

Biomechanische in vitro Testung von enossalen Dentalimplantaten unter dynamischer Belastung

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Dr. rer. med.

an der Medizinischen Fakultät
der Universität Leipzig

eingereicht von: Jean-Pierre Fischer, MSc, M.Eng.
Geburtsdatum: 19.11.1990
Geburtsort: Leipzig

angefertigt am Institut für Anatomie

Betreuer: PD Dr. med. Sabine Löffler, MME
Dr. rer. med. Stefan Schleifenbaum

Beschluss über die Verleihung des Doktorgrades vom 18.05.2021

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	III
Tabellenverzeichnis	VII
Abkürzungs- und Symbolverzeichnis	VIII
1 Einführung	1
2 Grundlagen	3
2.1 Anatomie und Funktion des Unterkiefers	3
2.1.1 Knöcherne Strukturen	3
2.1.2 Zahnhalteapparat	3
2.1.3 Kiefergelenk	4
2.2 Biomechanik des Kauens	5
2.2.1 Funktionelle Gliederung der Zähne.....	5
2.2.2 Okklusion der Zähne	6
2.2.3 Kaukräfte	8
2.3 Enossale Dentalimplantate.....	8
2.3.1 Aufbau und Funktion	9
2.3.2 Verankerungsfestigkeit.....	9
2.4 Biomechanische Untersuchungen von Dentalimplantaten	11
2.4.1 Belastungsformen.....	12
2.4.2 Messgrößen	14
2.5 Präzisierung der Zielstellung	15
3 Material und Methoden	17
3.1 Entwicklung des Versuchsaufbaus	17
3.1.1 Anforderungsliste	17
3.1.2 Konzepterstellung.....	18
3.1.3 Konstruktion	20
3.1.4 Prüfparameter	23
3.2 Versuchsobjekte	25
3.2.1 Implantatsysteme.....	25
3.2.2 Kronengeometrie	26
3.3 Messtechnik	27
3.3.1 Kräfte.....	27
3.3.2 Mikrobewegungen.....	28
3.4 Validierung des Versuchsaufbaus.....	28
3.4.1 Einbettung	29
3.4.2 Implantatvorbereitung	30
3.4.3 Krafterleitung	31
3.4.4 Bewegungsmessung	31
3.5 Hauptversuche	33
3.5.1 Kunstknochenmodell.....	34
3.5.2 Implantation	35

3.5.3 Einbettung	36
3.5.4 Versuchsvorbereitung.....	37
3.5.5 Versuchsdurchführung	38
3.6 Auswertung der Rohdaten	39
3.6.1 Kraftmessung	39
3.6.2 3D-Bildkorrelation	39
3.6.3 Mikrobewegungen der Zahnkrone	40
3.6.4 Mikrobewegungen des knöchernen Umfelds	42
3.6.5 Gesamtbewegung des Implantats	43
3.6.6 Datenauswertung	44
4 Ergebnisse.....	46
4.1 Validierung des Versuchsaufbaus.....	46
4.1.1 Bewegungseinleitung	46
4.1.2 Krafteinleitung	47
4.1.3 Mikrobewegungen.....	48
4.1.4 Zusammenfassung	50
4.2 Hauptversuche	50
4.2.1 Mikrobewegungen der Zahnkrone	50
4.2.2 Mikrobewegungen des knöchernen Umfelds	54
4.2.3 Gesamtbewegung des Implantats	55
5 Diskussion.....	61
6 Zusammenfassung	69
Literaturverzeichnis.....	XII
Anlagen.....	XXI
Erklärung über die eigenständige Abfassung der Arbeit.....	XXX

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Grundbewegungen des Unterkiefers, a – Rotationsbewegung, b – Translationsbewegung, c – Mahlbewegung, in Anlehnung an [41, 42].....	5
Abb. 2: Lage- und Richtungsbeschreibungen der Zähne, a – FDI-Zahnschema des Dauergebisses mit Lagebeschreibung aus Patientensicht, b – Flächenbezeichnungen der Zähne des Unterkiefers, Ansicht von kranial, in Anlehnung an [42].....	6
Abb. 3: Resultierende Belastungen bei dynamischer Okklusion, Ansicht von distal, a – vertikale Bewegung der Frontzähne beim Beißen, b – horizontale Mahlbewegung der Seitenzähne beim Kauen, in Anlehnung an [50].....	7
Abb. 4: Aufbau eines mehrteiligen enossalen Dentalimplantats.....	9
Abb. 5: Zeitlicher Verlauf der Verankerungsfestigkeit von Dentalimplantaten, nach [75]	10
Abb. 6: Sanduhr-förmige Auslockerung von Dentalimplantaten infolge alternierender Bewegungen im Bereich der Zahnkrone	11
Abb. 7: Dynamische Belastungsprüfung für enossale Dentalimplantate nach DIN EN ISO 14801, nach [84].....	12
Abb. 8: Mehrachsige dynamische Testung von Dentalimplantaten nach Dixon et al. (1995), nach [33].....	13
Abb. 9: Lösungsstrategie zur Beantwortung der Forschungsfragen	17
Abb. 10: Übertragung des Versuchsprinzips des Rocking-Horse-Tests auf Dentalimplantate, a – Konzept des Versuchsaufbaus, b – Detailansicht der außermittigen Belastung der Zahnkrone	19
Abb. 11: Aufbau des Prüftischs für die horizontale Bewegung des Unterkiefers, a – Stahlwellen mit Linearkugellagern, b – Grundplatte aus Aluminium, c – Einbettwanne, d – eingebettete Kieferhälfte mit Dentalimplantat, e – Seitenführung, f – Exzentrerscheibe	20
Abb. 12: Exzentrizität und Exzentermechanismus zur Umwandlung der Rotations- in eine Linearbewegung	21
Abb. 13: Aufbau des Prüfrahmens für die senkrechte Krafteinleitung, a – 4-Säulen-Gestell mit Arbeitsplatte, b – Gleitlagerflansch, c – Führungswelle, d – Anschlussadapter mit Kraftmessdose, e – Anschlussadapter mit Prüfspitze, f – Prüfungsgewichte	22
Abb. 14: Darstellung des resultierenden Gesamtaufbaus, a – CAD-Modell, b – realer Versuchsaufbau	23
Abb. 15: Darstellung eines vollständigen Prüfzyklus zur wechselseitigen Belastung der Zahnkrone, a – Axiale Belastung der Zahnkrone in Ausgangslage bei 0 ° Rotation der Exzentrerscheibe, b – Belastung des lingualen Rands der Zahnkrone durch bukkale Verschiebung bei 90 ° Rotation der Exzentrerscheibe, c – Axiale Belastung der Zahnkrone bei 180 ° Rotation der Exzentrerscheibe, d – Belastung des bukkalen Rands der Zahnkrone durch linguale Verschiebung bei 270 ° Rotation der Exzentrerscheibe, e – Axiale Belastung der Zahnkrone in Ausgangslage 360 ° Rotation der Exzentrerscheibe.....	24

