente hat es sich gezeigt, dass eine Fatigue-Tomographie von mehr als 500 N bei einer CT-Dauer von ca. 1,6 min zu einer stetigen Erhöhung der Temperatur führt, sodass die Sicherheitsregeln des Motorsteuergeräts einen Abbruch bewirken. Die für diesen Fall

empfohlene und eingebaute Belüftung des Aktors erbringt nicht genügend Kühlleistung. Eine Umstellung auf eine wasserbasierte Kühlung ist durchaus möglich, hier kann aber darauf verzichtet werden, da bei den Standardmesszyklen keine so hohen Kräfte genutzt werden.

Die Kräfte werden mittels eines DC-Kraftsensors²⁸ (Typ: 8435, Burster, Deutschland) gemessen. In Kombination mit einer speziellen Highspeed-Ausleseinheit stellt dies die geeignete Messmethode für die zu erreichenden Kräfte von bis zu 1000 N dar. Ein zuvor verwendeter, auf zyklische Kraftapplikationen spezialisierter, piezoelektrischer Kraftsensor hat sich als gänzlich ungeeignet erwiesen. Das Problem hierbei besteht in der laut Prüfnorm zu verwendenden Offsetkraft (10 % von F_{\max}). Diese ist nach kurzer Zeit nicht mehr messbar, weshalb eine automatische, kraftgesteuerte Steuerung nicht erfolgen kann. Eine manuelle Einstellung der Motorenparameter erweist sich als unpraktikabel, vor allem da diese Problematik bei DMS-basierten Kraftsensoren nicht besteht.

Steuerung

Da die Einzelkomponenten von unterschiedlichen Herstellern stammen, muss ein umfassendes Steuerungssystem erstellt werden. Eine Skizze hiervon ist in Abbildung 3.7 zu sehen.

Die Aufgaben des Steuerungssystems bestehen in:

1. der Regelung der Kraftapplikation,
2. der Auswahlmöglichkeit verschiedener Kraftkurven,
3. der Akquisition einer CT und
4. der Steuerung des kompletten Messzyklus über mehrere Kraftstufen hinweg.

All diese Bestandteile werden mit LabView (NI, USA) realisiert, so dass ein kompletter Messzyklus durchgeführt und aufgenommen werden kann. Es besteht somit über die selbsterstellte Steuerung stets die Möglichkeit, verschiedene individuelle Messzyklen zu fahren.

Messzyklen

Die wesentliche Aufgabe der In-situ-Fatigue-Prüfung ist die Untersuchung innerer Prozesse von Zahnimplantaten unter mechanisch-zyklischer Belastung. In dem Versuchsteil der Langzeit-Fatigue, welche in Kapitel

²⁸ konkret war es ein [Dehnungsmessstreifen \(DMS\)](#)-Kraftsensor.

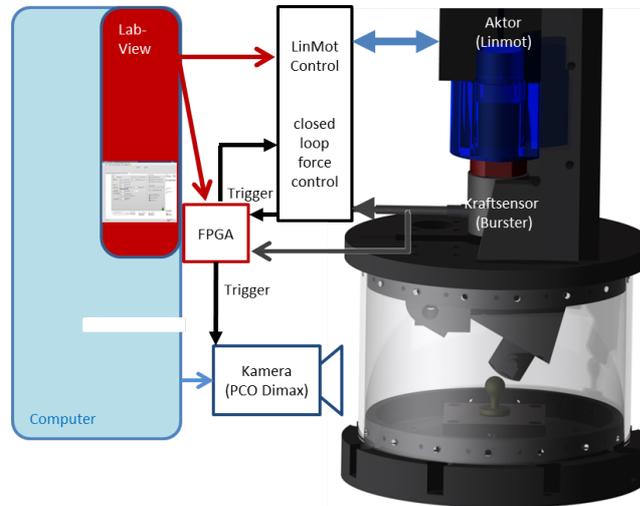


Abb. 3.7: Darstellung der Steuerung der In-situ-Fatigue-Apparatur. Kommunikation, die mittels LabView erfolgt, ist rot dargestellt, Kommunikation auf Basis von 5V **Transistor-Transistor-Logik (TTL)** ist schwarz, die Messwerte des **DMS-Kraftsensors** (0-10V) sind grau. Die generelle Steuerung der Kamera erfolgt über einen getrennten Rechner, das Auslösen hingegen über eine **TTL-Logik**.

4.2 erläutert wird, wird mit konstanter Kraftamplitude die zyklische Belastung durchgeführt. Für die Erweiterung der ganzheitlichen Untersuchung von Zahnimplantaten wird in der In-situ-Fatigue-Untersuchung ein individueller Messzyklus verwendet.

Die zwei wesentlichen Komponenten des Messzyklus sind die technisch herausfordernde, tomographische Darstellung während der Fatigue-Ermüdung und die Laststeigerung der mechanischen Beanspruchung. Mithilfe dieser individuellen Anpassung kann ein breites Spektrum in der Zahnimplantatuntersuchung abgedeckt werden. Der verwendete Messzyklus ist in Abbildung 3.8 schematisch dargestellt.

In der Abbildung ist die stufenweise Steigerung der Kraft nach 15.000 Zyklen zu sehen. Je Kraftstufe wurden 5000 Zyklen durchgeführt und dann erst die 10 Tomogrammaufnahme für die folgenden 1000 Zyklen gestartet. Die Vorerärmungszyklen werden „Prefatigue“ genannt und dienen dazu, die anfänglichen, schnellenmechanischen Veränderungen des Implantatsystems von der Tomographie zu trennen. Dem liegt zugrunde, dass sich das Implantatsystem während einer **CT** in einem stationären Zustand befinden muss. Eine Veränderung des Objektes würde in der Rekonstruktion Bewegungsartefakte bewirken und sich über eine gemin-

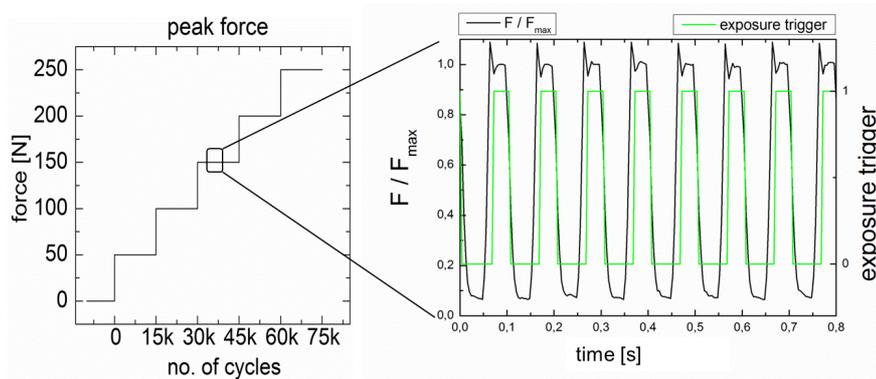


Abb. 3.8: Darstellung des Fatigue-Messzyklus mit Kraftsteigerungstufen. Der zweite Teil repräsentiert exemplarisch die gemessene zyklische Kraftkurve mit dem Triggersignal (grün), welches die Kameraaufnahmen für die CT-Akquisition initiiert, aus [60].

derte Datensatzqualität indirekt bemerkbar machen. Im Umkehrschluss gilt folgerichtig, wenn der Tomographiedatensatz von der reinen visuellen Betrachtung her eine gute Datenqualität²⁹ aufweist, beziehungsweise wenn keine Bewegungsartefakte beobachtbar sind, hat sich das Probensystem während der Tomographie nicht verändert.

In dem als Vergrößerung dargestellten Bildteil ist die gemessene zyklische Kraftapplikation mit dem Triggersignal für die Bildakquisition zu sehen. Die Aufnahme beginnt bei der steigenden Flanke und dauert die bei der Kamera eingestellte Belichtungszeit (z. B. 10 ms) an. Die darauffolgende Belichtung erfolgt erst wieder bei der nächsten steigenden Flanke des TTL-Signales³⁰. Somit wird bei jedem Kraftmaximum ein Bild der Tomographie aufgenommen. Dieses stroboskopische Verfahren ermöglicht die anvisierte In-situ-Fatigue-CT von Objekten. Es ist folglich nicht mehr notwendig, für die Tomographie eine konstante Kraft zu halten und die Messung somit unter statischen Bedingungen vorzunehmen, wie es bei Buffiere u. a. [15] gemacht wird. Bei anderen Arbeiten wurde sogar die Probe aus der Fatigue-Maschine ausgebaut und im Anschluss mit und ohne Last gemessen [26]. Diese Methoden sind selbstverständlich auch möglich, aber nicht mehr nötig.

Es ist bei In-situ-Fatigue-Aufnahmen immer wieder ein Problem die Bewegungsunschärfe in den Projektionen zu vermeiden. Diese wird durch die schnellen mechanischen Belastungszyklen hervorgerufen. Verschiedene Varianten zur Verbesserung der Ergebnisse wurden ausprobiert, wel-

²⁹ Als Parameter eignet sich beispielsweise der Profilverlauf einer Kante.

³⁰ TTL ist eine 5 V-standardisierte Schaltungstechnik für logische Schaltungen.

che im Anhang in Kapitel C.2 detailliert vorgestellt werden. Das umfasst eine mechanische Versteifung der Probenkonstruktion und Anpassungen bei der Regelung.

Als zielführend hat sich bei den technisch anspruchsvollen, hohen Kraftamplituden eine weggesteuerten Fatigue-Ermüdung mit ein Fehlerschwankung der Kraftamplitude um nur $\approx 3\%$ erwiesen. Da dies eine akzeptable Fehlergröße ist, wird die weggesteuerte Messmethode als bestmöglicher Entwicklungsstand betrachtet und verwendet.

Rekonstruktion und Darstellung

Die aufgenommenen Tomogramme werden mit der Rekonstruktionssoftware „Octopus“ (InCT, Belgien) berechnet. Der Rekonstruktion von Parallelstrahl-Tomogrammen durch diese Software liegt die FBP-Methode zu Grunde, für Details zur FBP sei auf das Kapitel 2.6 verwiesen. Ein

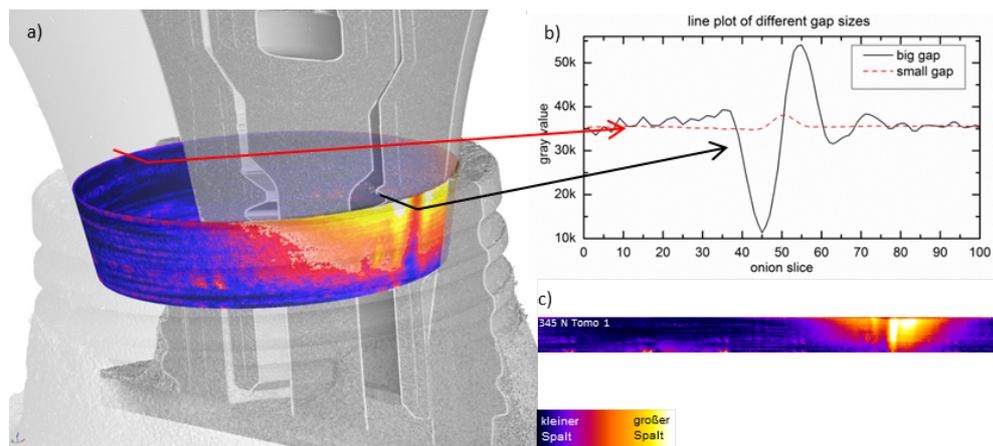


Abb. 3.9: Exemplarische Darstellung einer In-situ-Fatigue-Messung eines Zahnimplantates (Nobel Active, Nobel Biocare, Schweiz) unter verschiedenen Gesichtspunkten. a) 3D-Rendering mit Sagittalschnitt für die Erkennbarkeit der inneren Struktur. Die exakte 3D-Orientierung der Gapmap der IAC-Grenzfläche ist farbig dargestellt. b) Linienprofile über zwei unterschiedliche Spaltgrößen zur deutlichen Visualisierung der Kontrastinterferenzmuster an der IAC-Grenzfläche, c) 2D-Darstellung dieser Gapmap (in den folgenden Kapiteln die bevorzugte Darstellung).

exemplarisch rekonstruiertes Volumen ist in Abbildung 3.9 a) dargestellt (grau). Zusätzlich wurde ein sagittaler Schnitt für eine bessere Erkennbar-

keit der inneren Struktur vorgenommen. Die übrigen Bildteile visualisieren zusammenfassend unterschiedlichste Aspekte der Auswertung. In b) sind die Grauwertprofile an zwei Position des IAC dargestellt. Über die Pfeile wird die exakte Lage der Phasenkontrastinterferenzmuster visualisiert, die die Untersuchung des Spalts ermöglichen. Bildteil c) präsentiert die ganzheitliche qualitative Gapmap.

Die Analyse der interessanten IAC-Grenzfläche erfolgt über die in Kapiteln 3.4 und 3.4 vorgestellten Verfahren. Diese ist als 2D-Bild in 3.9 c) in der Fire-Look-up-Table. (LUT)³¹ koloriert. Die Namensgebung beruht auf der einfachen Visualisierung der Lage und der qualitativen Größe des Mikrospalts an der IAC-Verbindungsfläche. Die Qualität der Grenzfläche des untersuchten Zahnimplantats ist anhand der exakt positionierten Gapmap in Abbildung 3.9 a) über das 3D-Rendering veranschaulicht.

3.6 Langzeit-Fatigue-Untersuchung von Zahnimplantaten

Der Schwerpunkt der durchgeführten Langzeitstudie lag auf der breitaufgestellten Vergleichsuntersuchung von konischen Titan-Zahnimplantaten mit dem Fokus auf der mechanischen Ermüdung (Fatigue). Auf Grund der Vielzahl an Proben erfolgte die Ermüdung nicht durch Anwendung der in Kapitel 3.5 vorgestellten In-situ-Fatigue-Maschine. Für die Studie wurden 4 verschiedene Implantattypen mit jeweils 8 Exemplaren ausgewählt, die von den Herstellern auf kommerziellen Weg erworben wurden. Es wurden folgende Implantattypen verwendet:

1. Ankylos (AN) (Dentsply International, USA),
2. Astra (AS) (Dentsply International, USA),
3. NobelActive (NA) (Nobel Biocare, Schweiz),
4. Bonelevel (BL) (Straumann, Schweiz).

Durch die Untersuchung von 8 baugleichen Implantaten konnte eine statistisch fundiertere Aussage getätigt werden. Folglich sind in der Studie 32 Implantate enthalten. Fotografien der verschiedenen Typen sind in Abbildung 3.10 zu sehen.

In den Bildteilen a) und b) ist die standardmäßig verwendete Halterung

³¹ Die Fire-LUT ist eine Falschfarbendarstellung, welche die Farben Weiß, Gelb, Orange, Rot, Lila, Blau und Schwarz beinhaltet. Auf diese Weise können feinere Nuancen als in einer einfachen Grauwertdarstellung präsentiert werden.

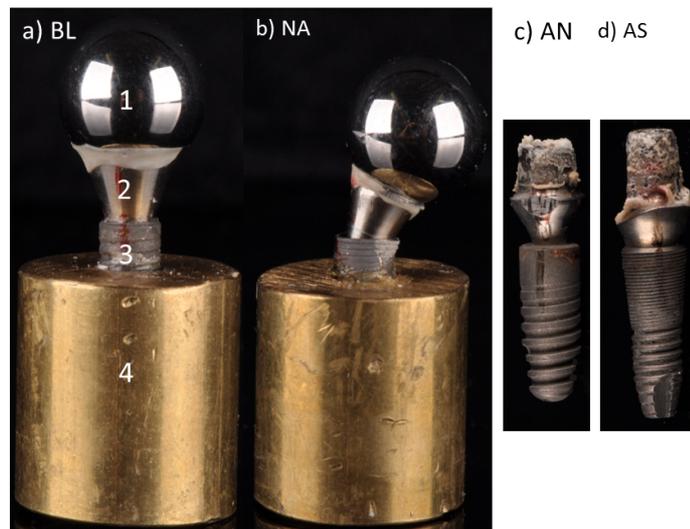


Abb. 3.10: Fotografien der verwendeten Proben nach den Versuchen. In c) und d) sind diese aus dem Messinghalter entfernt. Die Einzelkomponenten sind (1) Edelstahlkugel, (2) Abutment, (3) Implantat und (4) Messinghalter.

zu sehen. Diese besteht aus einem Messingzylinder, aus dem die Implantatschulter³² 3 mm herausragt. Zur Fixierung wird ein kaltpolymerisierender Drei-Komponenten-Kunststoff (Technovit 4000, Heraeus Kulzer, Deutschland) verwendet. Die anderen Bilder zeigen die Implantate Ankylos und Astra Tech in ihrem zusammengebauten nativen Zustand. Erwähnenswert ist noch in Abbildung 3.10 der Bildteil b), da hier ein geschädigtes Nobel-Active-Implantat abgelichtet ist. Darauf wird gesondert in Kapitel 4.4 Abbildung 4.24 eingegangen.

Für die Studie wurden die Implantate unter sterilen Bedingungen entsprechend den Herstellerangaben zusammengesetzt. Dabei wird das Abutment in das Implantat gesteckt und mit der Implantatschraube fixiert. Für die dynamischen Ermüdungen wird ein „Kausimulator“ von Willytec (Deutschland) verwendet. Die Ermüdung ist in einem Winkel von 30° ($\pm 2^\circ$) zur Vertikalen montiert.

Der gesamte Arbeitsablauf der Langzeitermüdungsstudie ist in Abbildung 3.11 skizziert. So wurden vor Beginn der Ermüdung am Synchrotron Radiographien aller Implantate angefertigt, um den unbeeinflussten Zustand zu dokumentieren. Anschließend werden in dem Kausimulator 100 k Zyklen appliziert. Die Veränderungen werden in einer Synchrotron-

³² Die Implantatschulter ist das obere Ende des Zahnimplantates (mattes Grau), welches meist einen horizontalen Abschluss hat, vergleichbar zu einer Schulter.



Abb. 3.11: Arbeitsablaufskizze mit den Ermüdungskampagnen (Uniklinik Freiburg) (roter Kasten) und den Synchrotron-Messzeiten (ESRF, Frankreich und Bessy, Deutschland) (blauer Kasten). Mit N wird die untersuchte Probenanzahl angegeben, nach [62].

Messkampagne festgehalten (Tomographien). Dieser schließen sich weitere 100.000 Ermüdungszyklen mit anschließender Messkampagne an (ebenfalls Tomographien). Der letzte und größte Ermüdungszyklus besteht aus 800 k Zyklen. In der letzten Synchrotron-Messkampagne werden wieder mittels Tomographien die Veränderungen detektiert. Allerdings ist hierbei am Ende bei den extra durchgeführten zyklischen Messungen aufgrund eines Bedienungsfehlers ein weiteres Implantat ausgefallen. Eben dies ist in Abbildung 3.10 b) abgebildet.

Die dynamische Ermüdung erfolgt in Anlehnung an die Prüfnorm „DIN ISO EN 14801:2007“. Konkret wird in der Freiburger Maschine die Belastung über Gewichte von 10 kg angewandt, welche über einen Schrittmotor angehoben werden. Daher resultiert in einer mechanischen Fatigue-Belastung von $\approx 98 \text{ N}$.

Für die Veranschaulichung der Implantatgeometrien der untersuchten Proben sind in Abbildung 3.12 sagittale Tomographieschnitte abgebildet. Die Implantate sind größtenteils zylindersymmetrisch, sodass die sagittale Darstellung einen guten Eindruck vermittelt. Die drei Bestandteile (Implantat, Abutment und Schraube) eines jeden Zahnimplantates sind entsprechend beschriftet. Ebenso ist die Grenzfläche zwischen Implantat und Abutment (IAC) rot hervorgehoben.

Wie bereits erwähnt, sind die Zahnimplantate nicht komplett zylindersymmetrisch. So ist bei allen Implantaten unterhalb der Implantat-Abutment-Grenzfläche (IAC) eine eckige Form vorzufinden, welche als Rotationsindex bezeichnet wird. Mit diesem soll eine Drehung des Abutments beim Kauen verhindert werden, welche negative Folgen für die darauf montierte Krone und die benachbarten Zähne haben würde.

Die in dieser Studie verwendeten konischen, titan-basierten Zahnimplantate haben leicht unterschiedliche Formparameter. Für einen besseren Überblick sind diese in Tabelle 3.2 zusammengefasst.

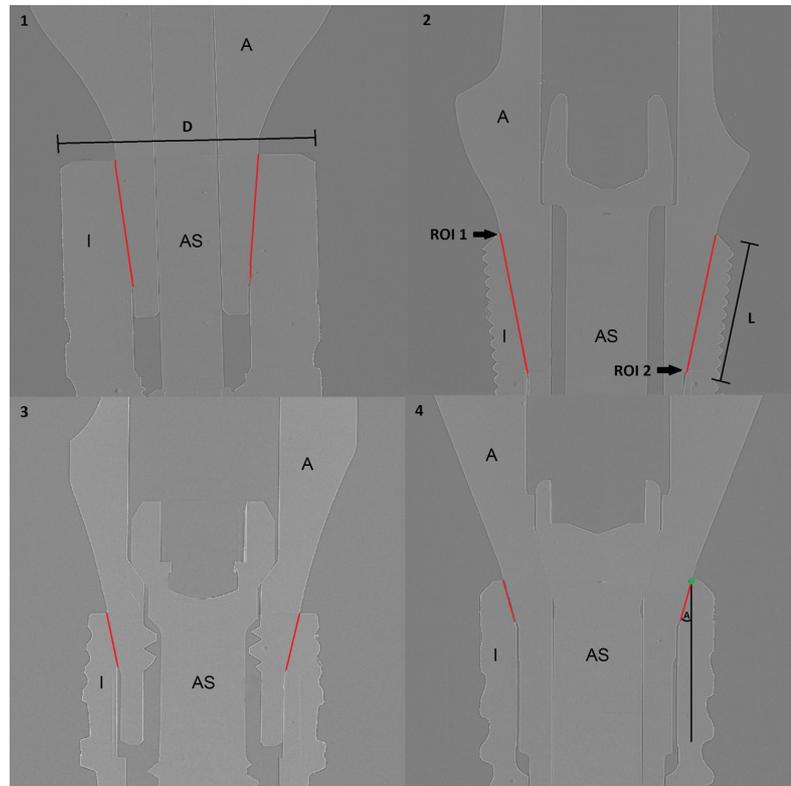


Abb. 3.12: Übersicht über die untersuchten Implantattypen. Dargestellt sind die sagitalen Schnitte eines jeden Typus. (1) Ankylos, (2) Astra Tech, (3) Nobel Active und (4) Bone Level. (I)mplantat, (A)butment, (AS)-Abutmentschraube, (D)urchmesser des Implantates und (L)änge der IAC Berührungsfläche. Bei Region of Interest (ROI) 1 und ROI 2 erfolgt die Spaltgrößenbestimmung, nach [62].

	Durchmesser, [mm]	Länge, [mm]	Konuswinkel, [°]	IAC-Länge, [mm]
Ankylos	4,5	11	5,7	1,84
Astra Tech	4,5	11	10,9	2,51
Nobel Active	4,3*; 4,5	11,5	11,7	0,85
Bone Level	4,1	12	15	0,72

Tab. 3.2: Formparameter der konischen Titan-Zahnimplantate.

(*) Dieser Durchmesser ist an der Implantatschulter gemessen, weiter unten ist das Implantat breiter.

Wesentliche Unterschiede zwischen Implantat und Abutment existieren in den Winkeln der konischen Verbindungsflächen und in der Länge ebendieser.

Die für die Analyse des Fatigue-Verhaltens erhobenen Spaltgrößen werden an zwei Punkten bestimmt, diese sind in Abbildung 3.12 mit „ROI1“ und „ROI2“ markiert. Die verwendeten Verfahren zur Spaltgrößenbestimmung sind in Kapiteln 3.3 (für Radiographiedaten) und 3.3 (für Tomographiedaten) erklärt. Die betrachteten Punkte werden in Kapitel 4.2 entsprechend ihrer Lage in dem IAC mit „oben“ und „unten“ bezeichnet. Der Punkt „ROI1/oben“ ist aufgrund der Hebelwirkung bei schräger Krafteinwirkung und der folglich zu erwartenden maximalen Spaltgröße von besonderem Interesse. Eine analoge Argumentationskette erfolgt für den zweiten Punkt („ROI2/unten“).

3.7 Simulationen von Zahnimplantaten

Die Beobachtung eines Mikrospalts an der IAC konnte mit den in den vorherigen Kapiteln beschriebenen Methoden ausführlich durchgeführt werden. Um der experimentellen Betrachtung eine weitere Facette hinzuzufügen, ist es das Bestreben dieses Untersuchungsteils, eine Simulation des Implantatkomplexes vorzustellen und durchzuführen. Ziel ist es, zu überprüfen, ob ein Mikrospalt auch im Modell bei einer Simulation der physiologischen Versuchsbedingungen zu beobachten ist. Die Ergebnisse sind in Kapitel 4.3 aufgeführt. Vorbereitend soll in diesem Kapitel die angewandte Methode vorgestellt werden.

Die Herangehensweise bei dieser Simulation lässt sich in folgende Themenblöcke unterteilen:

1. Nachbau des Implantatsystems,
2. Simulation der statischen Belastung,
3. Vermessung des Mikrospalts unter verschiedenen Lasten,
4. Vergleich mit experimentellen Messungen,
5. weitere über den Mikrospalt hinausgehende Beobachtungen und Schlussfolgerungen aus den Simulationsdatensätzen.

Als Simulationsverfahren wird die **Finite-Elemente-Methode (FEM)** verwendet³³. Diese wird über ein Erweiterungspaket des CAD-Programms

³³ Teilweise wird diese Methode auch als **Finite-Elemente-Analyse (FEA)** bezeichnet.

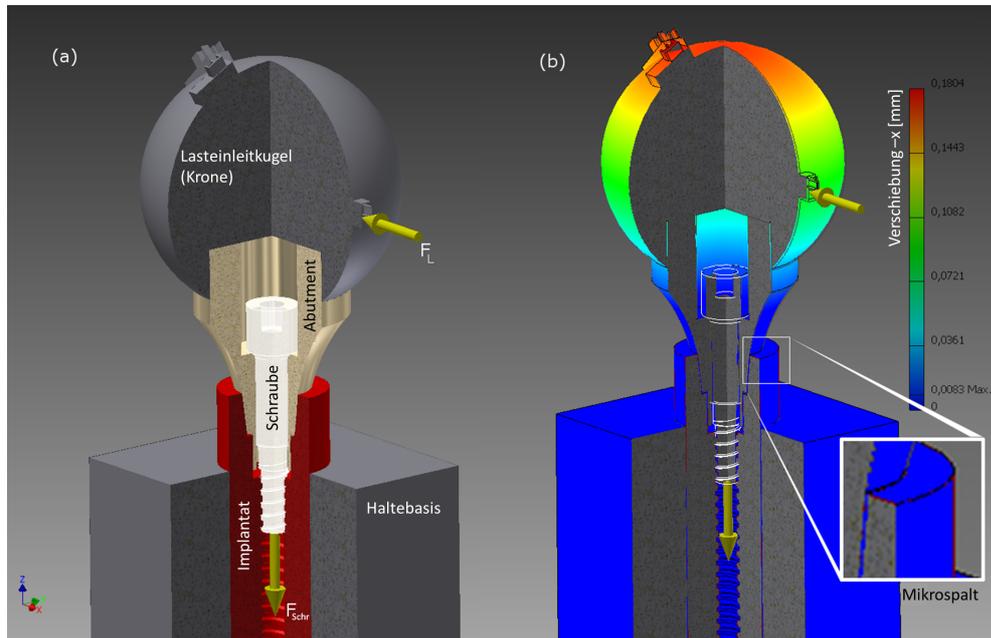


Abb. 3.13: Dargestellt ist das erstellte CAD-Modell des Implantatsystems (a). Die Last (F_L) wirkt an den markierten Stellen. In Bildteil (b) ist das Resultat der Simulation bei einer Last von $F_L = 100\text{ N}$ mit dem Fokus der Verschiebung in x-Richtung dargestellt, aus [61].

Inventor 2015 (Autodesk GmbH, Deutschland) durchgeführt. Der Vorteil dieser Software ist neben der einfachen Verfügbarkeit des Programms die Möglichkeit, ein Modell des Zahnimplantats über ein CAD-Modell zu schaffen, ohne dabei einen Softwarewechsel durchführen zu müssen. Für die Erstellung des CAD-Modells wurden die wesentlichen Kenngrößen eines experimentellen Implantatsystems verwendet. Dieses unterscheidet sich kaum von den übrigen Implantaten, ist allerdings anders die in der Hauptstudie (siehe Kapitel 4.2) verwendeten nicht kommerziell erhältlich. Wie angedeutet, wird das CAD mit den korrekten Durchmessern, Konuswinkeln und Rotationsindexlängen erstellt. Die konkreten Maße wurden den experimentellen Radiographien entnommen und sind in Tabelle 3.3 aufgelistet.

Das erstellte CAD-Modell ist in Abbildung 3.13 a) dargestellt und beschriftet. In dieser Darstellung sind an der oberen Kugel viereckige Elemente zu erkennen, die der einfachen Handhabung bei der simulierten Krafteinleitung dienen. Um die Fixierungsfunktionalität der Schraube korrekt in die Simulation einzubinden, wurde eine Schraubkraft errech-

Implanatsystem	Konuswinkel	Hebelwinkel	Durchmesser IAC	Länge IAC	Implantatdurchmesser	Schraubendurchmesser	Rotationsindexlängen
ECI	7,5°	66,2°	3,0 mm	1,7 mm	4,3 mm	1,6 mm	0,62 mm

Tab. 3.3: Geometrische Parameter des in der Simulation verwendeten Implantates. Der hier verwendete Implantattyp wird in dieser Arbeit als ECI („Experimental Conical Implant“) bezeichnet.

net. Ausgegangen wird hierbei von dem Anzugsdrehmoment der Schraube, welches bei ca. 15 Ncm liegt. Ebenfalls ist der Reibungskoeffizient zweier Ti-Bauteilen mitberücksichtigt. Unterschieden wird zwischen dem Gewindereibungskoeffizient μ_G und dem des Schraubenkopfs μ_K . μ_G und μ_K wurden auf 0,5 gesetzt, diese Werte sind Abkowitz u. a. [1] entnommen. Basierend auf den Reibungsuntersuchungen von Simon Zabler ist festzuhalten, dass 0,5 die obere Grenze für den Reibungskoeffizienten darstellt. Die Schraube wird beschrieben durch die Gewindesteigung $P = 0,35$ mm und den Flankendurchmesser $d_2 = d_1 - 0,64952 \cdot P = (1,5 - 0,23)$ mm = 1,27 mm. Der Mittelwert des inneren und des äußeren Reibungsrings zwischen Schraubenkopf und Abutment wird über den Faktor $D_{Km} = \frac{d_w + D_{Ki}}{2} = 1,95$ mm dargestellt. Mit M_A wird das Anzugsmoment der Schraube berücksichtigt. Als letzter Parameter hat der Winkel $\alpha = 32^\circ$ des abgeschrägten Schraubenkopfes Einfluss auf die Berechnung der Schraubenkraft F_{Schr} .

$$F_{Schr} = M_A \left(0,16 \cdot P + 0,58 \cdot d_2 \cdot \mu_G + \cos(\alpha) \cdot \frac{D_{Km}}{2} \mu_K \right)^{-1} \quad (3.20)$$

Über die aufgelisteten Parameter und die Gleichung 3.20 lässt sich die Fixierungsfunktionalität der Schraube über eine virtuelle Kraft von 179,54 N substituieren. Da, wie zuvor erwähnt, die Reibungskoeffizienten in Versuchen stets kleiner als die angenommenen 0,5 waren und die Anzugsmomente bei vergleichbaren Implantattypen auch deutlich kleiner ausfallen, wird nur eine virtuelle Schraubenkraft von $F_{Schr} = 120$ N angenommen. Dies entspricht einem Anzugsmoment von $M_A = 10$ Ncm. Für die Validierung dieser Veränderung wird die Auswirkung der Schrau-

benkraft ebenfalls simuliert, hier sei auf das Kapitel 4.3 und speziell die Abbildung 4.18 verwiesen. Die Schraubenkraft ist in Abbildung: 3.13 a) im unteren Bereich über den gelben Pfeil dargestellt.

Für die FEM-Simulation wurden die speziellen Materialkennwerte der Titanlegierungen verwendet. Der Implantatrumpf besteht aus CP-Titan Grade 4, die Schraube und das Abutment hingegen aus Titan Grade 5 (ELI). Die konkreten Werte sind in Tabelle 3.4 aufgelistet. Für die

Material	Elastizitätsmodul [GPa]	Schubmodul [GPa]	Poissonzahl	Reibungskoeffizien	Streckfestigkeit [MPa]
CP-Ti Grade 4	105	40	0,37	0,5	483
Ti Grade 5 ELI	114	44	0,342	0,5	795

Tab. 3.4: Tabelle der für die Simulation verwendeten Materialkennwerte. Diese Werte sind der Materialdatenbanken ASTM F-136 und F-67 entnommen.

FEM-Simulation werden die Bauteile in feine Maschen unterteilt. Diese Volumenelemente haben eine Größe von 0,1 mm. An unkritischen Stellen wird die Netzgröße lokal weniger fein auf 0,3 mm gesetzt, um die Berechnungszeit der Simulation nicht künstlich zu erhöhen. Im Inventor wird für die Netzelemente ein massives Tetraeder vom Typ 10 verwendet. Speziell entspricht dies vier physikalischen Punkten und zehn Knoten für die Interpolation (siehe [64]). Die Kontaktbedingungen der Implantatkomponenten (Implantat, Abutment und Schraube) zueinander werden als getrennt definiert, da dies der Realität entspricht und so eine gegenseitige Bewegung ermöglicht wird. Die Lasteinleitkugel und der Messingzylinder werden als starr verbunden angenommen. Diese Annahmen ist über die in dieser Arbeit standardisierte Implantatfixierung abgedeckt. Die wesentliche Simulationsgröße ist die auf die Lasteinleitkugel wirkende Kraft. Diese wird in einem Bereich von 10-200 N für statische Belastung in 20 N Schritten in der Simulation variiert. Darüber hinaus werden verschiedene Winkel der Krafteinwirkung simuliert. Die Ergebnisse sind im Kapitel 4.3 in der Abbildung 4.19 dargestellt.

Die Spaltgröße wird indirekt aus den FEM-Simulationen ermittelt. Konkret wird die Verschiebung der Implantatschulter in Relation zur Verschiebung des Abutments gesetzt, um so die Größe des sich öffnenden Spalts auf der kraftabgewandten Seite zu ermitteln. In Abbildung 3.13 Bildteil b) ist die mit Falschfarben eingefärbte Simulation der Verschiebung in Krafrichtung „x“ dargestellt. Die größte Verschiebung erfolgt an der Lasteinleitkugel. Dies entspricht den Erwartungen, da der gesamte Implantatkomplex zu vergleichen ist mit einem einseitig fixierten Hebel, auf den am äußersten Punkt eine Kraft einwirkt.

Für eine fundiertere Aussage werden zusätzlichen zu den Simulationen der Spaltgrößen noch Messungen an den Implantaten durchgeführt. Die Messwerte beruhen auf Radiographien, die an der BAMline erstellt wurden. Für die Messmethode der Spaltgrößenbestimmung sei auf das vorherige Kapitel 3.3 verwiesen. Die Kraftapplikation erfolgt statisch, eingestellt wurde diese mit einer DMS Kraftmessdose. Anschließend wird der Bolzen fixiert, um die Kraftmessvorrichtung abbauen zu können. Dies ist ein einfacherer Aufbau als der von Kapitel 3.5 und ist in Abbildung 3.14 dargestellt. Mit diesem Aufbau sind nur Radiographieaufnahmen

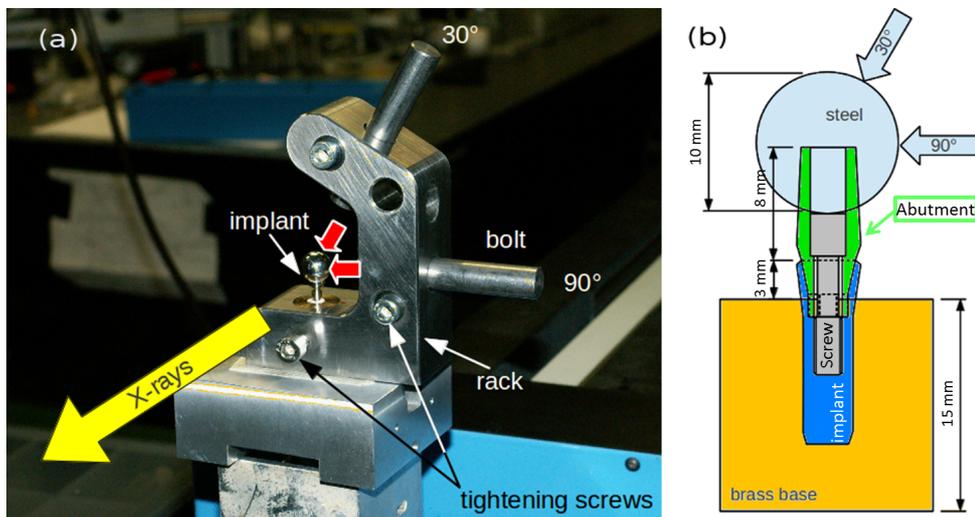


Abb. 3.14: Dargestellt ist die Apparatur, mit der die Radiographieaufnahmen angefertigt werden. In Bildteil b) sind die Prüfkomponeenten und deren Abstände visualisiert, aus [61].

durchzuführen. In Bildteil 3.14 b) sind die Abstände der einzelnen Komponenten zueinander aufgeführt. Da nicht die volle Bandbreite an Kraftvariationen durchführbar ist, wird sich auf drei Kräfte beschränkt:

Kraft [N]	Winkel [°]
30	90
100	90
200	30

Über diese Auswahl können neben dem gesamten Kraftbereich auch zwei Winkel mit Experimenten untermauert werden. Die Ergebnisse werden in Kapitel 4.3 in der Abbildung 4.19 betrachtet.

Zu Beginn dieses Kapitels wurde von weiteren, über die Thematik des Mikropaltes hinausgehenden Beobachtungen gesprochen. Mit dieser anfänglich allgemeinen Umschreibung ist neben der bereits erwähnten Simulation der Einflussgröße der Schraubenkraft (siehe Gleichung 3.20 und Abbildung 4.18) die „Von-Mises-Spannung“ gemeint. Die Von-Mises-Spannung ist eine einachsige Vergleichsspannung aus der Festigkeitslehre, welche einer multiaxialen Spannung entspricht. Nach der Gestaltänderungshypothese tritt eine Formänderung auf, wenn ein materialcharakteristischer Grenzwert überschritten wird. Die geltenden Grenzen der bei Implantaten eingesetzten Titanlegierungen sind in Tabelle 3.4 aufgelistet. Folglich kann über die auftretenden Spannungen abgeschätzt werden, ob plastische Verformungen möglich sind. Die Ergebnisse werden in Kapitel 4.3 in Abbildung 4.20 präsentiert.

3.8 Deformationsanalyse von durchmesserreduzierten Zahnimplantaten

Durchmesserreduzierte Zahnimplantate haben meist einen Durchmesser von 3 bis 3,5 mm anstelle von 4-4,5 mm. Um das mechanische Verhalten zu untersuchen, werden diese statisch belastet und deren Verhalten ermittelt.

Für diese Betrachtung werden vier Implantate betrachtet. Zwei durchmesserreduzierte Implantate sind baugleiche Astra-Tech-Implantate mit einem Durchmesser von 3 mm (Details sind im Anhang in Tabelle B.4 aufgeführt). In diesem Abschnitt werden sie als „Astra 1“ und „Astra 2“ bezeichnet³⁴. Die beiden übrigen Proben stammen von der Firma Straumann und weisen einen Implantatdurchmesser von 3,3 mm auf. Diese Implantate sind nicht komplett identisch, sondern unterscheiden sich in ihrer Materialart. So wird das erste Straumann-Implantat aus cp-Ti Gr. 4 hergestellt, dieses wird im Folgenden als „BL 1“ bzw. „Staumann 1“

³⁴ In abgekürzter Schreibweise als „As 1“ und „As 2“ bezeichnet.

bezeichnet. Das zweite Straumann-Implantat besteht aus einer Titan-Zirkon-Legierung. Dieser Implantattyp wird vom Hersteller unter dem Namen Roxolid[®] vertrieben. Im Folgenden wird diese Probe als „BL 2“ bzw. „Staumann 2“ bezeichnet. Die genauen Kenndaten der Implantate sind Tabelle B.4 zu entnehmen.

Alle Implantate werden in einem schnellhärtenden, kaltpolymerisierenden, Drei-Komponenten-Kunststoff³⁵ montiert, so dass die Oberkante der Implantatschulter 3 mm herausragt. Die Montage des Abutments im Implantat erfolgt entsprechend den Herstellerangaben.