Abb. 16: Stilisierte Nachbildung der natürlichen Kronengeometrien, a – Prämolaren, b – Molaren	26
Abb. 17: Lage und Ausrichtung des Koordinatensystems am Mehrkomponenten-Kraftsensor mit Prüfspitze.....	27
Abb. 18: Optische Bewegungsmessung, a – Versuchsaufbau mit optischem 3D-Bildkorrelationssystem Q400 DIC der Firma LIMESS Messtechnik, b – stochastisch gesprenkeltes Grauwertmuster, c – geeichte Kalibrierplatte zur Bestimmung der Position und Ausrichtung der Messkameras.....	28
Abb. 19: Speziell entwickelte und 3D-gedruckte Vorrichtung zur definierten und reproduzierbaren Positionierung und Ausrichtung bei der Einbettung der Implantate und Referenz-Koordinatensysteme, a – Gesamtvorrichtung, b – Vorrichtung zur Positionierung der Implantate, c – Referenz-Koordinatensystem für das optische Mikrobewegungsmesssystem, d – Vorrichtung zur Positionierung des Referenz-Koordinatensystems	29
Abb. 20: Einbettung der Implantate, a – Einbettwanne, Einbettvorrichtung und Materialien, b – eingefülltes Einbettmaterial während des Aushärtens	30
Abb. 21: Arbeitsschritte bei der Implantatvorbereitung, a – Ausgangslage mit bis zur Implantatschulter eingebetteten Implantatkörpern, b – Aufsetzen der Kronen (Molaren) und Bereitlegen der jeweiligen Abutmentschrauben (links CAMLOG®, rechts CONELOG®, c – Anziehen der Abutmentschrauben nach Herstellervorgaben, d – Verschließen der zentralen Öffnung der Kronen.....	31
Abb. 22: Befestigung der Zielmarker auf den Zahnkronen und Definition des Referenz-Koordinatensystems	32
Abb. 23: Bukkal-linguale Bewegung der horizontalen Komponente, a – Linguale Extremposition der Prüfspitze, b – Absolute Bewegung des Referenz-Markers in z-Richtung (Z_{Referenz}), c – Bukkale Extremposition der Prüfspitze	32
Abb. 24: Absolutbewegungen des Referenzmarkers (XYZ_{Referenz}) und des Zielmarkers (XYZ_{Ziel}) zur Berechnung der Relativbewegungen zwischen der Zahnkrone und dem Bezugssystem ($xyz_{\text{Vorversuch}}$)	33
Abb. 25: Ablaufplan für die Hauptversuche zur Testung der Implantatsysteme im Kunstknochen.....	34
Abb. 26: Kunstknochenmodell der Mandibula, a – Gesamtmodell in der Draufsicht, b – Innere Struktur des Kunstknochens im frontalem Längsschnitt im Bereich der Prämolaren, c – Kunstknochenmodell der Mandibula nach Entfernung der Zähne	34
Abb. 27: a – Zahnloses Kunstknochenmodell der Mandibula nach der Implantation der CAMLOG®-Implantate (Positionen 44 und 46) und CONELOG®-Implantate (Positionen 34 und 36), b – In der Sagittalebene geteiltes Kunstknochenmodell der Mandibula	35
Abb. 28: System zur eindeutigen Bezeichnung der Versuchsobjekte.....	36
Abb. 29: Vorrichtung zur reproduzierbaren Positionierung und Einbettung der Kieferhälften und des Referenz-Koordinatensystems für die optische 3D-Bewegungsanalyse, a – Fixierung der Kieferhälfte über die Verschlusschrauben der Dentalimplantate, b – Zusätzliche Klemmhalterung für das Referenz-Koordinatensystem.....	36

Abb. 30: Standardisiert bis auf Höhe des Foramen mentale eingebettete Kieferhälfte mit zusätzlichem Referenz-Koordinatensystem in definierter Ausgangslage	37
Abb. 31: Zielmarker für die optische 3D-Bewegungsmessung, a – Positionierung der Zielmarker auf der Zahnkrone (1) und definierten Punkten krestal auf dem Kunstknochen (2-4), b – Befestigung der Zielmarker am Versuchsobjekt.....	37
Abb. 32: Durchführung der Hauptversuche (Versuchsobjekt 4re6cone), a – Bukkale Extremposition der Prüfspitze, b – Linguale Extremposition der Prüfspitze.....	38
Abb. 33: Koordinatensystem zur Auswertung der Reaktionskräfte und -Momente an der Zahnkrone.....	39
Abb. 34: Virtuelle Rückführung der Referenz- und Zielmarker auf Basis der 3 Messbilder eines Bilddatensatzes als Ergebnis der 3D-Bildkorrelation und Definition des Koordinatensystems zur Auswertung.....	40
Abb. 35: Bestimmung der Absolutbewegungen der Zielmarker ($XYZ_{Ziel,1-4}$) und Referenzmarker ($XYZ_{Referenz}$).....	40
Abb. 36: Zielmarker 1 und Zielmarker 2 zur Auswertung der Mikrobewegungen der Zahnkrone.....	41
Abb. 37: Ermittlung der Mikrobewegungen der Zahnkrone in Abhängigkeit vom Testzyklus, a – Überlagerung der absoluten Makrobewegungen von Zielmarker 1 und Zielmarker 2, b – Resultierende Relativbewegungen zwischen Zielmarker 1 und Zielmarker 2	42
Abb. 38: Bezugspunkt Zielmarker 2, distaler Zielmarker 3 und mesialer Zielmarker 4 zur Auswertung der Ausweichbewegungen im erweiterten knöchernen Umfeld des Dentalimplantats.....	43
Abb. 39: Geometrische Zusammenhänge zur Extrapolation der 3D-Bewegungen der Zahnkrone auf den Implantatkörper, a – Definition der Messpunkte P1 und P2 und Bezeichnung der Bezugsebenen, b – Verschiebung der Mess- und Extrapolationspunkte auf der Mittelachse des Implantats aus der Ausgangslage (durchgezogene Linie) in eine gedrehte Lage (gepunktete Linie)	44
Abb. 40: Soll-Ist-Vergleich der Bewegungseinleitung durch die Exzentrerscheiben über drei Testzyklen	46
Abb. 41: Auslenkungs- und Kraftverläufe am Molaren für einen exemplarischen Messblock im Vorversuch.....	47
Abb. 42: Verlauf der Reaktionskräfte F_x und F_z in Abhängigkeit von der bukkal-lingualen Auslenkung eines Molaren im Vorversuch	48
Abb. 43: Verlauf der absoluten Auslenkungen in bukkal-lingualer Richtung für Prämolaren und Molaren bei direkter Fixierung der Implantatkörper im hochsteifen Einbettmaterial.....	49
Abb. 44: Mittelwert und Standardabweichung der absoluten Auslenkungen der Zahnkronen bei Zyklus 10 und Zyklus 10.000	49
Abb. 45: Verlauf der mittleren bukkal-lingualen Auslenkungen der Zahnkronen in Bezug auf den darunterliegenden Knochen in Abhängigkeit vom Zyklus.....	51
Abb. 46: Bukkal-linguale Auslenkungen zu Beginn der Testungen (Zyklus 10) und zum Ende der Testungen (Zyklus 10.000), Kennzeichnung der statistischen Signifikanz: * für $p < 0,05$ und ** für $p < 0,01$	52

Abb. 47: Absolute Zunahme der bukkal-lingualen Auslenkungen zwischen Zyklus 10 und Zyklus 10.000 als Maß für die resultierende absolute Auslockerung	53
Abb. 48: Relative Zunahme der bukkal-lingualen Auslenkung der Versuchsgruppen zwischen Zyklus 10 und Zyklus 10.000 als Maß für die relative resultierende Auslockerung, logarithmische Skalierung	53
Abb. 49: Relativbewegungen zwischen den Knochenbereichen direkt unterhalb des belasteten Dentalimplantats und den mesial und distal angrenzenden Zahnpositionen, exemplarisch für das Versuchsobjekt 1re6cam	54
Abb. 50: Mittelwert und Standardabweichung der Relativbewegungen zwischen den Knochenbereichen direkt unterhalb des belasteten Dentalimplantats und den mesial und distal angrenzenden Zahnpositionen.....	54
Abb. 51: Näherungsweise bestimmte räumliche Gesamtbewegung des Implantats im Originalmaßstab, exemplarisch für die finalen Auslenkungen bei Zyklus 10.000 des Versuchsobjekts 5li4cone	55
Abb. 52: Dreidimensionale Darstellung der näherungsweise bestimmten Gesamtbewegung des Implantats über die Verschiebungen und Verdrehungen der Implantatachse bei Zyklus 10, 100, 1.000 und 10.000 für das Versuchsobjekt 5li6cone	56
Abb. 53: Dreidimensionale Darstellung der näherungsweise bestimmten Gesamtbewegung des Implantats über die Verschiebungen und Verdrehungen der Implantatachse bei Zyklus 10, 100, 1.000 und 10.000 für das Versuchsobjekt 5li4cone	57
Abb. 54: Lage der Drehpunkte entlang der Implantatachse bezogen auf die Zervikalebene (ZE) für die Versuchsobjekte bei Zyklus 10, 100, 1000 und 10.000.....	58
Abb. 55: Mittelwert und Standardabweichung der bukkal-lingualen Auslenkungen der Zahnkrone (ZK) und der Referenzpunkte am koronalen Ende des Implantatkörpers (ZE) und am apikalen Ende des Implantatkörpers (AE) zu Zyklus 10, 100, 1.000 und 10.000.....	59
Abb. 56: Bezeichnung der Punkte und Längen zur Ermittlung der linearen Funktion zur mathematischen Beschreibung der Implantatachse mithilfe der Bezugspunkte KE*, ZE* und AE*	XXIX

Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Anforderungsliste zur dynamischen in vitro Testung von Dentalimplantaten.....	18
Tab. 2:	Abschätzung der Kauzyklen und Ermittlung der Gesamtanzahl der Zyklen für 14 Tage.....	24
Tab. 3:	Übersicht der nachgebildeten Kronengeometrie für Prämolaren und Molaren	26
Tab. 4:	Messbereich des eingesetzten Mehrkomponenten-Kraftsensors [106].....	27
Tab. 5:	Anzahl (n) der für die Hauptversuche zur Verfügung stehenden Dentalimplantate und ihre Verteilung auf Implantatsysteme und -Positionen	35
Tab. 6:	Mittelwert (M) und Standardabweichung (SD) der bukkal-lingualen Auslenkungen bei Zyklus 10 und Zyklus 10.000.....	51
Tab. 7:	Mittelwert (M) und Standardabweichung (SD) der absoluten und relativen Zunahme der bukkal-lingualen Auslenkungen zwischen Zyklus 10 und Zyklus 10.000.....	52

Abkürzungs- und Symbolverzeichnis

Abkürzung/Symbol	Bedeutung	Einheit
ABS	Acrylnitril-Butadien-Styrol	
AE	Apikalebene	
CAD	Computer Aided Design	
CAM	Computer Aided Manufacturing	
Corp.	Corporation	
D1	Durchmesser	mm
DIN	Deutsches Institut für Normung	
EN	Europäische Norm	
F	Kraft	N
FDI	Fédération Dentaire Internationale	
FT	Tiefe der Fissur	mm
g	Fallbeschleunigung	m/s ²
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung	
H	Höhe	mm
ISO	International Organization for Standardization	
ISQ	Implant Stability Quotient	
KE	Koronalebene	
Lig.	Ligamentum	
M	Moment	Nm
m	Masse	kg
M.	Musculus	
Mpx	Megapixel	
OP	Operation	
P1/P2	Messpunkt 1/Messpunkt 2	
PU	Polyurethan	
RFA	Resonanz-Frequenz-Analyse	
t	Zeit	s
TB	Testbereich	mm

Abkürzung/Symbol	Bedeutung	Einheit
VDI	Verein Deutscher Ingenieure	
X/Y/Z	Absolutbewegungen in x-/y-/z-Richtung	mm
x/y/z	Relativbewegungen in x-/y-/z-Richtung	mm
XYZ	Absolutes Bewegungsmuster im Raum	mm
xyz	Relatives Bewegungsmuster im Raum	mm
ZE	Zervikalebene	
3D	Dreidimensional	
°	Grad	
®	Registered Trade Mark	

Weitere Abkürzungen im Text entsprechen dem Internationalen Einheitensystem (Système international d'unités).

1 Einführung

Zahnverlust führt zu tiefgreifenden Veränderungen der natürlichen Kaufunktion und Ästhetik [1, 2] und kann negative Auswirkungen auf das verbleibende Gebiss sowie das gesundheitliche und psychosoziale Wohlbefinden der betroffenen Personen zur Folge haben [3, 4]. Eine weit verbreitete und komfortable Möglichkeit zur Versorgung von Zahnlücken bietet der implantatgetragene Zahnersatz, der aufgrund hoher Erfolgsraten als zuverlässige und komfortable Behandlungsstrategie etabliert ist [5, 6]. Enossale Dentalimplantate werden über eine künstliche Zahnwurzel direkt in den Kieferknochen eingebracht und fügen sich in die verbleibende Zahnreihe ein. So stellen sie die natürliche Kaufunktion und Ästhetik weitestgehend wieder her und können eine bedeutende Steigerung der Lebensqualität bieten [1, 7–9].

Entscheidend für den langfristigen Erfolg von enossalen Dentalimplantaten ist das knöcherne Einwachsen des Implantatkörpers in den Kieferknochen [10, 11]. Die Implantation erfolgt dazu konventionell nach einem schonenden zweistufigen Behandlungsprotokoll [12], nach dem der Implantatkörper zunächst ohne den prothetischen Aufbau implantiert wird und anschließend über einen Zeitraum von 3 bis 6 Monaten unbelastet bleibt [13–15]. Auf diese Weise werden in der Einheilphase kritische Mikrobewegungen des Dentalimplantats vermieden, die den Knochenaufbau stören und zu einem Implantatversagen führen können [16–19].

Trotz der Zuverlässigkeit und Vorhersehbarkeit dieser Vorgehensweise werden unter definierten Voraussetzungen alternative Konzepte der Früh- oder Sofortbelastung verfolgt [20], um die zahnlose Zeit zu verkürzen und auf eine zweite Operation zu verzichten. Zudem kann eine frühzeitige funktionelle Belastung die Knochenheilung fördern und sich vorteilhaft auf die langfristige Festigkeit des Implantat-Knochen-Verbunds auswirken [21].

Mit dem Wunsch nach Früh- oder Sofortbelastung geht eine zunehmende Bedeutung der nach der Implantation gegebenen Verankerungsfestigkeit einher [22, 23], die am Patienten nicht direkt messbar ist. In der zahnärztlichen Praxis wird die initial gegebene Verankerungsfestigkeit anhand des Eindrehmoments abgeschätzt [24, 25]. Darüber hinaus werden vereinzelt spezielle nicht-invasive Verfahren [26, 27] eingesetzt, deren klinische Eignung zur Vorhersage des in vivo Implantatverhaltens in systematischen Übersichtsstudien [22, 28] jedoch nicht eindeutig nachgewiesen werden konnte.