Die Implantate werden viermal tomographiert, wobei eine Messung jeweils vor und nach der zweistufigen Kraftbelastung erfolgt. Diese Kraftstufen werden ebenfalls mittels Tomogrammen dokumentiert, darauf folgt eine abschließende Messung ohne Kraft. Die Lastapplikation erfolgt mit einer Mikrometerschraube, bei der 0,5 Umdrehungen einer Kraft von ≈ 125 N und 1 Umdrehung ≈ 250 N entsprechen.

Die Tomogramme haben eine Voxelgröße³⁶ von $4,75 \mu\text{m}$ und wurden an der BAMline (Bessy, Deutschland) mit einer Röntgenenergie von 45 keV gemessen. Folglich kann man die Auflösung entsprechend dem Nyquist-Theorem auf $\approx 9,5 \mu\text{m}$ abschätzen. Für Details dieser Strahllinie sei auf [48] verwiesen.

In Abbildung 3.15 sind die Schnitte durch die erstellten Tomogramme dargestellt. Exemplarisch ist visualisiert, an welchen Stellen die Durchmesser des IAC und des Implantates bestimmt werden. Des Weiteren sind die Messpunkte markiert, an denen die Implantatwandstärken aus Tabelle B.4 bestimmt werden.

3.9 Verschiedene Einbettvarianten der Implantate

Nach der simulativen Betrachtung des Mikrospaltes und den durchmesserreduzierten Implantaten soll nun die reine Implantatbetrachtung um die verschiedenen Probenhalterungen erweitert werden.

Für die Untersuchung der Einflussgröße der Implantateinbettung werden zwei Implantate gleichen Bautyps auf verschiedene Weise gefasst und in der Lastapparatur tomographiert.

Die Proben sind zwei Conelog-Implantate (Camlog, Schweiz), die mit einer Mikrometerschraube belastet werden. Der Versuchsaufbau orientiert sich an der in Kapitel 3.5 beschriebenen Prüfnorm „DIN ISO EN

³⁵ Technovit 4000, Heraeus Kulzer, Deutschland.

³⁶ „Voxelgröße“ bezeichnet die Größe der Abtastung des Volumens. „Voxel“ ist ein Kunstwort, welches zusammengesetzt ist aus **V**olumen und **P**ixel.

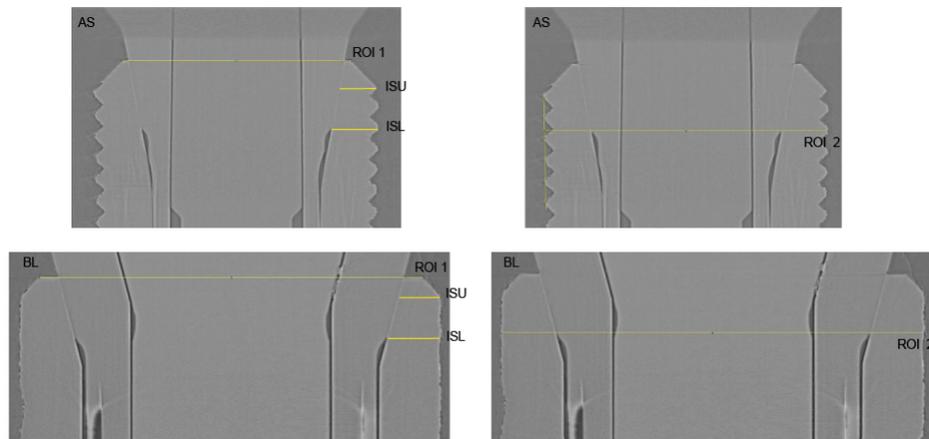


Abb. 3.15: Übersichtsdarstellung der vier untersuchten durchmesserreduzierten Zahnimplantate (hier über die Sagittalschnitte der Tomogramme). ROI1 indizieren den IAC-Durchmesser und ROI2 den Implantatdurchmesser. „ISU“ und „ISL“ bezeichnen die obere und untere Implantatwandstärke. Abbildung aus [43].

14801:2007 “Dieser Versuchsteil unterscheidet sich einzig im Winkel der Kraftapplikation, welcher hier auf 45° festgelegt wurde. Der essentielle Teil in diesem Abschnitt ist aber die unterschiedliche Einbettung der Implantate. So ist das Implantat einerseits komplett in Kunststoff³⁷ gefasst und andererseits dient als Halterung ein passend aufgebohrter Messingzylinder. Der wesentliche Unterschied zwischen den zwei Varianten ist die Elastizität der Halterungen. So gilt es zu prüfen, ob die Veränderung der Einbettung Auswirkung auf die Spaltformation hat. Additiv zu der Spaltbetrachtung wird eine 3D-Deformationanalyse durchgeführt.

Die Tomogramme wurden an der BAMline des Bessy-Synchrotrons (Deutschland) erstellt, um den benötigten Phasenkontrast für die IAC-Spalterkennbarkeit und die Größenbestimmung zur Verfügung zu haben. Verwendet wurden deren indirekter Detektor der Firma „Optique Peter“ mit einem CWO-Szintillator, einer CCD-Kamera (PCO 4000, PCO GmbH, Deutschland) und einer resultierenden Pixelgröße von $2,174 \mu\text{m}$. Die Prozessierung der Tomogramme erfolgt nach den in den vorherigen Kapitel dargestellten Methoden (siehe Kapitel 3.3 und 3.4). Für die Deformationsanalyse muss ein größerer Aufwand getrieben werden, da ein

³⁷ Kaltpolymerisierender Drei-Komponenten-Kunststoff (Technovit 4000, Heraeus Kulzer, Deutschland).

einfaches „Thresholding“ der Grauwerte nicht zu einer ausreichenden Trennung der drei Implantatkomponenten führt. Um die aufwendige manuelle Segmentierung zu vermeiden, wird der für diese Geometrien eigentlich ungeeignete Wasserscheiden-Algorithmus³⁸ so weit getrieben, dass das reine Implantat horizontal in vier bis sechs Einzelsegmente unterteilt ist. Exemplarisch ist eine Schicht in Abbildung 3.16 zu finden. Der

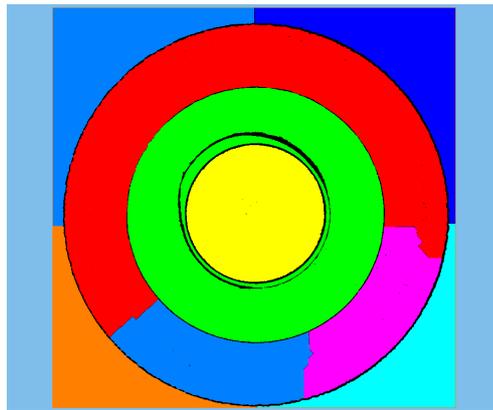


Abb. 3.16: Dargestellt ist eine horizontale Schicht nach der abgewandelten Wasserscheidensegmentierung. Von Interesse sind die Segmente in rot, blau und magenta.

nächste Schritt der hier angewandten semiautomatischen Segmentierung besteht in der manuellen Zuweisung der Segmente. Die automatische Zuordnung über einen CAD-Datensatz wäre technisch über Plausibilitätsalgorithmen denkbar und möglich, dies ist aber für die hier betrachtete Probenanzahl vom Aufwand her nicht rentabel. Die segmentierten Volumina werden stattdessen in Oberflächen umgewandelt (beispielsweise in das STL-Dateiformat³⁹) und für die Deformationsanalyse verwendet. Hierbei werden nach einem Alignment der Oberflächen deren Abstände berechnet. Diese Analyse erfolgt mit Avizo. Die Ergebnisse werden in Kapitel 4.4 präsentiert.

³⁸ Verwendet wurde das in Avizo Fire (FEI, Frankreich) integrierte Algorithmusmodul.

³⁹ STL („StereoLithography“) ist ein Dateiformat, das Oberflächen über Dreiecke beschreibt. Es kann von einer Vielzahl von Programmen erstellt und importiert werden.

3.10 Kraftinduzierte Knochenrisse

Nach der Betrachtung der verschiedenen Einbettvarianten besteht die nächste Konsequenz darin, zu untersuchen, wie die Auswirkung auf den umgebenden Knochen ist.

Hierfür werden aus einem laufenden Tierversuch mit Zahnimplantaten der Uniklinik Freiburg Proben entnommen. Bei dieser Studie werden Zahnimplantate in den Kiefer von Kleinschweinen operiert. Die Tiere werden nach einer kurzen Einheilung der Implantate von einer Stunde euthanisiert. Anschließend wird der Schweinekiefer in Segmente zersägt, sodass sichergestellt werden kann, dass einerseits die Kontaktfläche zwischen Implantat und umgebenden Knochen unbeschädigt bleibt, aber andererseits das zur Verfügung stehende CT-Scan-Volumen ideal ausgenutzt werden kann. Die Verwendung von ROI-Scans wäre hierbei ebenfalls möglich, muss in diesem Versuch aber vermieden werden, um das bestmögliche Tomographie-Resultat zu erhalten. Diese Zielsetzung ist geprägt von der Erfahrung und vorherigen Versuchen, die zeigen, dass für eine detaillierte Darstellung des Implantat-Knochen-Übergangs hohe Ansprüche an die Tomogrammqualität bezüglich SNR, Kontrast und Rekonstruktionsartefakten gestellt werden.

Für die Probenpräparation werden die Schweinekiefer mit den Implantaten in ein hochvernetztes Methylmethacrylat⁴⁰ eingebettet, sodass die Knochenimplantatproben in der Lastapparatur aus Kapitel 3.5 gefasst werden können. Durch diese Fixierungskombination aus Metallhalterung und Technovit kann ein stabiler Sitz der Proben gewährleistet werden, was die Auswertung aufgrund der nichtvorhandenen bzw. geringen Probenbewegung bei den Kraftstufen erleichtert. Die Kraftapplikation erfolgte, wie in den vorherigen In-situ-Fatigue-Tests, in einem Winkel von 30°. In Abbildung 3.17 sind die präparierten Schweinekiefer mit Implantat zu sehen. Um die Kraftrichtung in den Tomogrammen eindeutig zu dokumentieren, wurde eine feine Metalldrahtlitze auf den Proben fixiert. Im rechten Bildteil sind die Einbettung (grün), der Kieferknochen (beige), das Implantat (grau), das Abutment (magenta) und die aus Edelstahl bestehende Lasteinleitkugel (metallisch glänzend) zu erkennen.

Die Tomographien wurde an der ESRF Strahllinie ID19 (Frankreich) durchgeführt. Als Röntgenquelle wurde ein Wiggler gewählt, dessen Spektrum über eine geeignete Filterkombination auf ein gepeaktes polychromatisches Spektrum von ≈ 60 keV eingestellt wurde.

Die Detektion erfolgt nach einer für den Inline-Phasenkontrast geeigneten Propagationsstrecke von 1,2 m mit einem indirekten Detektorsystem.

⁴⁰ Technovit 4071, Heraeus Kulzer, Deutschland.

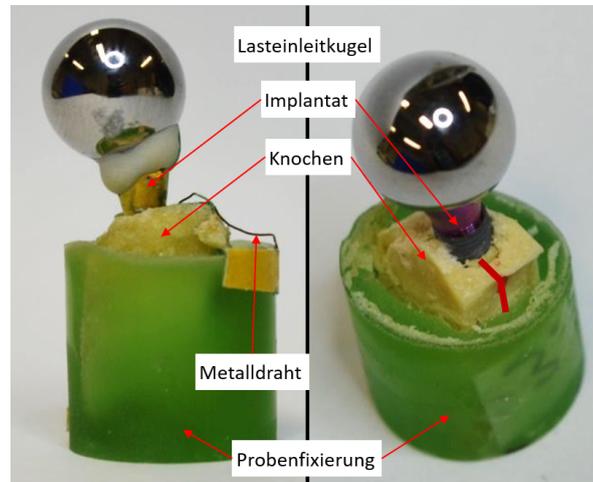


Abb. 3.17: Fotografien der in Knochen operierten Implantate. Der feine Metalldraht und die rote Markierung kennzeichnen die Richtung der Kraftapplikation.

Dieses besteht aus einem $100\ \mu\text{m}$ dicken LuAG:Ce-Szintillator und der Edge (PCO, Deutschland). Über die linsenoptische Vergrößerung resultieren eine Pixel- und Voxelgröße von $3\ \mu\text{m}$. Entsprechend dem Nyquist-Theorem ist daher von einer minimalen Auflösung von $\approx 6\ \mu\text{m}$ auszugehen. Eine detaillierte Bestimmung des Auflösungssystems wird nicht durchgeführt, es hat sich gezeigt, dass die Abschätzung über das Nyquist-Theorem bei der verwendeten Bauklasse von indirekten Röntgendetektoren einen guten Richtwert liefert (siehe Kapitel 3.1).

Auf Grund der vielseitigen Erfahrungen mit Knochenproben im Bereich der Synchrotron-Tomographie werden Vorversuche für eine bestmögliche Knochenpräparation durchgeführt. Hierbei werden in Formalin gelagerte Schweineknöchel tomographiert. Bei der Betrachtung der Tomogramme ist auffällig, dass bei Formalin unter Einwirkung der synchrotronbasierten Röntgenstrahlung eine Blasenbildung auftritt. Dies ist in der in Abbildung 3.18 dargestellten Radiographie gut zu erkennen.

Aus diesen Vorversuchen lässt sich schlussfolgern, dass die Knochen keine Feuchtigkeit enthalten dürfen, um eine Schädigung der Knochenproben durch die entstehenden Formalinblasen auszuschließen. Zur Entfernung der Restfeuchte werden die Knochen mehrmals mit Alkohol getränkt und wieder getrocknet.

Die Untersuchung der Implantat-Knochen-Grenzfläche wird in mehreren Schritten durchgeführt. Im Wesentlichen lassen sich die Messungen in unterschiedliche Themenblöcke unterteilen:

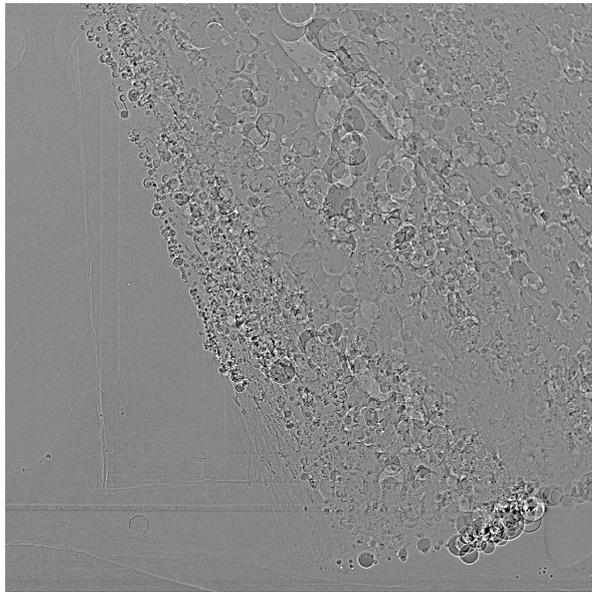


Abb. 3.18: Dargestellt ist die Radiographie einer formalinetränkten Knochenprobe. Zu erkennen ist die Blasenbildung des in der Knochenmatrix enthaltenen Formalins.

- statische Kraftapplikation bis 150 N (siehe Kapitel 4.5),
- zweite statische Kraftapplikation mit erhöhten Kräften bis 250 N (siehe Kapitel 4.5),
- Konstante Kraft über mehrere Scans (siehe Kapitel 4.5),
- Betrachtung der durch die Röntgenstrahlung erzeugten Beschädigungen (siehe Kapitel 4.5).

Das Ziel ist es, das Verhalten des Übergangs vom Implantat zur umgebenden Knochenmatrix zu untersuchen. Bei den zwei ersten Kraftapplikationen wird hierfür eine konstante Kraft auf das Implantat unter einem Winkel von 30° aufgebracht. Diese Kraft wird nach jedem CT-Scan um 50 N erhöht, im ersten Zyklus bis 150 N und im zweiten Zyklus bis 250 N Maximalbelastung. Der nächste Schritt besteht in der Langzeitbeobachtung bei einer konstanten Kraft von 100 N. Abschließend wird für die Abschätzung der strahlendosisbasierten Beschädigung die Kraftsteigerung normal durchgeführt, mit einer stark minimierten Anzahl von CT-Scans. Dadurch wird die applizierte Strahlendosis auf ein Minimum reduziert. Für die Beurteilung der Veränderungen wird von der Probe im Originalzustand sowie bei der letzten Kraftstufe (150 N) ein Tomogramm

angefertigt und mit der ersten Messreihe verglichen. Die Ergebnisse dieser Themenblöcke werden in den Kapiteln 4.5 bis 4.5 präsentiert und bewertet.

Für die 3D-Visualisierung der Knochenrisse (siehe Kapitel 4.5) müssen die Messungen aufbereitet werden. Die Bearbeitungsschritte werden im folgenden Kapitel kurz umrissen.

Bearbeitungsschritte zur 3D-Visualisierung von Knochenrissen

Für die Visualisierung der kraftinduzierten Knochenrisse wurden verschiedene Methoden ausprobiert und angewendet. Das Ziel dabei war es, ein Optimum zwischen Gründlichkeit, automatisierter Bearbeitung und der eingesetzten Zeit anzustreben. Das führte zu unterschiedlichen Bearbeitungsformen der Teilgebiete.

Die chronologische Bearbeitung dieses Themenbereichs beginnt mit den experimentellen Versuchen und der Rekonstruktion der CT-Aufnahmen. Die anschließende Software- und Bildbearbeitung bzw. die Auswertung lassen sich in folgende Bereiche unterteilen:

1. visuelle Risserkennung und Beobachtung,
2. manuelle Rissgrößenbestimmung über ein Linienprofil,
3. Multi-Material Phase-Retrieval (Details siehe Anhang C.3),
4. semiautomatische Rissdetektion und Visualisierung mit „VG-Studio“.

Die Ergebnisse der experimentellen Versuchsparameter werden in den Kapiteln 4.5 bis 4.5 präsentiert. In diesen Kapiteln der Knochenrissthematik werden die Punkte 1 und 2 der oben aufgelisteten Auswertungsverfahren angewendet. Die Fragestellung in diesen ersten Kapiteln (Die Ergebnisse der experimentellen Versuchsparameter werden in den Kapiteln 4.5 bis 4.5) beschäftigt sich mit dem Riss an sich, dem Wachstum und der Rissgröße. Dies lässt sich gut über die Betrachtung, den visuellen Vergleich sowie einfache Linienprofile (engl.: „Line-Plot“) darstellen. Daher bedarf es hierbei keiner aufwendigen Softwarebearbeitung.

Hingegen ist für die 3D-Visualisierung aus Kapitel 4.5 eine Bearbeitung der Risse notwendig, da diese sonst im 3D-Datensatz aufgrund der Vielzahl von Strukturen nicht erkennbar sind. Die von „VG-Studio“ verwendeten Rissdetektionsalgorithmen können mit den Inline-Phasenkontrastinterferenzmustern nicht umgehen. Daher ist hier der dritte Auflistungs-

punkt, die Multi-Material-Phase-Retrieval⁴¹ -Bearbeitung, notwendig, um brauchbare Resultate zu erhalten.

Das semiautomatische Verfahren von „VG-Studio“ wurde in der finalen 3D-Visualisierung angewendet. Vorab sei hier auf die Abbildungen 4.35 und 4.36 in Kapitel 4.5 verwiesen. In diesen Abbildungen sind die guten Ergebnisse des Multi-Material-Phase-Retrieval-Verfahrens erkennbar.

Die automatische Rissdetektion mithilfe des Algorithmus liefert hingegen nur für kleine Bereiche gute Ergebnisse, kann aber nicht für ganze 3D-Visualisierungen verwendet werden. Daher wird sie für die finalen Auswertungen nicht angewendet. Genauere Erläuterungen hierzu finden sich in Anhang C.3.

⁴¹ Ausführliche Grundlagen und Erklärungen zum Multi-Material Phase-Retrieval sind im Anhang in den Kapiteln C.3 und C.3 zu finden.

Kapitel 4

Ergebnisse

Nach den Vorbereitungen der vorherigen Kapitel sollen nun die Ergebnisse präsentiert werden. Hierbei wird der Bogen von den inneren mechanischen Prozessen des IAC über die Implantatdurchmesser bis zu verschiedenen Probenfixierungen gespannt und mündet schließlich in der Betrachtung der Knochenmatrix in der Umgebung der Implantaten.

Begonnen wird mit den Ergebnissen der In-situ-Fatigue-Maschine aus Kapitel 4.1. Anschließend werden vier verschiedene Implantattypen betrachtet (Kapitel 4.1). Im letzten dieser Teilkapitel soll die Leistungsfähigkeit der gebauten Apparatur erprobt werden (Lastkräfte bis 250 N bzw. 345 N, siehe Kapitel 4.1).

Den In-situ-Fatigue-Versuchen werden klassische Langzeit-Fatigue-Messungen anhand einer Studie mit insgesamt 32 Implantaten hinzugefügt (siehe Kapitel 4.2). Da die gleichen Implantattypen sowohl in der Langzeit-Fatigue als auch in der In-situ-Fatigue enthalten sind, kann in Kapitel 4.2 eine Gegenüberstellung dieser zwei Belastungsmethoden erfolgen. Für diese experimentell ermittelten Mikrospalten wird über eine FEM-Simulation ein theoretischer Modellwert ermittelt. Auf diese Weise kann ein Simulationsabgleich geschaffen werden.

In Kapitel 4.4 sind die wesentlichen Deformationsbetrachtungen zusammengefasst. Dies sind insbesondere die Fälle durchmesserreduzierter Implantate, Bruch von Implantaten und Deformation bei verschiedenen Einbettvarianten.

In den hinteren Kapiteln der Deformationsbetrachtungen (Kapitel 4.4 und 4.4 wurde ein Hinweis auf eine äußere Deformation vom Implantat gefunden. Da der Knochen auf Veränderungen stets sensibel reagiert, wird der Blick nun auf die umgebende Knochenmatrix und eventuelle Risse gerichtet (siehe Kapitel 4.5). Hierbei werden verschiedene Kraftvariationen durchgeführt (Kapitel 4.5 bis 4.5), ebenso wie eine Absicherungsmessung zur Bewertung von röntgenstrahlenbedingten Schäden (siehe Kapitel 4.5).

4.1 In-situ-Fatigue-Untersuchung von Zahnimplantaten

Das Vorgehen bei der In-situ-Fatigue-Untersuchung beginnt bei der reinen Radioskopie, geht über die Erweiterung in die dritte Dimension hin zu einer stufenweisen Steigerung der Kraftapplikation und mündet schließlich in der Untersuchung von In-situ-Fatigue-Prozessen bei zyklischen Belastungskräften von ≥ 250 N.

Die Untersuchung der In-situ-Prozesse von Zahnimplantaten erstreckt sich über mehrere Messkampagnen hinweg. Dabei kann eine stetige Verbesserung des Apparates und der Bildqualität erreicht werden. So können teilweise Aufnahmen unterschiedlicher Bildqualität miteinander in Relation gesetzt werden.

Die in Abbildung 4.1 abgebildeten Radiographien zeigen die Deformation eines Zahnimplantats (Bone Level, Straumann AG, Schweiz) unter einer sinusartigen Kraftapplikation¹. Damit auch maximal denkbare Spaltbewegungen erkenntlich werden, ist die Kraft mit ≈ 525 N so groß wie möglich gewählt. Es ist festzuhalten, dass für diese radioskopischen In-situ-Fatigue-Aufnahmen nur 30 Zyklen appliziert wurden. In Abbildung 4.1 ist über die Radiographien die Spalte bei verschiedenen Kräften eines Belastungszyklus dargestellt. So ist bei einer Kraft von 40 bzw. 43 N ein kleiner Spalt zu erkennen (markiert durch σ) und bei der Maximalkraft von 525 N ein großer (markiert durch β). Ebenfalls ist bei allen hohen Kräften (> 300 N) ein durchgängiger Spalt zu sehen, stellenweise sogar ein riesiger Freiraum zwischen Implantat und Abutment. Des Weiteren sind eine komplette Verbiegung und eine innere Verschiebung des Implantat-Abutment-Komplexes zu beobachten.

Deutlicher wird die Relation zwischen angewendeter Kraft und Entstehung des Spalts in Abbildung 4.2. Die Spaltgröße folgt hier dem Kraftprofil, das Plateau ist etwas ausgedehnter als das der Kraftkurve. Entscheidend ist auch, dass die Spaltgrößen vorher und nachher nahezu identisch sind, dies deckt sich mit den Beobachtungen der einzelnen Radiographien. Folglich ist in diesem Moment die Verformung elastisch, da sie reversibel ist. Der Vollständigkeit halber ist festzuhalten, dass diese Versuche mit einem Implantat durchgeführt wurden, welches stark vorgeschädigt war, da bereits andere Versuche damit durchgeführt wurden. Das beeinträchtigt die Aussagekraft bezüglich der Leistungsfähigkeit der Maschine aber nicht.

In Abbildung 4.1 ist ersichtlich, dass Radiographien bzw. Projektionen

¹ Dem Sinus wurde beim Kraftmaximum ein Plateaubereich hinzugefügt.

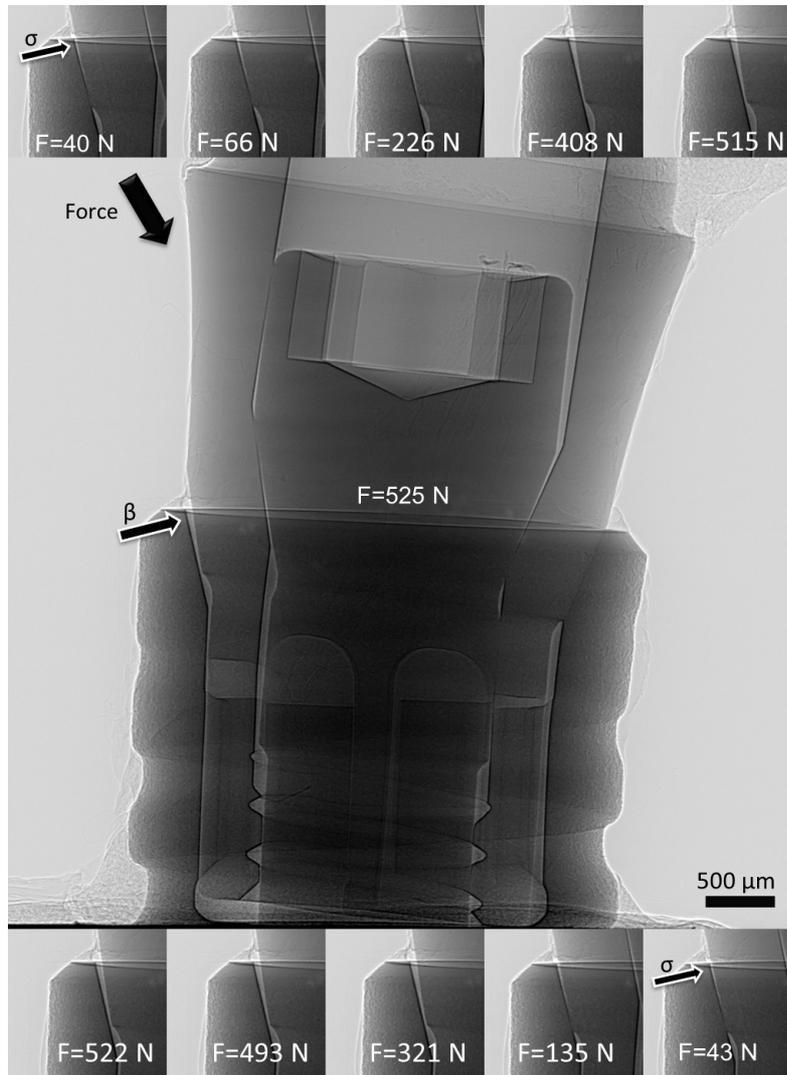


Abb. 4.1: Radioskopische In-situ-Fatigue-Untersuchungen, aus [60]:
 Exemplarische Ausschnitte einer Bilderfolge von einer Sinus-Plateau-förmigen Kraftapplikation. Die Wiederholfrequenz der Kraft beträgt 1 Hz. Die Belichtungszeit je Bild 10 ms ergibt 100 fps. Die Bilder sind mit der anliegenden Kraft beschriftet. σ und β indizieren einen kleinen bzw. einen großen Spalt. Das belastete Implantat ist ein Bone-Level-Implantat (Straumann AG, Schweiz).

mit einer Belichtungszeit von 10 ms eine ausreichende Bildqualität bezüglich der Probenbewegungen, der Dynamik und weiterer Bildparameter aufweisen. Daher können die In-situ-Fatigue-Computertomographien

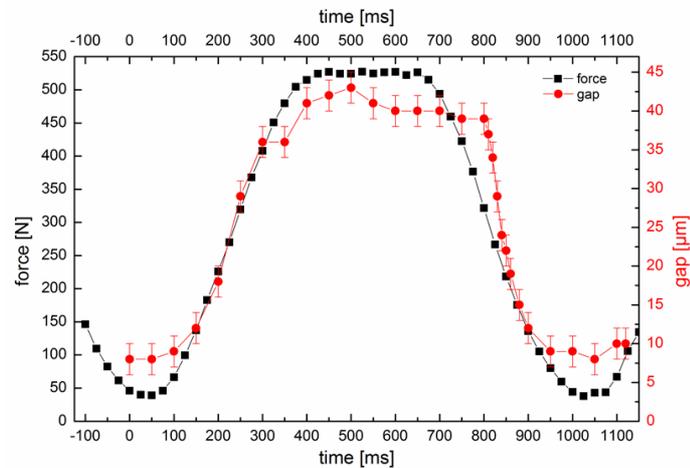


Abb. 4.2: Radioskopische In-situ-Fatigue-Untersuchungen, aus [60]:
 Auftragung der Kraft und der gemessenen Spaltgröße (Verfahren siehe Kapitel 3.3) über die Zeit hinweg. Die Fehler betragen bei den Spaltgrößen $\pm 2 \mu\text{m}$ und für die Kraft beträgt der abgeschätzte Fehler $\pm 4 \text{ N}$.

mithilfe des stroboskopischen Verfahrens erstellt werden. Die Auswertung erfolgt über die sog. [Gapmap](#), die eine relative Beurteilung der Spaltformation ermöglicht. In den nachfolgenden Analysen erfolgt die Betrachtung nur noch über diese zweidimensionale Darstellung der [IAC-Grenzfläche](#), daher sind in [Abbildung 4.3](#) Form und Lage der [Gapmap-STD](#) veranschaulicht.

In [Abbildung 4.3 b](#)) wird ein Zahnimplantat unter 0 N und unter 345 N (zyklische Last) tomographiert. Das Zahnimplantat ist vom Typus Nobel Active (Nobel Biocare, Schweiz). Der Unterschied zwischen der belasteten und der unbelasteten Probe in [Bildteil b](#)) unten ist deutlich zu erkennen. In Vorbereitung des in [Kapitel 3.5](#) vorgestellten Messzyklus ist es notwendig, mehrere Tomographien bei gleichen Bedingungen hintereinander auszuführen. Dies wird bei einem Astra-Tech-Zahnimplantat (Astra OsseoSpeed TX, Dentsply, Germany) mit einer zyklischen Kraftapplikation von 150 N für 8 Tomogramme exemplarisch durchgeführt und überprüft (siehe [Abbildung 4.4](#)).

Anfänglich wurde eine Aufnahme ohne Last durchgeführt ([Abbildung 4.4](#), Zeile 1). Hierbei sind die für diesen Implantattyp typischen Spaltformen im unteren Teil der Implantat-Abutment-Kontaktfläche zu beobachten. Nach Aufbringung der Kraft schließt sich dieser Spalt, was auf ein Hineindrücken des Abutments zurückzuführen ist. Eine solche

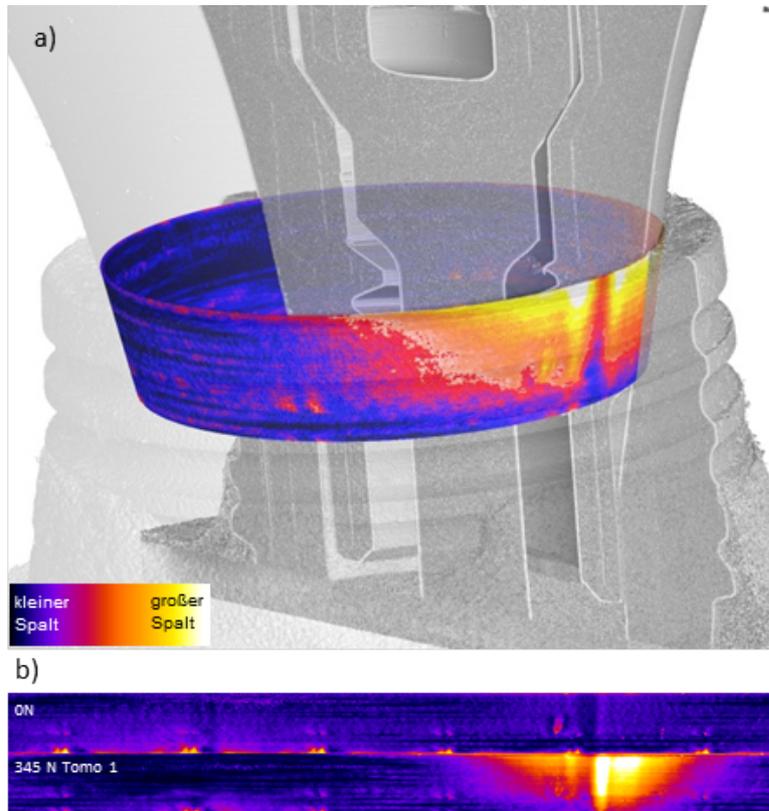


Abb. 4.3: 3D-Darstellung einer In-situ-Fatigue-Tomographie. In b) wird die unbelastete [Gapmap](#) einem zyklisch belasteten Implantat gegenübergestellt, nach [60].

Abwärtsbewegung ist vielfach zu beobachten, beispielsweise bei den In-situ-Radiographien (siehe Abbildung 4.1) oder in Abbildung 4.22 aus Kapitel 4.4. Vergleicht man die Tomogramme (Abbildung 4.4, Zeile 2–9), kann man keine signifikanten Änderungen bei einer höheren Anzahl von Aufnahmen erkennen. Auch detaillierte Vergleiche über Linienprofile führten zu keinem anderen Ergebnis. Die leichten Unterschiede zwischen den geraden und den ungeraden Tomogrammen sind auf die Aufnahmebedingungen der Tomographie zurückzuführen. Bei den Aufnahmen wird der Drehtisch für die Tomographie auf die erforderliche Geschwindigkeit beschleunigt; wenn diese erreicht ist, startet das CT-Programm mit der Kraftapplikation und der Aufnahme der Projektionen. Dieser Zeitpunkt kann leicht schwanken, aber entscheidend ist die Tatsache,

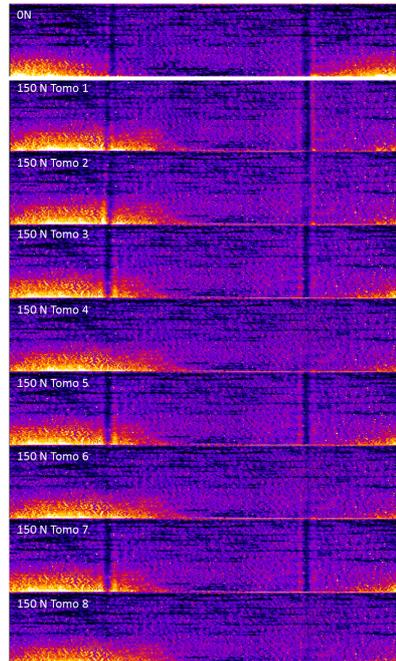


Abb. 4.4: In-situ-Fatigue am Beispiel von Astra-Tech-Zahnimplantaten (Astra OsseoSpeed TX, Dentsply, Germany). Es werden die [Gapmap](#)-Maps von unbelasteten Implantatkomplexen (1. Zeile) mit denen einer konstanten Kraftapplikation von 150 N verglichen (Zeilen 2–9).

dass für die geraden² Tomogramme im Uhrzeigersinn gedreht wird und für die ungeraden entgegengerichtet. Dies ist notwendig, da die Strom- und Steuerungsversorgung des Aktors nur über von der Decke hängende Kabel realisierbar ist und ansonsten bei Mehrfachdrehungen die Kabel abreißen würden (für Details des Aufbaus siehe Kapitel 3.5). Der angesprochene Versatz des [CT](#)-Startpunktes ist $\approx 5^\circ$ und die unterschiedliche Drehrichtung bewirkt eine Spiegelung³, die hier aber bereits korrigiert wurde.

Als Schlussfolgerung ergibt sich also, dass bei den betrachteten Kräften bei einer konstanten Kraftstufe keine Veränderungen auftreten. Folglich ist auch eine Mittelung für eine Verbesserung des [SNR](#) zu vertreten. Diese Mittelung wurde bei der stufenweisen Erhöhung der Fatigue-Last verwen-

² Die Tomogramme einer Kraftstufe werden nacheinander aufgezeichnet und durchnummeriert. Auf diese Nummerierung beziehen sich die Bezeichnungen „gerade“ und „ungerade“.

³ Diese Spiegelung hätte auch bei der Rekonstruktion über die korrekte Berücksichtigung der Drehrichtung korrigiert werden können.

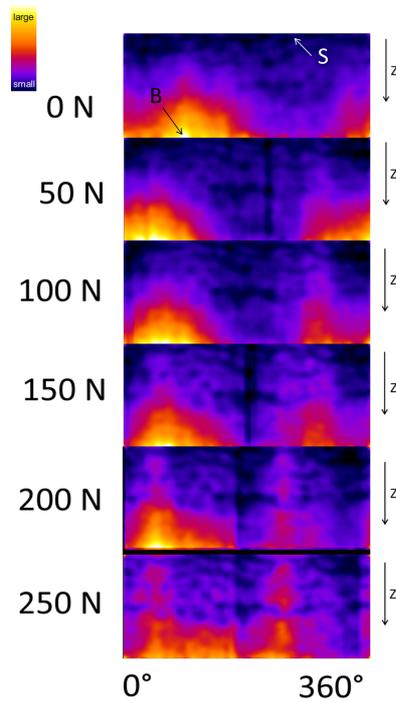


Abb. 4.5: In-situ-Fatigue am Beispiel von Astra-Tech-Zahnimplantaten. Dargestellt sind sequenzielle Gapmap-Maps unter stufenweiser Steigerung der Ermüdungskraft. Hier wurden 5 von 10 Tomogrammen aufsummiert, um ein besseres SNR zu erhalten. Der dunkle Bereich repräsentiert einen kleinen und der helle einen großen Spalt am IAC. Für eine bessere Einordnung wurden exemplarisch zwei Spaltgrößen bestimmt (Punkt $B = 17 \mu\text{m}$ und $S = 1 \mu\text{m}$, wobei der Fehler $\pm 2 \mu\text{m}$ beträgt), aus [60].

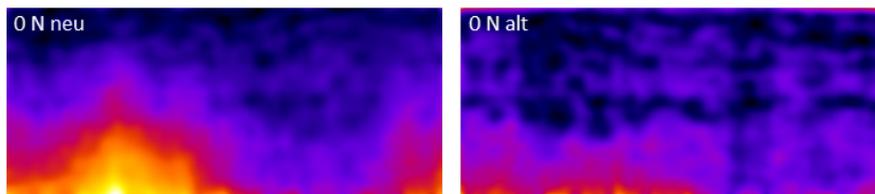


Abb. 4.6: Direkter Vergleich vor und nach der Ermüdung (neu vs. alt) der Messkampagne von Abbildung 4.5 (Implantattyp: Astra-Tech).

det, da bei dieser Messkampagne die Bildparameter seitens des verwendeten Szintillator und der Wiggler-Parametern nicht verbessert wurden. Dies erfolgte erst für die Messkampagnen der Abbildungen 4.4 und 4.1. In Kapitel 3.2 wurden die SNR-Werte der unterschiedlichen Messkampa-

nen betrachtet. Durch die Optimierung verschiedener Parameter konnte die Bildqualität von einem SNR von 43 auf 136–156 gesteigert werden (siehe Tabelle 3.1).

In Abbildung 4.5 sind die aus fünf Tomogrammen gemittelten Gapmaps in Abhängigkeit der stufenweise erhöhten Kraft zu sehen. Die Kraft wurde jeweils um 50 N gesteigert, bis zu einer Maximalsteigerung von 250 N. Hier sind klare Veränderungen zwischen den Kraftstufen zu sehen. Wie in Abbildung 4.4 ist ein Schließen des am unteren Ende des IAC beobachtbaren Spalts festzustellen. Ebenso wächst ein minimaler Spalt in der Kraftebene von unten nach oben.