Aus der Literatur sind zahlreiche Methoden bekannt, Dentalimplantate stattdessen in vitro mithilfe von biomechanischen Ersatzmodellen zu untersuchen. In teilweise zerstörenden Prüfungen werden unter definierten Randbedingungen die Auszugsfestigkeit [29, 30], das Ausdrehmoment [31, 32] oder unter Belastung resultierende Mikrobewegungen [30, 33–36] bestimmt. Obwohl die Mikrobewegungen zwischen dem Implantat und dem umgebenden Knochen das Knochenwachstum direkt beeinflussen [15, 37] und als zuverlässiger Parameter zur Beurteilung der Verankerungsfestigkeit gelten [22], befassen sich die bisherigen Studien vorrangig mit den Auswirkungen von Mikrobewegungen auf einzelne Komponenten des Implantatsystems. Der

Fokus liegt dabei auf der Implantat-Abutment-Verbindung, wo Mikrobewegungen mit schwerwiegenden Komplikationen, wie Auslockerungen der Abutmentschraube [38] oder entzündlichen Reaktionen [39, 40] assoziiert werden.

Das Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung und Validierung eines neuartigen biomechanischen Versuchsaufbaus zur zyklischen und dynamischen Langzeittestung der Verankerungsfestigkeit von enossalen Dentalimplantaten.

Der Versuchsaufbau soll der ganzheitlichen Beschreibung der komplexen Wechselwirkungen zwischen Knochen und Implantat unter physiologischer Sofortbelastung in der postoperativen Frühphase dienen. Dazu werden die Implantate im Kunstknochen implantiert und die Belastungen nachgebildet, die bei der Nahrungszerkleinerung auf die Seitenzähne einwirken. Die daraus resultierenden Mikrobewegungen werden ermittelt, um die Verankerungsfestigkeit zu bestimmen und im zeitlichen Verlauf zu bewerten.

Im Rahmen dieser Arbeit sollen folgende zentrale Forschungsfragen geprüft werden:

1. Ist der Versuchsaufbau geeignet, die physiologischen Belastungen auf die Seitenzähne bei der Nahrungszerkleinerung nachzubilden und die daraus resultierenden Mikrobewegungen zwischen Implantat und knöchernem Umfeld zu erfassen?
2. Führen zyklische Belastungen von Dentalimplantaten, die deutlich unter den maximal erträglichen Belastungen liegen, im Langzeitversuch zu Auslockerungen oder Implantatversagen?
3. Welche Bedeutung hat das knöcherne Umfeld für die Ableitung der physiologischen Kaubelastungen und die Bewertung der in vivo Leistungsfähigkeit von Dentalimplantaten?
4. Haben unterschiedliche Implantat-Abutment-Verbindungen Einfluss auf das Auslockerverhalten von Dentalimplantaten im Langzeitversuch?

2 Grundlagen

Im folgenden Kapitel werden Grundlagen zur Anatomie und Biomechanik des Kauapparats sowie zum Einsatz von enossalen Dentalimplantaten beschrieben. Darauf aufbauend erfolgt vor dem Hintergrund der aus der Literatur bekannten biomechanischen Studien eine Präzisierung der Zielstellung.

2.1 Anatomie und Funktion des Unterkiefers

2.1.1 Knöcherne Strukturen

Der Unterkiefer (Mandibula) ist der einzige bewegliche Knochen des Gesichtsschädels und bildet gemeinsam mit dem Oberkiefer (Maxilla) den zentralen Teil des menschlichen Kauapparats. Der Unterkiefer besteht aus dem U-förmigen Unterkieferkörper (Corpus mandibulae) und den auf beiden Seiten von den Unterkieferwinkeln (Anguli mandibulae) aufsteigenden Unterkieferästen (Rami mandibulae) [41].

Der Unterkieferkörper teilt sich in die Unterkieferbasis (Basis mandibulae) und den zahntragenden Alveolarfortsatz (Pars alveolaris). Der Übergang verläuft oberhalb eines feinen Grates (Linea obliqua), der vom knöchernen Durchtritt des Nervus mentalis (Foramen mentale) schräg in den Unterkieferast übergeht [42].

Die Unterkieferäste gehen kranial in den Muskelfortsatz (Processus coronoideus) und den Gelenkfortsatz (Processus condylaris) über, die durch die halbmondförmige Vertiefung des Unterkieferasts (Incisura mandibulae) voneinander getrennt sind. Am Ende des Gelenkfortsatzes befindet sich der Gelenkkopf (Caput mandibulae), der den unterkieferseitigen Teil des Kiefergelenks (Articulatio temporomandibularis) bildet [41].

Der Alveolarfortsatz verfügt über 16 knöcherne Zahnfächer (Alveolen), in denen die Zähne des Unterkiefers verankert sind. In Abhängigkeit von der Bezahnung und der resultierenden Belastung unterliegt der Alveolarfortsatz im Laufe des Lebens erheblichen physiologischen Anpassungsvorgängen. Eine fehlende Belastung infolge von Zahnverlust führt beispielsweise zur lokalen Rückbildung des Alveolarfortsatzes im Bereich der fehlenden Zähne, die bis auf das Niveau des Foramen mentale reichen kann [41, 42].

2.1.2 Zahnhalteapparat

Der Zahnhalteapparat (Parodontium) ist eine strukturell-funktionelle Einheit von Hart- und Weichgeweben, die dem Schutz und der Verankerung der Zähne im Kieferknochen dient. Er umfasst den Alveolarknochen, das Wurzelzement (Cementum), die Wurzelhaut (Desmodontium), sowie das Zahnfleisch (Gingiva) [43].

Der Alveolarknochen ist eine kompakte, plattenförmige Knochenstruktur, die im Bereich des Alveolarfortsatzes die knöchernen Zahnfächer bildet und knochenseitig als Fundament für die Verankerung der Zähne dient. Die knöchernen Zahnfächer werden von den Knochenbälkchen

der angrenzenden schaumartigen Spongiosa gestützt, über die physiologisch auftretende Belastungen in die lasttragende massive Kortikalis abgeleitet werden [43, 45].

Das Wurzelzement ist ein knochenähnliches Hartgewebe, das den Zahn im Bereich der Zahnwurzel (Radix dentis) und des Zahnhalses (Cervix dentis) überzieht. Es dient zahnseitig der Verbindung mit der Wurzelhaut [43].

Die Wurzelhaut ist eine straffe aber bewegliche Bindegewebsstruktur, die den Raum zwischen den Zahnwurzeln und den knöchernen Zahnfächern vollständig ausfüllt. Sie besteht aus Kollagen-Faserbündeln (Sharpey-Fasern), die in das Wurzelzement und den Alveolarknochen einstrahlen und beide Strukturen gelenkartig miteinander verbinden. Die Faserbündel verlaufen vorrangig vom Wurzelzement schräg koronal zum Alveolarknochen und lagern den Zahn federnd im knöchernen Zahnfach (Gomphosis). So werden die beim Kauen auf den Zahn einwirkenden Druckkräfte in auf den Alveolarknochen wirkende Zugkräfte umgewandelt, die eine kontinuierliche Resorption und Remodellierung des Knochens anregen [43, 46, 47].

Das Zahnfleisch ist Teil der Mundschleimhaut und grenzt den Zahnhalteapparat vom restlichen Mundraum ab. Es überzieht den Alveolarfortsatz und umschließt den Zahnhals mit straffen Kollagenfaserbündeln zur zusätzlichen Stabilisierung der Zähne [45].

2.1.3 Kiefergelenk

Das Kiefergelenk verbindet den Unterkiefer beidseitig mit dem Schädel und ermöglicht Relativbewegungen zwischen beiden Strukturen. Umgeben von einer Gelenkkapsel (Capsula articularis) artikuliert der Gelenkkopf mit den Gelenkflächen der Gelenkpfanne (Fossa mandibularis) sowie des ventral ausgeprägten Gelenkhöckerchens (Tuberculum articulare) des Schläfenbeins (Os temporale) [45].

Die Gelenkkapsel ist zugunsten einer hohen Beweglichkeit des Kiefergelenks relativ schlaff und bietet lediglich eine geringe Gelenkstabilisation zum Schutz vor Überlastung und Dislokation. Die Stabilisierung des Kiefergelenks erfolgt hauptsächlich durch das Lig. laterale, welches als Verstärkungsband lateral auf der Kapsel liegt und mit ihr verwoben ist. Eine zusätzliche Führung der Kieferbewegungen erfolgt durch das Lig. stylomandibulare und das Lig. sphenomandibulare [42, 45, 48].

Zwischen Gelenkkopf und Gelenkpfanne liegt eine Gelenkscheibe (Discus articularis), die die Inkongruenz der artikulierenden Flächen ausgleicht. Die Gelenkscheibe ist am Rand mit der Gelenkkapsel verwachsen und teilt das Gelenk in die obere diskotemporale Kammer und die untere diskomandibulare Kammer. Aufgrund ihrer Elastizität und intrakapsulären Verschiebbarkeit stellt die Gelenkscheibe eine bewegliche Gelenkfläche dar, die den Gelenkkopf über den gesamten Bewegungsumfang des Unterkiefers führt. Der Gelenkkopf weist eine hohe Beweglichkeit auf, da er deutlich kleiner als die Gelenkpfanne ist und sowohl in Längs- als auch in Querrichtung konvex geformt ist [42, 45, 49].

Das Kiefergelenk ist einzeln betrachtet ein hoch flexibles Drehscharniergelenk, das komplexe Translations- und Rotationsbewegungen ermöglicht. Beide Kiefergelenke sind jedoch durch den Unterkieferknochen miteinander verbunden und dadurch mechanisch gekoppelt [45].

Durch die mechanische Kopplung der beiden Kiefergelenke ist der Unterkiefer bikondylär im Schädelknochen gelagert und kann grundlegend Rotationsbewegungen (Abb. 1a), Translationsbewegungen (Abb. 1b) sowie Mahlbewegungen (Abb. 1c) vollführen, deren Kombinationen die Grundlage für das Sprechen und Kauen bilden [42, 45, 49].

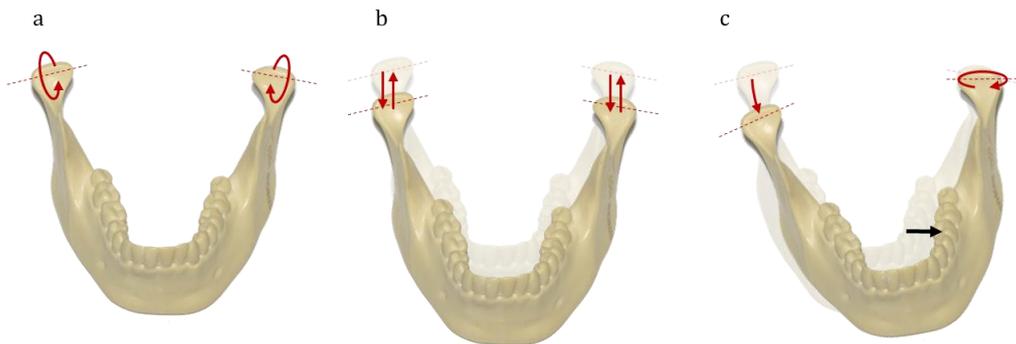


Abb. 1: Grundbewegungen des Unterkiefers, a – Rotationsbewegung, b – Translationsbewegung, c – Mahlbewegung, in Anlehnung an [41, 42]

Die reine Rotationsbewegung des Unterkiefers erfolgt beim Öffnen bzw. Schließen des Mundes bis zu einem Mundöffnungswinkel von ca. $10^\circ - 15^\circ$. Darüber hinaus überlagert sich eine Translationsbewegung, wodurch es zu einer kombinierten Dreh-Gleit-Bewegung kommt. Die Drehachsen verlaufen beidseitig jeweils durch die Gelenkköpfe des Unterkiefers und schneiden sich in einem individuell variablen Winkel an der Medianebene [42, 45].

Bei der Translation gleitet der Gelenkkopf in der unteren Gelenkkammer aus der Gelenkpfanne bis auf das Gelenkhöckerchen. Dabei verschiebt sich die Gelenkscheibe und gleitet in der oberen Gelenkkammer über die Gelenkflächen des Schläfenbeins [45].

Die Mahlbewegung ist durch eine wechselseitige asymmetrische Schwenkung des Unterkiefers um eines der beiden Kiefergelenke gekennzeichnet. Auf der Arbeitsseite schiebt sich der Gelenkkopf seitlich nach außen und dreht sich zusätzlich um seine vertikale Achse. Die kontralaterale Balanceseite gleicht diese Bewegung zwangsläufig aus. Dabei erfolgt zunächst eine Translation nach medial („immediate side shift“) und anschließend nach medial-ventral („progressive side shift“). In der Folge vollführen beide Kieferhälften wechselnde Seitwärtsbewegungen nach außen (Laterotrusion) und innen (Mediotrusion) [45, 49].

2.2 Biomechanik des Kauens

2.2.1 Funktionelle Gliederung der Zähne

Das vollständig ausgebildete Gebiss des Menschen umfasst 32 Zähne, die abhängig von ihrer Funktion verschiedene Formen und Größen aufweisen. Sie werden in 8 Schneidezähne (Dentes

incisivi), 4 Eckzähne (Dentes canini), 8 Vormahlzähne (Dentes praemolares) und 12 Mahlzähne (Dentes molares) unterschieden [44].

Nach dem in Abb. 2a dargestellten FDI-Zahnschema [42] wird jeder Zahn mithilfe einer zweistelligen Ziffernkombination eindeutig beschrieben. Die erste Ziffer definiert den Quadranten, der aus Sicht des Patienten oben rechts beginnend gegen den Uhrzeigersinn durchnummeriert wird (1-4). Die zweite Ziffer gibt die von vorn nach hinten aufsteigende Position der Zähne im jeweiligen Quadranten an (1-8). Zur weiterführenden Beschreibung werden die Flächen der Zähne, wie in Abb. 2b dargestellt, in Bezug auf den Mundraum bezeichnet [42, 50].

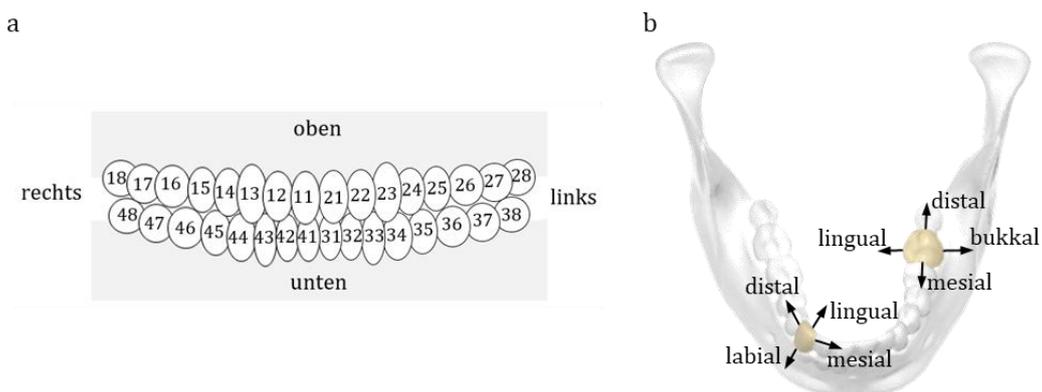


Abb. 2: Lage- und Richtungsbeschreibungen der Zähne, a – FDI-Zahnschema des Dauergebisses mit Lagebeschreibung aus Patientensicht, b – Flächenbezeichnungen der Zähne des Unterkiefers, Ansicht von kranial, in Anlehnung an [42]

Die Schneide- (Positionen 1 und 2) und Eckzähne (Positionen 3) bilden eine funktionelle Einheit und werden als Frontzähne zusammengefasst. Sie verfügen über scharfkantige Kronen, die scherenartig aufeinander abgleiten, um die Nahrung zu halten und zu zertrennen.