Abschließend ist in Abbildung 4.6 der unbelastete Neuzustand (ohne irgendeine Schädigung) dem geschädigten Zustand nach dem Messzyklus gegenübergestellt. Die Veränderungen der Ausprägung des Spalts sind unverkennbar. Der vor der Fertigung existierende Spalt („0 N neu“) ist im unbelasteten Zustand nach der Fatigue-Ermüdung („0 N alt“) nahezu verschwunden bzw. geschlossen.

Verschiedene Implantattypen unter zyklischer Last

Nach der Betrachtung des In-situ-Prozesses an einem Implantattyp werden nun unterschiedliche Typen verglichen. Hierfür wurden vier verschiedene Implantattypen untersucht:

1. „Ankylos“ (Dentsply International, USA),
2. „Bone Level“ (Straumann, Schweiz),
3. „Nobel Active“ (Nobel Biocare, Schweiz),
4. „Astra-Tech“ (Dentsply International, USA).

Diese vier Implantate waren Bestandteil der großen Langzeitstudie, die im Detail in Kapiteln 3.6 bzw. 4.2 behandelt wird. In diesem Kapitel wird nun der Schwerpunkt nicht auf die Mikrospalte nach der Belastung, sondern auf die Untersuchung der In-situ-Fatigue-Prozesse an verschiedenen Implantattypen während der Ermüdung gelegt.

Von jedem Typ existierten bis zu acht Implantate. Um die Implantate besser vergleichen zu können, werden in Abbildung 4.7 die Spaltgrößen bestimmt und für die Betrachtung verwendet. Die Ermittlung der Spaltgrößen erfolgt nach dem in Kapitel 3.3 vorgestellten Verfahren. Zusätzlich zu der Spaltgrößenbestimmung an der Implantatschulter („oben“) wurde auch im unteren Teil des IAC eine Spaltgrößenbestimmung durchgeführt

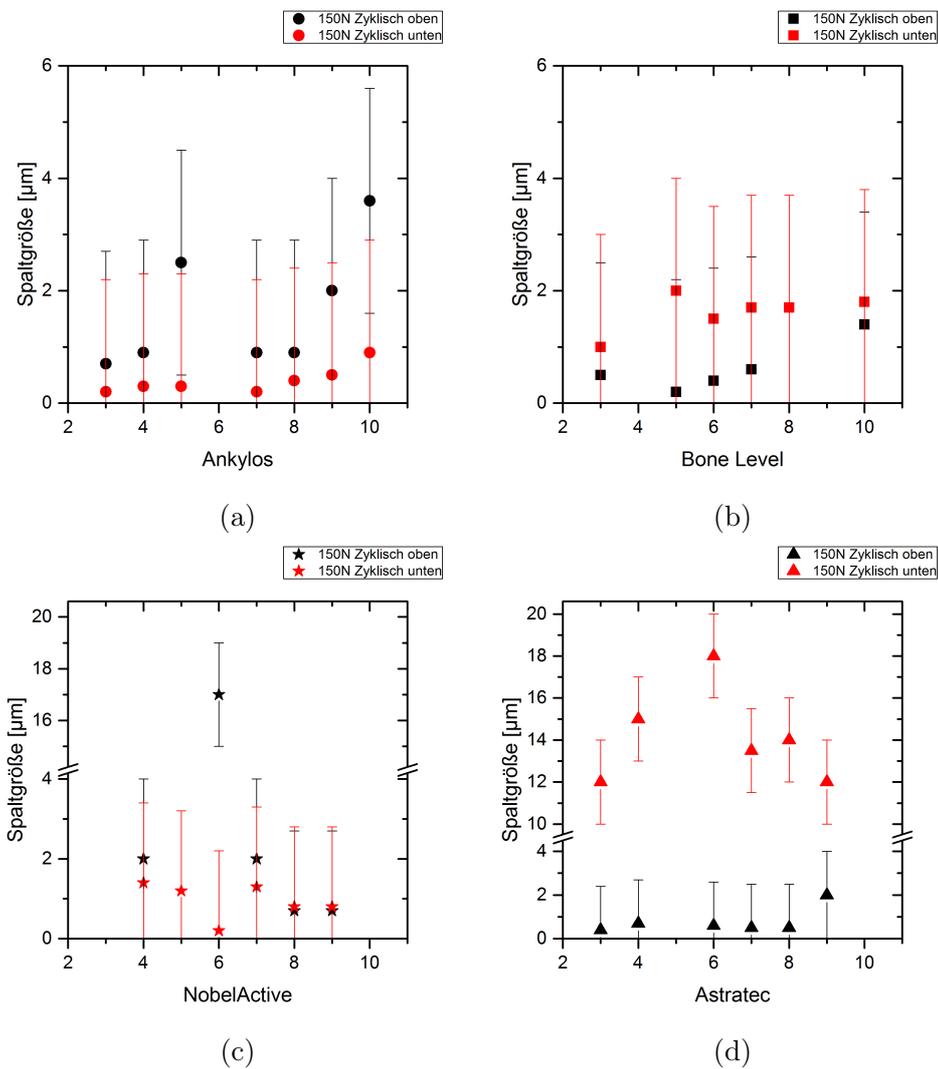


Abb. 4.7: Aufgetragen sind die bestimmten Spaltgrößen verschiedener Implantattypen mit bis zu acht baugleichen Exemplaren. Auf der Abszisse sind die Implantatprobennummern aufgetragen. Die Indikation oben bzw. unten repräsentieren die der Krafrichtung abgewandte Seite im oberen Teil der Implantat-Abutment-Grenzfläche und dem unteren, gegenüberliegenden Punkt. Der Messfehler beträgt $\pm 2 \mu\text{m}$ und wird durch einen Fehlerbalken dargestellt.

(„unten“). Dies sind die zwei interessantesten Punkte, wie aus dem vorherigen Kapitel gefolgert werden kann (siehe z. B. Abbildung 4.5). Bei den Proben des Typs Ankylos stechen die Probennummern „5“, „9“

und „10“ hinsichtlich der oberen Mikrosplattwerte hervor, wobei diese Abweichungen fast noch im Messfehlerbereich von $\pm 2 \mu\text{m}$ liegen. Für den unteren Messpunkt ist ein homogenes Verhalten zu beobachten. Die Splattgrößen betragen $\approx 0,5 \mu\text{m}$.

Bei den Proben des Typs Bone Level sind die größten Splattwerte im unteren Teil des IAC zu beobachten, aber auch diese sind mit meist um die $1,7 \mu\text{m}$ nicht sehr ausgeprägt. Bei Probennummer 8 ist festzuhalten, dass die gleichen Werte für den oberen und den unteren Mikrosplatt bestimmt wurden, welche allerdings nicht gegenüberliegend, sondern um 90° versetzt sind (Abbildung 4.8a, Punkt 1 und 2). Am gegenüberliegenden oberen Messpunkt (Punkt 3 in Abbildung 4.8a) ergibt die Splattbestimmung $0,5 \mu\text{m}$, dieser Wert ähnelt den anderen Proben. Bezeichnend für diese Versuchsreihe ist auch, dass im IAC und unterhalb davon oft Abriebspuren zu erkennen sind. Exemplarisch sei hier auf die Aufnahme des Bone Level Nummer 8 in Abbildung 4.8 verwiesen. Bei dieser Darstellung ist der Bereich unterhalb des IAC als erweiterte Ansicht in Grauwerten präsentiert. In der Bildmitte sind die Folgen der Reibung zu erkennen.

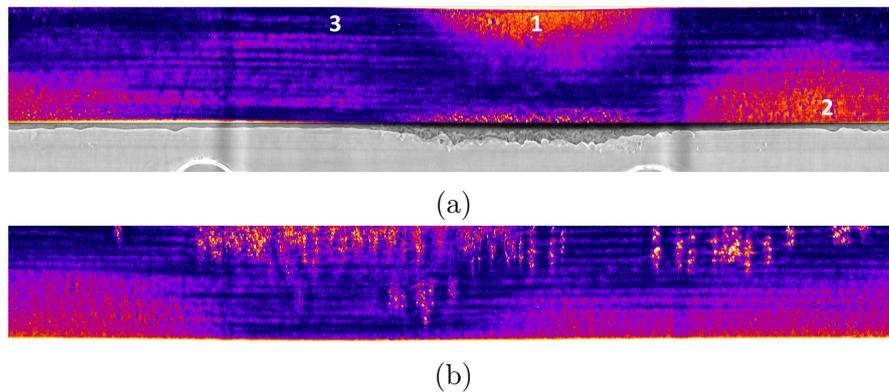


Abb. 4.8: (a) Gapmap des Bone Level Nummer 8. Der untere Teil (in grau) ist nicht mehr Bestandteil des IAC, er ist jedoch dargestellt, um den Abrieb unterhalb des IAC erkennbar zu machen. Die Grauwertspreizungen zwischen Fire-LUT und Grau-LUT sind stark unterschiedlich. (b) Gapmap des Bone Level Nummer 10. Abriebspartikel sind innerhalb der IAC-Grenzfläche gut erkennbar.

Bei den Proben des Typs Nobel Active fällt vordergründig nur Probennummer 6 besonders auf. Dieses Implantat weist eine extreme Schädigung im oberen Bereich mit einer Splattgröße von $17 \mu\text{m}$ auf. Der Spalt der gegenüberliegenden Seite im unteren Bereich ist hingegen mit $0,2 \mu\text{m}$ nahezu geschlossen. Hier nicht dargestellt, aber dennoch erwähnenswert

ist, dass im oberen Bereich in dem normalerweise geschlossenen IAC-Grenzflächensektor ein Spalt von $8\ \mu\text{m}$ zu messen ist.

Als letzter der vier Implantattypen ist das Astra-Tech zu betrachten. Dieser Implantattyp weist bei einer zyklischen Belastung von $150\ \text{N}$ am unteren Ende der Implantat-Abutment-Grenzfläche einen Spalt von ≈ 12 bis $15\ \mu\text{m}$ auf. Auffallend ist das Astra-Tech Nummer 6: Dieses hat einen größeren Mikrospace von $18\ \mu\text{m}$. Im oberen Bereich des IAC sind alle Astra-Tech-Proben geschlossen.

Diskussion

Für die Betrachtung des Verhaltens der verschiedenen Implantate bei In-situ-Fatigue ist zusammenfassend festzuhalten, dass stets einzelne Implantate aus dem ansonsten recht gleichmäßigen Verhalten herausstechen. Das Nobel Active Nummer 6 ist mit der starken Öffnung am oberen IAC bei gleichzeitigem Schließen am unteren Betrachtungspunkt von besonderem Interesse. Dieses Verhalten ist mit einem Hebel erklärbar, welcher den Drehmittelpunkt zwischen den beiden Messpunkten (oberer und unterer IAC) darstellt. Die stark abweichende Ausprägung gegenüber den anderen baugleichen Nobel-Active-Implantaten kann nicht zuverlässig erklärt werden. Bei den Proben des Typs Astra-Tech ist das bereits aus dem vorherigen Kapitel bekannte Phänomen der unteren Spaltöffnung zu beobachten (siehe beispielsweise Abbildung 4.4). Für die unteren Mikrospace ist die Varianz groß, hingegen ist bei den oberen Spaltgrößen eine Konstanz zu beobachten. Letztere wäre entscheidend für eine eventuelle bakterielle Kolonisation. Ausgenommen von dem guten Verhalten am oberen IAC ist das Astra-Tech Nummer 9.

Unter dem Gesichtspunkt der oberen Mikrospacebildung bei einer In-situ-Belastung von $150\ \text{N}$ sind die Bone Level Nummer 8 und 10 als auffällig zu erwähnen. Die in Abbildung 4.8 zu beobachtenden Reibspuren lassen auf eine Bewegung des Abutments im Implantat schließen. Das Abutment hat aufgrund der konischen Form des IAC zwei Freiheitsgrade: Rotation und vertikale Translation. Die Rotation kann aus zweierlei Gründen ausgeschlossen werden: Erstens sei hier der unter dem IAC liegende Rotationsindex aufzuführen, der einer Rotation über die geometrische Form entgegensteht. Zweitens sind in Abbildung 4.8b vertikal verlaufende Linien zu beobachten, im Fall einer erfolgten Rotation müssten diese Reibspuren in der betrachteten IAC-Ansicht horizontal verlaufen. Diese vertikalen Reibspuren sind am stärksten in der Kraftrichtung vorhanden (rechte Bildhälfte). Querab hierzu reichen die Spuren über die ganze Länge der Kontaktfläche (Bildmitte). Auf der anderen Seite der Kraftein-

leitrichtung kann leider kein Reibanzeichen beobachtet werden. Es kann vermutet werden, dass der lokal ausgedehnte Mikrospalt am unteren Ende des IAC ein Reiben der beiden Kontaktflächen verhindert.

Das Ankylos liefert die Mikrospaltergebnisse, die erwartet wurden. Am oberen IAC bildet sich ein Mikrospalt aus (siehe vor allem Probennummer 5,9 und 10) und im unteren Bereich ist ebenfalls eine leichte Vergrößerung zu beobachten (Probennummer 9 und 10), welche aber wegen der geringeren Hebel kleiner ausfällt.

Generell ist Folgendes festzuhalten: Bei den verschiedenen Implantattypen konnten Mikrospalte beobachtet werden, deren exakte Bestimmung eine relativ geringe Ausdehnung der Spalte ergab (siehe 4.7). Folglich scheint die zyklische Lastapplikation mit 10 Hz und 150 N nicht zu einer starken Schädigung der Implantate zu führen.

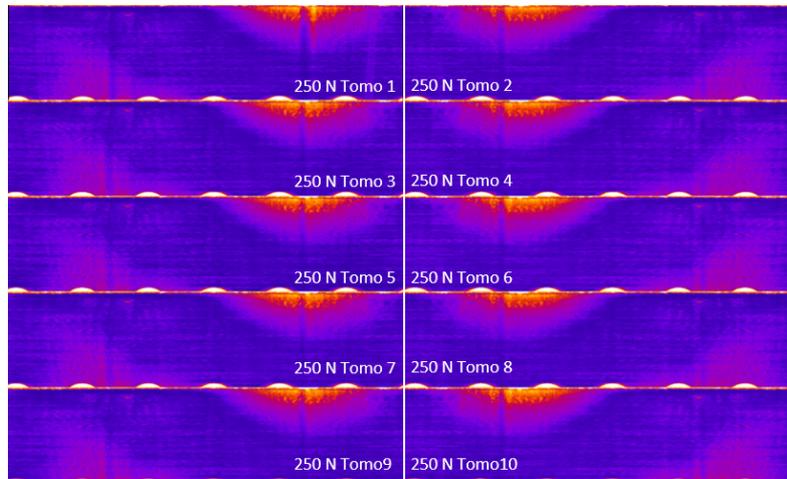
Erhöhung der In-situ-Kraftbelastung

Die Erweiterung auf mehrere Implantattypen wurde bereits in Kapitel 4.1 behandelt. Auf der Auswertung der Messung von Abbildung 4.4 basierte die Annahme, dass bei einer In-situ-Fatigue von 150 N über eine Vielzahl von Tomogrammen hinweg keine Veränderungen eintreten und das Implantatsystem konstant stabil ist. Folglich besteht der nächste Schritt in der Untersuchung höherer Fatigue-Belastungen.

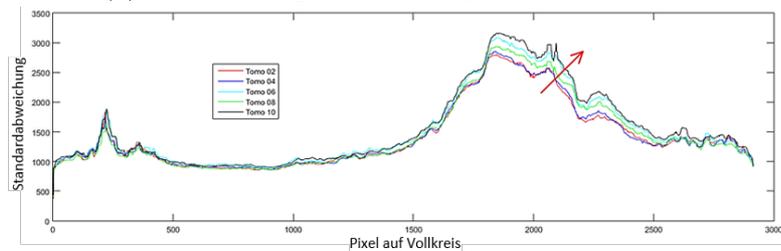
Dieser Versuchsteil wurde mit mehreren Implantattypen durchgeführt, allerdings mit einer geringeren Anzahl an Proben als im vorherigen Versuchsteil (Kapitel 4.1). Hierbei wurde das standardmäßige In-situ-Fatigue-Prozedere angewendet, mit einer erhöhten Kraftapplikation von 250 N.

In diesem Abschnitt wird das Implantat Ankylos Nummer 10 betrachtet. Die Gapmaps sind in Abbildung 4.9a dargestellt. Die Tomogramme wurden nacheinander aufgenommen und sind dementsprechend als „Tomo 1 bis 10“ benannt. Die ungeraden und geraden Gapmaps sind zueinander gespiegelt, was auf die Aufnahmekonditionen mehrerer Tomographien zurückzuführen ist⁴. Bei genauer Betrachtung fällt auf, dass sich der Umriss des Mikrospaltes mit steigender Tomographiezahl leicht verändert. Für eine bessere Visualisierung wurden die Linienprofile aller geraden Tomogramme geplottet (siehe Abbildung 4.9b). Man erkennt deutlich, dass die Standardabweichungen ansteigen und gleichzeitig ausgedehnter werden.

⁴ Die Details hierzu wurden in Kapitel 4.1 im Zusammenhang mit Abbildung 4.4 erläutert. Im Wesentlichen beruht die Spiegelung darauf, dass die ungeraden Tomogramme im Uhrzeigersinn und die geraden gegen den Uhrzeigersinn aufgenommen werden. In der Rekonstruktion wurde dies nicht berücksichtigt, folglich sind die Datensätze gespiegelt.



(a) In-situ-Fatigue von „Ankylos“ Nummer 10



(b) Linienprofile im oberen Bereich des IAC

Abb. 4.9: In-situ-Fatigue des Implantattyps Ankylos Nummer 10 bei höheren Kräften von 250 N. In (a) sind die Gapmaps der Grenzflächen aller 10 Tomogramme dargestellt. In (b) ist von den geraden Tomogrammen (2,4,6,8 und 10) das Linienprofil im oberen Bereich der Grenzfläche aufgetragen. Die in den Gapmaps nicht deutlich erkennbaren Unterschiede sind in (b) gut zu beobachten. Der Spalt wird flächiger und größer (roter Pfeil).

Dieser Zusammenhang ist in der Abbildung mit einem roten Pfeil verdeutlicht.

Die Veränderungen der Standardabweichung über mehrere Tomographien hinweg deutet klar auf eine Vergrößerung des Mikrospalts hin. Gleichzeitig scheint damit einherzugehen, dass dieser nicht nur größer, sondern auch großflächiger wird.

Der nächste Schritt besteht darin, die Fatigue-Kraft ein weiteres Mal zu erhöhen. Als Belastung werden Kräfte von 345 N gewählt. Dieser Schritt wird aufgrund der zu erwartenden Schädigung nicht mit einem Implantat aus der großen Langzeitstudie durchgeführt, um deren Ergebnisse nicht

zu beeinflussen. Das verwendete Implantat ist ein Nobel Active, folglich ist es möglich, die Resultate in Beziehung zu den vorherigen Versuchsteilen zu setzen.

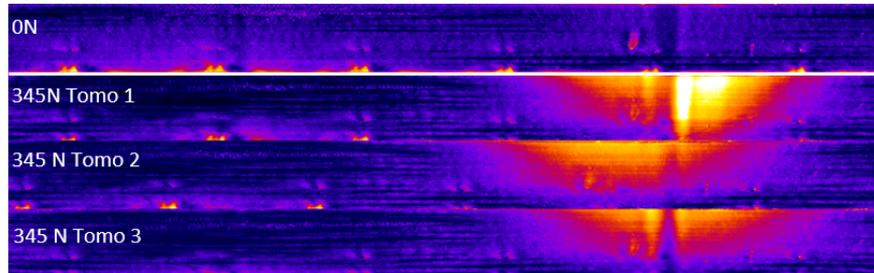


Abb. 4.10: In-situ-Fatigue-Veränderungen bei höheren Kräften. Die IAC-Grenzfläche ist in der Gapmap-Visualisierung dargestellt. (Implantattyp: Nobel Active bei 345 N In-situ-Belastung)

Die Gapmaps sind in Abbildung 4.10 zu sehen. In der ersten Zeile ist der unbelastete Zustand dargestellt. Es sind keine Vorschädigungen zu erkennen; die Verbindung zwischen Implantat und Abutment ist komplett geschlossen. Unter zyklischer Last hingegen sind große Spaltausbildungen aus den Gapmaps zu erwarten. Deren Messung ergibt die in Tabelle 4.1 präsentierten Werte.

	gemittelte Kraft [N]	Spaltgröße [μm]
Tomo 1	343	22
Tomo 2	345	18
Tomo 3	342	17

Tab. 4.1: Bestimmte Spaltgrößen für In-situ-Fatigue bei höheren Kräften (Bestimmungsfehler beträgt $\pm 2 \mu\text{m}$). Die gemittelten Kraftwerte werden aus den in Abbildung C.1 dargestellten Plots ermittelt.

Eindeutig ist eine Verkleinerung des Mikrospaltes mit steigender Tomographie-Anzahl zu beobachten. Die gleiche Tendenz ist auch bei der Gapmaps aus Abbildung 4.10 erkennbar.

Diskussion

Die an den Gapmaps und der Spaltmessung erkennbare Verkleinerung des Mikrospaltes macht eine genauere Betrachtung nötig. Hier sei auf Kapitel 3.5 verwiesen, speziell Abbildung C.1, in der die Kraftmaxima während

der drei Tomogramme dargestellt sind. Erkennbar sind bei diesem Hochbelastungstest mit 345 N Kraftschwankungen von $< 3\%$. Die Ursache für die Kraftänderung liegt darin, dass der Motor in diesem Fall weggesteuert ist und somit die Kraft nicht nachreguliert wird. Die Änderung des Mikrospaltes kann nicht auf diese geringe Kraftschwankung zurückgeführt werden: Die Kraftänderung ist nicht nur klein, sondern sie nimmt auch nicht kontinuierlich ab (siehe Tabelle 4.1), was mit einer Spaltverkleinerung korrelieren würde. Daher ist die Veränderung des Mikrospalts bei In-situ-Fatigue mit sehr hohen Kräften nur auf das Implantat zurückzuführen.

Als Erklärung für die Verkleinerung des Mikrospalts lässt sich folgende Verkettung heranziehen: Die hohen Fatigue-Kräfte erzeugen den großen Mikrospalt von Tomogramm 1. Bei weiteren zyklischen Belastungen wird das Abutment tiefer in das Implantat gedrückt, folglich verschließt sich der zuvor entstandene Spalt an der Oberseite des IAC. Gestützt wird diese These von den in Abbildung 4.10 präsentierten Gapmaps. Bei der ersten Tomographie ist am unteren Ende des IAC (erstes Bildviertel, unten) eine kleine Spaltanzeige zu beobachten. Diese helleren Bildelemente werden bei der zweiten Tomographie schwächer und sind bei der dritten gänzlich verschwunden. Somit verschwindet der anfängliche Spalt am unteren IAC durch das Absinken des Abutments. Diese Beobachtung wird im Detail in Kapitel 4.4 betrachtet, insbesondere sei auf Abbildung 4.22, die das Absinken des Abutments beleuchtet, verwiesen.

4.2 Langzeit-Fatigue-Untersuchung von Mikrospalten

Bei der Betrachtung der In-situ-Ermüdung ist man durch die limitierte Synchrotronstrahlzeit begrenzt und folglich lässt sich nur eine geringe Anzahl an Ermüdungszyklen erreichen. Daher ist man bei dieser Analyse auf den LCF-Bereich limitiert. Um dennoch das Verhalten von Zahnimplantaten bei großer Belastungszyklenanzahl zu untersuchen, wurde die in Kapitel 3.6 vorgestellte Studie durchgeführt, deren Ergebnisse nun hier vorgestellt werden [62].

Gesamtverlauf der Langzeitstudie

32 Proben waren anfänglich Bestandteil der Studie. Nach Abschluss von 1 Million Belastungszyklen waren noch 26 Proben übrig. Wie an der in der Studienablaufskizze (Abbildung 3.11) mit der ausgeführten Implantatanzahl zu erkennen ist, mussten nach 200 k Zyklen 4 Implantate und nach 1 M Zyklen 2 weitere Implantate herausgenommen werden. Somit

haben 26 Proben die Belastung von 1 Million Zyklen bestanden. In der folgenden Tabelle 4.2 sind die Proben nach den vier Implantattypen sortiert.

Implantat- typ	Zyklusanzahl kummuliert	0	100 k	200 k	1 M
	Ankylos		8	8	7
Astra Tech		8	8	7	6
Nobel Active		8	8	7	6
Bone Level		8	8	7	7
Σ		32	32	28	26

Tab. 4.2: Die jeweils verbleibende Probenanzahl, die nach den applizierten Zyklenetappen nicht defekt war, ist hier nach den Implantattypen aufgeschlüsselt. Die zyklische Belastung wurde mit einem Gewicht von 10 kg und folglich ≈ 98 N durchgeführt, für Details sei auf Kapitel 3.6 verwiesen.

Nach einer aufsummierten Zyklusanzahl von 200 k musste von jedem Typ ein Implantat der Studie entnommen werden, da das Abutment locker war. Dies war über einfache Prüfung mit den Fingern durch leichtes Rütteln feststellbar. Nach 1 M Zyklen sind zwei weitere Implantate wegen eines lockeren Abutments ausgefallen. Dies waren ein Astra-Tech- und ein Nobel-Active-Implantat. Die Schrauben, welche das Abutment zusätzlich zu der Haftreibung halten, waren bei den Implantaten des Typus Ankylos, Astra Tech und Nobel Active ohne ein Drehmomentschlüssel leicht zu entfernen. Hingegen musste bei der Entfernung des Abutments mehr Kraft aufgewendet werden. Bei weiteren Proben (wiederum Astra Tech und Nobel Active) waren sowohl die Abutmentschraube als auch das Abutment stark gelockert. Beim Bone Level musste die Schraube mit einem Drehmomentschlüssel gelöst werden, um das Abutment zu entfernen. Zusammenfassend ist festzuhalten, dass von 32 Implantaten 6 Implantate eine Belastung von 1 M Zyklen mit 98 N nicht bestanden. Andererseits ist hervorzuheben, dass keines der 32 Implantate bei dieser Studie gebrochen ist.

Diskussion

Das zu beobachtende schwere Lösen der Schraube bei den Bone-Level-Implantaten ist bei genauer Betrachtung auf den langgestreckten konischen Schraubenkopf zurückzuführen. Die übrigen Implantattypen wiesen keine vergleichbaren Auffälligkeiten auf. Für die Diskussion des schweren Lösens sei aus Kapitel 3.6 auf Abbildung 3.12, Bildteil 4 hingewiesen. Die konische Kontaktfläche des Schraubenkopfes ist sogar länger als die des IAC (0,72 mm beim IAC im Vergleich zu 1,086 mm beim Schraubenkopf). Daher liegt es nahe, dass der Schraubenkopf über die größere Auflage- und Kontaktfläche einen entsprechend stärkere Haftreibung aufweist, welche zu einem schwereren Lösen dieses Schraubentyps führt.

Entwicklung der auftretenden Spaltgrößen in der Langzeitstudie

In der betrachteten Studie wurden zwischen den Ermüdungskampagnen mittels Radiographie oder Tomographie die Spaltgrößen bestimmt. Die Spaltbestimmung der Radiographie-Messungen erfolgte nach dem in Kapitel 3.3 dargestellten Verfahren, für die Tomographie-Messungen sei auf Kapitel 3.3 verwiesen. In Abbildung 4.11 ist der Median der Spaltgröße gegen die applizierte Zyklenzahl aufgetragen, die Messung erfolgte nach den jeweiligen Ermüdungskampagnen. Die detaillierten Graphen sind in Anhang A.2 zu finden. Die Spaltgrößen wurden am oberen und unteren Rand der Implantat-Abutment-Kontaktfläche bestimmt. Dies ist in jeweils eigenen Grafiken dargestellt. Die eingezeichneten Fehlerbalken entsprechen der Standardabweichung der jeweiligen Messkampagne. Die Details sind den Tabellen B.1 und B.2 zu entnehmen.

Für die oberen Spaltgrößen im Neuzustand gilt, dass fast alle Implantate komplett geschlossen sind. So beträgt die Spaltgröße $\approx 0,1 - 0,2 \mu\text{m}$. Allein das Astra-Tech-Implantat sticht mit einer unteren Spaltgröße von $4,25 \mu\text{m}$ heraus.

Bei einer steigenden Zyklenzahl ist für die oberen Spaltgrößen bei den drei Typen Nobel, Astra Tech und Bone Level (Aufzählung erfolgte von großer Spaltentwicklung zu kleiner) ein ähnlicher Kurvenverlauf zu beobachten. Bei diesen ist nur die Ausprägung des Spalts unterschiedlich stark. Des Weiteren ist bei der letzten Ermüdungskampagne (auf 1 MZyklen) teilweise ein leichtes Abfallen der Spaltgröße zu beobachten. Von diesem Verhalten unterscheiden sich deutlich die Implantate des Typs Ankylos, welche bei 1 MZyklen eine weitere Öffnung des Spaltes um $1 \mu\text{m}$ aufweisen.

Für den unteren Mikrospalt lassen sich wieder Paare mit ähnlichen last-induzierten Ergebnissen finden. So verhalten sich das Nobel- und das

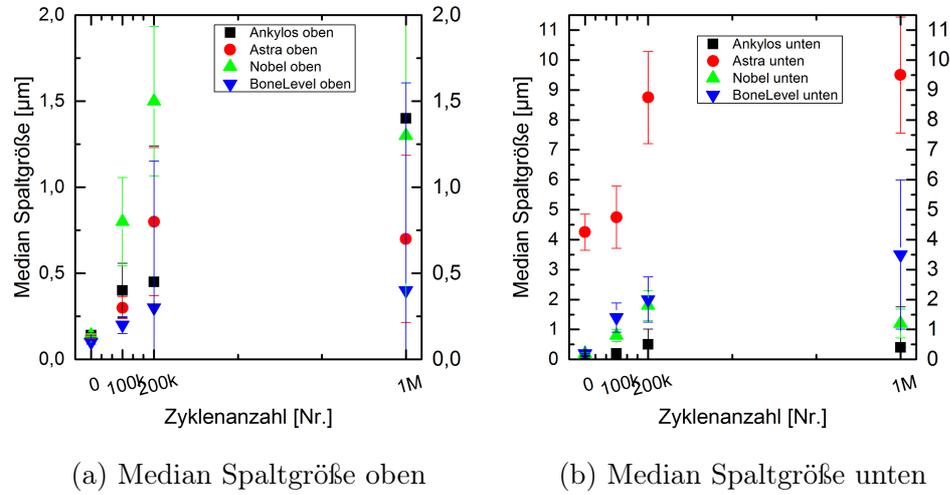


Abb. 4.11: Mittlere Spaltgrößen verschiedener Implantattypen im unbelasteten Zustand (0 N). Exakte Werte sind im Anhang in den Tabellen B.1 und B.2 zu finden, Diagramm nach [62].

Ankylos-Implantat insofern ähnlich, als nach einer anfänglichen Spaltbildung bei der großen Ermüdungskampagne im weiteren Verlauf kaum Veränderungen festzustellen sind. Bone Level hebt sich unter dem Aspekt der Lastapplikation von 1 MZyklen von den anderen beiden leicht ab. Hierbei ist nämlich bei jedem Ermüdungsschritt eine Spaltvergrößerung von 0,6 bis 1,5 μm messbar. Wie ebenfalls bei den In-situ-Fatigue-Messungen aus Kapitel 4.1 zu beobachten war, weist das Astra-Tech-Implantat am unteren Ende des IAC stets den größten Spalt auf. Ebendies ist auch in Abbildung 4.11b zu beobachten. Der anfänglich starke Anstieg der Mikrosplattgröße (+4 μm), insbesondere zwischen 100 k und 200 kZyklen, setzt sich beim Schritt auf die 1 MBelastungszyklen aber nicht fort. Hier ist nur noch ein „relativ moderater“ Anstieg von 1,25 μm zu beobachten. Im Median beträgt die Spaltgröße 9,5 μm . Die größten Spaltwerte für den interessanten oberen IAC-Bereich sind in Tabelle 4.3 zusammengetragen. Der zugehörige Stand der Langzeitfatiguestudie ist in der dritten Spalte aufgeführt.

Implantattyp	Median Spaltgröße	nach X Zyklen
Ankylos	$(1,40 \pm 1,99) \mu\text{m}$	1 M
Astra Tech	$(0,80 \pm 0,43) \mu\text{m}$	200 k
Nobel	$(1,50 \pm 0,43) \mu\text{m}$	200 k
Bone Level	$(0,40 \pm 1,21) \mu\text{m}$	1 M

Tab. 4.3: Zusammenstellung der maximalen Median-Spaltgrößen am oberen IAC. Der Fehlerbereich ist die Standardabweichung der ermittelten fünf bis sechs Messwerte.

Die Tabelle verdeutlicht die in Abbildung 4.11 beobachtete Tatsache, dass die maximale Ausprägung des Mikrospalts nicht immer bei 1 M Zyklen festzustellen ist.

Da bereits aus Abbildung 4.11 a) und b) ersichtlich ist, dass am oberen IAC-Rand nicht immer die größten Spaltwerte bestehen, sind die globalen Maxima in Tabelle 4.4 zusammengetragen.

Implantattyp	Median-Spaltgröße	nach x Zyklen	IAC-Lage
Ankylos	$(1,40 \pm 1,99) \mu\text{m}$	1 M	oben
Astra Tech	$(9,50 \pm 1,94) \mu\text{m}$	1 M	unten
Nobel	$(1,80 \pm 0,50) \mu\text{m}$	200 k	unten
Bone Level	$(3,50 \pm 2,49) \mu\text{m}$	1 M	unten

Tab. 4.4: Zusammenstellung der global größten Median-Spaltgrößen, unabhängig von deren Position. Der Fehlerbereich ist die Standardabweichung der ermittelten fünf bis sechs Messpunkte.

Man kann bei drei Implantattypen (nicht beim Nobel) ein leichtes Absinken des Implantates beobachten. Dies wird detaillierter in Kapitel 4.4 betrachtet.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass bei allen Implantattypen ein Anstieg der Spaltgröße zu beobachten ist. Allerdings sind bei Bone Level und Astra Tech die entstandenen Spaltgrößen nicht stark ausgeprägt. Hingegen kann man bei Ankylos und Nobel Active von einem existierenden Mikrospalt sprechen. Deutlich anders gestalten sich die globalen Maxima der Spaltgrößen: Diese sind bei drei von vier Typen im unteren IAC-Bereich aufgetreten.

Veränderung bei statischer Lastapplikation

Bisher wurden bei der Langzeit-Fatigue-Studie die Spaltgrößen nur im unbelasteten Zustand tomographiert und betrachtet, nachdem diese der

zyklischen Belastung ausgesetzt waren. Zusätzlich zu den unbelasteten Messungen wurden je nach 200 k und nach 1 M Zyklen Tomogramme unter einer statischen Last von 120 N bzw. 150 N gemessen. Diese Messungen werden nun in diesem Kapitel betrachtet.

Nach 200 k Zyklen: Bei 200 k Ermüdungszyklen wurden nur ein Exemplar pro Typ untersucht. Diese Werte sind in Tabelle 4.5 aufgeführt.

Implantattyp (200 k Zyklen)	IAC Position	Spalt bei 0 N in [μm]	Spalt bei 120 N (stat.) in [μm]	Δ Spaltver- änderung in [μm]
Ankylos Nr. 3	oben	0,45 ⁵	3,5	3,1
	unten	0,6	0,6	0
Astra Tech Nr. 3	oben	0,3	1,4	1,1
	unten	10,0	10,5	0,5
Nobel Nr. 5	oben	1,5	3,0	1,5
	unten	2,5	2,5	0
Bone Level Nr. 3	oben	0,4	1,8	1,4
	unten	0,8	1,6	0,8

Tab. 4.5: Vergleich der Spaltgrößen ohne und mit Last (120 N) nach einer Fatigue-Ermüdung von 200 k Zyklen.

Betrachtet man die Veränderungen der Spaltgrößen beim Aufbringen einer Last von 120 N, so fällt auf, dass die Spaltgrößen im oberen IAC-Bereich größer werden. Ankylos weist den größten Anstieg auf (3,1 μm) und Astra Tech mit 1,1 μm den kleinsten. Im unteren Bereich der Kontaktfläche ist nur bei Astra Tech und Bone Level eine Vergrößerung festzustellen. Das Astra-Tech-Nummer-3-Implantat hat im unteren Bereich, wie anhand der Abbildung A.3b zu erkennen ist, eine große Schädigung von 10 μm bei der Ermüdungskampagne auf 200 k Zyklen erfahren. Die Aufbringung einer Last von 120 N scheint keine wesentliche Veränderung hervorzurufen.

Nach 1 M Zyklen: Nach der Ermüdungskampagne auf 1 M Zyklen wurden im Anschluss an die unbelasteten Messungen (0 N) solche mit einer

⁵ Dieser Wert stellt den Median der Messreihe dar, da für diesen Messpunkt keine eigene Messung vorliegt.

statischen Last von 150 N durchgeführt. Die aus den erstellten Tomogrammen ermittelten Spaltgrößen sind in dem Streudiagramm in Abbildung 4.13 geplottet.

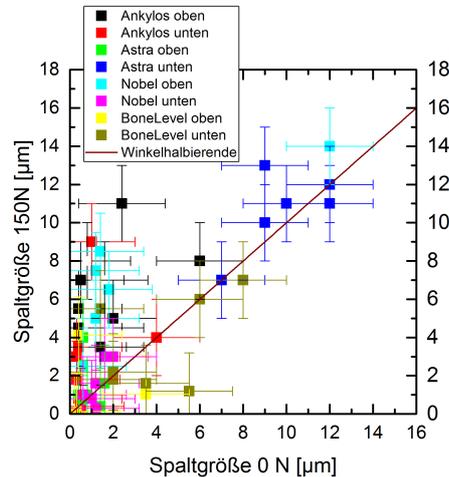


Abb. 4.12: Median-Spaltgröße oben

Abb. 4.13: Streudiagramm der Spaltgrößen von unbelasteten (0 N) und 150 N belasteten Zahnimplantaten. Die Fehlerbalken beziehen sich auf den Bestimmungsfehler von $\pm 2 \mu\text{m}$.

Zu beachten ist hier, dass in dieser Darstellungsart eine Trennung nach Implantattypen und IAC-Orientierung schwerfällt. Der Vorteil dieses Plots ist, dass klar wird, dass eine globale Vergrößerung der Spalte vorliegt. Daneben gibt es eine große Anzahl von kleinen Spaltgrößen ($< 2 \mu\text{m}$), die sich unter der statischen Last stark öffnen (Abbildung 4.13, linkes Bild dachtel oberhalb der Winkelhalbierenden). Maximal sind Veränderungen von bis zu $8,6 \mu\text{m}$ messbar (Ankylos Nr. 10). Bei der ganzheitlichen Betrachtung aller Messpunkte lässt sich der Median der Spaltveränderung auf $(2,2 \pm 1,3) \mu\text{m}$ bestimmen⁶.

Um präzisere Aussagen zu treffen, wurde in Abbildung 4.14 eine Trennung zwischen oberem und unterem IAC-Bereich vorgenommen. Des Weiteren wurde auf die Ordinate die Spaltveränderung im Verhältnis zu der 0 N-Spaltgröße aufgetragen.

Anhand dieser Plots lassen sich nun die feinen Tendenzen gut herausarbeiten. So ist erkennbar, dass sich im oberen Bereich die kleinen Spalte größtenteils stark öffnen. Im unteren IAC-Bereich sind bei 0 N ver-

⁶ Hierfür wurden die Einträge aus Tabelle 4.6 herangezogen.

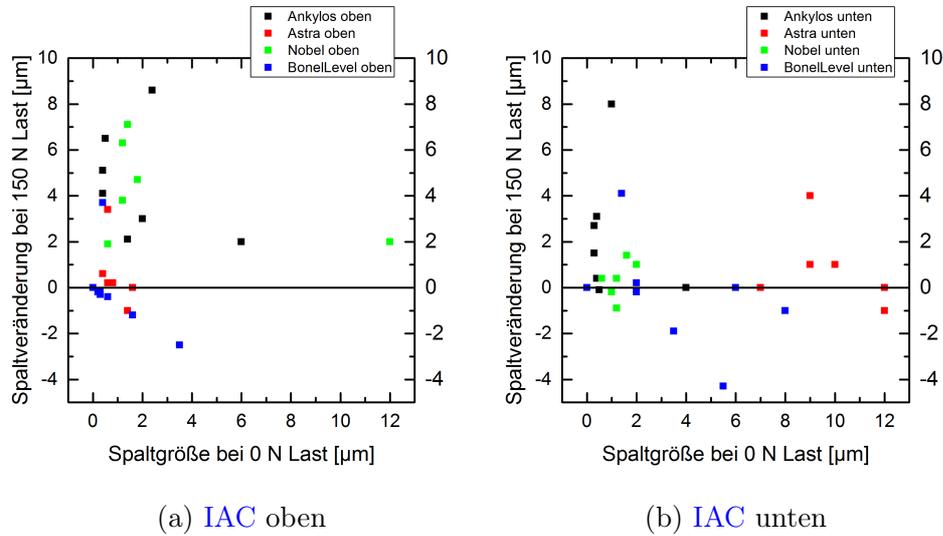


Abb. 4.14: Langzeit-Fatigue-Spaltgrößengleich zwischen 0 N und 150 N. Die Spaltgrößenveränderung ΔSpalt ist in die vier Implantattypen aufgeschlüsselt. Die erkennbaren Linearitäten werden in Kapitel 4.2 behandelt. Die angefitteten Ausgleichsgeraden sind in Anhang A.3 in der Abbildung A.4 dargestellt.

stärkt die großen Spaltwerte zu finden. Vor allem ist hier das Astra-Tech-Implantat zu nennen, ebenso wie Bone Level. Die Spaltgrößen verändern sich auch hier unter Last, allerdings unterliegt dies einer starken Streuung. Das geht so weit, dass teilweise auch Schließungen zu beobachten sind.

Detailbetrachtung der Implantattypen

Nach der generellen Betrachtung werden nun die einzelnen Implantattypen analysiert.

Ankylos Die Veränderungen beim Ankylos im oberen Bereich sind am auffälligsten. So sind im oberen IAC-Bereich die kleinen Spalte bei 0 N bei einer Belastung weit geöffnet ($\approx 4 - 8 \mu\text{m}$). Auch im unteren IAC-Bereich ist eine lastinduzierte Vergrößerung zu beobachten, allerdings fällt diese kleiner aus. So existieren 3 Implantate, bei denen fast keine Veränderung detektierbar ist (d. h. $\Delta\text{Spalt} < 1 \mu\text{m}$). Diese visuellen Beobachtungen werden gestützt durch die Betrachtung der Medianwerte der Spaltveränderungen, welche in Tabelle 4.6 für alle Implantattypen aufgeführt sind.

Implantattyp (1 M Zyklen)	Median der Spaltveränderung 0 N zu 150 N oben	Median der Spaltveränderung 0 N zu 150 N unten
Ankylos	$\Delta_{\text{Spalt}}(4,1 \pm 2,4) \mu\text{m}$	$\Delta_{\text{Spalt}}(2,1 \pm 2,9) \mu\text{m}$
Astra Tech	$\Delta_{\text{Spalt}}(0,2 \pm 1,6) \mu\text{m}$	$\Delta_{\text{Spalt}}(1,0 \pm 2,0) \mu\text{m}$
Nobel	$\Delta_{\text{Spalt}}(4,3 \pm 2,1) \mu\text{m}$	$\Delta_{\text{Spalt}}(0,4 \pm 0,8) \mu\text{m}$
Bone Level	$\Delta_{\text{Spalt}}(-0,3 \pm 1,8) \mu\text{m}$	$\Delta_{\text{Spalt}}(-0,6 \pm 2,7) \mu\text{m}$

Tab. 4.6: Medianwerte der Spaltveränderungen bei einer Lastapplikation von 150 N. Der Fehlerbereich ist die Standardabweichung.

Die durchschnittliche Spaltvergrößerung des Ankylos liegt bei $\Delta_{\text{Spalt oben}}(4,1 \pm 2,4) \mu\text{m}$ und $\Delta_{\text{Spalt unten}}(2,1 \pm 2,9) \mu\text{m}$.

Astra Tech Betrachtet man nun die Ergebnisse der Astra-Tech-Implantate, ist für den oberen Bereich bei Belastung kaum eine Veränderung festzustellen. Für den unteren Bereich ist festzuhalten, dass die großen Mikrospalten noch weiter aufgehen, allerdings ist die Veränderung mit $\Delta_{\text{Spalt unten}}(1,0 \pm 2,0) \mu\text{m}$ eher geringer ausgefallen und weist eine relativ große Streuung auf.

Nobel Active Die Nobel-Active-Implantaten öffnen sich, ausgehend von vergleichsweise kleinen Spalten des unbelasteten Zustandes, relativ weit. Als Besonderheit ist hier ein fast linearer Zusammenhang zwischen der anfänglichen Spaltgröße und der Spaltöffnung unter Last zu beobachten. Ein linearer Fit ergibt für diesen Zusammenhang zwischen dem anfänglichen Mikrospalt und der Vergrößerung unter einer Last von 150 N folgende Gleichung:

$$\Delta_{\text{Spalt}_{150\text{N}}} = 3,67 \cdot \text{Spalt}_{0\text{N}} + 0,1 \mu\text{m}. \quad (4.1)$$

Die angepasste Kurve ist in Anhang A.3 in Abbildung A.4 eingefügt. Für den unteren IAC-Bereich lässt sich kein derart systematisches Verhalten erkennen. Diese nichtvorhandene Tendenz ist auch am Median der Spaltveränderung in Tabelle 4.6 abzulesen.

Bone Level Zuletzt werden die Bone-Level-Implantate betrachtet. Im unteren IAC-Bereich ist keine eindeutige Tendenz zu erkennen, nur einen

große Streuung der Messwerte. Gleiches ist auch den Medianwerten (Tabelle 4.5) zu entnehmen. Wendet man sich den Spaltveränderungen am oberen IAC-Rand zu, ist, wie beim Nobel-Implantat, ein lineares Verhalten zu beobachten. Daher wurde auch bei diesem Implantattyp eine lineare Anpassung vorgenommen, welche folgende Gleichung ergibt:

$$\Delta\text{Spalt}_{150\text{N}} = -0,71 \cdot \text{Spalt}_{0\text{N}} - 0,015 \mu\text{m}. \quad (4.2)$$

Die negative Steigung entspricht einer Verkleinerung der Spalte bei einer Last von 150 N. Dieses Schließverhalten ist auch der Tabelle 4.6 zu entnehmen.

Diskussion

Die Spaltöffnung nach der zyklischen Belastung ist bei allen Implantaten im unbelasteten Zustand vorhanden. Allerdings sind bei genauer Betrachtung der Varianzen und der Messfehler Einschränkungen zu vorhanden. Die Messfehler der Spaltbestimmung belaufen sich auf einen Bestimmungsfehler von $\pm 2 \mu\text{m}$. Dieser ist in der Abbildung 4.11 nicht aufgetragen, da die aus der Statistik der Probenexemplare erhobene Varianz bei diesem Versuchsteil das geeignetere Fehlermerkmal darstellt, um probentypspezifische Beobachtungen zu tätigen. Die aufgeführte Standardabweichung setzt sich aus den fünf bis sechs Probenexemplaren, die pro Implantattyp untersucht wurden, zusammen. Detaillierte Plots sind in Anhang A.2, Abbildung A.2 und A.3 dargestellt.

Anhand dieser Plots ist gut erkennbar, dass in den ersten drei Messkampagnen die Streuung bei den Typengruppen recht gering ausfällt. Anders gestaltet sich dies bei der letzten Messkampagne (1 MZyklen), wo eine größere Varianz auftritt. Besonders hervorzuheben sind die Proben Ankylos Nummer 9 (oben), Nobel Nummer 6 (oben) und Bone Level Nummer 6 (oben). Daher ist bei der Betrachtung und Bewertung der Spaltveränderungen die relativ große Standardabweichung von bis zu $\pm 1,99 \mu\text{m}$ ⁷ ein wichtiger Aspekt, vor allem, wenn der gemessene Spalt auf $1,4 \mu\text{m}$ ⁷ bestimmt wurde.

Fertigungstoleranzen und absichtliche Unterschiede in den Konuswinkeln von Implantat und Abutment können in Bewegungsspielräumen resultieren. Solche Unterschiede könnten den anfänglich großen Spalt im unteren IAC bei den Astra-Tech-Implantaten erklären ($4,25 \mu\text{m}$).

Die Arbeit von Aguirrebeitia u. a. [3] betrachtet den Zusammenhang zwischen Spaltformation und Winkel des Konus sowie dem daraus resultie-

⁷ Dies ist die Median-Spaltgröße der unbelasteten Langzeit-Fatigue-Studie Ankylos oben (siehe Tabelle B.1).

renden Hebel. Dieser Hebel ist abhängig von der Länge der Kontaktfläche zwischen Implantat und Abutment (IAC), dem Konuswinkel sowie dem Punkt und der Richtung der Kraftapplikation. Ein solcher Zusammenhang ist bei dieser Studie nicht eindeutig wiederzufinden. Für die Spaltformation ist eher von Bedeutung, wie sich das Implantatsystem nach unten fortsetzt. So kann sich ein Anstoßen des Abutments im Bereich des Rotationsindex positiv auf die Deformationseigenschaften des Implantatsystems auswirken, da so ein günstiger Hebel entsteht. Allerdings wurde dies in dieser Arbeit bei anderen Versuchsteilen, vorwiegend bei höheren Kräften, beobachtet.

Auch wenn die Spaltvergrößerungen relativ klein ausfallen (Größenordnung μm), ist dennoch ein Eindringen von bakteriellen Lipopolysacchariden [29, 28] möglich. Neben Bakterien lässt sich teilweise auch Abrieb-schmutz beobachten (siehe beispielsweise der untere Teil des IAC einer In-situ-Messung in Abbildung 4.8a). Des Weiteren ist solch ein Abrieb auch in den REM-Bildern erkennbar, die in [62] zu finden sind.

Veränderung bei statischer Lastapplikation

Nach 200 k Zyklen Da bei diesem Ermüdungszustand nur ein Exemplar pro Implantattyp statisch belastet wurde, ist eine Standardabweichung nicht vorhanden und kann für die Bewertung nicht hinzugezogen werden. Die Bestimmgenauigkeit von $\pm 2 \mu\text{m}$ lässt nur die Ankylo-Spaltvergrößerung von $3,1 \mu\text{m}$ als belastbar bestehen. Generell scheinen sich die kleinen Spalten im unbelasteten oberen IAC-Bereich bei Last zu vergrößern. Da nach 1 M Zyklen wieder kleinere Spalte festzustellen sind als unter Last, scheint die Kraft von 120 N nur elastische Verformungen hervorzurufen.

Nach 1 M Zyklen Die globale Spaltvergrößerung beim Aufbringen von 150 N führt hier zu der beobachteten Median-Veränderung um $2,2 \mu\text{m}$. Betrachtet man die Standardabweichung dieser ($\pm 1,3 \mu\text{m}$), ist dies eine ebenso belastbare Aussage, wie wenn man die Bestimmungsgenauigkeit des angewendeten Verfahrens von $\pm 2 \mu\text{m}$ zur Bewertung hinzuzieht. Auch wenn einschränkend festzuhalten ist, dass bei dem letztgenannten Aspekt der Fehlerbetrachtung die Verlässlichkeit eher gering ausfällt.

Wie schon nach 200 k 150 N-Zyklen geschlussfolgert wurde, scheint bei 150 N der elastische Bereich noch nicht überschritten zu sein. Die einzelnen Ausreißer (Ankylos und Nobel) sind eindeutig als solche identifizierbar (siehe Abbildung A.2a und A.3c). Es besteht die Möglichkeit, dass sich die Abutmentfixierung evtl. minimal gelöst haben könnte. Dadurch

wäre eine singuläre Spaltvergrößerung erklärbar. Dennoch ist festzuhalten, dass eine grobe Lockerung nicht beobachtet wurde.

Bezüglich der erstellten linear Fits (Gleichung 4.1 und 4.2) ist einschränkend zu erwähnen, dass diese nur für die kleinen anfänglichen Spalten gelten, d. h. für Spaltgrößen von 0 bis $4\ \mu\text{m}$, da nur in diesem Bereich Messpunkte vorliegen. Es ist zu vermuten, dass bei größeren Spalten die Spaltveränderungen kleiner ausfallen. Verglichen mit dem Nobel-Fit ist der Bone-Level-Fit passender, da die Werte hier deutlich weniger streuen.

Vergleich von statischer und zyklischer Belastung

Nach der Betrachtung des Verhaltens der Implantattypen bei mehreren Ermüdungszyklen (Kapitel 4.2) und dem Vergleich zwischen den unbelasteten und den belasteten Spaltgrößen (Kapitel 4.2) folgt nun die Erweiterung um die zyklische Ermüdung.

Diese Messungen wurden nach der letzten Ermüdungskampagne durchgeführt. Somit sind diese Implantate vorgeschädigt, die Ausgangsspaltgrößen sind den Abbildungen A.2 und A.3 (1 M Zyklen, „blaue“ Kurven) zu entnehmen. Die Reihenfolge der bei dieser Strahlzeit bestimmten Spaltgrößen entspricht den in dieser Arbeit präsentierten Ergebnissen:

- Ermüdung auf 1 M Fatiguezyklen,
- 0 N-Messungen,
- Messungen bei einer **statischen** Last von 150 N,
- Spaltbestimmung bei einer **zyklischen** Last von 150 N.

Dem ist zu entnehmen, dass die zyklischen Messungen auf die statischen folgten, somit ist eine belastbare Vergleichbarkeit der Spaltveränderungen möglich. Die Ergebnisse sind in Abbildung 4.15 für jedes Implantat geplottet.

Als generelles Verhalten ist in Abbildung 4.15 erkennbar, dass die statischen Spaltgrößen meist über den zyklischen liegen. Beim Astra Tech sind die größeren Spalte wieder im unteren IAC-Bereich zu finden, ebenso wiedererkennbar ist das Nobel-Active-Implantat Nummer 6, welches durch den sehr großen Mikrospace von $23\ \mu\text{m}$ bzw. $16,5\ \mu\text{m}$ als außergewöhnlich geschädigt klar zu identifizieren ist. Die zyklischen Messungen des Bone Level Nummer 9 fehlen, da ein unbehebbarer Fehler in der Datenverarbeitung unterlaufen ist⁸. Für eine bessere Erkennbarkeit sind in

⁸ Explizit liegt hier kein Versagen des Implantates vor.

4.2 Langzeit-Fatigue-Untersuchung von Mikrospalten

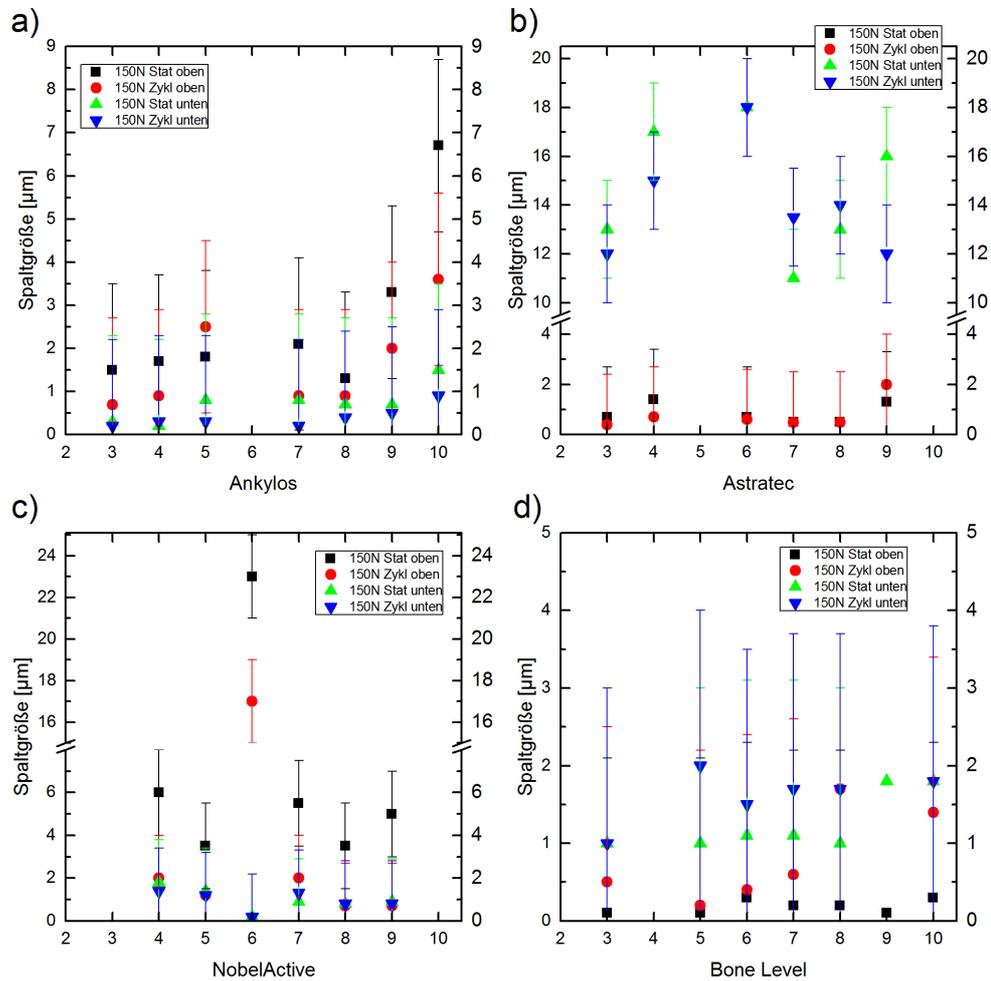


Abb. 4.15: Spaltgrößen unter 150 N statischer Belastung und unter 150 N zyklischer Last. Von jedem Implantattyp wurden mind. sechs baugleiche Implantate untersucht. Als Fehlerbalken ist hier die Bestimmgenauigkeit der Spaltgröße aufgetragen ($\pm 2 \mu\text{m}$). Die eingezeichneten Linien dienen zur Verbesserung der Sichtbarkeit.

Abbildung 4.16a die Medianwerte der ermittelten Spaltgrößen aufgetragen.

Die in der großen Übersicht (Abbildung 4.15) vermutete generelle Tendenz, dass bei zyklischer Belastung der Spalt kleiner ausfällt, wird in Abbildung 4.16 bestätigt. So kann nach der Bildung der Differenz zwischen zyklischer und statischer Last für den oberen IAC-Bereich folgende Reihe aufgestellt werden:

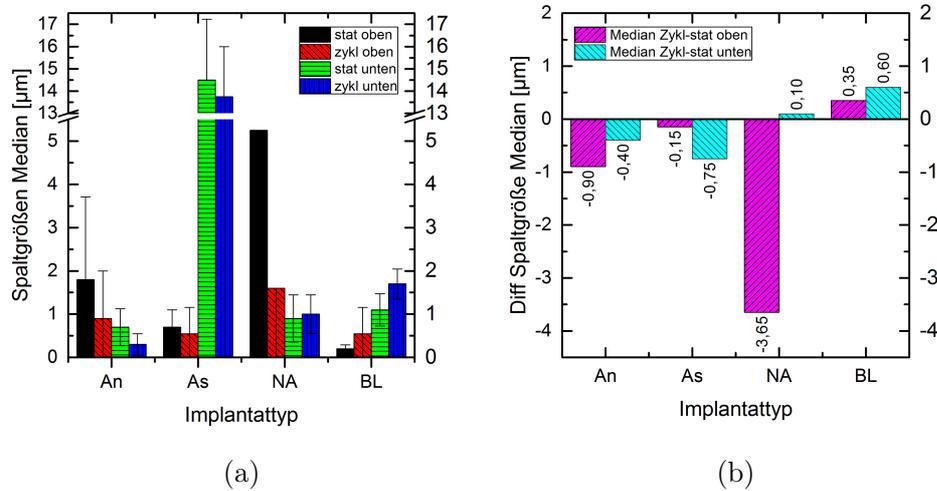


Abb. 4.16: Detaillierte Betrachtung der Unterschiede zwischen zyklischer und statischer Last von 150 N. Die Aufteilung erfolgte entsprechend den vier Implantattypen Ankylos (AN), Astra Tech (AS), Nobel Active (NA) und Bon eLevel (BL).

a) Auftragung der Medianwerte (exakte Messwerte sind im Anhang in Tabelle B.3 zu finden). Der dargestellte Fehlerbalken ist die Standardabweichung.

b) Differenzen dieser Medianwerte zwischen zyklischen und statischen Messwerten. Die exakten Werte sind in der Grafik eingetragen.

1. Nobel mit einer Differenz von $-3,65 \mu\text{m}$,
2. Ankylos mit einer Differenz von $-0,9 \mu\text{m}$,
3. Astra Tech mit einer Differenz von $-0,15 \mu\text{m}$.

Im unteren IAC-Bereich ist ein so deutlicher Unterschied nicht mehr erkennbar. Neben den Astra-Tech-Implantaten mit einer kleineren Spaltgrößendifferenz von $-0,75 \mu\text{m}$ bei zyklischer Belastung ist noch das Ankylos mit $-0,4 \mu\text{m}$ zu erwähnen. Wie schon im vorherigen Kapitel 4.2 fällt das Bone-Level-Implantat der Firma Straumann durch ein entgegengesetztes Verhalten auf. So ist bei diesem Typ bei einer zyklischen Belastung von 150 N ein größerer Spalt vorhanden. Dies gilt auffälligerweise sowohl für den oberen als auch für den unteren IAC-Bereich.

Für die Betrachtung der Einzelveränderungen sind in Abbildung 4.17 die Differenzen der Einzelmessungen aufgetragen. Die Differenzen wurden

wie folgt bestimmt:

$$\Delta_{\text{Spalt}150\text{ N}} = \text{Spalt}_{150\text{ N zyklisch}} - \text{Spalt}_{150\text{ N statisch}}. \quad (4.3)$$

Betrachtet man wieder den oberen IAC-Bereich, so ist beim Bone Le-

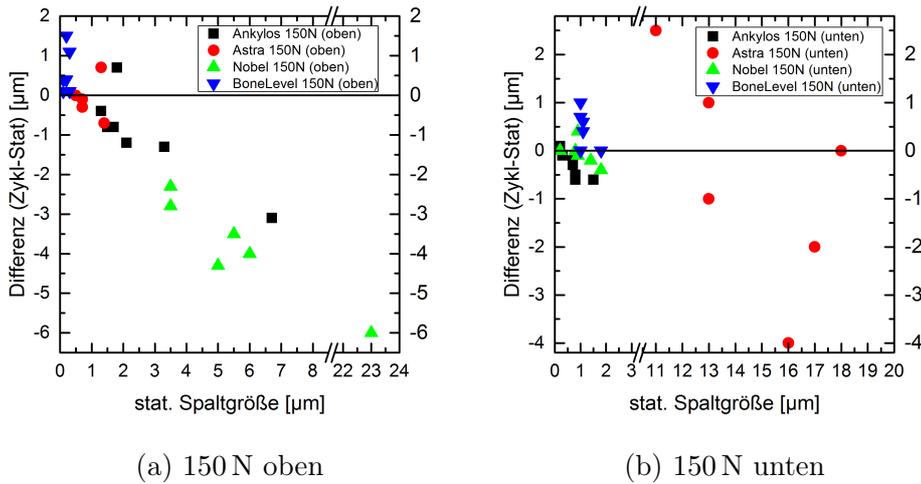


Abb. 4.17: Spaltgrößenveränderung in Abhängigkeit von der statischen Spaltgröße. Die Differenzen stellen die zyklischen Werte abzüglich der statischen dar. Für die Implantattypen Ankylos und Nobel (jeweils oben) sind die linearen Anpassungsgeraden in Anhang A.4, Abbildung A.6 dargestellt.

vel auch in den Einzelmessungen stets eine positive Spaltveränderung zu beobachten. Am auffälligsten ist aber bei den übrigen drei Typen (Ankylos, Astra Tech und Nobel) der generelle lineare Zusammenhang zwischen statischen Spaltgrößen und Spaltveränderungen bei zyklischer Last. Aus Gründen der Darstellung sind die Anpassungsgeraden in Anhang A.4, Abbildung A.6 dargestellt. Für das **Ankylos**-Implantat wurde

$$\Delta_{\text{Spaltgröße}_{\text{zykl} - \text{stat}}} = -0,51 \cdot \text{Statische Spaltgröße} + 0,36 \mu\text{m} \quad (4.4)$$

bestimmt. Für das **Nobel** Implantat ergab sich:

$$\Delta_{\text{Spaltgröße}_{\text{zykl} - \text{stat}}} = -0,59 \cdot \text{Statische Spaltgröße} - 0,56 \mu\text{m}. \quad (4.5)$$

Die geringere Spaltformation bei zyklischer Last wird in diesem linearen Zusammenhang repräsentiert durch die negative Steigung.

Für den unteren IAC-Bereich lässt sich auch bei Darstellung der Differenzen kein eindeutiges Verhalten der Implantattypen erkennen, da die Messwerte zu stark verteilt sind. Für die Typen Ankylos Nobel und Bone Level liegen die Veränderungen unter der Bestimmgenauigkeit von $\pm 2 \mu\text{m}$. Die Spaltveränderungen beim Astra Tech (unten) streuen so stark, dass hier ebenfalls keine Systematik erkennbar ist.

Diskussion

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass alle betrachteten Darstellungsvarianten gezeigt haben, dass durch zyklische Last ein kleinerer Mikrospalt erzeugt wird als bei statischer Last. Dies ist so eindeutig feststellbar, da es möglich war, mithilfe des In-situ-Apparats beide Belastungsarten mit 150 N durchzuführen. Nur die Implantate des Typs Bone Level wiesen bei zyklischer Last einen größeren Spalt auf.

Bei der Betrachtung der Tabelle 3.2 fällt auf, dass die Bone-Level-Implantate den kleinsten Durchmesser, den größten Konuswinkel und die kleinste Kontaktflächenlänge besitzen. Dies lässt vermuten, dass eine Erklärung in der besonderen Geometrie des Implantattyps zu finden ist. Die Argumentationskette schließt aus der geringeren Kontaktflächenlänge (0,72 mm) und der daraus resultierenden geringeren Fixierwirkung des IAC auf größere Bewegungsspielräume des Abutments und folglich größere Spalte, wenn schnelle, sich verändernde Lasten einwirken. Bei konstanten statischen Kräften könnte die Abutmentschraube mit ihrer auffällig langen Kontaktfläche dann zeitverzögert zu der besseren Performance führen. Allerdings haben die Nobel-Implantate mit 0,85 mm nur eine leicht längere Implantat-Abutment-Kontaktflächenlänge, womit der erste Argumetationsteil mit der IAC-Verbindung nicht so stark geltend gemacht werden kann. Die Konstruktion der Abutmentschrauben bei den Nobel-Active- und Bone-Level-Implantaten sind hingegen unterschiedlich (siehe Abbildung 3.12) und könnte Einfluss auf das verschiedene Implantatverhalten zyklischer Lastapplikation (siehe Abbildung 4.17) haben. Der Vollständigkeit halber ist zu erwähnen, dass auch nach 200 k Ermüdungszyklen ähnliche Messungen durchgeführt wurden, allerdings war bei diesen das SNR mit $\text{SNR}_{\text{Bessy } 10\text{ms}} = 23$ zu schlecht. Bei der verwendeten Strahlzeit „ESRF II“ (nach 1 M Ermüdungszyklen) konnte eine Steigerung auf $\text{SNR}_{\text{ESRFII } 10\text{ms}} = 136$ ⁹ erreicht werden. Somit scheint eine gute Auswertung der Ergebnisse nicht möglich, vor allem, da Probenbewegungen während der Belichtungszeit zusätzlich zu einer Verschlechterung des Bildsignals beitragen.

⁹ Details zu den SNR-Messungen sind in Kapitel 3.2 zu finden.

4.3 Simulationen von Zahnimplantaten unter mechanischer Belastung

Die Ergebnisse der Mikrospaldbetrachtung wurden in den vorherigen Kapiteln von der statischen über die dynamische Lastapplikation bis hin zu Langzeitversuchen im Detail vorgestellt. Das Ziel dieses Kapitels ist es die Simulationsergebnisse vorzustellen und damit die systematische Analyse von Zahnimplantaten zu vervollständigen. Die Herangehensweise und die Methodik der FEM-Simulation sind in Kapitel 3.7 aufgeführt.

Bei dem Aufbau der Simulation wird die Fixierungsfunktion der Schraube durch eine virtuelle Kraft substituiert. Deren Berechnung erfolgt über Gleichung 3.20 (siehe Kapitel 3.7). Um die Einflussgröße der Schraubkraft genauer zu beleuchten, werden bei verschiedenen Schraubkräften die simulierten Spaltgrößen ermittelt und in Abbildung 4.18 aufgetragen. Die Belastung auf die Lasteinleitkugel beträgt bei der gesamten Messung 100 N.

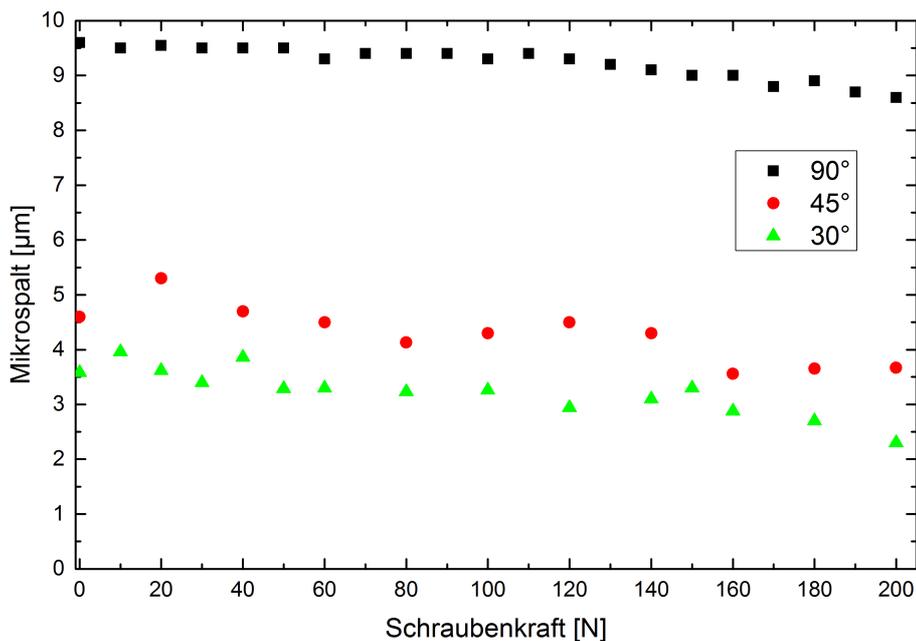


Abb. 4.18: Dargestellt ist der ermittelte Mikrospalt bei Variation der Schraubkraft. Die Last ist bei dieser Versuchsreihe konstant auf 100 N eingestellt, aus [61].

Generell ist die Veränderung der Spaltgröße mit $1\text{-}2\ \mu\text{m}$ nicht groß. Den wesentlichen Unterschied in dem Diagramm stellt die Umstellung des

Winkels der Lasteinleitung auf 90° dar. So sind bei 90° Spaltwerte von $9,5$ bis $8,5 \mu\text{m}$ festzustellen, wohingegen die beiden übrigen Winkel nur Spaltgrößen von $5,2$ bis $2,2 \mu\text{m}$ erzeugen. Bei genauer Betrachtung ist eine leichte negative Steigung aller Graphen auszumachen. Diese ist sehr gering, folglich hat die Größe der Schraubenkraft keine starke Auswirkung auf die Ausprägung des Mikrospaltes bei konischen Zahnimplantaten im Rotationsindex. Diese Schlussfolgerung wird auch dadurch gestützt, dass bei einer virtuellen Schraubenkraft von 0 N das Abutment nicht entkorkt wurde und der Mikrospalt nicht deutlich vergrößert ist.

Der nächste Untersuchungsgegenstand der FEM-Simulation ist der zentrale Punkt des Mikrospaltes bei verschiedenen Lasten und Winkeln. Die ermittelten Mikrospalte sind in Abbildung 4.19 aufgeführt.

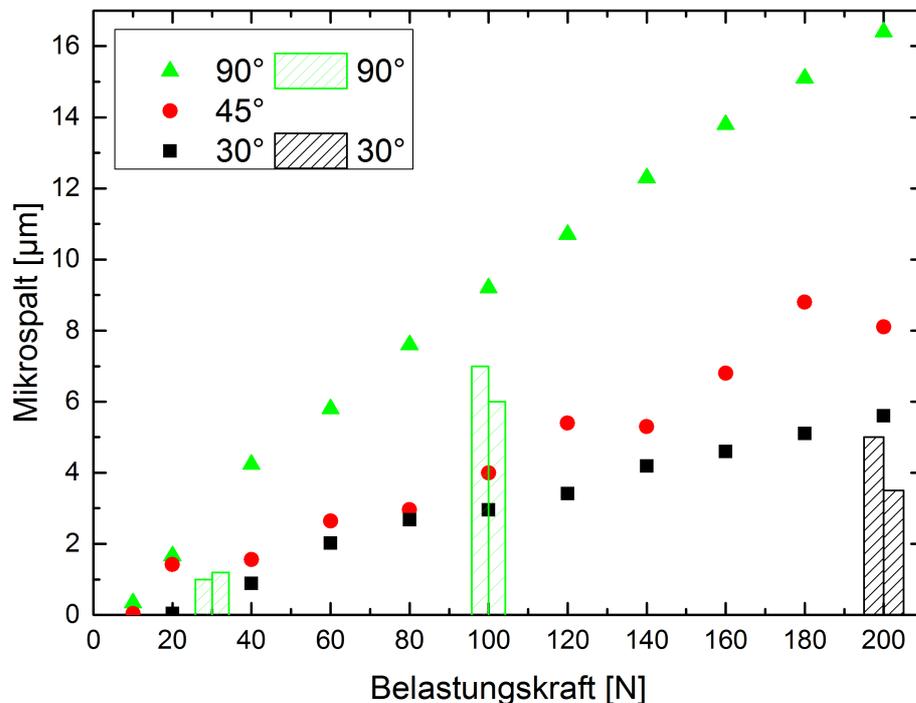


Abb. 4.19: Aufgetragen sind die aus den Simulationen ermittelten Mikrospaltgrößen. Für die Winkel 90° und 30° liegen experimentell bestimmte Mikrospaltgrößen vor, aus [61].

Es ist deutlich zu erkennen, dass mit steigender Belastung die Spaltgrößen anwachsen. Ebenso ist mit steigendem Winkel ein zunehmender Spalt festzustellen. Die Mikrospalte der Winkel 30° und 45° sind unterschiedlich, liegen aber in einer ähnlichen Größenordnung, ebenso wie auch deren

4.3 Simulationen von Zahnimplantaten unter mechanischer Belastung

Steigungen einen vergleichbaren Verlauf aufweisen. Die Ausprägung des Mikrospaltes bei einem Lasteinleitwinkel von 90° weicht von den beiden übrigen Winkeln deutlich ab. So weist der Plot eine größere Steigung auf, woraus größere Mikrospaltwerte resultieren. Bei 90° sind Spalte bis $16,5\ \mu\text{m}$ zu beobachten. Ebenfalls ist zu erkennen, dass sich zu kleinen Lastapplikationen die Mikrospalte stark verkleinern und verschließen. Neben der Simulation wurden statische Experimente mit dem experimentellen konischen Implantattyp ECI¹⁰ durchgeführt. Die aus den Radiogrammen bestimmten Spaltengrößen sind in den Tabellen 4.7 bis 4.9 aufgelistet. Der für den Vergleich mit der Simulation wichtige Mess-

	links oben in [μm]	Links unten in [μm]	Rechts unten in [μm]	Rechts oben in [μm]
ECI 1	0,8	0,1	5	0,4
ECI 2	1,5	1,2	3	2,2

Tab. 4.7: Mikrospaltgrößen des ECI bei 30 N und 90° .

	links oben in [μm]	Links unten in [μm]	Rechts unten in [μm]	Rechts oben in [μm]
ECI 1	7	0,1	11	1,1
ECI 2	6	1,1	7	1,4

Tab. 4.8: Mikrospaltgrößen des ECI bei 100 N und 90° .

	links oben in [μm]	Links unten in [μm]	Rechts unten in [μm]	Rechts oben in [μm]
ECI 1	5	0,1	8	1,1
ECI2	3,5	1,4	5	2,9

Tab. 4.9: Mikrospaltgrößen des ECI bei 200 N und 30° .

punkt ist der obere linke Bereich des IAC. Diese Werte sind in Abbildung 4.19 als Balken eingefügt. Die Farbkodierung entspricht jener der FEM-Simulationen. Generell ist festzustellen, dass die Messergebnisse der Simulation entsprechen. So ist bei einer Steigerung von 30 N auf 1400 N ein starker Anstieg in der Spaltgröße vorhanden. Ebenso ist bei einer Veränderung des Krafteinleitwinkels von 90° auf 30° eine ähnliche Spaltgröße

¹⁰ Die Abkürzung hat ihren Ursprung in der englischen Bezeichnung **E**xperimental **C**onical **I**mplant.

bei den Simulationsdaten und den experimentell bestimmten Spaltwerten zu beobachten. Dabei ist es auffällig, dass die Simulation die Realität in der Voraussage der Spaltgröße leicht überschätzt. Diese Abweichung beträgt maximal $3,5 \mu\text{m}$.

Neben der Verschiebung der Bauteilkomponenten werden bei der FEM-Simulation von Inventor noch weitere Parameter ausgegeben, unter anderem die „Von-Mises-Spannung“, welche als Falschfarben auf das Bauteil projiziert wird (siehe Abbildung 4.20, Inlay). An der Implantatschulter werden durch eine punktuelle Probe „P“ die Werte entnommen und in der Abbildung 4.20 in Abhängigkeit von der Belastungskraft aufgetragen.

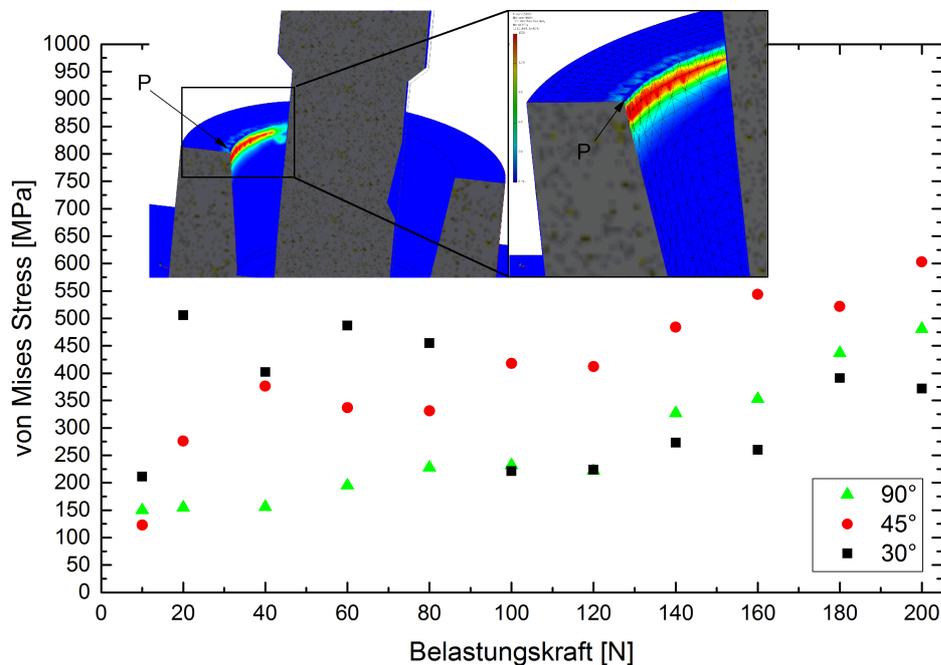


Abb. 4.20: Dargestellt ist die Von-Mises-Belastung bei Variation der Last. Ermittelt wurden die Werte an der Implantatschulter, dies ist in den Bildeinlegern durch die Markierung „P“ gekennzeichnet, aus [61].

Die Werte weisen eine starke Streuung auf und sind in dem Bereich von 150 MPa bis 600 MPa angesiedelt. Das Verhalten der Werte bei einem Lastenleitwinkel von 90° und 45° ist plausibel, wenn man bedenkt, dass bei steigender Belastung auch die Von-Mises-Spannung steigt. Der Winkel 30° weist starke Schwankungen auf. Generell ist aber festzuhalten, dass die Belastungswerte bei den applizierten Kräften nahe an der maxi-

malen Materialbelastbarkeit von 483 MPa (Streckgrenze von Titan Grade 4) liegen (der Wert ist Tabelle 3.4 entnommen).

Diskussion

Abschließend sollen im Folgenden noch einzelne Besonderheiten und Auffälligkeiten der Simulationsergebnisse beleuchtet und diskutiert werden. In Abbildung 4.19, in der der Einfluss der Schraubenkraft dargestellt ist, lässt sich der starke Anstieg des Mikrospaltes bei 90° im Vergleich zu den übrigen Messwerten der anderen Winkel mit der starken Hebelwirkung auf das gesteckte Stiftsystem bei horizontaler Krafteinwirkung erklären. An dem zweiten Ergebnisteil von Abbildung 4.19 ist ebenfalls zu erkennen, dass zu kleine Lastapplikationen die Mikrospalte stark verkleinern und verschließen. Hier ist positiv anzumerken, dass die FEM-Simulation keine unplausiblen Resultate erzeugt. Bei dem letzten Versuchsteil wurde schon auf die starken Schwankungen der Simulationsergebnisse hingewiesen. Dennoch konnte die Simulation zeigen, dass die Von-Mises-Spannungen bis in den Bereich der Streckgrenze der verwendeten Legierung reicht. Das Apartment und die Schraube weisen aufgrund einer anderen Legierung (Titan Grade 5) eine höhere Streckfestigkeit auf. Für diese Komponenten ist die Grenze hin zur plastischen Verformung noch nicht erreicht.

Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass die Mikrospaltentstehung an den Kontaktflächen zwischen dem Implantat und dem Abutment (IAC) auch über FEM-gestützte Simulationen zu beobachten sind. Die Legitimität der erstellten Simulationen konnte durch experimentelle Messungen untermauert werden. Darüber hinaus sind bei den Von-Mises-Spannungen Hinweise zu finden, die eine plastische Deformation der Implantatschulter in den Bereich des Möglichen positionieren. Hierfür sei daher auf das folgende Kapitel 4.4 verwiesen, das sich mit der Deformation der Implantatschulter (siehe Kapitel 4.4) und deren komplettem, irreversiblen Versagen beschäftigt (siehe Kapitel 4.4).

4.4 Deformationsanalysen von Zahnimplantaten

Nach der intensiven Betrachtung der Entstehung und Veränderung der Mikrospalte zwischen Implantat und dem Abutment unter der Einwirkung verschiedener Faktoren ergibt sich folgende Fragestellung: Wenn Veränderungen auch im unbelasteten Zustand detektierbar sind, muss neben der elastischen auch eine plastische Verformung stattgefunden haben, ansonsten dürften nach der Belastung keine vergrößerten Mikro-

spalte zu beobachten sein. Dieser Anfangsverdacht wurde durch die für die verwendete Titanlegierung hohen Von-Mises-Belastungswerte aus den FEM-Simulationen erhärtet. Folglich rückte die Gesamtdeformation zunehmend als zu beobachtender Aspekt in den Fokus der ganzheitlichen Betrachtung des Zahnimplantatkomplexes. Hier ist insbesondere die Außendeformation von Interesse, denn diese hat direkten Kontakt zu dem umgebenden Knochen, welcher sich aufgrund von Implantatdeformationen zurückbilden kann (siehe [37]).

Implantatdurchmesserdeformation bei durchmesserreduzierten Zahnimplantaten

Diese neuere Implantatform ist aufgrund ihres reduzierten Durchmessers in der Implantologie insbesondere für schmale Kieferknochen von Interesse und unterliegt einer steten Diskussion. Bei diesem Typus wurde das mechanische Verhalten noch nicht gänzlich durchdrungen.

Daher galt es zu untersuchen, wie eine Kraftapplikation die äußeren Abmessungen des Implantates beeinflusst. Des Weiteren soll die in der Langzeitstudie kurz thematisierte Absenkung des Implantates detaillierter betrachtet werden, um eventuelle Bewegung des Implantat-Abutment-Komplexes in ihrer Gesamtheit beschreiben zu können. Diese Betrachtungen wurden bereits in Nelson u. a. [43] veröffentlicht.

In den aufgenommenen Tomogrammen wurden die in Abbildung 3.15 markierten Längen des Implantatgesamtdurchmessers und die Durchmesser der Implantat-Abutment-Kontaktfläche (IAC) bestimmt. Diese gemessenen Größen sind in Abbildung 4.21 in Abhängigkeit von der Lastapplikation dargestellt.

Eindeutig ist bei allen bestimmten Längen erkennbar, dass die Durchmesser unter Kraftanwendung deutlich größer werden (eine Schraubendrehung von 0 bis 1,0 entspricht ca. 125 N bzw. 250 N, die Lastrichtung beträgt 45°). Bei den Astra-Tech-Implantaten ist das Astra Tech 2 bei maximaler Belastung in beiden Messstrecken mit einer stärkeren Ausdehnung besonders auffällig. Nach der Entfernung der Last reduzieren sich zwar die Durchmesser wieder, allerdings bleibt eine irreversible Ausdehnung des Implantats bestehen. Aus diesem nicht kompletten Relaxieren der Astra-Tech-Implantate ist abzulesen, dass eine plastische Deformation stattgefunden hat. Die stärkere Deformation des zweiten Astra-Tech-Implantats bei der zweiten Kraftstufe setzt sich in dem Zustand nach der Belastung fort. Betrachtet man die Differenzen zwischen dem Neuzustand der Astra-Tech-Implantate mit dem bei Maximalbelastung, so fällt auf, dass bei diesem Typ der Implantatdurchmesser stärker ausgedehnt

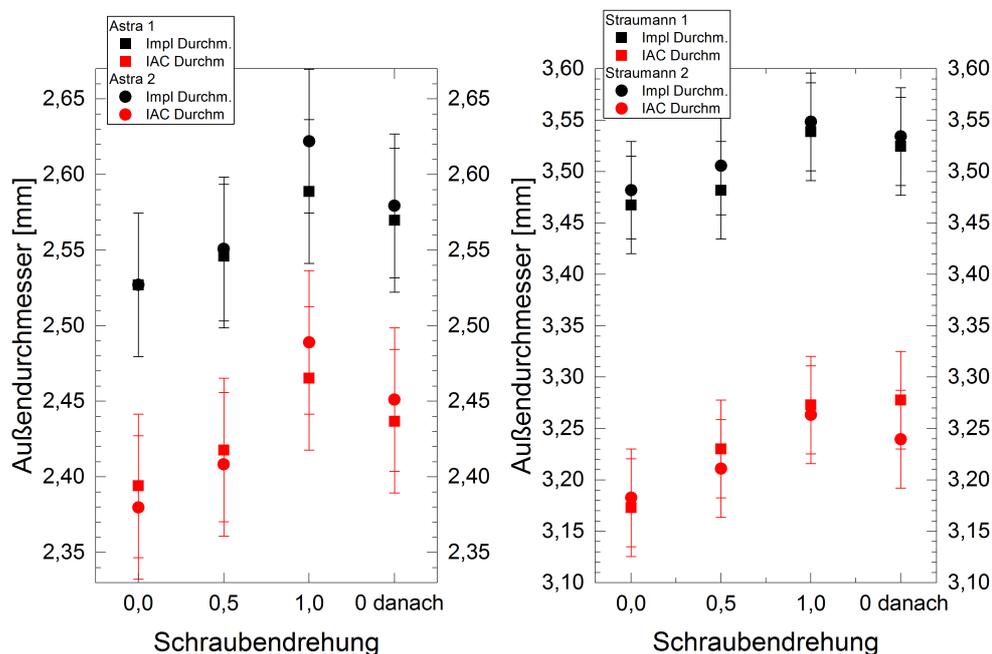


Abb. 4.21: Dargestellt sind die Durchmesser der Implantate bei verschiedenen statischen Lastapplikationen. Die Angaben der Schraubenumdrehung sind so zu verstehen, dass 0,5 und 1 Umdrehung ≈ 125 N bzw. ≈ 250 N Last entsprechen, nach [43].

wird als der kleinere innen liegende IAC-Durchmesser.

Bei der Betrachtung der Messergebnisse der Straumann-Implantate ist wie zuvor eine Vergrößerung der Durchmesser bei Kraftaufbringung zu beobachten. Allerdings sind die Veränderungen gleichförmig, das bedeutet, dass eine starke Abweichung wie die des Astra-Tech-2-Implantates bei der zweiten Kraftstufe bei den Straumann-Implantaten nicht zu beobachten ist. Nach der Entfernung der Kraft ist, wie bei dem anderen Implantattypus, eine Verkleinerung der gemessenen Durchmesser zu beobachten, gleichzeitig ist hier aber auch eine irreversible Deformation festzustellen. Bei der Betrachtung der differentiellen Veränderung ist bei den Straumann-Implantaten die Ausdehnung des IAC-Durchmessers etwas größer als die des Implantatdurchmessers. Dieses Verhalten ist gegenläufig zu dem der Astra-Tech-Implantate. Generell lässt sich für alle Implantate festhalten, dass eine herbeigeführte stärkere Schädigung nicht mehr so weit zurückgeht, dass sie im Vergleich zu der zweiten Versuchsprobe verschwindet. Somit liegt hier eine plastische Deformation des Titanimplantats vor.

Vertikale Komponente der Kraftapplikation Neben der Betrachtung der Implantatdurchmesser steht insbesondere das Verhalten des Abutments bei Kraftapplikation im Fokus dieser Untersuchung. Da die Kraftapplikation in der gesamten Arbeit unter spitzen Winkeln (30° bzw. hier 45°) erfolgt und die bisherigen Betrachtungen der Mikropalantstehung und Implantatdurchmesserveränderung im Wesentlichen in erster Näherung die horizontale Kraftkomponente als Ursache haben, gilt es nun, die vertikale Komponente der Kraftapplikation zu beleuchten. Die vertikalen Bewegungen der untersuchten Implantate Astra Tech und Straumann sind in Abbildung 4.22 aufgetragen.

Generell ist für alle Implantate festzuhalten, dass sie ein vertikales Absin-

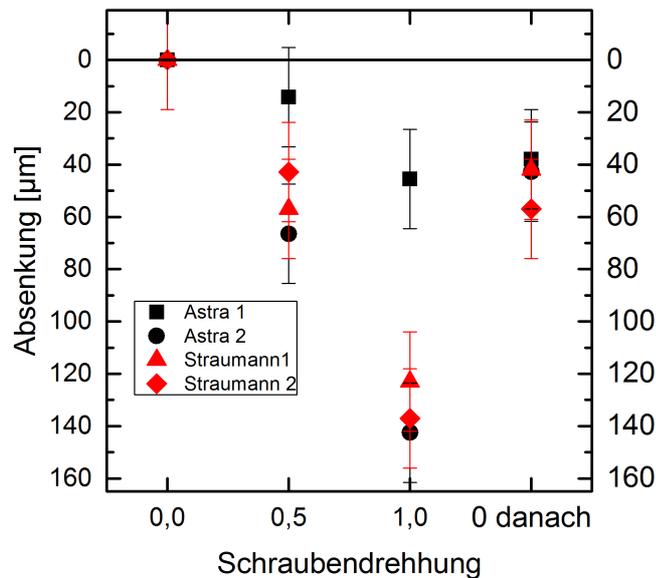


Abb. 4.22: Vertikalbewegung des Abutments in Abhängigkeit der Kraftapplikation, nach [43].

ken aufzeigen. Dieses ist nach der Entfernung der Last bei allen weiterhin vorhanden ($\approx 40 - 60 \mu\text{m}$). Auffallend ist hierbei, dass für alle Implantate ein ähnlich dauerhaftes Absinken zu beobachten ist. Bei der Betrachtung der einzelnen Typen weist, wie in Abbildung 4.21 dargestellt, das Astra-Tech-2 eine deutlich stärkere Auffälligkeit als das Astra-Tech-1-Implantat auf. Bei den Straumann-Implantaten ist hingegen kein nennenswerter Unterschied im Absinkverhalten der beiden Proben festzustellen. Als beson-

ders hervorzuheben ist die relativ große Abwärtsbewegung, im Median beträgt diese $130\ \mu\text{m}$ ¹¹.

Diskussion

Für alle untersuchten durchmesserreduzierten Implantate ist eine Vergrößerung der Durchmesser festzustellen. Ebenfalls sind bei allen in dieser Studie betrachteten Proben inelastische Deformationen zu beobachten. Die beiden Straumann-Implantatproben sind baugleich, unterscheiden sich aber in ihrer Legierung. So ist die Probe „Straumann 2“ in der Roxolid-Ausführung Bestandteil der Untersuchung. Bei diesen Implantaten lässt sich hinsichtlich der Messwerte keinerlei Unterschied zwischen den beiden Legierungstypen nachweisen. In Abbildung 4.23 sind die Sagittalschnitte der Tomogramme dargestellt. Anhand der Röntgenbilder

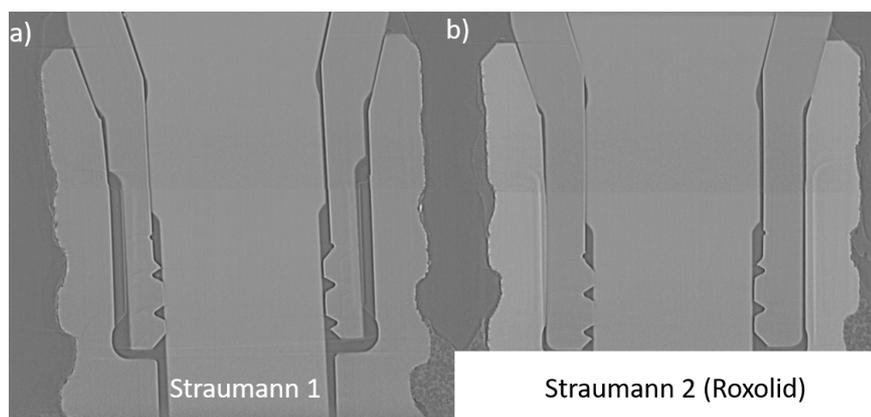


Abb. 4.23: Sagittalschnitte der Implantatproben „Straumann 1 und 2“. Erkennbar ist in Bildteil b) der um 10 % erhöhte Grauwert bei der „Straumann-2“ (Roxolid)-Implantatprobe.

ist erkennbar, dass die Schwächung der Röntgenstrahlen in dem Roxolid (Zirkonlegierung) um 10 % stärker ausfällt. In der folgenden Tabelle sind die Transmissionen von monoenergetischer Röntgenstrahlung eingetragen¹².

Element (Ordnungszahl)	Dichte in $[\text{g cm}^{-3}]$	Materialdicke in [mm]	Transmission von 45 keV
Ti (22)	4,54	1	45,9 %
Zr (40)	6,506	1	0,3302 %

¹¹ Bestimmt wurde diese bei maximaler Kraftapplikation.

¹² Die Berechnung erfolgt auf Basis der „NISTR-5632“ Datenbank.

Dieser Tabelle kann man entnehmen, dass Zirkon ein deutlich stärkerer Röntgenabsorber ist als Titan. Frühere Messungen mittels EDX haben gezeigt, dass der Zirkoniumanteil von Roxolid bei ca. 14% liegt. Auch wenn die erhöhte Röntgenabsorption von 10% nicht ganz mit der EDX-Messung übereinstimmt, ist zumindest die Größenordnung die gleiche. Die aufgeführten Fehlerbalken in den Abbildungen 4.21 und 4.22 sind auf den Ablesefehler bei der Streckenmessung in den Tomogrammen bezogen. Dieser Ablesefehler stellt mit ± 10 pxl eine konservative Abschätzung dar. Mit einer Pixelgröße von $4,75 \mu\text{m}$ mündet dies in den Fehlerbalken von $\pm 0,048$ mm. Daher ist bei der Durchmesserbetrachtung einschränkend aufzuführen, dass die beobachteten Veränderungen teilweise knapp über den angegebenen Fehlerbalken liegen. Anders gestaltet sich dies bei der Betrachtung der Vertikalbewegung des Abutments: Hier ist aufgrund markanterer Probenmerkmale eine genauere Messung möglich. Folglich reduziert sich der Ablesefehler auf $\pm 19 \mu\text{m}$.

Irreversible Schädigungen und Bruch von Implantaten

In den vorherigen Kapiteln ließen teilweise bereits Anzeichen für irreversible Schädigungen erkennen. Hierauf soll nun der Fokus liegen, wobei auch ein Schwerpunkt in der Darstellung von gebrochenen Zahimplantaten besteht.

In Abbildung 3.10 b) ist ein geschädigtes Nobel-Active-Implantat photographisch abgelichtet. Diese Probe wurde für die Dokumentation der Schädigung tomographiert. In Abbildung 4.24 ist eine Radiographie dargestellt, auf der alle wesentlichen Merkmale gut erkennbar sind.

Die hier zu sehende Schädigung ist eine stark inelastische Verformung aller Komponenten, die durch eine Fehlbedienung des In-situ-Kausimulators herbeigeführt wurde. Die Kraft wird folglich gut verteilt aufgenommen. Ein Bruch in der Schraube oder im Implantat hat noch nicht stattgefunden. Die stärkste Verformung hat im Bereich der Implantatschulter stattgefunden, das Abutment ist nur im unteren Bereich (Rotationsindex) verformt. Ebenfalls ist offensichtlich, dass das Implantat nur über die Schraube zusammengehalten wird. Hier hat eine Kraft von 566 N für kurze Zeit ($\approx 0,66$ s) auf das Implantat eingewirkt. Die durch die fehlerhafte Bedienung hervorgerufene Schädigung erfolgt am Ende der in Kapitel 4.2 präsentierten Studie. Somit sind alle Zwischenstände und Endergebnisse dieser Probe (Nobel Active Nummer 8) komplett in der Studie enthalten.

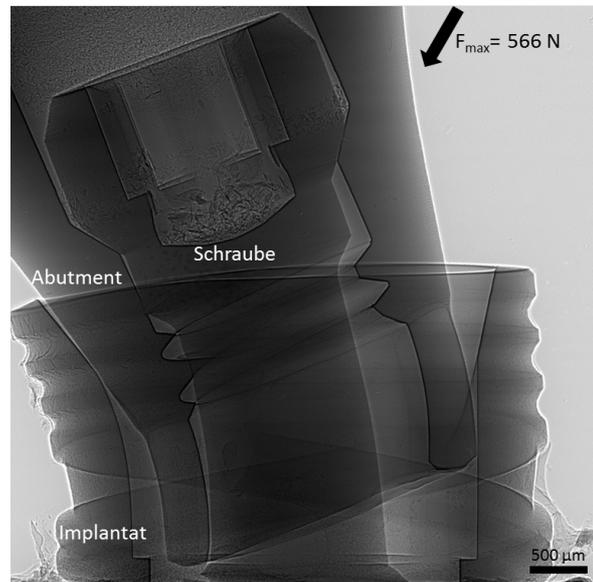


Abb. 4.24: Radiographie eines bei einer Kraft von 566 N versagten Nobel-Active-Implantats.

Diskussion

Vergleicht man diese Beobachtungen mit anderen gebrochenen Implantaten, ist folgender Schädigungsverlauf offensichtlich: Bei der Belastung des Implantatsystems (bestehend aus Implantat, Abutment und Schraube) mit großen Kräften erfolgt bei einer Überschreitung der elastischen Deformationsgrenze eine Umformung der Implantatschulter. Die Ansätze dieses Prozesses wurden in Kapitel 4.4 betrachtet. Über den gesamten Verlauf aller Versuche dieser Arbeit hinweg konnte immer wieder ein Aufbrechen des Implantates an der Schulter beobachtet werden. Hat der untere Teil des Abutments Kontakt mit dem Implantat¹³, schließt sich eine Verformung des Abutments an. Als Letztes erfolgt eine Deformation der zur Fixierung eingesetzten Schraube. Diese ist bei fortschreitender Neigung des oberen Teils des Gesamtsystems unausweichlich. Ursächlich hierfür ist einerseits, dass die Schraube in der Durchgangsbohrung des Abutments wenig Spielraum besitzt und somit der Bewegung des Abutments folgen muss, andererseits ist die Schraube im unteren Teil des Implantates im Gewinde fixiert. Bei den in Abbildung 4.24 erkennbaren Verbiegungen stellt ein mechanisches Versagen der Fixierschraube ein weiteres ableitbares Ausfallszenario dar.

¹³ Über die resultierende Hebelbewegung des Abutments bei Kräfteinwirkung an der Lasteinleitkugel ist dies bei allen betrachteten Systemen gegeben.

Der Vollständigkeit halber sei hier festgehalten, dass Bruchversuche nicht im Fokus dieser Arbeit stehen. Die hier getätigten Beobachtungen, Beschreibungen und Interpretationen resultieren als Nebenprodukt der Untersuchungen und Vorversuche. Einige dieser irreversiblen Beschädigungen und Brüche erfolgten bei den Tests zu den Belastungsgrenzen der In-situ-Fatigue-Maschine.

Verschiedene Einbettvarianten der Implantate

Die genaue Betrachtung des mechanischen Verhaltens von Zahnimplantaten führte im Zuge dieser Arbeit zu der Fragestellung, welche weiteren Parameter neben der Kraftamplitude, der Kraftapplikationsart (statisch oder dynamisch) und der Implantatbauart die Mikerspaltbildung am IAC beeinflussen. Die Weiterentwicklung der Fragestellung führt von den intrinsischen Material- und Apparaturparametern zu dem extrinsischen Parameter. Hierbei wurde die Fassung der Implantate auf deren Einflusswirkung auf die Spaltformation hin überprüft.

Wie in der Versuchsaufbaubeschreibung (Kapitel 3.9) aufgeführt, wurden baugleiche Implantate unterschiedlich eingebettet und untersucht. Die Gapmaps sind in Abbildung 4.25 präsentiert.

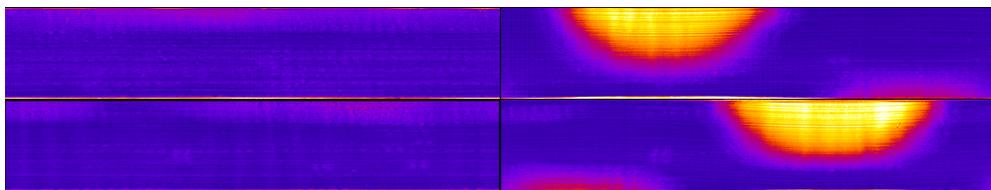


Abb. 4.25: Gapmaps, 1. Zeile Kunststoff-, 2. Zeile Messinghalterung. In den Spalten wird der unbelastete Zustand einer Last von 250 N gegenübergestellt. Die Spaltgrößen betragen $40\ \mu\text{m}$ bei der Kunststoffeinhaltung und $53\ \mu\text{m}$ bei der Messinghalterung.

Diese Gapmaps dienen der Übersicht, sodass die Ausprägungen und Formen der IAC-Grenzflächen verglichen werden können (für eine detaillierte Erklärung zur Darstellungsmethode der Gapmaps siehe Kapitel 3.4). In der linken Spalte sind die unbelasteten Zustände dargestellt, hier ist keinerlei Spaltformation zu erkennen. Hingegen ist unter der statischen Last von zwei Umdrehungen (entspricht einer kalkulierten Kraft von 250 N) ein äußerst großer Mikerspalt zu erkennen. Bei detaillierter Betrachtung ist der in der unteren Zeile erkennbare Spalt von seiner radialen Ausdehnung entlang des IAC her größer. Betrachtet man die Amplitude der

Falschfarbendarstellung, so ist erkennbar, dass wiederum in der unteren Zeile mehr weiße Segmente vorzufinden sind. In der hier gewählten Falschfarbendarstellung (sog. „Fire-Lookup-Table“) entsprechen höhere Grauwerte (weiße Farbe) größeren Standardabweichungen, welche wieder auf eine höhere Spaltgröße hindeuten. Daher wurde die reale Spaltgröße an den jeweils aussagekräftigsten Punkten¹⁴ im Volumen bestimmt. Es ergaben sich folgende Mikrospaltgrößen:

Einbettung	Mikrospaltgröße
Kunststoff	40 μm
Messing	53 μm

Tab. 4.10: Spaltgrößen der Implantat-Abutment-Verbindung (IAC) bei unterschiedlicher Halterung der Implantate und einer statischen Last von kalkulierten 250 N.

Bei der in Kapitel 4.4 durchgeführten Deformationsanalyse wurde nur die Veränderung der Durchmesser betrachtet. In diesem Abschnitt wird nun die Betrachtung auf den kompletten oberen Bereich der Implantatschulter erweitert. Das hierfür angewandte Verfahren wurde in Kapitel 3.9 vorgestellt. Die dreidimensionale Deformationsanalyse der unterschiedlichen Einbettvarianten ist in Abbildung 4.26 dargestellt.

Die hier präsentierte Deformation resultiert aus dem Vergleich der belasteten Implantate mit deren individuellen, unbelasteten Pendants. Bei der Halterung des Implantates in einem Messing-Zylinder ist eine deutlich stärkere Deformation an der Außenhülle zu erkennen als bei der Kunststoffeinbettung. Ebenfalls ist bei der Messinghalterung eine stärkere Deformation an der kraftabgewandten Seite in der konischen Innenseite zu erkennen.

Diskussion

Die bestimmten Spaltgrößen (siehe Tabelle 4.10) zeigen, dass die in den Gapmaps (Abbildung 4.25) beobachtete größere Spaltausprägung bei der Messingeinbettvariante signifikant ist. Diese Schlussfolgerung fügt sich nahtlos an die im Deformationsrendering (Abbildung 4.26b) dargestellten Unterschiede an. Eine anfängliche Arbeitsthese bestand in der Annahme, dass die Auswirkung der Einbettung nicht stark sein sollte. Dies

¹⁴ Diese Punkte liegen am oberen IAC-Rand (an der Implantatschulter) auf der kraftabgewandten Seite. In Abbildung 4.25 ist dieser Punkt der Mittelpunkt des gelben Halbkreises.

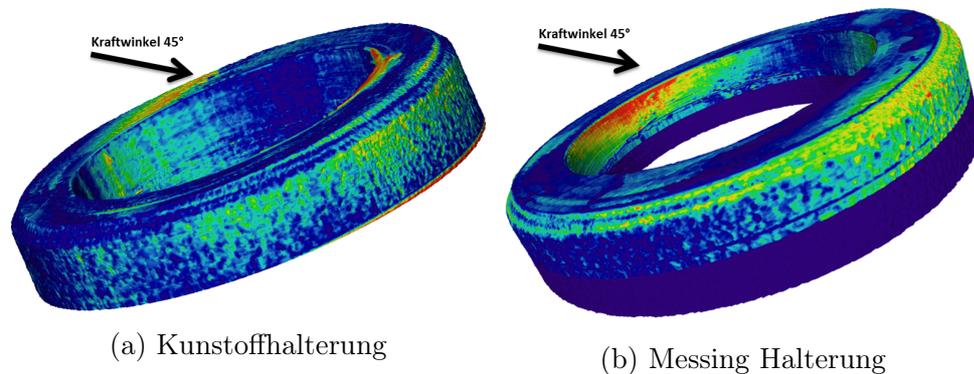


Abb. 4.26: Visualisierung der Innen- und Außendeformation bei unterschiedlichen Einbettvarianten. (a) Kunststoffhalterung, (b) Messinghalterung. Rot entspricht einer Deformation von $32 \mu\text{m}$. Die Kante in Bildteil (b) markiert das Ende der vorgenommenen Segmentierung.

wurde durch die beobachteten Unterschiede eindeutig widerlegt. Somit lässt sich festhalten, dass bei einer starren Halterung größere Mikrospalte entstehen.

Bei genauer Betrachtung der Deformationsanalyse (Abbildung 4.26) könnte auf Grund der Verteilung der Verformung gemutmaßt werden, dass das Implantat sich über das harte, nicht dehbare Messing beugt und eine stärkere Schädigung erfährt. Im Umkehrschluss folgt, dass der Kunststoff nachgibt und der Implantatbewegung folgt. Diese Vermutung wird dadurch unterstützt, dass im Deformationsbild der Messinghalterung die stärkeren Verformungen vor allem auf den oberen Bereich beschränkt sind, wohingegen bei der Kunststoffhalterung eine breitere, nach unten gerichtete Verteilung zu beobachten ist.

4.5 Kraftinduzierte Knochenrisse

Bei diesem Versuchsteil steht die das Implantat umgebende Knochenmatrix im Fokus, daher wird bei der Betrachtung der Messungen großes Augenmerk auf deren innere Prozesse gesetzt. Dieser Tatsache ist auch die fokussierte Darstellung der Einzelschichten geschuldet, da dies die effektivste Darstellungsvariante ist. Auf diese Weise wird ein direkter Vergleich ermöglicht. Zuerst werden zwei Kraframpen in 50 N-Schritten appliziert. Die erste erfolgt bis zu 150 N, bei der zweiten wird die statische Last auf bis zu 250 N gesteigert. Anschließend wird bei konstanter Kraftapplikation das Verhalten der Knochenmatrix betrachtet.

Für die Wahl der geeigneten Probenpräparation wurden Vorversuche zu Strahlenschäden durchgeführt, siehe Kapitel 3.10¹⁵. Damit soll der Effekt der Bestrahlung auf die Probe möglichst gering gehalten werden. Um dennoch eine Beeinflussung der Ergebnisse durch die hochintensive Synchrotronstrahlung erfassen zu können, wird dies in einer gesonderten Versuchsreihe erprobt. Im letzten Abschnitt wird schließlich die Betrachtung der Knochenrisse wiederum um die dritte Dimension erweitert.

Kraftapplikation bis 150 N

Die Betrachtung dieses ersten Kraftzyklus behandelt eine Schicht des CT-Volumens, die manuell ausgesucht wurde. Die Auswahl erfolgte invers, was bedeutet, dass bei maximaler Kraft das gesamte Volumen nach Auffälligkeiten durchsucht wurde. Eine solche Auffälligkeit ist in Abbildung 4.27 bei der maximalen Belastung von 150 N dargestellt. Für eine gute Betrachtung der bei Maximalbelastung auftretenden Auffälligkeit ist im oberen Teil der Abbildung in der vergrößerten Darstellung deren Veränderung präsentiert.

Die statische Belastung erfolgt auf die 11 mm oberhalb der Implantat-schulter befindliche Lasteinleitkugel. Die Belastungsstärke ist in der linken Ecke der Bildteile festgehalten. Die Krafteinwirkung erfolgt von der rechten Seite (3 Uhr) aus, dies ist bei allen in den folgenden Kapiteln dargestellten Schichtbildern der Fall. Über eine aktive Kraftregelung des Aktuators kann sichergestellt werden, dass die eingestellte Kraft konstant auf den Prüfkörper einwirkt, wodurch ein Abfallen der Belastung ausgeschlossen ist.

Bei der Betrachtung der unbelasteten Probe fällt auf, dass bereits ein Riss vorliegt (siehe Abbildung 4.27 „0 N“), der sich mit ansteigender Belastung vergrößert. Die stärkste Veränderung ist nach der Erhöhung auf 150 N zu beobachten: Hier bricht der Riss bis zum nächsten Hohlraum durch. Nach der Entfernung der Belastung ist der entstandene Riss weiterhin vorhanden („0 N danach“).

Für die Betrachtung des Risswachstumspfades sind die beiden entscheidenden Kraftstufen 100 und 150 N in Abbildung 4.28 detailliert präsentiert. Der mittlere Bildteil ist eine Kopie des 100 N-Zustandes und soll dabei helfen, den Risspfad nachzuempfinden.

Vergleicht man die Zustände 100 N und 150 N, stellt man fest, dass der Riss sich über die Haversschen Kanäle fortpflanzt. Im mittleren Bildteil ist der bei der nächsten Kraftstufe entstandene Pfad durch rote Markierungen hervorgehoben. Eine weitere Auffälligkeit ist, dass der Riss

¹⁵ Speziell sei hier die Abbildung 3.18 erwähnt.

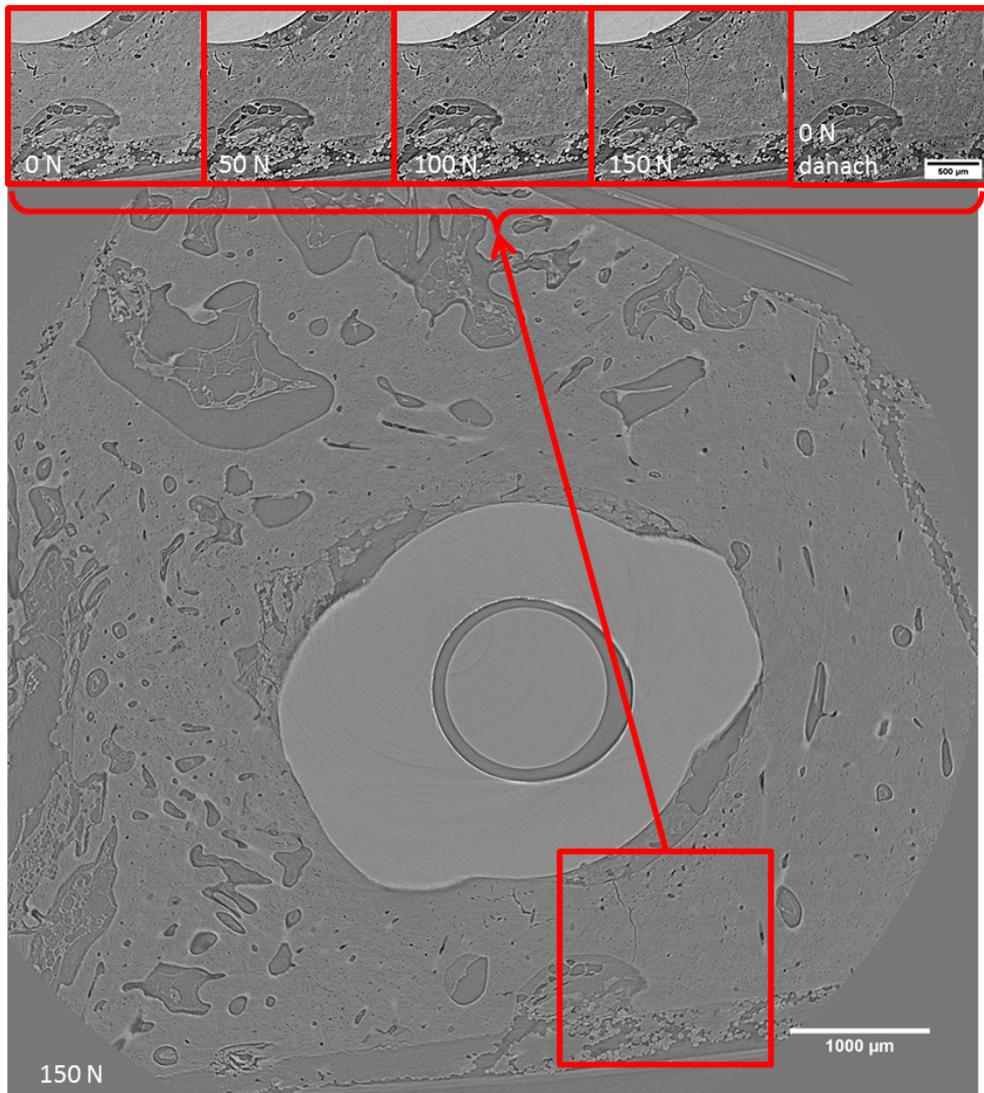


Abb. 4.27: CT-Schicht des in den Knochen operierten Implantats bei verschiedenen Belastungen. Die Kraft wird in 50 N-Schritten auf 150 N gesteigert und während der Tomographie mittels einer aktiven Regelung konstant gehalten. In der vergrößerten Darstellung ist die bei Maximalbelastung beobachtete Auffälligkeit als Verlauf präsentiert. Erkennbar ist die Veränderung des Risses bei ansteigender Belastung.

sich aus einer existierenden Vorschädigung weiterentwickelt. Diese Ausbildung erfolgt quer zur Krafteinwirkungsrichtung.

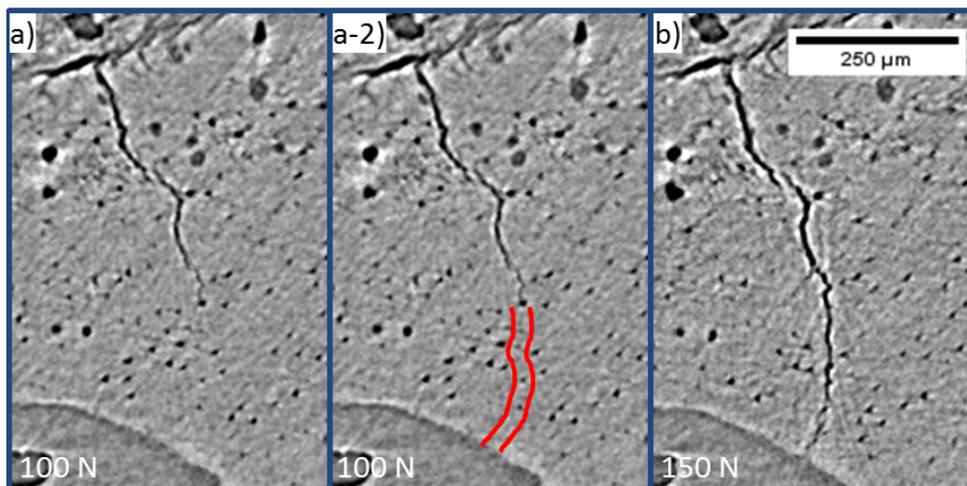


Abb. 4.28: Darstellung des Risswachstumspfades. In Bildteil a-2) ist der bei der nächsten Kraftstufe entstandene Riss durch rote Markierungen hervorgehoben.

Kraftapplikation bis 250 N

An den im vorherigen Kapitel präsentierten Kraftapplikationszyklus wurde ein weiterer angeschlossen, bei dem die Kraft bis auf 250 N gesteigert wurde. In Abbildung 4.29 ist der gleiche Probenbereich wie im vorherigen Kapitel präsentiert.

In Abbildung 4.29 a) ist der alte Riss aus dem vorherigen Versuchsteil erkennbar (rechter oberer Bildteil). Dieser weist bei steigender Belastung kaum Größenänderungen auf. Die offensichtlichste Veränderung erfolgt in der Umgebung des alten Risses. Die entstehende Rissfront ist wieder senkrecht zu der eingeleiteten Krafrichtung orientiert (diese erfolgte auch diesmal von der rechten Seite). Bei genauer Betrachtung ist zwischen Abbildung 4.29, Bildteil c) und d), Vergleichbares zu beobachten wie bei der aus Abbildung 4.28 abgeleiteten Eigenschaft des Risswachstum. So entsteht der Pfad gestützt auf die Haversschen Kanäle. Ab einer Belastung von 100 N entsteht ein Riss, welcher sich bei den folgenden Kraftstufen stark aufweitet. Ab 200 N sind in den Schichtbildern keine großen Veränderungen mehr erkennbar.

Um die Rissentstehung besser analysieren zu können, wurde die Größe über eine einfache Linienmessung ermittelt. Die Messung erfolgte senkrecht zum Riss, die Messstelle ist in Abbildung 4.29, Bildteil d) durch die rote Markierung exemplarisch gekennzeichnet. Die ermittelten Werte sind in Abbildung 4.30 in Abhängigkeit von der angelegten statischen

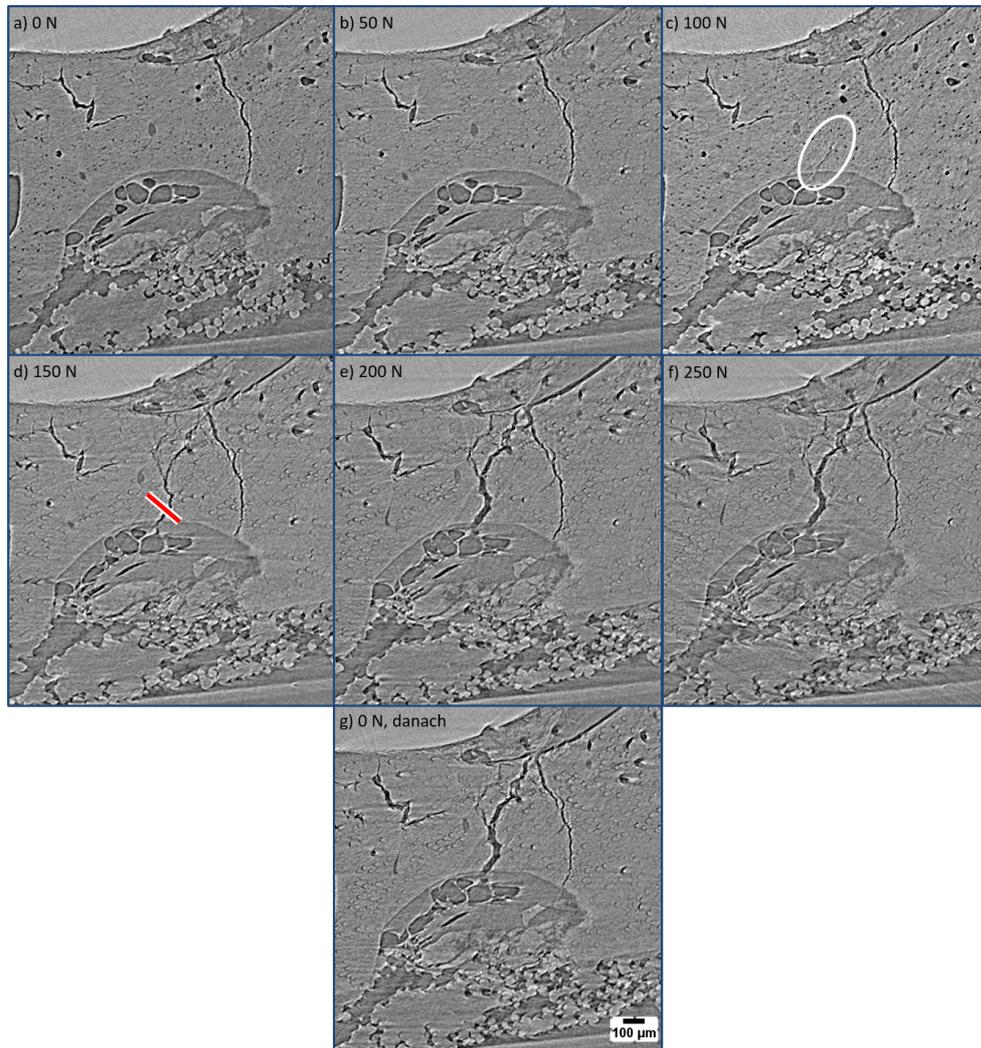


Abb. 4.29: Dargestellt sind die Volumenschichten der belasteten Knochenimplantatprobe. Variiert wurde die belastende Kraft. Ab einer Belastung von 100 N entsteht ein feiner Riss, der bei den nächsten Kraftstufen durchbricht und stetig wächst. Im Bildteil d) ist die Messstelle von Abbildung 4.30 durch einen roten Strich markiert.