Die als Seitenzähne zusammengefassten Vormahl- (Positionen 4 und 5) und Mahlzähne (Positionen 6, 7 und 8) dienen der weiteren Nahrungszerkleinerung. Sie haben Kauflächen mit ausgeprägten Höckern und Fissuren, zwischen denen die Nahrung durch wechselseitige Mahlbebewegungen zerstoßen und zerrieben wird [42, 50].

2.2.2 Okklusion der Zähne

Als Okklusion werden die funktionsbezogenen Kontaktbeziehungen der Zähne zueinander bezeichnet. Sie stehen im Zusammenhang mit den Bewegungen der oberen und unteren Zahnreihe, die durch das Zusammenwirken der Kiefergelenke und der vier Kaumuskeln M. temporalis, M. masseter, M. pterygoideus medialis und M. pterygoideus lateralis bestimmt werden. Abhängig von der Art des Kieferschlusses werden Ruhelage, statische Okklusion und dynamische Okklusion unterschieden [44, 50].

Die Ruhelage ist die unbewusste Schwebehaltung des Unterkiefers, bei der sich die beiden Zahnreihen nicht berühren und einen Abstand von ca. 2 bis 3 mm aufweisen [50].

Die statische Okklusion beschreibt die gewohnheitsmäßige Schlussbisslage mit maximalem Vielpunktkontakt zwischen der oberen und unteren Zahnreihe. Bei Regelverzahnung überragen

die bukkalen Höcker der oberen Zahnleiste die der unteren. Im Frontzahnbereich führt das zu einem Schneidezahnüberbiss. Im Seitenzahnbereich treffen die bukkalen Höcker der unteren Zähne auf die lingualen Höcker der oberen Zähne und bilden jeweils zwei parallel verlaufende Kauränder [42, 48, 50].

Aufgrund von Größenunterschieden der sich entsprechenden Zähne in der oberen und unteren Zahnreihe sind diese in mesio-distaler Richtung leicht versetzt angeordnet. Der Versatz führt dazu, dass bei Kieferschluss eine Einzahn-zu-Zweizahn-Beziehung besteht und die Höcker und Fissuren im Seitenzahnbereich vollständig ineinander greifen [42, 48, 50].

Bei der dynamischen Okklusion wird die statische Okklusion von den physiologischen Bewegungen des Unterkiefers beim Kauen überlagert. Für Front- und Seitenzähne ergeben sich unterschiedliche Belastungsmuster, die auf ihre Bewegung und spezielle Funktion bei der Nahrungszerkleinerung zurückzuführen sind (Abb. 3) [42, 50].

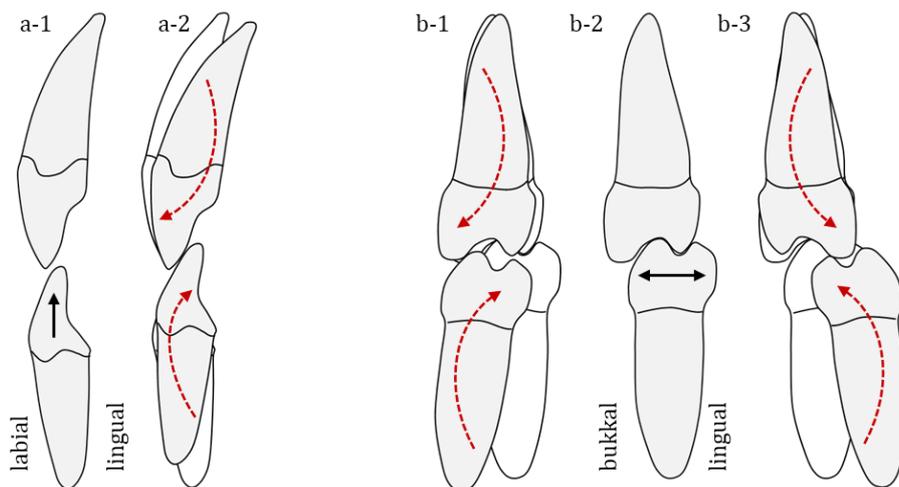


Abb. 3: Resultierende Belastungen bei dynamischer Okklusion, Ansicht von distal, a – vertikale Bewegung der Frontzähne beim Beißen, b – horizontale Mahlbewegung der Seitenzähne beim Kauen, in Anlehnung an [50]

Die Frontzähne bewegen sich zum Halten und Abtrennen der Nahrung durch eine Dreh-Gleit-Bewegung im Kiefergelenk nahezu vertikal aufeinander zu (Abb. 3a-1). Durch die labiale Versetzung der oberen Zahnreihe gleiten die Frontzähne aufeinander ab, was mit einer stetig ansteigenden Drehbelastung auf die okkludierenden Zähne einhergeht. Die Wirkrichtung der resultierenden Drehbelastungen (Abb. 3a-2) auf die Frontzähne ist dabei gleichbleibend nach labial beim oberen Kontaktpartner und nach lingual beim unteren Kontaktpartner [42, 50].

Im Bereich der Seitenzähne erfolgt die Nahrungszerkleinerung ausgehend von einer vollständigen Höcker-Fissuren-Verzahnung (Abb. 3b-2) durch wechselnde horizontale Mahlbewegungen nach bukkal (Abb. 3b-1) und nach lingual (Abb. 3b-3). Dabei gleitet der bukkale Höcker des unteren Kontaktpartners aus der zentralen Fissur auf den bukkalen bzw. lingualen Höcker des oberen Kontaktpartners. Die daraus resultierenden Drehbelastungen der Seitenzähne sind jeweils wechselnd nach bukkal bzw. lingual gerichtet. Zyklische Mahlbewegungen führen somit im Bereich der Seitenzähne zu einer wechselnden Drehbelastung, die durch eine wiederkehrende Richtungsumkehr gekennzeichnet ist [42, 50].

2.2.3 Kaukräfte

Als Kaukräfte werden allgemein die Kräfte zusammengefasst, die bei der Nahrungszerkleinerung zwischen den okkludierenden Zähnen wirken und physiologisch über die Kronen und den Zahnhalteapparat in den Kieferknochen abgeleitet werden. Dabei ist eine Unterscheidung zwischen den maximal durch die Kaumuskeln realisierbaren Kaukräften und den funktionellen Belastungen der Zähne beim Kauen, Beißen und Schlucken erforderlich [51].

In der Literatur werden die maximalen Kaukräfte mit bis zu 900 N angegeben, was in etwa einer Belastung von 90 kg entspricht [51–55]. In vivo Untersuchungen mithilfe von 3D-Kraftsensoren, die in Dentalimplantate integriert und im zahnfreien Raum implantiert wurden, zeigen jedoch, dass die funktionellen Belastungen der einzelnen Zähne bei der Nahrungszerkleinerung deutlich geringer sind und bis zu 70 N betragen [56, 57].