Belastung aufgetragen.

Das zuvor festgestellte Verhalten ist in den gemessenen Rissgrößen eindeutig wiederzufinden. So entsteht bei 100 N ein Riss mit einer Größe von $12 \mu\text{m}$, der sich bis auf $42 \mu\text{m}$ aufweitet. Dieser Anstieg kann in erster Näherung als linear betrachtet werden, allerdings ist die Abtastung mit

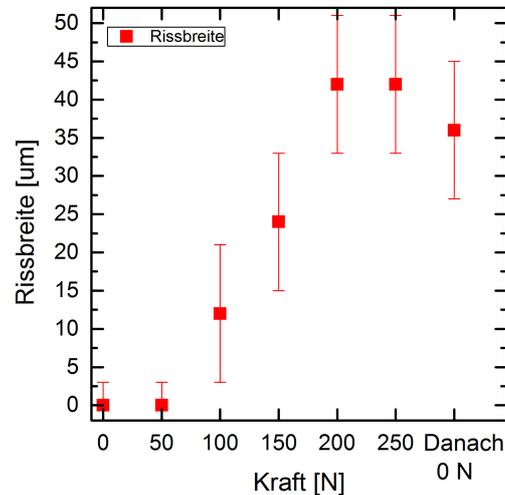


Abb. 4.30: Dargestellt ist die Rissgröße in Abhängigkeit von der belastenden Kraft. Gemessen wurde an der in Abbildung 4.29 (d) rot markierten Stelle. Für die Fehlerbalken wurde ein Ables- und Bestimmungsfehler von $\pm 9 \mu\text{m}$ angenommen, wenn kein Riss erkannt werden konnte, wurde ein reduzierter Fehler entsprechend der Voxelabtastung von $\pm 3 \mu\text{m}$ abgeschätzt.

Messpunkten nicht sehr genau. Entgegen der im nächsten Schritt stärkeren Belastung der Knochenimplantatprobe (+50 N) vergrößert sich der Spalt nicht mehr. Bei der folgenden kompletten Entfernung der Belastungskraft verkleinert sich der Spalt ein wenig zu $36 \mu\text{m}$. Ein komplettes Verschließen der entstandenen Beschädigung der Knochenmatrix erfolgt eindeutig nicht.

Konstante Kraftapplikation

Der folgende Versuchsteil soll die Auswirkung einer länger anhaltenden, konstanten Belastung untersuchen. Die Tomogramme werden dafür im Abstand von 20 min erstellt. In der Wartezeit wird die Last aufrechterhalten und die Röntgenstrahlung über ein Blendensystem ausgeschaltet. Die Tomogramme werden wie in den vorherigen Kapiteln nur an einer Schicht dargestellt und betrachtet. Der gewählte Ausschnitt entspricht dem der vorherigen Kapitel (siehe Abbildung 4.31).

Bei der Betrachtung der Bildteile 4.31 a) bis c) sind bei dem großen Riss Veränderungen zu beobachten, die nach 40 min nicht weiter voranschrei-

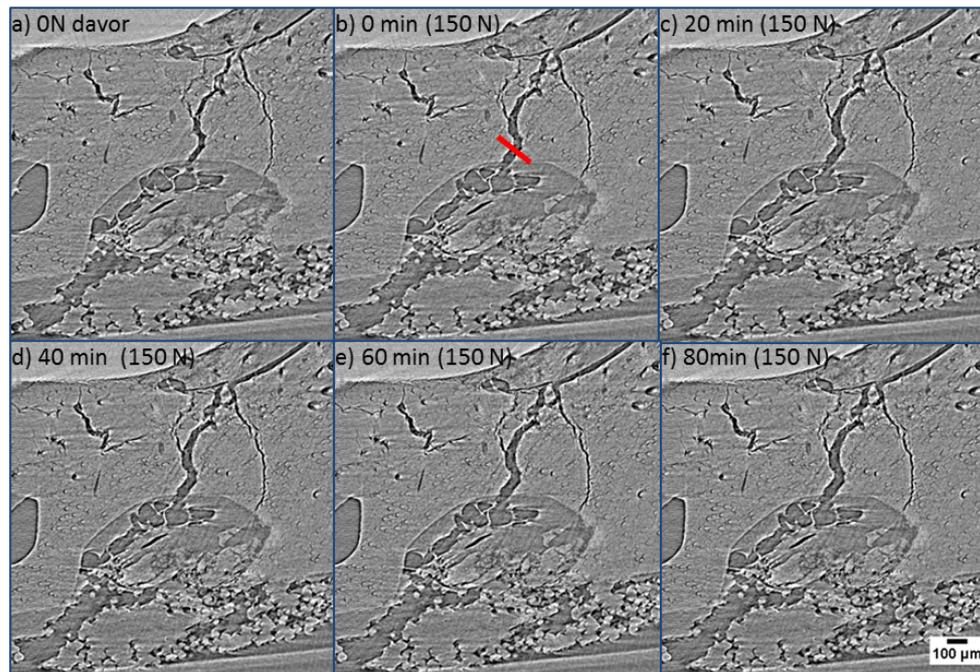


Abb. 4.31: Dargestellt ist eine Schicht der belasteten Knochenimplantatprobe. Der zeitliche Abstand beträgt 20 min. Die rote Markierung präsentiert die Messstelle der Abbildung 4.32. Veränderungen der Rissgröße sind in den Bildteilen a) bis c) erkennbar.

ten. An dem kleinen Riss, der beim ersten Kraftzyklus (150 N) aus einer Vorschädigung entstand (siehe Kapitel 4.5), sind keine Veränderungen feststellbar. Dies lässt die Schlussfolgerung zu, dass die Spannungen der Knochenrissmatrix nur über die größere Schädigung in der lokalen Umgebung abgebaut werden.

Um die visuelle Beobachtung der Veränderung quantitativ zu analysieren, wird an der roten Markierung in der Abbildung mittels eines Profilschnittes aus den Grauwerten die Rissgröße bestimmt. Diese Größen sind in Abbildung 4.32 aufgetragen.

Die zuvor getätigte Beobachtung ist anhand der Rissgrößen eindeutig belegbar. So steigt die Rissgröße beim Aufbringen einer 150 N-Last sprunghaft um $15\ \mu\text{m}$ auf $54\ \mu\text{m}$ an. Im Folgenden sind nur noch moderate Veränderungen zu beobachten ($3\ \mu\text{m}$ und $6\ \mu\text{m}$). Schließlich stabilisiert sich die Rissgröße nach 40 min auf $63\ \mu\text{m}$.

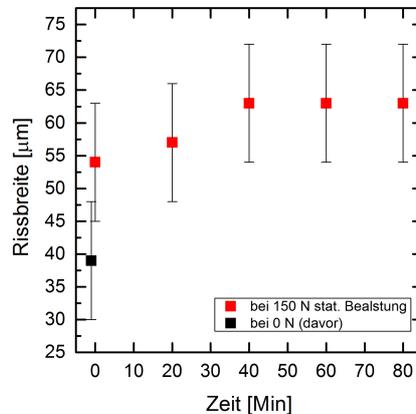


Abb. 4.32: Aufgetragen sind die Rissgrößen in Abhängigkeit von der Zeit bei 60 min konstant gehaltener Belastungskraft von 150 N. Die Rissgrößen werden an der in Abbildung 4.31 b) rot markierten Position bestimmt. Der Messwert „0 N (davor)“ wird an der unbelasteten, allerdings vorgeschädigten Knochenimplantatprobe erstellt. Als Ables- und Bestimmungsfehler werden $\pm 9 \mu\text{m}$ abgeschätzt und über Fehlerbalken dargestellt.

Einfluss der Röntgenstrahlung auf Knochenproben

Die Zielsetzung dieser Untersuchung war eine abschätzende Bewertung der Einflussgröße seitens der applizierten Röntgenstrahlendosis. Das ist aufgrund der verwendeten hochintensiven Synchrotronstrahlung unabdingbar für die zuvor präsentierten Beobachtungen und Ergebnisse. Die Grundthese, dass die Röntgenstrahlung die getrockneten Knochenproben kaum beeinflusst bzw. beschädigt, ist zu überprüfen. Hierfür werden zwei Versuchsteile durchgeführt. Der erste besteht in der mechanischen Belastung einer unbelasteten Knochenimplantatprobe bei minimaler Strahlendosis, der zweite kehrt die Strahlendosisapplikation bei gleichzeitiger Entfernung der mechanischen Belastung ins Gegenteil.

Die erstellten Tomogramme werden, wie in den vorherigen Kapiteln, an einer ausgewählten Schicht betrachtet. Diese manuell ausgewählte Schicht ist in Abbildung 4.33 präsentiert.

Dargestellt sind die jeweils identischen¹⁶ Schichten der Knochenimplan-

¹⁶ Die Wahl der Schicht erfolgt über eine manuelle Identifikation anhand der charakteristischen Knochenmerkmale, beispielsweise der Trapekel, Kanäle und Hohlräume.

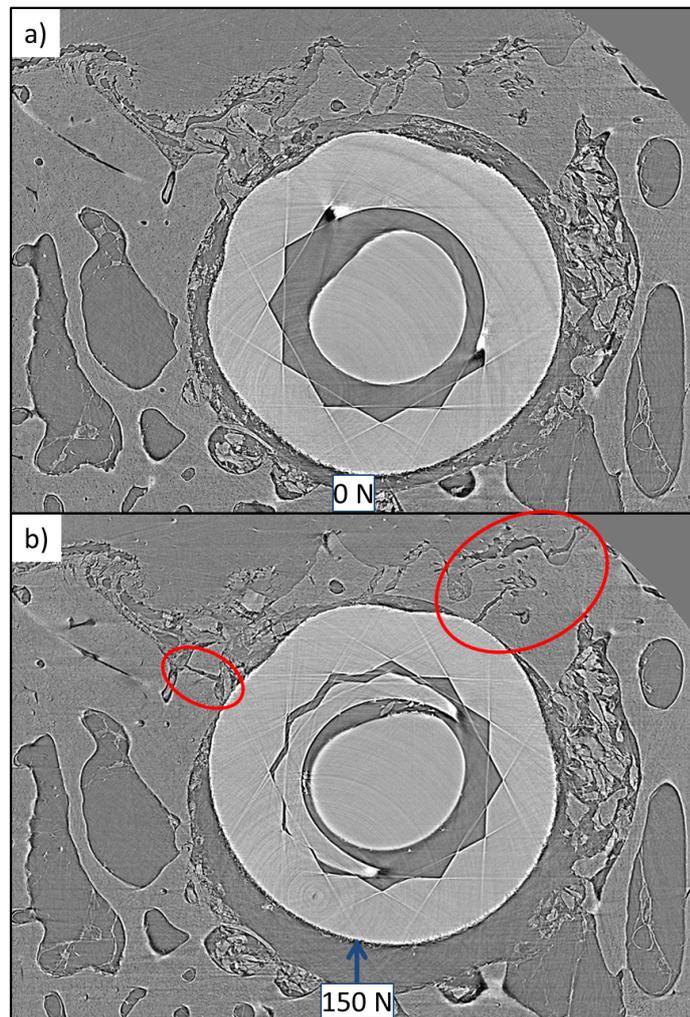


Abb. 4.33: a) Unbelastete Knochenimplantatprobe, b) identische Schicht nach Kraftzyklus, wie in Kapitel 4.5 bei statischer Last von 150 N dargestellt. In rot sind die stärksten Risse hervorgehoben und der blaue Pfeil markiert die Richtung der applizierten Kraft.

tatprobe im unbelasteten (Abbildung 4.33 a)) und im belasteten Zustand bei 150 N (Abbildung 4.33 b)). Zwischen den beiden Tomogrammen wurde das gleiche Belastungsprofil wie in Kapitel 4.5 durchgeführt, allerdings bei ausgeschalteter Röntgenstrahlung. Folglich haben alle 50 N-Belastungsschritte einzeln auf die Probe eingewirkt.

An den zwei markierten Bereichen sind deutliche Risse zu erkennen. Diese Auffälligkeiten sind vergleichbar mit den im vorherigen Kapitel betrach-

teten (siehe z. B. Abbildung 4.27). Diese Risse setzten sich über einen weiten vertikalen Bereich fort, $\approx 1,2$ mm. Folglich treten auch bei dieser Art der Belastung deutliche Knochenrisse auf.

Ebenfalls ist festzuhalten, dass in Bildteil a) und b) von Abbildung 4.33 unterschiedliche Bereiche aus dem Implantatindex zu sehen sind. Anhand der Kenntnis der inneren Struktur lässt sich ein Absenken des Implantatkomplexes schlussfolgern. Betrachtet man das Volumen, lassen sich $\approx (294 \pm 15) \mu\text{m}$ ausmessen. Die Knochenmatrix selbst senkt sich dabei um $\approx (24 \pm 6) \mu\text{m}$ ab. Bezüglich einer seitlichen Bewegung des Implantatkomplexes ist zu beobachten, dass das Implantat der applizierten Last innerhalb der Knochenbohrung in der Abbildung nach oben gerückt ist. Somit liegt es am Rand der Bohrung an bzw. wirkt auf die Knochenmatrix ein.

Der zweite Versuchsteil betrachtet das Verhalten der Knochenmatrix ohne statische Lastapplikation bei ständiger Synchrotronstrahlung. Für die Beobachtung wurden in definierten zeitlichen Abständen Tomogramme aufgenommen. In Abbildung 4.34 sind diese Aufnahmen anhand einer Schicht präsentiert.

Bei detaillierter Betrachtung lassen sich über die Bestrahlungsdauer von 40 min hinweg keine Veränderungen im Knochen beobachten. Die in dem vorherigen Versuchsteil entstandenen Risse weisen ebenfalls keine Veränderung in Form und Größe auf. Die vertikalen und horizontalen Bewegungen in Abbildung 4.33 sind nun ebenfalls nicht festzustellen, so ist die dargestellte Schicht identisch zu der Schichtnummer von Abbildung 4.33 a)¹⁶. <https://www.overleaf.com/project> Das Implantat hat sich im Vergleich zu Abbildung 4.33 b) kaum bewegt und ist in Abbildung 4.34 a) bis d) komplett stabil.

Aus diesen beiden Versuchsteilen mit den präsentierten Schichten in Abbildung 4.33 und Abbildung 4.34 lässt sich schlussfolgern, dass die Synchrotronstrahlung den Zustand der Knochenmatrix nicht beeinflusst. Dabei ist wichtig zu erwähnen, dass die Knochenproben komplett getrocknet waren, denn ansonsten ist mit den in Kapitel 3.10 und Abbildung 3.18 dargestellten Effekten zu rechnen, welche die hier getätigten Beobachtung bezüglich der Strahlenschäden wahrscheinlich entscheidend verändern würden.

3D-Visualisierung der Rissbildung

In den vorherigen Kapiteln wurden die durch Kraftapplikation erzeugten Risse detailliert betrachtet. Die Darstellung und die Auswertung erfolgten allerdings nur für eine Schicht des Volumens. Da die Computertomo-

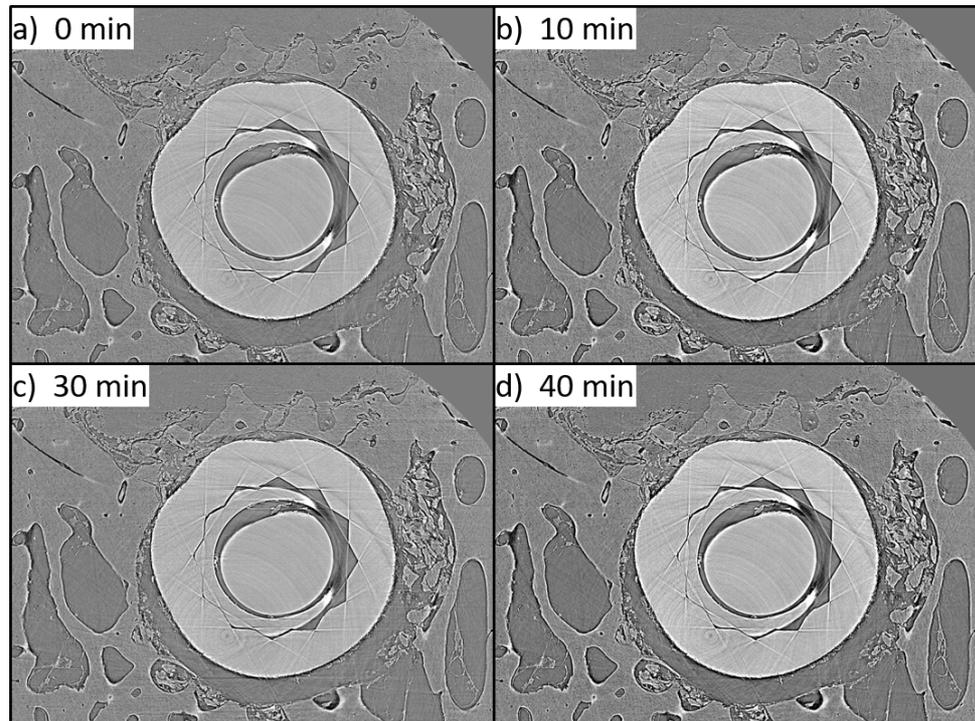


Abb. 4.34: Dargestellt ist eine Schicht einer Knochenimplantatprobe ohne statische Last unter ständiger Synchrotron-Bestrahlung. Es sind über 40 min hinweg keine Veränderungen in der Knochenmatrix und den bereits vorhandenen Rissen zu beobachten.

graphie eine dreidimensionale Messmethode ist, soll der Fokus nun auf die räumliche Ausprägung der Risse gerichtet werden.

Die Risse werden hierfür mit der in Kapitel C.3 vorgestellten semiautomatischen Methode segmentiert und sind in Abbildung 4.35 als 3D-Volumenrendering dargestellt. In Bildteil a) ist der Knochen bereits als leicht transparentes Material eingestellt. Somit ist es einerseits möglich, die komplette Knochenprobe (dunkelgrau) und das implantierte Zahnimplantat (weiß) zu erkennen, andererseits lassen sich Form und Lage des Risses (bunt) erahnen. Hinter dem Implantat erkennt man die Silhouette eines Metalldrahts, der als Markierung der Krafteinwirkungsrichtung dient. Dadurch ist es möglich, die wichtige Krafteinwirkungsrichtung dauerhaft mit dem Volumen zu verknüpfen. Bei Bildteil b) ist der Knochen komplett entfernt, wodurch der Riss direkt betrachtet werden kann.

Der Riss ist flächig ausgeprägt. Die Orientierung ist im unteren Bereich vertikal, im oberen Risssegment weist die Normale des flächigen Risses einen Winkel von ca. 40° zur z-Achse auf. Die Beobachtung aus dem

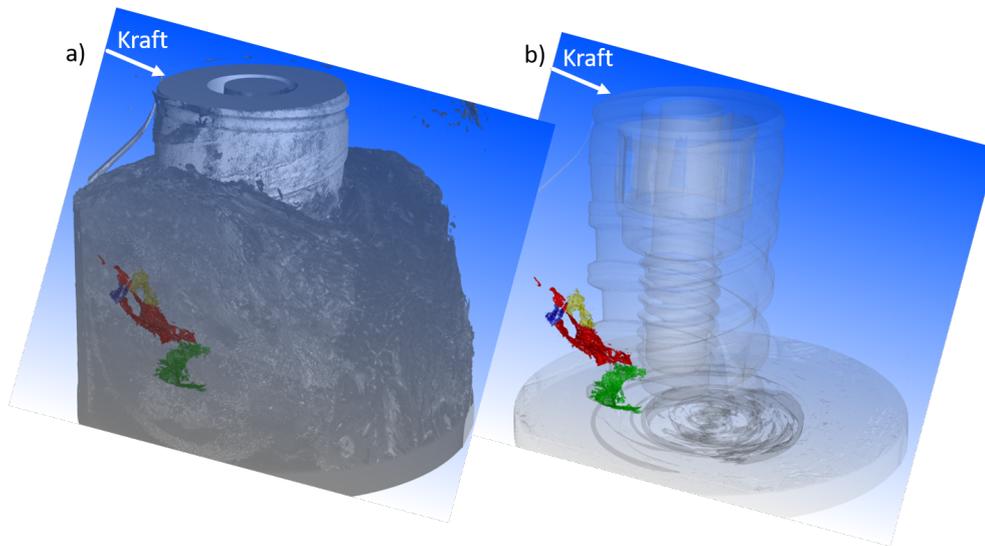


Abb. 4.35: Dargestellt ist der mittels Risserkennung segmentierte Knochenriss. Im Bildteil b) ist der Knochen digital ausgeblendet. Eindeutig erkennbar ist der leicht abgeschrägt vertikale Verlauf des Risses.

vorherigen Kapitel 4.5 (z. B. Abbildung 4.28), dass der Riss quer zur Krafteinwirkungsrichtung orientiert ist, kann anhand der 3D-Darstellung eindeutig belegt werden. Die unterschiedlichen Farbmarkierungen stellen die vier Bearbeitungsschritte dar, in denen der Riss segmentiert wurde. Trotz dieser Unterteilung ist explizit festzuhalten, dass der Riss zusammenhängend ist. Die rundliche Unterbrechung im roten Segment ist ein Hohlraum des Knochens, der auch in Abbildung C.3 aus Kapitel C.3 erkennbar ist. Der Riss selbst wurde bei der Entstehung durch diesen Hohlraum nicht beeinflusst und hat danach die gleiche Orientierung. Dieser Sachverhalt ist auch in Abbildung 4.36 zu erkennen.

In Bildteil c) der Abbildung 4.36 erkennt man eindeutig, dass der Riss bei der Gewindeschnecke des Zahnimplantates beginnt und sich danach in der Knochenmatrix ausbreitet.

Für eine detaillierte Betrachtung wurde ein weiterer Schnitt ausgewählt, welcher in Abbildung 4.37 dargestellt ist. Auf ca. 12 Uhr des Implantates befindet sich ein rotes Kreuz. Dies ist der in Abbildung 4.36 identifizierte Beginn des Risses. Auf ca. 1 Uhr erkennt man wiederum einen Teil der Gewindeschnecke. Zwischen diesen beiden Spitzen hat sich deutlich der Riss gebildet. Dieser Rissabschnitt zeigt sich in Abbildung 4.36 c) in den ersten 0,5 mm als Horizontalriss. Diesem schließt sich das zuvor erwähnte vertikale Segment an, das schließlich in den schrägverlaufenden Bereich

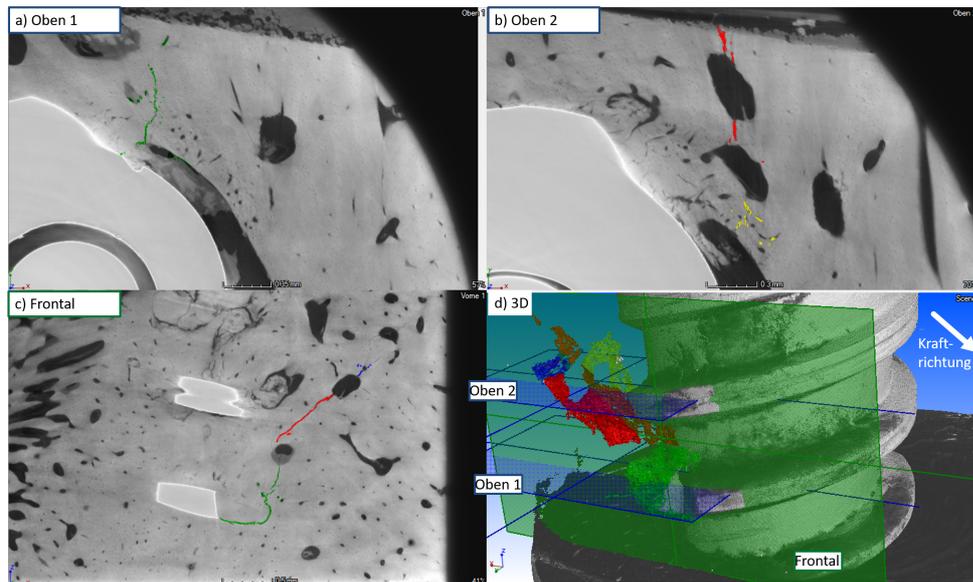


Abb. 4.36: Dargestellt sind die Schnitte der Rissegmentierung (Bildteile a)–c)). Des Weiteren ist in Bildteil d) die räumliche Lage der Schnittebene visualisiert.

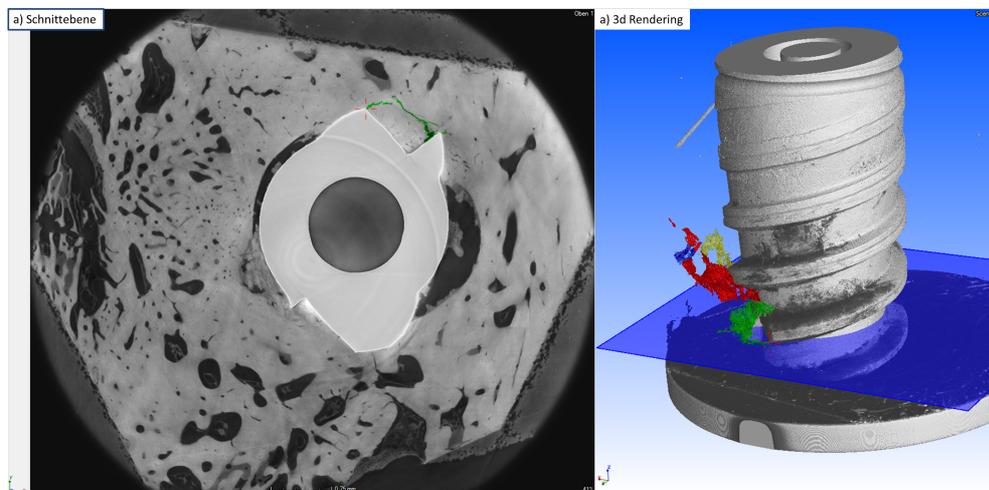


Abb. 4.37: Detaillierte Darstellung des Risses in der Nähe des Implantatgewindes.

übergeht (rote Einfärbung in Abbildung 4.36 c)). Zusammenfassend kann man festhalten, dass die Risse bei dem Implantatgewinde beginnen und sich anschließend in der Knochenmatrix ausbreiten. Besonders begünstigend für die Entstehung scheinen Spitzen in der Gewindeschnecke zu sein, was auch deren starke Kerbwirkung erklärt.

Bei der darauffolgenden Ausbreitung führen Hohlräume nicht zu einem Anhalten der Risse, auch verändert sich die Rissfront nicht merklich, da die komplette Rissegmentierung gleich orientiert und flächig ausgeprägt ist. Ausgenommen hiervon ist der in den Abbildungen 4.37 und 4.36 c) im Detail dargestellte Rissbeginn.

Diskussion

Für die Betrachtung der Knochenrisse werden die Rissbreiten ermittelt, um die Auswirkungen der Probemanipulation systematisch zu erfassen. Für die Erfassung wird ein Bestimmungsfehler von $\pm 9 \mu\text{m}$ angenommen. Diese Unsicherheit ist darin begründet, dass die Risse vom Inline-Phasenkontrast überlagert sind. Die Phasenkontrastinterferenzmuster haben eine gewisse Breite, die Annahme von $\pm 3 \text{pxl}$ ist eine verlässliche Abschätzung. Mit der Voxelgröße $3 \mu\text{m}$ ergibt sich der angegebene Ablesefehler.

In Abbildung 4.30 ist bei den ersten beiden Kraftstufen kein Riss feststellbar. In diesem Fall reduziert sich der Bestimmungsfehler auf die Pixelgröße des Detektors ($\pm 3 \mu\text{m}$). Das theoretische Fundament für diese Thematik ist in Kapitel 2.5 aufgeführt. Auf eine Methode, wie sie für die Mikrosplattgrößenbestimmung verwendet wurde (siehe Kapitel 3.3), wird in diesem Abschnitt verzichtet, da sich mit der einfachen, aber ungenaueren Methode bereits Veränderungen erfassen lassen. Da diese keinen Anlass für grundlegende, begründete Zweifel bieten, stellt die verwendete Größenbestimmung über die Vermessung der Grauwertprofile eine angemessene Methode dar.

Bei der Betrachtung der Kraftrampe bis 150 N ist in der Abbildung 4.27 bei einer Kraft von 0 N bereits ein Riss zu erkennen. Für dessen Begründung wird auf die Prozessschritte beim Implantieren verwiesen. Dabei wird in den Kieferknochen ein Loch gebohrt, in welches anschließend das Implantat geschraubt wird. Folglich ist es wahrscheinlich, dass der Riss bei der Implantierung entstanden ist. Die Einheilungsphase von 1 Stunde vor Euthanisierung des Tieres ist aller Wahrscheinlichkeit nach nicht ausreichend für die Heilung des Knochenschadens, daher ist in Abbildung 4.27 bei einer Kraft von 0 N bereits ein Riss zu erkennen.

Bei der Betrachtung des Einflusses durch Röntgenstrahlung (Kapitel 4.5) ist aufgefallen, dass das Implantat eine vertikale Bewegung vollzieht. Durch diese Bewegung innerhalb der Knochenvorbohrung stößt die Außenkontur des Implantatgewindes an den Knochen. In der Umgebung dieser Berührungspunkte entstehen die beobachteten Risse. Folglich lässt sich vermuten, dass hier die Form des Titangewindes die Indikation des

Risses darstellt. Damit ist gemeint, dass sich von diesen Berührungspunkten aus die Belastung im Knochen auf- und schließlich über die Entstehung eines Risses wieder abbaut. Als ursächlich ist hier die Kerbwirkung des selbstschneidenden Implantatgewindes zu vermuten. Gestützt wird dies durch die Tatsache, dass das Implantataußengewinde dafür ausgelegt ist, in den Knochen zu schneiden. Diese vermutete Rissursache ist auch in den 3D-Visualisierungen aus Kapitel 4.5 wiederzufinden. Dort beginnt der in unterschiedlichen Farben dargestellte Riss bei den Flanken des Gewindes (siehe Abbildung 4.37).

Zusammenfassend lassen sich für die Rissindikation im Wesentlichen zwei Ursachen beobachten. Einerseits ist die Vorschädigung der Knochenmatrix aufzuführen, andererseits ist die erhöhte Belastung an den Flanken des Implantataußengewindes als Rissinitiierung zu nennen.

Dennoch ist festzuhalten, dass jegliche Nicht-in-vivo-Messung an Knochenproben nur eine Annäherung darstellen kann. Denn durch die notwendige Konservierung werden die Ergebnisse beeinflusst. Verschiedene Konservierungsmethoden werden vielfach diskutiert, zum Beispiel von Anderssohn [5]. In Vorversuchen wurde die gängige Konservierungsmethode in Formalin auf Eignung im Synchrotronstrahl getestet. In Abbildung 3.18 ist Bläschenbildung erkennbar und damit liegt eine zusätzliche Beanspruchung der Knochenmatrix vor. Diese Konservierung hätte keine aussagekräftigen Ergebnisse ermöglicht. Die Knochenproben für die Versuche waren folglich nicht in Formalin getränkt. Anhand der Versuche in Kapitel 4.5 konnte gezeigt werden, dass die intensive Synchrotronstrahlung die Ergebnisse nicht durch dosisbasierte Beschädigungen verändert und verfälscht. Die Konservierung durch Alkohol macht die CT-Messung möglich, die Nachteile der schlechteren Strukturintegrität können in Kauf genommen werden. Folglich war der Verzicht auf Formalin die korrekte Entscheidung.

Generell konnte das Auftreten von Knochenrissen bei Kraftapplikation auf den Implantatkomplex gut betrachtet werden.

Kapitel 5

Fazit

5.1 Schlussfolgerung

Der Fokus dieser Arbeit lag auf der Entwicklung einer Apparatur zur In-situ-Analyse von Ermüdungsprozessen. Für die Beobachtung der In-situ-Fatigue-Prozesse wurden als Modellsystem die Zahnimplantate verwendet. Bei diesen entsteht unter mechanischer Belastung ein Mikropalt an der IAC-Grenzfläche, welcher ein erster Indikator für Ermüdungsprozesse ist. Überdies ist der Mikropalt mittels CT gut detektierbar. In dieser Arbeit konnten die Eigenschaften und die Funktionalität der In-situ-Messapparatur anhand der Zahnimplantate gut gezeigt werden. Somit ist es nun möglich, Ermüdung in Echtzeit zu untersuchen. Mittels CT und der vorgestellten In-situ-Fatigue-Maschine ist die Echtzeitbeobachtung nicht mehr auf äußere Betrachtungen beschränkt, sondern es können die inneren Prozesse studiert werden. Darüber hinaus lässt sich auch der zeitliche Verlauf betrachten. Des Weiteren wurden außer dem Mikropalt weitere Messgrößen (z. B. Durchmesser und Knochenrisse) ermittelt. So konnte die Vielseitigkeit der hier entwickelten In-situ-Messapparatur in Verbindung mit der CT unter Beweis gestellt werden.

Aufgrund der Fokussierung der Arbeit wurde zu Beginn die technische Realisierung der CT-in-situ-Fatigue-Maschine im Detail behandelt. Generell ist festzuhalten, dass die Entwicklung der Messapparatur gelungen ist. Zuerst sollen nun die wichtigsten Erkenntnisse aus der Messsystementwicklung zusammengefasst werden.

Es ist festzuhalten, dass eine perfekte Parameterkonfiguration für die In-situ-Fatigue-Analyse unabdingbar ist, da schnelle Bewegungen der Ermüdungsprüfung mittels Standard-CT-Verfahren schwer zu erfassen sind. Dies betrifft sowohl die Einstellungsparameter der verwendeten Röntgenstrahlung als auch die des Röntgendetektors. So konnte aus der Betrachtung des SNR geschlussfolgert werden, dass ein leicht dickerer Szintillator zwar eine Verschlechterung der räumlichen Auflösung bewirkt, allerdings die Dynamik deutlich erhöht. Eine perfekte Auflösung ist in diesem Versuchsaufbau nicht das entscheidende Kriterium, da die Größe des Mikropalts an der IAC-Grenzfläche durch die weitreichenderen Inline-

Phasenkontrastinterferenzmuster bestimmt wird. Eine lange Belichtungszeit (SNR-Steigerung) ist aufgrund der Bewegungsunschärfe von dynamischen In-situ-Prozessen nicht möglich. Folglich ist neben der technischen Realisierung der Messapparatur zur Kraftapplikation die Optimierung des SNR in der Röntgenbildaufnahme entscheidend für eine optimale In-situ-Beobachtbarkeit.

Nach der Entwicklung der In-situ-Fatigue-Messstation konnte diese an dem Modellsystem der Zahnimplantate erprobt werden. Die In-situ-Fatigue produzierte in 2D bei Kräften von bis zu 525 N verlässliche Resultate. Bei der Betrachtung der 3D-CT-Daten konnten Form und Ausprägung des Mikrospalts untersucht und visualisiert werden. Anhand der eingeführten Gapmap, die eine gute Darstellungsmethode der IAC-Grenzfläche sind, war erkennbar, dass wesentliche Veränderungen des Mikrospalts erst bei Erhöhung der In-situ-Belastungskraft erfolgen. Des Weiteren konnte festgehalten werden, dass ein wesentlicher Teil der unter In-situ-Fatigue beobachteten Beschädigung irreversibel ist.

Im nächsten Schritt ging die Untersuchung der In-situ-Fatigue sowohl in die Breite (über 4 verschiedene Implantattypen) als auch in die Empirie (durch die Betrachtung von je 6–7 Implantaten gleichen Typus). Anhand dieser Analysen konnte gezeigt werden, dass neben den vergleichbaren Schadensbildern stets einzelne Ausreißer zu beobachten sind. Die exakte Bestimmung des Mikrospalts ergab meist eine geringe Öffnung (bei einer Fatigue-Kraftapplikation von 150 N mit 10 Hz).

Als logische Konsequenz wurde eine höhere Kraftapplikation überprüft. Hierbei sind insbesondere beim Ankylos-Implantat (Nr. 10) Veränderungen bei einer Kraft von 250 N zu beobachten. So wurde festgestellt, dass sich bei dieser Probe sowohl der Mikrospalt weiter öffnet, als auch die radiale Ausprägung steigt. Bei der nächsten Kraftsteigerung auf 345 N konnten stärkere Veränderungen an der IAC-Grenzfläche studiert und interpretiert werden. Mit diesen Messungen ließ sich wiederum die hohe Leistungsfähigkeit der konstruierten CT-in-situ-Fatigue-Maschine unter Beweis stellen.

Neben der Betrachtung der In-situ-Fatigue war auch die Untersuchung des Langzeitverhaltens von Zahnimplantaten unter Fatigue-Belastung ein Bestandteil des dieser Arbeit zugrunde liegenden Projektes. Über die Protokollierung der Zwischenstände konnte die Entstehung des Mikrospalts gut studiert werden. Da diese Untersuchungen zerstörungsfrei erfolgen mussten, ist die Computertomographie die einzige Messmethode, die in Frage kommt. Da die vorherige Betrachtung des Langzeitverhaltens ohne Lastapplikation erfolgte, wurde im Folgenden die Veränderung bei statischer Kraft untersucht. Hierbei konnte meist eine Vergrößerung des

Mikrospalts beobachtet werden. Nach einer Zyklenzahl von 1 M konnte bei den Implantaten Nobel Active und Bone Level zwischen einer Belastung von 0 N und 150 N sogar ein linearer Zusammenhang festgehalten werden.

Nach diesen statischen Versuchen lieferte ein Quervergleich zu den vorherigen In-situ-Betrachtungen die folgerichtige Weiterentwicklung. Hierbei wurde beobachtet, dass durch zyklische Last ein kleinerer Mikropalt erzeugt wird als durch statische Last. Dies ist eindeutig feststellbar, da es möglich war, durch den In-situ-Apparat beide Belastungsarten bei 150 N zu vergleichen. Nur die Implantate des Typs Bone Level wiesen bei zyklischer Last einen größeren Spalt auf. Dies ist auf die unterschiedliche Bauweise der Implantate zurückzuführen.

Um neben der experimentellen Mikropaltbestimmung ein weiteres Entwicklungstool zu erhalten, wurde weiterhin die Simulation von Zahnimplantaten unter mechanischer statischer Belastung vorgenommen. Anhand der Ergebnisse konnte gezeigt werden, dass auch bei den FEM-gestützten Simulationen Mikropalte entstehen, und zwar an der Kontaktfläche zwischen dem Implantat und dem Abutment. Durch experimentelle Messungen an identischen Implantaten konnten die durchgeführten Simulationen validiert werden.

Darüber hinaus ergab die Betrachtung der von-Mises-Spannungen Hinweise, die eine plastische Deformation der Implantatschulter möglich erscheinen lassen. Aufgrund dieser Beobachtungen wurde nun der Fokus nicht mehr ausschließlich auf die Implantat-Abutment-Grenzfläche gerichtet, sondern vielmehr der Zahnimplantatskomplex ganzheitlich betrachtet. Insbesondere bei der Untersuchung von durchmesserreduzierten Zahnimplantaten zeigten sich bei allen Implantaten eine Vergrößerung der Durchmesser sowie eine inelastische Deformation.

Aufgrund der Beobachtung der inelastischen Deformation war der nächste Entwicklungsschritt die Steigerung der Last, um die Grenzparameter zu beleuchten. Dies war möglich, da die konstruierte Fatigue-Maschine entsprechend leistungsfähig ist, sodass eine In-situ-Belastung bis 566 N realisierbar ist. Damit konnten die feinen Anzeichen eines Implantatsversagens visualisiert werden. Der finale Bruch ist nicht unter Garantie ablichtbar, da die Zeitskala hierfür deutlich unterhalb der Belichtungszeit von einigen Millisekunden (ms) liegt. Dennoch haben die Messungen einen nach aktuellem Kenntnisstand neuartigen und entscheidenden Einblick in die Versagensmechanik gewährt.