Die Verwendung von implantierten 3D-Kraftsensoren ermöglicht eine Betrachtung der physiologisch auf die Zähne wirkenden Kraftkomponenten in horizontaler und vertikaler Richtung beim Kauen, Beißen und Schlucken. Die Untersuchungen zeigen, dass beim funktionellen Kauen neben einer vertikalen Kraftkomponente in koronal-apikaler Richtung auch horizontale Kraftkomponenten in lateral-medialer und mesial-distaler Richtung auftreten. Im gesunden Gebiss können die Belastungen in mesial-distaler Richtung durch die benachbarten Zähne kompensiert werden. Diese Abstützung ist in lateral-medialer Richtung nicht gegeben, so dass eine kritische Belastung der Seitenzähne hauptsächlich in koronal-apikaler und lateral-medialer Richtung erfolgt. Durch ausgeprägte Mahlbewegungen bei der Nahrungszerkleinerung wird eine lateral-mediale bzw. bukkal-linguale Belastung der Seitenzähne zusätzlich begünstigt [56, 58–62].

Das funktionelle und physiologische Kauen ist durch vorwiegend gleichförmige zyklische Belastungen und gelegentliche Kraftspitzen gekennzeichnet, so dass eine mittlere Kaukraft zur Nahrungszerkleinerung im Bereich der Seitenzähne zwischen 10 N und 50 N angenommen werden kann [51, 56, 57, 62, 63].

Infolge der seitlichen Mahlbewegungen ändert sich der Angriffspunkt der resultierenden Kaukraft bei der Nahrungszerkleinerung kontinuierlich, wodurch die Zähne wechselnd mit einer Kauquote von 50 bis 100 mal pro Minute außermittig belastet werden [51, 64]. Auf die Zähne wirkt dadurch ein wechselseitiges Drehmoment um einen Drehpunkt, der nach klinischer Erfahrung im unteren Drittel der Zahnwurzel liegt [6].

2.3 Enossale Dentalimplantate

Mit Zahnverlust einhergehende Schwierigkeiten beim Sprechen und Essen, das veränderte äußerliche Erscheinungsbild sowie anhaltende Schmerzen können zu einem erhöhten Leidensdruck des Patienten führen [65, 66]. Zudem wird das Gleichgewicht der auf den Kauapparat einwirkenden Belastungen gestört [67, 68], wodurch es zu negativen Folgeerscheinungen, wie dem lokalen Abbau des Alveolarknochens [69–71] oder der Migration der benachbarten bzw.

gegenüberliegenden Zähne kommen kann [72, 73]. Direkt in den Knochen eingebrachte enossale Dentalimplantate ermöglichen weitestgehend eine Wiederherstellung der Kaufunktion und Ästhetik nach Zahnverlust.

2.3.1 Aufbau und Funktion

Enossale Dentalimplantate werden direkt im Kieferknochen verankert und sind wie in Abb. 4 dargestellt, zur Umsetzung individueller Behandlungskonzepte oftmals mehrteilig aufgebaut. Der schraubenförmige Implantatkörper bildet die Zahnwurzel nach und dient als Basis für das Abutment, das die Schnittstelle zur künstlichen Zahnkrone bildet. Die Abutmentschraube verbindet beide Implantatkomponenten miteinander [6, 74].

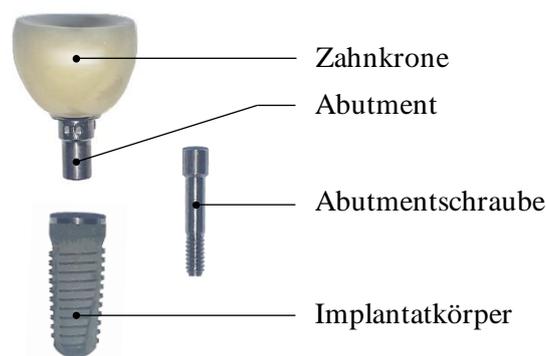


Abb. 4: Aufbau eines mehrteiligen enossalen Dentalimplantats

Durch die knöcherne Verankerung der enossalen Dentalimplantate werden die Kaukräfte nach Zahnverlust weiterhin von der Zahnkrone über das Abutment und den Implantatkörper in den Kieferknochen abgeleitet. Auf diese Weise wird der Kieferknochen mechanischen Reizen ausgesetzt, die die Remodellierung des Knochens anregen und einem lokalen Knochenabbau, wie er im zahnlosen Raum beobachtet wird, entgegenwirken können. Die Art der mechanischen Reize auf den Kieferknochen unterscheidet sich jedoch vom natürlichen Zahn, der federnd in der Wurzelhaut gelagert ist, die die Kaukräfte in auf den Kieferknochen wirkende Zugkräfte umwandelt. Bei enossalen Dentalimplantaten wirken hingegen bis zum vollständigen Einwachsen in den umliegenden Knochen (Osseointegration) vorwiegend nicht physiologische Druckkräfte, die zu Auslockerungen und Implantatversagen führen können [6, 11, 70].

2.3.2 Verankerungsfestigkeit

Für ein erfolgreiches und vollständiges Einwachsen von Dentalimplantaten muss insbesondere in den ersten Wochen nach der Implantation eine ausreichend hohe Verankerungsfestigkeit gewährleistet sein. Die initiale Verankerungsfestigkeit nach der Implantation ist ausschließlich über den mechanisch bedingten Kontakt zwischen dem Implantat und dem umliegenden Knochen gegeben (Primärstabilität). Nach einer kritischen Phase von ca. 2 Wochen sind der Knochenaufbau und die Remodellierung um das Implantat so weit fortgeschritten, dass die biologisch bedingte Verankerungsfestigkeit (Sekundärstabilität) signifikant ansteigt (Abb. 5). So

bleibt trotz der infolge äußerer Belastungen abnehmenden Primärstabilität eine ausreichend hohe Gesamtverankerungsfestigkeit erhalten [75].

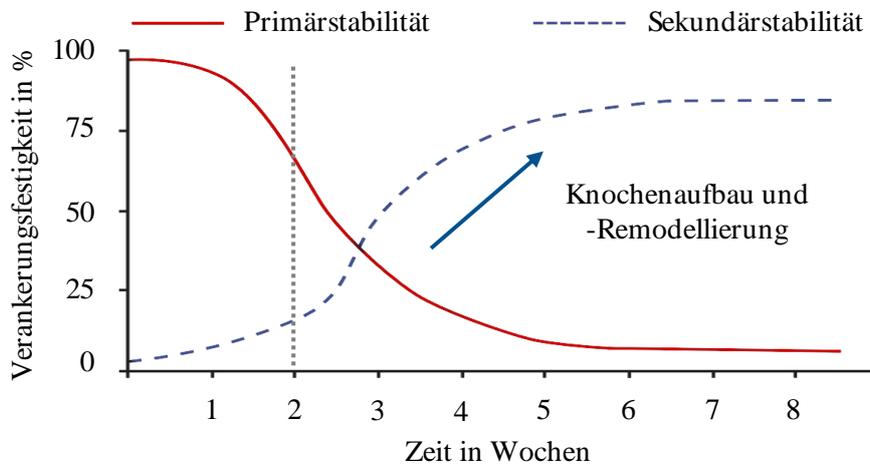


Abb. 5: Zeitlicher Verlauf der Verankerungsfestigkeit von Dentalimplantaten, nach [75]

Ursprünglich wurde eine strikt zweizeitige Versorgung nach Brånemark et al. (1969) [12] durchgeführt, bei der die Implantatkörper nach einer ersten Operation bis zu 6 Monate unbelastet bleiben, um eine vollständige Osseointegration zu gewährleisten. Erst nach Ablauf der Einheilzeit werden in einer zweiten Operation die künstlichen Zahnkronen aufgesetzt, mittels Abutmentschraube fixiert und anschließend voll belastet [10, 12, 14].