Nachdem die entwickelte In-situ-Fatigue-Maschine mit dem Modellsystem der Zahnimplantate erprobt wurde, sollte der Betrachtungswinkel nicht auf den Mikropalt beschränkt bleiben. Anfänglich wurden an den

in Kunststoff eingefassten Zahnimplantaten kleinere Spaltgrößen, im Vergleich zu den zuvor verwendeten Messinghalterungen, beobachtet.

Diese Erweiterung des Untersuchungsschwerpunktes wurde hin zu der Fragestellung entwickelt, wie die Auswirkungen der mechanischen Beanspruchungen durch den Kauprozess auf den umgebenden Knochen aussehen. Hierbei stand stets die Erprobung der in dieser Arbeit entwickelten Messapparatur im Vordergrund.

Bei der Betrachtung der kraftinduzierten Knochenrisse konnte gezeigt werden, dass mit zunehmender Belastung die Rissgröße steigt. Die entstandenen Risse verschlossen sich auch nach der Lastentfernung nicht wieder vollständig. Anhand der CT-Aufnahmen konnte festgestellt werden, dass der Riss quer zur applizierten Kraft entsteht und dass sich Risse vermehrt bei Vorschädigungen entwickeln. Die konstante Kraftapplikation über einen Zeitraum von 80 Minuten hinweg ergab, dass nach einem steilen Anstieg der Rissgröße ein Kriechverhalten des Knochens einsetzte. Zur Absicherung der bisherigen Resultate wurden zwei Versuche zur Abschätzung des Röntgenstrahleinflusses durchgeführt. Im ersten Teil wurden bei minimaler Strahlendosis mit identischer Kraftapplikation vergleichbare Risse beobachtet. Im zweiten Teil ergab eine dauerhafte Bestrahlung ohne Kraftapplikation keine Neuentstehung oder Veränderung der bisherigen Beschädigungen. Folglich sind die beobachteten Risse nur auf die Kraftapplikation zurückzuführen.

Abschließend ist anzumerken, dass die Risse stets am Implantatsgewinde beginnen. Diese Feststellung legt den Schluss nahe, dass die Kanten der Gewindeschnecke einen entscheidenden Einfluss auf die Entstehung von Rissen im Knochen haben, was durch deren starke Kerbwirkung erklärt werden kann.

Die hier entwickelte Messstation zur Untersuchung von In-situ-Ermüdungsprozessen konnte mit dem Modellsystem der Zahnimplantate vorgestellt werden. Darüber hinaus konnte der anfängliche Schwerpunkt der Mikrospaltbetrachtung als frühzeitiger Indikator für Ermüdungsprozesse um die Betrachtung von Knochenrissen erweitert werden. Es folgt somit, dass diese In-situ-Ermüdungsmaschine ein vielseitiges Untersuchungswerkzeug darstellt.

In Zukunft ist die dynamische Untersuchung von Knochenrissen nur die nächstliegende Weiterentwicklung. Hinsichtlich der Fatigue-Maschine wäre darüber hinaus eine Erschließung weiterer Forschungsgebiete erstrebenswert. So können über eine einfache Anpassung der Probenhalterung die In-situ-Fatigue-Prozesse verschiedener Objekte studiert werden. Einschränkung wirkt dabei nur die Dauerleistungsfähigkeit des Direktmo-

tors. Hier könnte ein Entwicklungsschritt in einer Wasserkühlung bestehen, da das Gerät mit der bisher angewandten Luftkühlung bei hohen Kräften aufgrund von Abwärme an seine Kapazitätsgrenze gelangt. Im Falle einer deutlichen Steigerung der Brillanz der laborbasierten Röntgenquellen bei hohen Energien (mind. $\gtrsim 45$ keV) und der damit einhergehenden möglichen Verwendung des Inline-Phasenkontrastes könnte auf die Verwendung der Synchrotronstrahlung unter Umständen verzichtet werden.

Die konkrete Untersuchung von Zahnimplantaten könnte durch eine weitere Automatisierung des Auswertungsprozesses optimiert werden. Somit könnten die manuellen Anpassungen entfallen und die Bedienung noch anwenderfreundlicher gestaltet werden. Folglich wäre es möglich, die Auswertung durch fachfremde Personen ohne größere Einlernphase durchführen zu lassen.

Anhang A

Abbildungen

Dem interessierten Leser sei hier die Möglichkeit gegeben, sich tiefer in Abbildungen (siehe Anhang A) und Daten (siehe Anhang B) einzuarbeiten, die zur Entstehung dieser Arbeit beigetragen haben.

A.1 Ablaufschema der Datenprozessierung bei der Spaltvisualisierung

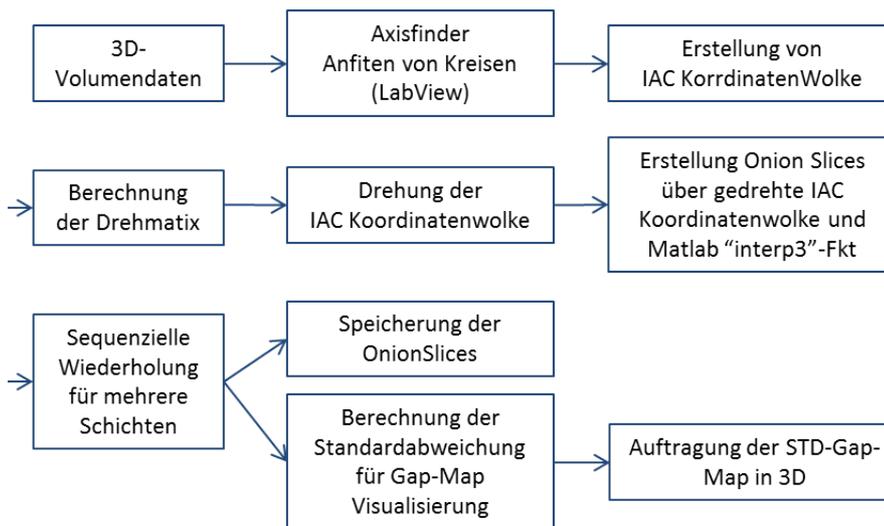


Abb. A.1: Darstellung der wesentlichen Programmbestandteile des angewendeten Auswerteverfahrens zur Erstellung der Abwicklungen und der **Gapmap** mittels ihrer berechneten Standardabweichung.

A.2 Langzeit-Fatigue

Wie in Kapitel 4.2 angekündigt, werden hier die Graphen der Spaltgrößenbestimmung dargestellt. Deren Medianwerte sind in Abbildung 4.11 aufgetragen, so wie sie für die Analyse verwendet wurden. Für alle Diagramme gilt, dass auf der x-Achse die Probennummern und auf der y-Achse die Spaltgrößen des IAC aufgetragen sind, welche nach den in den Kapiteln 3.3 und 3.3 vorgestellten Verfahren bestimmt wurden. Auf das Auftragen der Fehlerbalken wird an dieser Stelle verzichtet. Der Messfehler beträgt bei diesem Messverfahren $\pm 2 \mu\text{m}$. Des Weiteren wurden die Messpunkte teilweise miteinander verbunden, um für eine bessere visuelle Erkennbarkeit der zu Teil sehr ähnlichen Spaltwerte zu sorgen. Den so entstandenen Kurven liegt jedoch keine Gesetzmäßigkeit zugrunde.

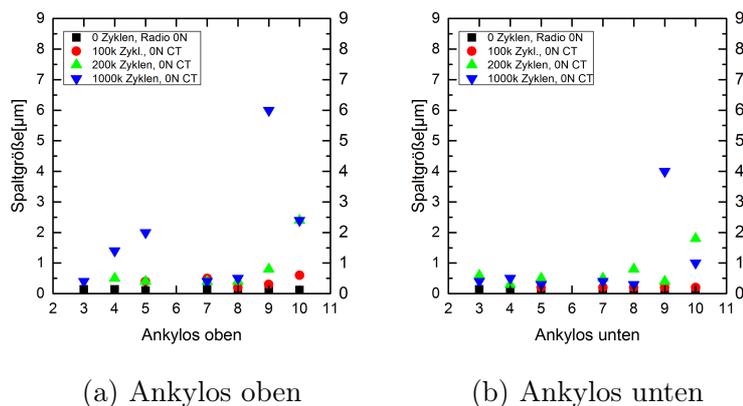
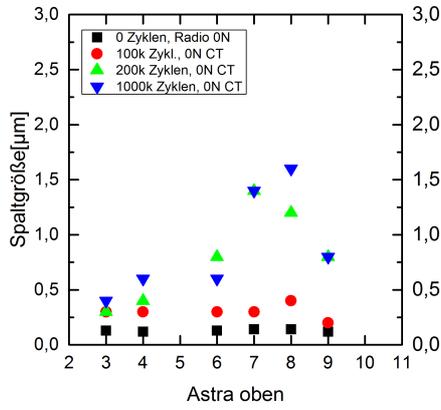
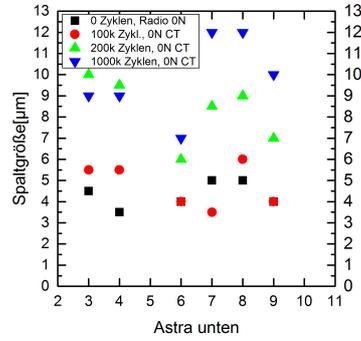


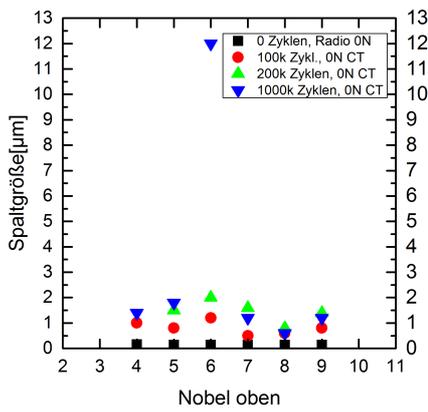
Abb. A.2: Spaltgrößen des Implantattyps Ankylos. Auf der x-Achse sind die Probennummern aufgetragen.



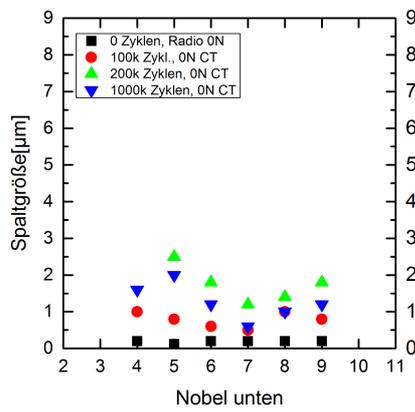
(a) Astra oben



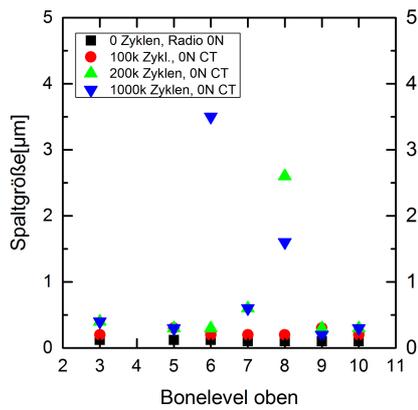
(b) Astra unten



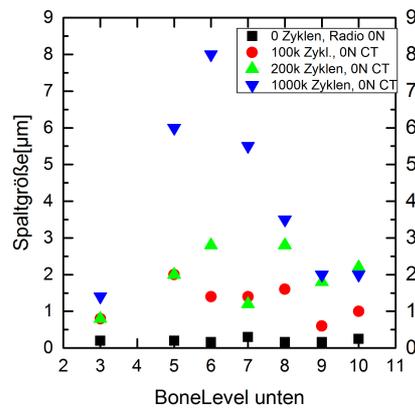
(c) Nobel oben



(d) Nobel unten



(e) BoneLevel oben



(f) BoneLevel unten

Abb. A.3: Spaltgrößen der Implantattypen Astra, Nobel und BoneLevel. Auf der x-Achse sind die Probennummern aufgetragen.

A.3 Detailbetrachtung bei statischer Lastaufbringung - Anpassungsgeraden

Die in Kapitel 4.2 angesprochenen Fits sind in der folgenden Abbildung eingefügt.

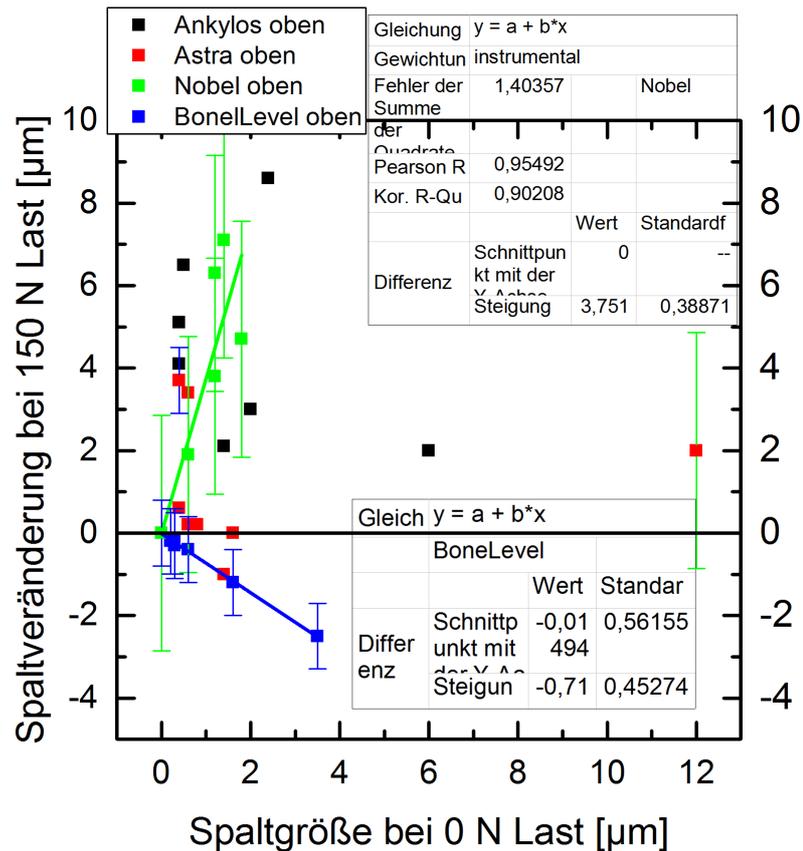
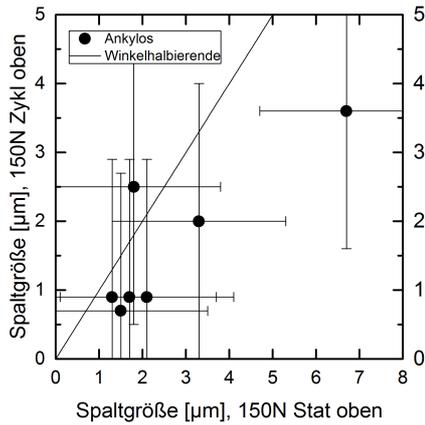


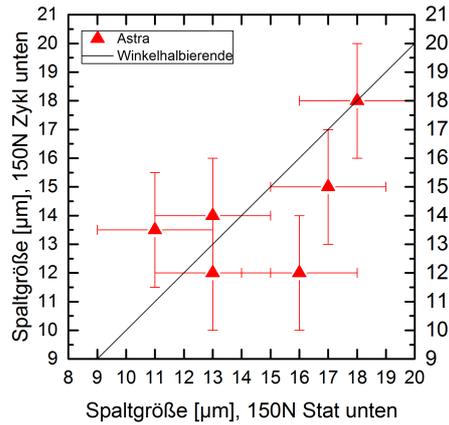
Abb. A.4: Langzeit-Fatigue-Spaltgrößenvergleich 0 N zu 150 N. Erkennbar ist die Veränderung des Spalts am oberen IAC-Bereich bei einer statischen Last. Ausgleichsgeraden mit den Anpassungsparameter sind für das Nobel- und die BoneLevel-Implantate eingefügt. Bei den anderen I) Implantattypen ist keine eindeutige Systematik erkennbar.

A.4 Vergleich zwischen statischer und zyklischer Belastung

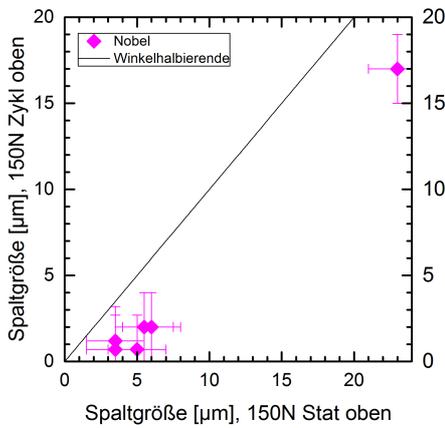
A.4 Vergleich zwischen statischer und zyklischer Belastung



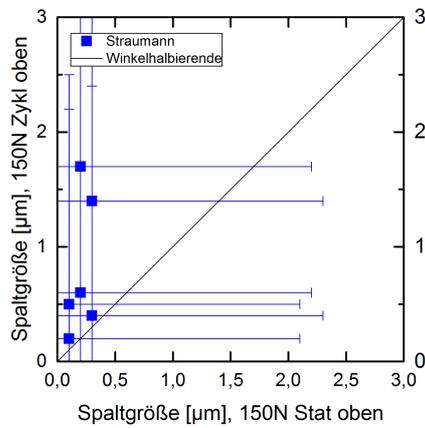
(a)



(b)



(c)



(d)

Abb. A.5: Korrelationsplotdarstellung von statischer zu zyklischer Lastapplikation. a) Korrelationsplot Ankylos, 150 N, oben, b) Korrelationsplot Astra, 150 N, unten, c) Korrelationsplot Nobel, 150 N, oben, d) Korrelationsplot Straumann, 150 N, oben.

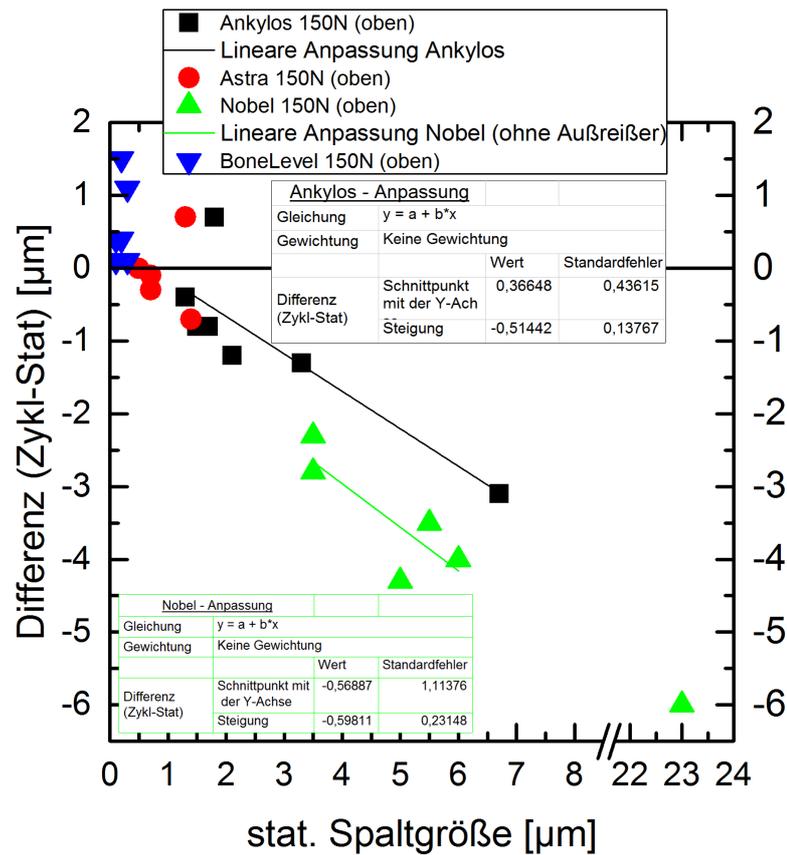


Abb. A.6: Dargestellt ist die Differenz zwischen den Spaltgrößen bei zyklischer und statischer Last in Relation zur statischen Spaltgröße. Für die Implantatproben Ankylos und Nobel wurden lineare Anpassungen durchgeführt. Bei der Nobel-Anpassung wurde der Messpunkt bei 23 μm ausgeklammert. Die Grafik wird in Kapitel 4.2, Abbildung 4.17 im Detail besprochen.

Anhang B

Tabellen

B.1 Langzeit Fatigue

Zyklenanzahl	Ankylos oben	Astra oben	Nobel oben	BoneLevel oben
0	$(0,14 \pm 0,02) \mu\text{m}$	$(0,13 \pm 0,01) \mu\text{m}$	$(0,14 \pm 0,01) \mu\text{m}$	$(0,10 \pm 0,01) \mu\text{m}$
100 k	$(0,40 \pm 0,16) \mu\text{m}$	$(0,30 \pm 0,06) \mu\text{m}$	$(0,80 \pm 0,26) \mu\text{m}$	$(0,20 \pm 0,05) \mu\text{m}$
200 k	$(0,45 \pm 0,79) \mu\text{m}$	$(0,80 \pm 0,43) \mu\text{m}$	$(1,50 \pm 0,43) \mu\text{m}$	$(0,30 \pm 0,85) \mu\text{m}$
1 M	$(1,40 \pm 1,99) \mu\text{m}$	$(0,70 \pm 0,49) \mu\text{m}$	$(1,30 \pm 4,41) \mu\text{m}$	$(0,40 \pm 1,21) \mu\text{m}$

Tab. B.1: Median-Spaltgrößen der Langzeitstudie, ermittelt am oberen IAC.

Zyklenanzahl	Ankylos unten	Astra unten	Nobel unten	BoneLevel unten
0	$(0,12 \pm 0,02) \mu\text{m}$	$(4,25 \pm 0,61) \mu\text{m}$	$(0,20 \pm 0,03) \mu\text{m}$	$(0,20 \pm 0,05) \mu\text{m}$
100 k	$(0,2 \pm 0,0) \mu\text{m}$	$(4,75 \pm 1,04) \mu\text{m}$	$(0,80 \pm 0,20) \mu\text{m}$	$(1,40 \pm 0,49) \mu\text{m}$
200 k	$(0,50 \pm 0,51) \mu\text{m}$	$(8,75 \pm 1,54) \mu\text{m}$	$(1,80 \pm 0,50) \mu\text{m}$	$(2,00 \pm 0,75) \mu\text{m}$
1 M	$(0,40 \pm 1,35) \mu\text{m}$	$(9,50 \pm 1,94) \mu\text{m}$	$(1,20 \pm 0,48) \mu\text{m}$	$(3,50 \pm 2,49) \mu\text{m}$

Tab. B.2: Median-Spaltgrößen der Langzeitstudie, ermittelt am unteren IAC.

B.2 Vergleich zwischen statischer und zyklischer Belastung

Implantattyp	Median der Spaltgrößen 150 N stat. oben	Median der Spaltgrößen 150 N zykl. oben	Median der Spaltgrößen 150 N stat. unten	Median der Spaltgrößen 150 N zykl. unten
Ankylos	$\Delta(1,8 \pm 1,9) \mu\text{m}$	$\Delta(0,9 \pm 1,1) \mu\text{m}$	$\Delta(0,70 \pm 0,42) \mu\text{m}$	$\Delta(0,3 \pm 0,2) \mu\text{m}$
Astra	$\Delta(0,7 \pm 0,4) \mu\text{m}$	$\Delta(0,6 \pm 0,6) \mu\text{m}$	$\Delta(14,5 \pm 2,7) \mu\text{m}$	$\Delta(13,8 \pm 2,2) \mu\text{m}$
Nobel	$\Delta(5,3 \pm 7,5) \mu\text{m}$	$\Delta(1,6 \pm 6,4) \mu\text{m}$	$\Delta(0,9 \pm 0,5) \mu\text{m}$	$\Delta(1,0 \pm 0,4) \mu\text{m}$
BoneLevel	$\Delta(0,2 \pm 0,1) \mu\text{m}$	$\Delta(0,6 \pm 0,6) \mu\text{m}$	$\Delta(1,1 \pm 0,4) \mu\text{m}$	$\Delta(1,7 \pm 0,3) \mu\text{m}$

Tab. B.3: Tabellarische Auflistung der Spaltgrößen beim Vergleich zwischen 150 N statischer und zyklischer Lastapplikation. Als Fehler sind die Standardabweichungen der 5–6 Messwerte angegeben. Diese Werte sind in [Abbildung 4.16a](#) aufgetragen.

B.3 Durchmesserreduzierte Zahnimplanate

Probe	Implantattyp und Hersteller	Implantatmaße (D) Durchmesser, (L) Länge [mm]	Material (I) Implantat, (A) Abutment	obere Implantat- wandstärke [mm]	untere Implantat- wandstärke [mm]
AS 1,	Astra OsseoSpeed™ TX	D: 3,0	I: cp-Ti Gr. 4	0,3	0,5
AS 2	Dentsply, Deutschland	L: 11	A: cp-Ti Gr. 4		
BL 1	Bone Level NC, SL Active Straumann AG	D: 3,3 L: 12	I: cp-Ti Gr. 4 A: Ti-64 Gr. 4	0,3	0,4
BL 2	Bone Level NC, SL Active Roxolid®, Straumann AG	D: 3,3 L: 12	I: ZrTi Legierung A: cp-Ti Gr.4	0,3	0,4

Tab. B.4: Kenndaten der verwendeten durchmesserreduzierten Implantate

Anhang C

Alternative Ansätze und ergänzende Themen

In diesem Anhangskapitel werden ergänzende Themen aufgeführt, die dem interessierten Leser zu einem tieferen Verständnis verhelfen können. Zuerst werden die direkten Detektoren beschrieben. Die Vermeidung von Bewegungsunschärfen in den Radiographien bedarf bei hohen Kraft Kraftapplikationen in der In-situ-Fatigue einiges an Entwicklungsaufwand. Die beschrittenen Wege werden in Kapitel [C.2](#)

Bei der Bearbeitung eines Themas besteht anfangs immer eine Idee dazu, wie die Aufgabenstellung gelöst werden könnte. Bei der Bearbeitung selbst kristallisiert sich dann heraus, inwiefern ein bestimmter Ansatz für die entsprechende Aufgabenstellung geeignet ist. So hat sich beispielsweise herausgestellt, dass es im Zuge dieser Arbeit nicht sinnvoll war, mit vollautomatisierten Algorithmen für die 3D-Visualisierung von Knochenrissen zu arbeiten. Das heißt allerdings nicht, dass diese Herangehensweise keine Berechtigung hätte oder uninteressant ist.

Im Folgenden wird die 3D-Visualisierung über Multi-Material Phase-Retrieval im Detail beschrieben und die automatische Auswertung von Knochenrissen behandelt. Außerdem erfolgt eine Exkursion zu den Weiterentwicklungen der nicht laborbasierten Röntgenquellen. Da sich diese Arbeit auf die Verwendung von Röntgenstrahlung aus Synchrotrons beschränkt, ist dieses Vorgehen im Hauptteil nicht aufgeführt.

C.1 Direkte Detektoren

Unter dem Begriff der direkten Detektoren werden eine Fotodiode oder einer flächigen Anordnung aus diesen verstanden, die über Ladungstrennung in der Verarmungsschicht die Existenz eines Röntgenphotons nachweisen. Die Intensität des elektrischen Signals skaliert mit der Anzahl der Photonen. Darüber hinaus kann eine Energieschwelle der Photonen gesetzt werden. Einige Produktnamen für solche Detektoren sind „MediPix“, „Dectris“ und „Pixirad“.

Wenn eine reduzierte Lebenszeit der elektrischen Komponenten in Kauf

genommen werden kann, dann können auch Fotosensoren zur Röntgendetektion herangezogen werden. Wegen der intensiven Röntgenstrahlung ist es empfehlenswert, diese Methode nur bei niederenergetischer Strahlung in Kombination mit geringem Photonenfluss zu verwenden.

Es ist wichtig, festzuhalten, dass die verwendeten Halbleitermaterialien Silizium (Si) und Cadmium Tellurid (CdTe) ein Energielimit für die Detektion von Röntgenstrahlung aufweisen. So werden die Materialien zunehmend transparent. Die Erzeugung von Elektronen-Loch Paaren erfolgt weiterhin, allerdings ist diese im Verhältnis zu niedrigeren Energien nicht linear. So ist Si bis 10 keV und CdTe bis 90 keV zu verwenden. Für weiterführende Details sei auf [11, Kapitel 8.17 bis 8.19] verwiesen.

C.2 Vermeidung von Bewegungsunschärfen bei In-situ-Fatigue

Ein stetes Problem sind bei den In-situ-Fatigue-Aufnahmen die Bewegungsunschärfen in den Radiographien, welche durch die schnellen mechanischen Belastungszyklen hervorgerufen werden. Zum einen wurde versucht, diese über eine steifere mechanische Lagerung des Drehtisches zu minimieren, da die oft verwendeten luftgelagerten Drehtische im Verdacht stehen, nicht rigide genug zu sein. Dies hat auch eine gewisse Verbesserung bewirkt. Einen entscheidenden Fortschritt bei den durch die Fatigue-Belastung hervorgerufenen Schwingungen bewirkt aber eine Anpassung der Kraftapplikationskontur. So gestalten sich die sinusförmigen Kraftapplikationen bei sehr hohen Kräften ($\gtrsim 150$ N) meist mit steilen Flanken, wie es in Abbildung ?? zu erkennen ist.

Theoretisch wäre auch eine Anpassung der Beschleunigungsparameter und der PID-Regler¹ möglich, das führte aber meistens nicht zu den gewünschten Erfolgen. Erst die Verwendung einer anderen Steuerungsart erbrachte in den Probenbewegungen die entscheidende Minimierung von $\approx 20 \mu\text{m}$ auf $\approx 5 \mu\text{m}$ Vertikalbewegung. So wurde der Motor über ein veränderbares analoges Steuerungssignal (-10 V bis 10 V) in die vordefinierten Hub-Grenzen bewegt. Die Einstellung der Fatigue-Belastung erfolgt daher händisch und wird über den Weg gesteuert. Die aufgezeichneten Messsignale der so gesteuerten In-situ-Tomographien sind in Abbildung C.1 zu sehen. Von der ersten Tomographie ist außerdem eine Detailvergrößerung in Abbildung C.1 b) dargestellt.

¹ In der Steuerungs- und Regelungstechnik versteht man unter einem PID-Regler eine Zusammenfassung dreier Regelungsarten. Diese sind die **proportionale**, die **integrale** und die **differenzielle** Regelung eines Systems.

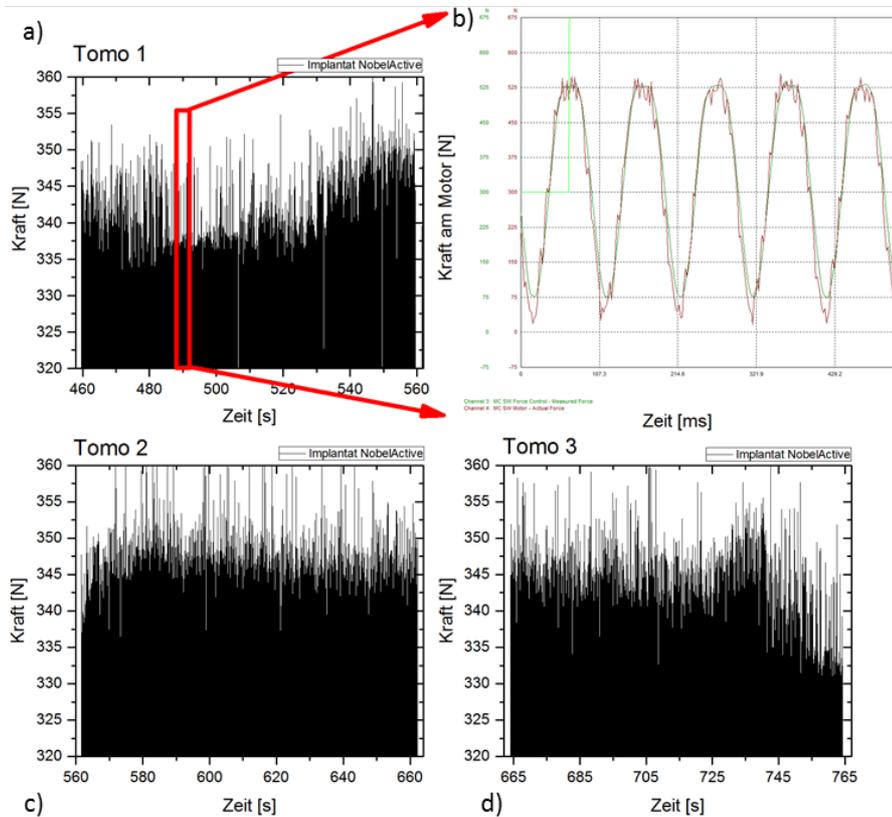


Abb. C.1: Kraftmessungen bei sehr hohen In-situ-Fatigue-Kräften. Hier wurde eine weggesteuerte Regelungsmethode mit Maximalkräften von ≈ 345 N gewählt, in Kombination mit einer abgeflachten sinusförmigen Bewegungsform. Über die drei Tomogramme existieren leichte Kraftschwankungen von weniger als $< 3\%$.

In Teil b) sind einerseits die Messkurven der [DMS-Kraftmessdose](#) (dunkelgrün) zu sehen, welche identisch zu den in Tomo 1-3 dargestellten Plots sind, andererseits die vom Direktmotor über die Bestromung errechnete Kraft zu. Man erkennt sehr gut die Übereinstimmung der beiden voneinander autarken Messsignale. Folglich ist die Korrektheit der Signale anzunehmen. Zu den Plots in [Abbildung C.1](#) Tomo 1 ist eine Schwankung der Maximalkräfte von ± 10 N festzustellen, Tomo 2 ist im Vergleich dazu sehr konstant und bei Tomo 3 ist gegen Ende der Tomographie ein Abfallen von ≈ 10 N zu beobachten. Somit schwankt die Amplitude bei

den technisch anspruchsvollen, hohen Kraftamplituden bei dieser weggesteuerten Fatigue-Ermüdung nur um $\approx 3\%$. Da dies eine akzeptable Fehlergröße ist, wird die weggesteuerte Messmethode als bestmöglicher Entwicklungsstand betrachtet. Die aus diesen Messungen resultierenden Tomographien werden in Kapitel 4.1 Abbildung 4.10 dargestellt und betrachtet.

C.3 Details zu den Bildbearbeitungsmethoden für die Knochenrissvisualisierung

Die Bildbearbeitung gestaltet sich mitunter recht aufwändig. Im Kapitel 3.10 wurde beschrieben, dass für die Auswertung auch das Phase-Retrieval bzw. das Multi-Material Phase-Retrieval angewendet wurde. Die genaue Ausarbeitung ist nicht für jeden Leser relevant, der Vollständigkeit halber wird jedoch hier im Anhang eine Beschreibung geliefert. Der Vorteil des (Multi-Material) Phase-Retrieval besteht darin, dass dadurch genau erkennbar ist, wann eine neue Materialschicht beginnt. Eine einfachere Segmentierung und bessere Auswertungsalgorithmen sind somit möglich. So kann mit geringfügigem A-priori-Wissen der Phasenkontrastinterferenzmuster zurückgerechnet werden (daher der Name "Retrieval"). Wie das genau funktioniert, wird im Folgenden beschrieben.

Phase-Retrieval

Phase-Retrieval-Algorithmen werden meist für eine bessere Materialunterscheidung angewandt. Das geschieht mittels nachträglicher Kontrastspreizung unter Berücksichtigung des Inline-Phasenkontrastes. Der Inline-Phasenkontrast bewirkt in den Radiographien einen Kontrastüberschwinger, siehe Kapitel 2.5. Da in den Standardrekonstruktionsverfahren der Kontrastüberschwinger keine gesonderte Berücksichtigung erfährt, ist es nötig, diesen miterfassten physikalischen Effekt in einem gesonderten Bearbeitungsschritt einzufügen.

Eine Übersicht über die wichtigsten Phase-Retrieval-Algorithmen ist in der Arbeit von Burvall u. a. [16] zu finden. Die Detektion der Röntgenstrahlung durch einen Flächendetektor beruht auf der Messung von Intensitäten, was dem Betragsquadrat der Wellenfunktion entspricht, siehe Gleichung 2.12 und 2.13. Folglich ist allen Phase-Retrieval-Algorithmen gemein, dass sie die bei der Messung nichterfasste Phaseninformation wiederherstellen. Um die Phaseninformation „exakt“ zu rekonstruieren, werden weitere Informationen benötigt. Beispielsweise ist dies über an-

dere aufwendige Messverfahren² möglich, als Konsequenz folgt ein erheblicher, nicht hinnehmbarer Mehraufwand an Messzeit. Ein für die Tomographie praktikablerer Ansatz ist die nachträgliche Verarbeitung der über den Inline-Phasenkontrast erhaltenen Informationen (Phase-Retrieval). Meist werden hierfür Vorkenntnisse zur Probe vorausgesetzt. Nach [16] sind die wichtigsten hiervon die „Single-Material-Annahme“ von Paganin u. a. [45], wobei das Material ebenfalls homogen sei³ und die Annahme geringer Absorption von Bronnikov [14], die um eine Modifikation von Groso u. a. [27] erweitert wurde, sodass kleine Absorptionen zulässig sind.

Für eine umfangreiche und detaillierte Auflistung wird auf [16, 44] verwiesen. In dieser Arbeit werden Phase-Retrieval-Algorithmen für eine bessere Kontrastierung der Datensätze verwendet, sodass eine anschließende Segmentierung erleichtert wird, die die Basis für weitere Analysen darstellt, siehe Kapitel 4.4. Eine erweiterte Phase-Retrieval-Methoden bei der Vorbereitung zur Visualisierung von Knochenrissen in Kapitel 4.5. Die Details zu dieser abgewandelten Methode sind in Kapitel C.3 beschrieben. Generell ist festzuhalten, dass der Phase-Retrieval-Algorithmus im Allgemeinen ein Tiefpass ist. Daher wird er zusammen mit der Entfaltung bei der Rekonstruktion angewandt.

Multi-Material Phase-Retrieval

Im Falle der zu untersuchenden Proben war es vonnöten, einen ausgeklügelteren Phase-Retrieval-Algorithmus als den der Standardverfahren von „Paganin“ [45, 14, 27] anzuwenden. Die Besonderheit des von „Ullherr“ [57] beschriebenen Algorithmus ist die Erweiterung zur Behebung der Multi-Material-Artefakte bei Phase-Retrieving Tomogrammen. Dieser Algorithmus erwies sich als geeignet.

Die besonderen Anforderungen der verwendeten Proben für diesen Filter ergeben sich daraus, dass der Materialkontrast schwach ist (Luft/Knochen), wobei der zweite Materialübergang (Knochen/Titan) einen hohen Kontrastunterschied liefert. Für methodische Details des Algorithmus sei auf Ullherr u. Zabler [57] verwiesen. Das Titanimplantat ist stark absorbierend und bietet damit einen hohen Kontrast. Die umgebende Knochenmatrix ist im Vergleich dazu schwach absorbierend. In Abbildung C.2 findet sich eine Gegenüberstellung der Phase-Retrieval-Algorithmen.

In Bildteil a) ist das rekonstruierte Volumen mit den für den Inlinepha-

² Hier seien stichwortartig die gitterbasierten Phasenkontrastmethoden erwähnt, Details siehe [63, Kapitel 7.2.4.3].

³ Folglich liegt bei dieser Annahmen eine Singel-Interface-Approximation vor.

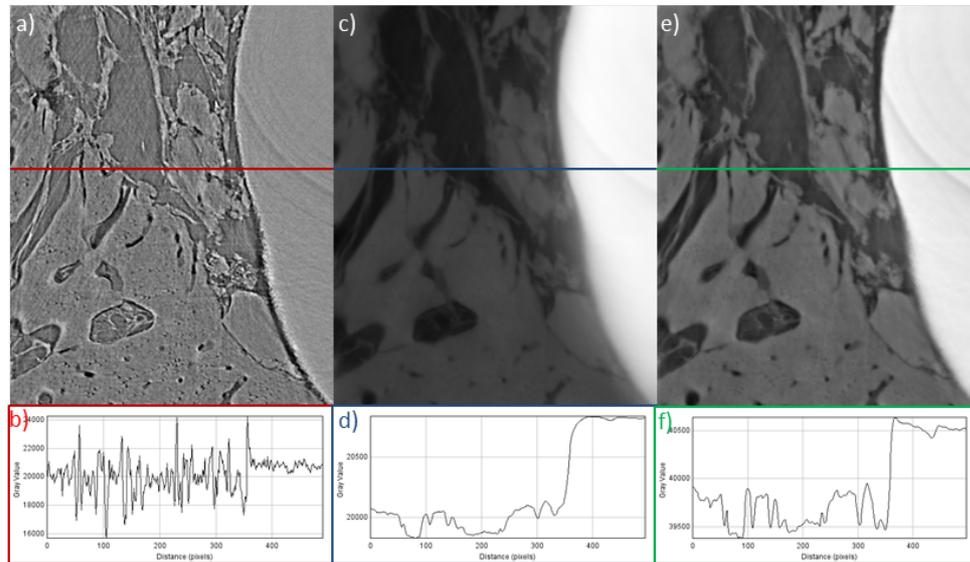


Abb. C.2: Vergleichsdarstellung der verschiedenen Phase-Retrieval-Methoden. a) Volumen ohne weitere Filterung und Bearbeitung, c) mit Paganin gefiltertes Volumen, e) mit Multi-Material-Phase-Retrieval-Verfahren und Wiener Entfaltung gefiltertes Volumen. Bildteile b), d) und f) stellen die zugehörigen Linienprofile an den markierten Stellen dar.

senkontrast typischen Kantenüberschwingern zu erkennen. In Bildteil c) ist die mit normalem Paganin-Phase-Retrieval aufbereitete Rekonstruktion dargestellt. An dem Linienprofil ist zu erkennen, dass das Titanimplantat nun gut zu segmentieren ist, allerdings ist die Knochenmatrix mit einem automatischen Segmentierungsverfahren nicht so gut zu treffen. Dies ist an den diffusen Flanken der Knochenmatrix erkennbar. Die üblichen Segmentierungsverfahren sind offensichtlich in Bildteil e) deutlich leichter anzuwenden, da eine eindeutige Trennbarkeit der Grauwerteneaus vorliegt. Ebenfalls wurde der weitreichende Grauwertegradient des Titanimplantats im Phase-Retrieved Volumen (Abbildung C.2 c) mit dem Multi-Material-Phase-Retrieval-Verfahren gut minimiert (siehe Bildteil e) und f)), sodass angrenzende Strukturen klar getrennt werden können. Ebenso wurden die diffusen Schleier der Feinstruktur merklich geschärft. Schlussfolgernd lässt sich festhalten, dass durch die Anwendung des von „Ullherr“ [57] präsentierten Verfahrens die Feinstruktur erhalten bleibt. Somit haben automatische bis semiautomatische Segmentierungsverfahren vielversprechende Erfolgchancen.

Automatische Knochenrissvisualisierung

Die Bewertung der Knochenrisse erfolgte trotz der guten Ergebnisse aus dem multimaterial Phasere retrieval Verfahrens teilweise auf Basis der einfachen Volumendaten. Dies ist bei einer nicht zu großen Stückzahl am effizientesten, da ein aufwendiger und zeitintensiver Berechnungs- und Bearbeitungsschritt eingespart werden kann. Unabdingbar ist, dass die zu untersuchende Probe in der mechanischen Halterung gut eingefasst ist, sodass die Volumina deckungsgleich sind. Dies war bei den getätigten Untersuchungen sehr gut gewährleistet, da die charakteristischen Probedetails über alle Messungen hinweg an gleicher Volumenposition wiederzufinden waren. Folglich war es möglich, über die Begutachtung der selben Volumenschichten bei Variation der belastenden Kraft Veränderung zu beobachten (siehe beispielsweise Abbildung 4.27 in Kapitel 4.5). Anders gestaltet sich die Anforderungen bei der Visualisierung der Risse im Volumen. Der Mehraufwand ist vorwiegend darin begründet, dass ein einfaches Volumenrendering nicht genügt, da die Knochenmatrix eine zu komplexe Feinstruktur besitzt. Diese bewirkt, dass die Risse meist verdeckt sind. Daher muss dem 3D-Rendring eine Segmentierung vorangehen, um die Signaldichte zu reduzieren. Für die Rissegmentierung gibt es vielseitige Verfahren. Das einfachste aber gleichzeitig aufwendigste ist die simple manuelle Erstellung von ROI. Dieses Verfahren muss für jede Schicht des Volumens einzeln durchgeführt werden, dieser Tatsache ist auch der enorme Zeitaufwand geschuldet. Eleganter ist ein Verfahren was sich die Eigenart von Rissen zunutze macht. Bei diesem wird an jedem Pixel die Eigenwerte der Hessematrix ermittelt. Dem zugrunde liegt die Betrachtung des Grauwerteverlaufs als Oberfläche. Wenn ein Eigenwert der Hessematrix deutlich größer als alle anderen ist, liegt eine starke Änderung der Grauwerte vor. Dieses Verfahren wurde vorwiegend von Frangi [24] etabliert, siehe auch [25]. Dieses Verfahren ist von Frangi allerdings vorwiegend für tubulare Strukturen optimiert worden. Vielversprechender war das Verfahren von Auget [2], welches den Fokus auf Risse legt. Dieses startet ebenfalls bei der Hessematrix, kombiniert diese noch mit einem Laplace Operator. Folglich ist dieses Verfahren an die Datensätze angepasst worden. Die Teilergebnisse sind in Abbildung C.3 dargestellt.

Es ist der Riss in der unteren Bildmitte oberhalb der weißen rundlicheren Fläche gut zuerkennen. Einschränkend ist deutlichst festzuhalten, dass in den berechneten Datensätzen schon ein Unterschied zwischen den Rissen und den Trapekeln vorzufinden war, dieser allerdings sehr marginal ausfiel. Dieser geringe Unterschied führt bei einer wie in Abbildung C.3

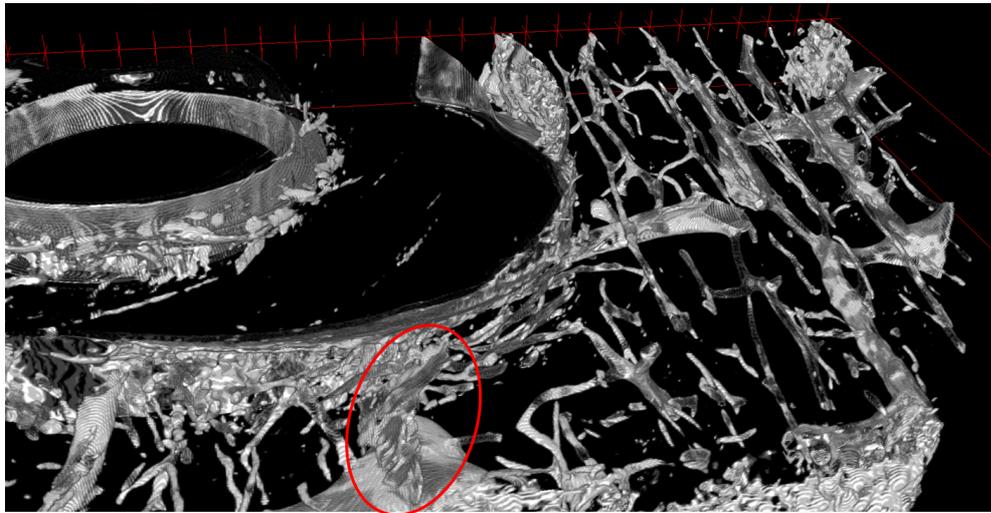


Abb. C.3: Dargestellt ist ein Volumenausschnitt, welcher mit der Featurdetekt Methode von Auget segmentiert wurde. Mit rot ist der gesuchte Riss markiert. Sehr gut sind des weiteren die Havers-Kanäle zu erkennen (längs orientiert).

verwendeten automatischen Segmentierung zu sehr unbefriedigenden Ergebnissen. Über ein aufwendiges händisches Segmentieren ließe sich die Qualität deutlich steigern, übersteigt aber den resultierenden Nutzen.

Als zielführender erwies sich das von „VG-Studio“ bereitgestellt Risssegmentierungsverfahren. Dieses ist ein auf flächige Strukturen angepasster „Regiongrower“. In der Bedienung ist es als semiautomatische Verfahren einzustufen, da eine visuelle Kontrolle und Validierung der vom Algorithmus erstellten [ROIs](#) sehr empfehlenswert ist.

Aufgrund einer Abwägung zwischen Aufwand und Nutzen wurde in dieser Arbeit bei der 3D-Visualisierung von Knochenrissen das letztere Verfahren verwendet. Darstellungen und Ergebnisse sind im Kapitel [4.5](#) zu finden.

C.4 Folgeentwicklungen von nicht laborbasierten Röntgenquellen

Die fortwährende Entwicklung von Synchrotrons und deren Undulatoren führte direkt zu der nächsten Generation von nicht laborbasierten Röntgenquellen, der [Freie-Elektronen-Laser \(FEL\)](#). Solche [FELs](#) sind als eine Aneinanderreihung von mehreren Undulatoren zu verstehen, wodurch der erste Undulator in den Folgenden eine stimulierte Emission veranlasst.

Die bisherigen Entwicklungen konzentrieren sich auf lineare Konstellation dieser Undulatorstrecken.

Des Weiteren soll hier auch auf eine weitere, äußerst interessante Entwicklung von Strahlerzeugern hingewiesen werden. Diese nennt sich „Compact Light Source“ (CLS). Erste Messungen wurden im Jahr 2009 vorgestellt [8]. Unter anderem existiert eine Anlage an der TUM in München (Lehrstuhl für Biomedizinische Physik), an der verschiedenen Experimente durchgeführt werden. Das Besondere dieser Anlage ist, dass sie einen neuen Ansatz zur Erzeugung von Röntgenstrahlen verwendet. Dadurch kann sie die Kompaktheit einer Laboranlage mit den brillanten Eigenschaften eines Synchrotrons vereinen. So umfasst die Anlage ohne Probenmanipulatoren und Röntgendetektion ungefähr die Größe von 5x3 m. Das Besondere dieser Art der Röntgenlichterzeugung ist die Verwendung eines Laser-Undulators. Das ist eine „Fabry-Perot Kavität“ welche von einem Laser gespeist wird. Die Magnetfeldkomponente der in dem Interferometer entstandenen, stehende Welle wirkt als Undulator für den Elektronenstrahl. Da die so erzeugte Undulatorwellenlänge von einigen cm auf $\sim \mu\text{m}$ deutlichst gesenkt werden konnte, wird eine kleinere Elektronenenergie benötigt. Konkret heißt dies, dass nur ein Lorentzfaktor von $\gamma \gtrsim 50$ genügt, um gemäß der Undulatorgleichung 2.7 Wellenlängen im Ångström Bereich oder kleiner zu erreichen. Dies entspricht ~ 12 keV und größer. Durch die geringere Elektronenenergie ist es möglich, den Linearbeschleuniger und Speicherring kompakter als bei einem Synchrotron zu bauen, da die Elektronen nicht auf so hohe relativistische Geschwindigkeiten beschleunigt werden müssen.

Die erwähnte CLS in München hat bisher eine Maximalenergie von 13,5 keV und in 10 m Entfernung einen Strahldurchmesser von ca. 4 cm, [8]. Es sollen künftig Maximalenergien von 35 keV erreicht werden, was das Anwendungsspektrum erheblich erweitert. Dennoch ist es wiederum wichtig festzuhalten, dass dieses neuartige Verfahren bisher noch nicht geeignet ist für die in dieser Arbeit betrachteten Proben.

Literaturverzeichnis

- [1] ABKOWITZ, Stanley. ; HILZ, Ralph H. ; BURKE, J. J.: Titanium in industry: technology of structural titanium. Toronto : Van Nostrand, 1955
- [2] AGUET, François ; JACOB, Mathews ; UNSER, Michael: Three-dimensional feature detection using optimal steerable filters. Bd. 2. IEEE, 2005. <http://dx.doi.org/10.1109/ICIP.2005.1530266>. <http://dx.doi.org/10.1109/ICIP.2005.1530266>. – ISBN 0-7803-9134-9
- [3] AGUIRREBEITIA, Josu ; ABASOLO, Mikel ; VALLEJO, Javier ; ANSOLA, Ruben: Dental implants with conical implant-abutment interface: influence of the conical angle difference on the mechanical behavior of the implant. In: The International journal of oral & maxillofacial implants 28 (2013), Nr. 2, S. e72–82. <http://dx.doi.org/10.11607/jomi.2775>. – DOI 10.11607/jomi.2775. – ISSN 1942-4434
- [4] AL-OMIRI, M. K. ; SGHAIREEN, M. G. ; ALHIJAWI, M. M. ; ALZOUBI, I. A. ; LYNCH, C. D. ; LYNCH, E.: Maximum bite force following unilateral implant-supported prosthetic treatment: within-subject comparison to opposite dentate side. In: Journal of oral rehabilitation 41 (2014), Nr. 8, S. 624–629. <http://dx.doi.org/10.1111/joor.12174>. – DOI 10.1111/joor.12174. – ISSN 0305-182X
- [5] ANDERSSOHN, Birthe: Einfluss von Konservierung auf die biomechanische Kompetenz von Knochen im Mausmodell. Von-Melle-Park 3, 20146 Hamburg, Universität Hamburg, Diss., 01.01.2011. <http://ediss.sub.uni-hamburg.de/volltexte/2011/5354>
- [6] BARRETT, R ; BAKER, R ; CLOETENS, P ; DABIN, Yves ; MORAWE, C ; SUHONEN, Heikki ; TUCOULOU, Rémi ; VIVO, Amparo ; ZHANG, Lin: Dynamically-figured mirror system for high-energy nanofocusing at the ESRF. 8139 (2011), 09

- [7] BARUCHEL, José ; HÄRTWIG, Jürgen ; ZONTONE, Federico: Diffraction topography at the ESRF: Beamline and first experimental results: *Synchrotron Radiation News*. In: *Synchrotron Radiation News* 7 (1994), Nr. 2, S. 19–24. <http://dx.doi.org/10.1080/08940889408261260>. – DOI 10.1080/08940889408261260. – ISSN 0894–0886
- [8] BECH, Martin ; BUNK, Oliver ; DAVID, Christian ; RUTH, Ronald ; RIFKIN, Jeff ; LOEWEN, Rod ; FEIDENHANS'L, Robert ; PFEIFFER, Franz: Hard X-ray phase-contrast imaging with the Compact Light Source based on inverse Compton X-rays. In: *Journal of synchrotron radiation* 16 (2009), Nr. Pt 1, S. 43–47. <http://dx.doi.org/10.1107/S090904950803464X>. – DOI 10.1107/S090904950803464X. – ISSN 0909–0495
- [9] BONSE, Ulrich ; BUSCH, Frank: X-ray computed microtomography (mCT) using synchrotron radiation (SR). In: *Progress in Biophysics and Molecular Biology* 65 (1996), Nr. 1-2, S. 133–169. [http://dx.doi.org/10.1016/S0079-6107\(96\)00011-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0079-6107(96)00011-9). – DOI 10.1016/S0079-6107(96)00011-9. – ISSN 00796107
- [10] BOONE, J. M. ; CHAVEZ, A. E.: Comparison of x-ray cross sections for diagnostic and therapeutic medical physics. In: *Medical physics* 23 (1996), Nr. 12, S. 1997–2005. – ISSN 0094–2405
- [11] BRAHME, Anders (Hrsg.): *Comprehensive Biomedical Physics*. Oxford : Elsevier, 2014. – ISBN 978–0–444–53633–4
- [12] BROGGINI, N. ; MCMANUS, L. M. ; HERMANN, J. S. ; MEDINA, R. ; SCHENK, R. K. ; BUSER, D. ; COCHRAN, D. L.: Peri-implant Inflammation Defined by the Implant-Abutment Interface. In: *Journal of Dental Research* 85 (2006), Nr. 5, S. 473–478. <http://dx.doi.org/10.1177/154405910608500515>. – DOI 10.1177/154405910608500515. – ISSN 0022–0345
- [13] BROGGINI, N. ; MCMANUS, L. M. ; HERMANN, J. S. ; MEDINA, R. U. ; OATES, T. W. ; SCHENK, R. K. ; BUSER, D. ; MELLONIG, J. T. ; COCHRAN, D. L.: Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. In: *Journal of Dental Research* 82 (2003), Nr. 3, S. 232–237. <http://dx.doi.org/10.1177/154405910308200316>. – DOI 10.1177/154405910308200316. – ISSN 0022–0345

-
- [14] BRONNIKOV, Andrei V.: Reconstruction formulas in phase-contrast tomography. In: Optics Communications 171 (1999), Nr. 4–6, S. 239–244. [http://dx.doi.org/10.1016/S0030-4018\(99\)00575-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0030-4018(99)00575-1). – DOI 10.1016/S0030-4018(99)00575-1. – ISSN 0030-4018
- [15] BUFFIERE, J.-Y. ; MAIRE, E. ; ADRIEN, J. ; MASSE, J.-P. ; BOLLER, E.: In Situ Experiments with X ray Tomography: an Attractive Tool for Experimental Mechanics: Experimental Mechanics. In: Exp Mech 50 (2010), Nr. 3, S. 289–305. <http://dx.doi.org/10.1007/s11340-010-9333-7>. – DOI 10.1007/s11340-010-9333-7. – ISSN 0014-4851
- [16] BURVALL, Anna ; LUNDSTRÖM, Ulf ; TAKMAN, PER A. C. ; LARSSON, Daniel H. ; HERTZ, Hans M.: Phase retrieval in X-ray phase-contrast imaging suitable for tomography. In: Optics Express 19 (2011), Nr. 11, S. 10359–10376. <http://dx.doi.org/10.1364/OE.19.010359>. – DOI 10.1364/OE.19.010359. – ISSN 1094-4087
- [17] CHA, J. Y. ; PEREIRA, M. D. ; SMITH, A. A. ; HOUSCHYAR, K. S. ; YIN, X. ; MOURARET, S. ; BRUNSKI, J. B. ; HELMS, J. A.: Multiscale analyses of the bone-implant interface. In: Journal of Dental Research 94 (2015), Nr. 3, S. 482–490. <http://dx.doi.org/10.1177/0022034514566029>. – DOI 10.1177/0022034514566029. – ISSN 0022-0345
- [18] CLOETENS, Peter ; BARRETT, Raymond ; BARUCHEL, José ; GUIGAY, Jean-Pierre ; SCHLENKER, Michel: Phase objects in synchrotron radiation hard x-ray imaging. In: Journal of Physics D: Applied Physics 29 (1996), Nr. 1, S. 133. <http://dx.doi.org/10.1088/0022-3727/29/1/023>. – DOI 10.1088/0022-3727/29/1/023. – ISSN 0022-3727
- [19] DEMTRÖDER, Wolfgang: Experimentalphysik 2: Elektrizität und Optik. 4., überarb. und erw. Aufl. Berlin : Springer, 2006 (Springer-Lehrbuch). <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-33795-9>. <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-33795-9>. – ISBN 9783540337942
- [20] DITTMER, Marc P. ; DITTMER, Stephanie ; BORCHERS, Lothar ; KOHORST, Philipp ; STIESCH, Meike: Influence of the interface design on the yield force of the implant-abutment complex before and after cyclic mechanical loading. In: Journal of prosthodontic research

- 56 (2012), Nr. 1, S. 19–24. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2011.02.002>. – DOI 10.1016/j.jpor.2011.02.002. – ISSN 1883–1958
- [21] DITTMER, Stephanie ; DITTMER, Marc P. ; KOHORST, Philipp ; JENDRAS, Michael ; BORCHERS, Lothar ; STIESCH, Meike: Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. In: Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists 20 (2011), Nr. 7, S. 510–516. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00758.x>. – DOI 10.1111/j.1532-849X.2011.00758.x. – ISSN 1059–941X
- [22] FALTA, Jens ; MÖLLER, Thomas ; BECKMANN, Felix: Forschung mit Synchrotronstrahlung: Eine Einführung in die Grundlagen und Anwendungen. 1. Aufl. Wiesbaden : Vieweg + Teubner, 2010 (Studium). – ISBN 9783519003571
- [23] FELLI, Ferdinando ; PILONE, Daniela ; SCICUTELLI, Alessandro: Fatigue behaviour of titanium dental endosseous implants. In: Frattura ed Integrità Strutturale 5 (2011), Nr. 18. <http://dx.doi.org/10.3221/IGF-ESIS.18.02>. – DOI 10.3221/IGF-ESIS.18.02
- [24] FRANGI, A. F.: Three-dimensional model-based analysis of vascular and cardiac images, Diss.
- [25] FRANGI, Alejandro F. ; NIESSEN, Wiro J. ; VIERGEVER, Max /.: Three-dimensional modeling for functional analysis of cardiac images, a review. In: Medical Imaging, IEEE Transactions on 20 (2001), Nr. 1, S. 2–5. <http://dx.doi.org/10.1109/42.906421>. – DOI 10.1109/42.906421. – ISSN 0278–0062
- [26] GARCEA, S. C. ; MAVROGORDATO, M. N. ; SCOTT, A. E. ; SINCLAIR, I. ; SPEARING, S. M.: Fatigue micromechanism characterisation in carbon fibre reinforced polymers using synchrotron radiation computed tomography. In: Composites Science and Technology 99 (2014), Nr. 0, S. 23–30. <http://dx.doi.org/10.1016/j.compscitech.2014.05.006>. – DOI 10.1016/j.compscitech.2014.05.006. – ISSN 0266–3538
- [27] GROSSO, A. ; ABELA, R. ; STAMPANONI, M.: Implementation of a fast method for high resolution phase contrast tomography. In: Optics express 14 (2006), Nr. 18, S. 8103–8110. – ISSN 1094–4087

- [28] HARDER, Sonke ; DIMACZEK, Birka ; ACIL, Yaha ; TERHEYDEN, Hendrik ; FREITAG-WOLF, Sandra ; KERN, Matthias: Molecular leakage at implant-abutment connection–in vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. In: Clinical oral investigations 14 (2010), Nr. 4, S. 427–432. <http://dx.doi.org/10.1007/s00784-009-0317-x>. – DOI 10.1007/s00784-009-0317-x. – ISSN 1432-6981
- [29] HARDER, Sonke ; QUABIUS, Elgar S. ; OSSENKOP, Lars ; KERN, Matthias: Assessment of lipopolysaccharide microleakage at conical implant-abutment connections. In: Clinical oral investigations 16 (2012), Nr. 5, S. 1377–1384. <http://dx.doi.org/10.1007/s00784-011-0646-4>. – DOI 10.1007/s00784-011-0646-4. – ISSN 1432-6981
- [30] HERRERO-CLIMENT, Mariano ; ROMERO RUIZ^A, Manuel M. ; CALVO, Pedro L. ; SANTOS, José Vicente Ríos ; PEREZ, Roman A. ; GIL MUR, Francisco J.: Effectiveness of a new dental implant bioactive surface: histological and histomorphometric comparative study in minipigs. In: Clinical oral investigations (2017). <http://dx.doi.org/10.1007/s00784-017-2223-y>. – DOI 10.1007/s00784-017-2223-y. – ISSN 1432-6981
- [31] HIGUCHI, Kenji W. (Hrsg.) ; BRÅNEMARK, Per-Ingvar (Hrsg.) ; BLOCK, Michael S. (Hrsg.): Orthodontic applications of osseointegrated implants. Chicago, Ill. : Quintessence, 2000. – ISBN 0867153563
- [32] KAK, Avinash C. ; SLANEY, Malcolm: Classics in applied mathematics. Bd. 33: Principles of computerized tomographic imaging. Philadelphia, Pa. : Society for Industrial and Applied Mathematics, 2001 <http://www.loc.gov/catdir/enhancements/fy0708/2001020475-d.html>. – ISBN 089871494X
- [33] KLINGE, Bjorn ; MEYLE, J.: Peri-implant tissue destruction. The Third EAO Consensus Conference 2012. In: Clinical oral implants research 23 Suppl 6 (2012), S. 108–110. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02555.x>. – DOI 10.1111/j.1600-0501.2012.02555.x. – ISSN 0905-7161
- [34] KNOLL, Glenn F.: Radiation detection and measurement. 4. ed. Hoboken, NJ : Wiley, 2010. – ISBN 9780470131480

- [35] KOCH, Andreas ; RAVEN, Carsten ; SPANNE, Per ; SNIGIREV, Anatoly: X-ray imaging with submicrometer resolution employing transparent luminescent screens. In: JOSA A 15 (1998), Nr. 7, S. 1940–1951. <http://dx.doi.org/10.1364/JOSAA.15.001940>. – DOI 10.1364/JOSAA.15.001940. – ISSN 1520–8532
- [36] KOUTOUZIS, Theofilos ; WALLET, Shannon ; CALDERON, Nadia ; LUNDGREN, Tord: Bacterial colonization of the implant-abutment interface using an in vitro dynamic loading model. In: Journal of periodontology 82 (2011), Nr. 4, S. 613–618. <http://dx.doi.org/10.1902/jop.2010.100415>. – DOI 10.1902/jop.2010.100415. – ISSN 1943–3670
- [37] LIU, Yang ; WANG, Jiawei: Influences of microgap and micromotion of implant-abutment interface on marginal bone loss around implant neck. In: Archives of oral biology 83 (2017), S. 153–160. <http://dx.doi.org/10.1016/j.archoralbio.2017.07.022>. – DOI 10.1016/j.archoralbio.2017.07.022. – ISSN 1879–1506
- [38] MAIRE, E. ; WITHERS, P. J.: Quantitative X-ray tomography. In: International Materials Reviews 59 (2014), Nr. 1, S. 1–43. <http://dx.doi.org/10.1179/1743280413Y.0000000023>. – DOI 10.1179/1743280413Y.0000000023. – ISSN 0950–6608
- [39] MAYO, Sheridan C. ; STEVENSON, Andrew W. ; WILKINS, Stephen W.: In-Line Phase-Contrast X-ray Imaging and Tomography for Materials Science. In: Materials 5 (2012), Nr. 5, S. 937–965. <http://dx.doi.org/10.3390/ma5050937>. – DOI 10.3390/ma5050937
- [40] MELEO, Deborah ; BAGGI, Luigi ; DI GIROLAMO, Michele ; DI CARLO, Fabio ; PECCI, Raffaella ; BEDINI, Rossella: Fixture-abutment connection surface and micro-gap measurements by 3D micro-tomographic technique analysis. In: Annali dell’Istituto superiore di sanita 48 (2012), Nr. 1, S. 53–58. <http://dx.doi.org/10.4415/ANN{ }12{ }01{ }09>. – DOI 10.4415/ANN_12_01_09. – ISSN 0021–2571
- [41] MESCHÉDE, Dieter: Optik, Licht und Laser. 3., durchges. Aufl. Wiesbaden : Teubner, 2008 (Studium). <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-8348-9288-1>. – ISBN 9783835101432
- [42] MISHRA, Sunil K. ; CHOWDHARY, Ramesh ; KUMARI, Shail: Microleakage at the Different Implant Abutment Interface: A Systematic

- Review. In: Journal of clinical and diagnostic research : JCDR 11 (2017), Nr. 6, S. ZE10–ZE15. <http://dx.doi.org/10.7860/JCDR/2017/28951.10054>. – DOI 10.7860/JCDR/2017/28951.10054. – ISSN 2249–782X
- [43] NELSON, Katja ; SCHMELZEISEN, Rainer ; TAYLOR, Thomas D. ; ZABLER, Simon ; WIEST, Wolfram ; FRETWURST, Tobias: The Impact of Force Transmission on Narrow-Body Dental Implants Made of Commercially Pure Titanium and Titanium Zirconia Alloy with a Conical Implant-Abutment Connection: An Experimental Pilot Study. In: The International journal of oral & maxillofacial implants 31 (2016), Nr. 5, S. 1066–1071. <http://dx.doi.org/10.11607/jomi.4632>. – DOI 10.11607/jomi.4632. – ISSN 1942–4434
- [44] NUGENT, Keith A.: Coherent methods in the X-ray sciences. In: Advances in Physics 59 (2010), Nr. 1, S. 1–99. <http://dx.doi.org/10.1080/00018730903270926>. – DOI 10.1080/00018730903270926. – ISSN 0001–8732
- [45] PAGANIN, D. ; MAYO, S. C. ; GUREYEV, T. E. ; MILLER, P. R. ; WILKINS, S. W.: Simultaneous phase and amplitude extraction from a single defocused image of a homogeneous object. In: Journal of microscopy 206 (2002), Nr. Pt 1, S. 33–40. – ISSN 0022–2720
- [46] PENCZEK, Pawel A. ; RENKA, Robert ; SCHOMBERG, Hermann: Gridding-based direct Fourier inversion of the three-dimensional ray transform. In: JOSA A 21 (2004), Nr. 4, S. 499–509. <http://dx.doi.org/10.1364/JOSAA.21.000499>. – DOI 10.1364/JOSAA.21.000499. – ISSN 1520–8532
- [47] PRONYAEV, V. G.: XMuDat: Photon attenuation data on PC. Version 1.0.1 of August 1998. Summary documentation. Wien,
- [48] RACK, A. ; ZABLER, S. ; MÜLLER, B. R. ; RIESEMEIER, H. ; WEIDEMANN, G. ; LANGE, A. ; GOEBBELS, J. ; HENTSCHEL, M. ; GÖRNER, W.: High resolution synchrotron-based radiography and tomography using hard X-rays at the BAMline (BESSY II). In: Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment 586 (2008), Nr. 2, S. 327–344. <http://dx.doi.org/10.1016/j.nima.2007.11.020>. – DOI 10.1016/j.nima.2007.11.020. – ISSN 0168–9002

- [49] RACK, Tatjana ; ZABLER, Simon ; RACK, Alexander ; RIESEMEIER, Heinrich ; NELSON, Katja: An in vitro pilot study of abutment stability during loading in new and fatigue-loaded conical dental implants using synchrotron-based radiography. In: The International journal of oral & maxillofacial implants 28 (2013), Nr. 1, S. 44–50. <http://dx.doi.org/10.11607/jomi.2748>. – DOI 10.11607/jomi.2748. – ISSN 1942–4434
- [50] SCARANO, Antonio ; MORTELLARO, Carmen ; MAVRIQI, Luan ; PECCI, Raffaella ; VALBONETTI, Luca: Evaluation of Microgap With Three-Dimensional X-Ray Microtomography: Internal Hexagon Versus Cone Morse. In: The Journal of craniofacial surgery 27 (2016), Nr. 3, S. 682–685. <http://dx.doi.org/10.1097/SCS.0000000000002563>. – DOI 10.1097/SCS.0000000000002563. – ISSN 1536–3732
- [51] SCARANO, Antonio ; VALBONETTI, Luca ; DEGIDI, Marco ; PECCI, Raffaella ; PIATTELLI, Adriano ; OLIVEIRA, P. S. d. ; PERROTTI, Vittoria: Implant-Abutment Contact Surfaces and Microgap Measurements of Different Implant Connections Under 3-Dimensional X-Ray Microtomography. In: Implant dentistry 25 (2016), Nr. 5, S. 656–662. <http://dx.doi.org/10.1097/ID.0000000000000465>. – DOI 10.1097/ID.0000000000000465. – ISSN 1056–6163
- [52] SHINKAI, Rosemary S. ; LAZZARI, Fabio L. ; CANABARRO, Simone A. ; GOMES, Marcia ; GROSSI, Marcio L. ; HIRAKATA, Luciana M. ; MOTA, Eduardo G.: Maximum occlusal force and medial mandibular flexure in relation to vertical facial pattern: a cross-sectional study. In: Head & face medicine 3 (2007), S. 18. <http://dx.doi.org/10.1186/1746-160X-3-18>. – DOI 10.1186/1746-160X-3-18. – ISSN 1746–160X
- [53] SINGH, Balendra P. ; JIVANANI, Hemant: Intervention for replacing missing teeth: Different types of implants - evidence summary of updated Cochrane review. In: Journal of Indian Prosthodontic Society 15 (2015), Nr. 3, S. 268–275. <http://dx.doi.org/10.4103/0972-4052.165340>. – DOI 10.4103/0972-4052.165340. – ISSN 0972–4052
- [54] SNIGIREV, A. ; SNIGIREVA, I. ; KOHN, V. ; KUZNETSOV, S. ; SCHELOKOV, I.: On the possibilities of x-ray phase contrast microimaging by coherent high-energy synchrotron radiation. In: Review of

- Scientific Instruments 66 (1995), Nr. 12, S. 5486–5492. – ISSN 1089–7623
- [55] SWAIN, Michael V. ; XUE, Jing: State of the Art of Micro-CT Applications in Dental Research. In: International Journal of Oral Science 1 (2009), Nr. 4, S. 177–188. <http://dx.doi.org/10.4248/IJOS09031>. – DOI 10.4248/IJOS09031. – ISSN 2049–3169
- [56] TAFFOREAU, P. ; BOISTEL, R. ; BOLLER, E. ; BRAVIN, A. ; BRUNET, M. ; CHAIMANEE, Y. ; CLOETENS, P. ; FEIST, M. ; HOSZOWSKA, J. ; JAEGER, J.-J. ; KAY, R. F. ; LAZZARI, V. ; MARIVAUX, L. ; NEL, A. ; NEMOZ, C. ; THIBAUT, X. ; VIGNAUD, P. ; ZABLER, S.: Applications of X-ray synchrotron microtomography for non-destructive 3D studies of paleontological specimens: Applied Physics A. In: Appl. Phys. A 83 (2006), Nr. 2, S. 195–202. <http://dx.doi.org/10.1007/s00339-006-3507-2>. – DOI 10.1007/s00339-006-3507-2. – ISSN 0947–8396
- [57] ULLHERR, Maximilian ; ZABLER, Simon: A simple 3D Fourier method for correcting multi material artifacts from single material phase retrieved holo-tomograms. In: Optics express , Nr. submitted 8.2015. – ISSN 1094–4087
- [58] VAN EIJK, C. W. E.: 8.16 - Scintillator-Based Detectors. Version: 2014. <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-444-53632-7.00617-1>. In: BRAHME, Anders (Hrsg.): Comprehensive Biomedical Physics. Oxford : Elsevier, 2014. – DOI 10.1016/B978-0-444-53632-7.00617-1. – ISBN 978-0-444-53633-4, S. 249–270
- [59] WALKER, Simon M. ; SCHWYN, Daniel A. ; MOKSO, Rajmund ; WICKLEIN, Martina ; MÜLLER, Tonya ; DOUBE, Michael ; STAMPANONI, Marco ; KRAPP, Holger G. ; TAYLOR, Graham K.: In vivo time-resolved microtomography reveals the mechanics of the blowfly flight motor. In: PLoS biology 12 (2014), Nr. 3, S. e1001823. <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pbio.1001823>. – DOI 10.1371/journal.pbio.1001823
- [60] WIEST, W. ; ZABLER, S. ; RACK, A. ; FELLA, C. ; BALLE, A. ; NELSON, K. ; SCHMELZEISEN, R. ; HANKE, R.: In situ microradioscopy and microtomography of fatigue-loaded dental two-piece implants. In: Journal of Synchrotron Radiation 22 (2015), Nr. 6,

- 1492–1497. <http://dx.doi.org/10.1107/S1600577515015763>. – DOI 10.1107/S1600577515015763. – ISSN 1600–5775
- [61] WIEST, Wolfram ; RACK, Alexander ; ZABLER, Simon ; SCHAER, Alex ; SWAIN, Michael ; NELSON, Katja: Validation of finite-element simulations with synchrotron radiography – A descriptive study of micromechanics in two-piece dental implants. In: Heliyon 4 (2018), Nr. 2, S. e00524. <http://dx.doi.org/10.1016/j.heliyon.2018.e00524>. – DOI 10.1016/j.heliyon.2018.e00524. – ISSN 24058440
- [62] WIEST, WOLFRAM, BLUM, KAI ; FELLA, Christian ; BALLE, Andreas ; DITTMANN, Jonas ; RACK, Alexander ; MAIER, Dominik ; THOMANN, Ralf ; SPIES, Benedikt C. ; KOHAL, Ralf J. ; ZABLER, Simon ; NELSON, Katja: Fatigue induced changes in conical implant–abutment connections. In: Dental Materials 31 (2015), Nr. 11, S. 1415–1426. <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.09.004>. – DOI 10.1016/j.dental.2015.09.004. – ISSN 0109–5641
- [63] WILLMOTT, Philip R.: An introduction to synchrotron radiation: Techniques and applications. Chichester, West Sussex, U.K : Wiley, 2011. <http://dx.doi.org/10.1002/9781119970958>. <http://dx.doi.org/10.1002/9781119970958>. – ISBN 9781119970965
- [64] YOUNIS, Wasim: Up and Running with Autodesk Inventor Simulation 2011: A step-by-step guide to engineering design solutions. 2. Aufl. s.l. : Elsevier professional, 2010 <http://site.ebrary.com/lib/alltitles/docDetail.action?docID=10574927>. – ISBN 0123821029
- [65] ZABLER, S. ; RACK, T. ; RACK, A. ; NELSON, K.: Quantitative studies on inner interfaces in conical metal joints using hard x-ray inline phase contrast radiography. In: Review of Scientific Instruments 81 (2010), Nr. 10, S. 103703. <http://dx.doi.org/10.1063/1.3495966>. – DOI 10.1063/1.3495966. – ISSN 1089–7623
- [66] ZABLER, Simon ; RACK, Tatjana ; RACK, Alexander ; NELSON, Katja: Fatigue induced deformation of taper connections in dental titanium implants. In: International Journal of Materials Research (formerly Zeitschrift fuer Metallkunde) 103 (2012), Nr. 02, S. 207–216. <http://dx.doi.org/10.3139/146.110666>. – DOI 10.3139/146.110666. – ISSN 18625282
- [67] ZHANG, Yiheng ; CHAN, Heang-Ping ; SAHINER, Berkman ; WEI, Jun ; GOODSITT, Mitchell M. ; HADJIISKI, Lubomir M. ; GE, Jun ;

ZHOU, Chuan: A comparative study of limited-angle cone-beam reconstruction methods for breast tomosynthesis. In: Medical physics 33 (2006), Nr. 10, S. 3781–3795. <http://dx.doi.org/10.1118/1.223754>. – DOI 10.1118/1.223754. – ISSN 0094–2405

Eigene Veröffentlichungen

Wesentliche Teile dieser Arbeit sind in eigenständigen Veröffentlichungen publiziert worden. Auf diese wurde im Verlauf der vorliegenden Ausarbeitung bereits an den jeweiligen Stellen verwiesen. Dieses Kapitel soll einen kurze tabellarische Übersicht über die Papers bieten.

1. Wiest, Wolfram; Zabler, Simon; Rack, Alexander; Fella, Christian; Balles, Andreas; Nelson, Katja; Schmelzeisen, Reiner; Hanke, Randolph: In si-tu microradioscopy and microtomography of fatigue-loaded dental two-piece implants. In: Journal of Synchrotron Radiation 22 (2015), Nr. 6, 1492–1497. – DOI 10.1107/S1600577515015763. – ISSN 1600
2. Wiest, Wolfram; Blum, Kai; Fella, Christian; Balles, Andreas; Dittmann, Jonas; Rack, Alexander; Maier, Dominik; Thomann, Ralf; Spies, Benedikt C.; Kohal, Ralf J.; Zabler, Simon; Nelson, Katja: Fatigue induced changes in conical implant–abutment connections. In: Dental Materials 31 (2015), Nr. 11, S. 1415–1426. – DOI 10.1016/j.dental.2015.09.004. – ISSN 0109–564
3. Wiest, Wolfram; Rack, Alexander; Zabler, Simon; Schaer, Alex; Swain, Michael; Nelson, Katja: Validation of finite-element simulations with synchrotron radiography – A descriptive study of micro-mechanics in two-piece dental implants. In: Heliyon 4 (2018), Nr. 2, S. e00524. – DOI 10.1016/j.heliyon.2018.e00524. – ISSN 24058440
4. Nelson, Katja; Schmelzeisen, Rainer; Taylor, Thomas D.; Zabler, Simon; Wiest, Wolfram; Fretwurst, Tobias: The Impact of Force Transmission on Narrow Body Dental Implants Made of Commercially Pure Titanium and Titanium Zirconia Alloy with a Conical Implant-Abutment Connection: An Experimental Pilot Study. In: The International journal of oral & maxillofacial implants 31 - (2016), Nr. 5, S. 1066–10
5. Angermair, Johannes; Wiest, Wolfram; Rack, Alexander; Zabler, Simon; Fretwurst, Tobias; Nelson, Katja: Synchrotron-based Radiography of Conical- vs. Butt-joint Implant Abutment Connections. In: Journal of Oral Implantology 2020 Jan 27. - DOI 10.1563/aaid-joi-D-19-00365.1. - Submitted.

Über den behandelten Schwerpunkt dieser Dissertation hinweg wurden noch weitere Themengebiete in Zusammenarbeit mit Kollegen des Lehrstuhls für Röntgenmikroskopie (LRM, Uni Würzburg) bearbeitet. Diese sind teilweise leicht themenfremd, stammen aber alle aus dem Bereich der Computertomographie. Somit konnte der eigene Horizont um zusätzliche Themengebiete der Röntgen-Computertomographie erweitert werden.

1. Fella, Christian; Balles, Andreas; Wiest, Wolfram; Zabler, Simon; Hanke, Randolph: Laboratory source based full-field x-ray microscopy at 9 keV. In: AIP Conference Proceedings Bd. 1696. – DOI 10.1063/1.4937519, 02
2. Balles, Andreas; Fella, Christian; Dittmann, Jonas; Wiest, Wolfram; Zabler, Simon; Hanke, Randolph: X-ray grating interferometry for 9.25 keV design energy at a liquid-metal-jet source. In: AIP Conference Proceedings Bd. 1. – DOI 10.1063/1.4937537, 0200