Es ist jedoch bekannt, dass nicht die Belastung an sich eine Gefahr für die Osseointegration darstellt, sondern die aus einer unzureichenden mechanischen Primärstabilität resultierenden Mikrobewegungen an der Knochen-Implantat-Schnittstelle. Die Relativbewegungen zwischen Knochen und Implantat können den knöchernen Heilungsprozess stören und zur Ausprägung von nicht-mineralisiertem, fibrösem Gewebe und einer Pseudarthrose führen [22, 37, 76].

Bietet sich direkt nach der Implantation eine ausreichend hohe Primärstabilität, so dass die kritische Schwelle der Mikrobewegungen von 50 bis 150 μm nicht überschritten wird, können Dentalimplantate deutlich früher oder sofort belastet werden [16, 23, 37]. So kann die zahnlose Zeit für den Patienten reduziert werden, ohne den Knochenaufbau und damit den langfristigen Therapieerfolg zu gefährden [76, 77].

Bestimmt wird die Primärstabilität von Dentalimplantaten durch Faktoren wie den Schraubendurchmesser und -länge [78, 79], die Gewindeform [76, 78, 79], den Belastungszustand [22, 25], die Knochendichte und -qualität [25, 80] sowie die Operationstechnik [38, 80, 81].

Darüber hinaus wird auch der Einfluss der Implantat-Abutment-Verbindung als Schnittstelle zwischen der belasteten Zahnkrone und dem im Knochen verankerten Implantatkörper auf die umliegenden Hart- und Weichgewebe untersucht. Dabei ist eine Verformung der einzelnen Komponenten unter Last zu beobachten, die zu Relativbewegungen zwischen dem Implantat und dem Abutment führen können. Exzentrische Kräfte führen zu einer Deformation der Implantatkomponenten und Mikrospaltbildung [35, 82, 83], wodurch sich die Kontaktverhältnisse und damit der Kraftfluss verändern [6, 30, 40].

Weitere in situ Untersuchungen unter dem Einsatz von hochenergetischer Röntgen-Strahlung zeigten, dass bereits Kräfte von ca. 50 N einen Mikerspalt von 5 bis 10 μm zur Folge haben können. Neben der Änderung des Kraftflusses geht mit einem Mikerspalt dieser Größenordnung auch die Gefahr der mikrobiellen Leckage einher, die ein zusätzliches Risiko einer infektiösen Auslockerung mit sich bringt. Folglich ist davon auszugehen, dass die Implantat-Abutment-Verbindung auch im Bereich der physiologischen und funktionellen Kaukräfte, Einfluss auf die Verankerungsfestigkeit hat [35, 82].

Eine Metastudie, die 10.000 Implantate über einen Zeitraum von 20 Jahren betrachtet, konnte zeigen, dass die Überlebensrate von Dentalimplantaten zudem auch von der Implantatposition, patientenspezifischen Faktoren sowie der Erfahrung des Oralchirurgen abhängt [74]. Insgesamt werden Auslockerungen am häufigsten im Bereich der Prämolaren und Molaren des Unterkiefers beobachtet [74]. Ein klassisches Versagensmuster stellt speziell im Bereich der Seitenzähne die sanduhr-förmige Auslockerung infolge alternierender seitlicher Bewegungen der Zahnkrone dar (Abb. 6) [6].

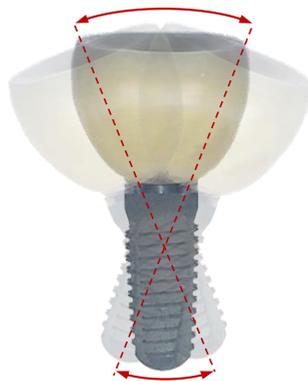


Abb. 6: Sanduhr-förmige Auslockerung von Dentalimplantaten infolge alternierender Bewegungen im Bereich der Zahnkrone

2.4 Biomechanische Untersuchungen von Dentalimplantaten

In der wissenschaftlichen Literatur finden sich zahlreiche Ansätze zur biomechanischen Charakterisierung des Festigkeits- und Verschleißverhaltens von Dentalimplantaten und ihren Komponenten sowie den Wechselwirkungen mit dem umgebenden Gewebe. Die angewandten Methoden unterscheiden sich maßgeblich in Hinblick auf die modellhafte Nachbildung der komplexen Bewegungs- und Belastungsmuster beim Beißen und Kauen sowie die am Versuchsobjekt ermittelten Messgrößen.

Eine detaillierte Übersicht und Zusammenfassung relevanter Studien findet sich für Methoden mit dynamischer Belastung in Anlage A1, für Methoden mit quasistatischer Belastung in Anlage A2 und für belastungsfreie Methoden in Anlage A3.

2.4.1 Belastungsformen

Dynamische Belastung

Bei Methoden mit dynamischer Belastung werden die Implantate über einen definierten Zeitraum wechselnden zyklischen Belastungen unterzogen. Auf diese Weise wird die sich fortlaufend ändernde Kraftwirkung auf das Implantat beim Kauen und Beißen nachgebildet, um die im Dauereinsatz auftretenden Ermüdungs- und Verschleißeffekte zu betrachten.

Die dynamische Belastungsprüfung für enossale Dentalimplantate nach DIN EN ISO 14801 [84] gilt als Goldstandard. Wie schematisch in Abb. 7 dargestellt, wird der Implantatkörper dabei rigide im Winkel von 30° zur Belastungsrichtung fixiert. Die aufgesetzte Suprakonstruktion wird über einen einachsigen Prüfkopf zyklisch auf Druck belastet, wodurch ein schwellendes Drehmoment auf das Dentalimplantat wirkt [84].

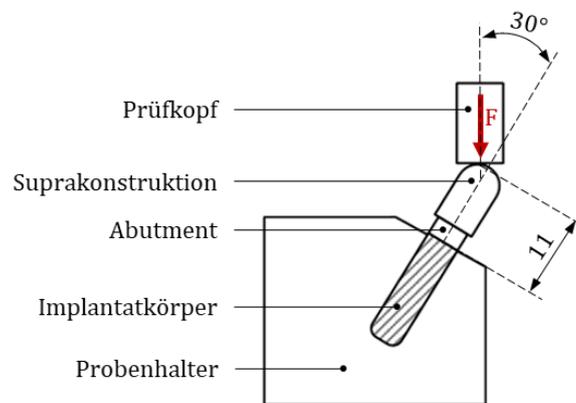


Abb. 7: Dynamische Belastungsprüfung für enossale Dentalimplantate nach DIN EN ISO 14801, nach [84]

Die schwellende und einseitig schräge Belastung wird in der Norm als Simulation des ungünstigsten Belastungsfalls bezeichnet und ist auf die Untersuchung von Dauerfestigkeit und Ermüdungsverhalten der Dentalimplantate und ihrer Komponenten ausgerichtet [84]. Für die Vorhersage der in vivo Leistungsfähigkeit ist die Norm ungeeignet, da die Wechselwirkungen mit dem umliegenden Gewebe durch eine rigide Fixierung des Implantatkörpers im Metallblock [63, 85] oder hochsteifen Kunstharz [31, 32] unterdrückt werden.

Ähnliche Untersuchungen unter zyklischer einachsiger Belastung bei rigider Fixierung der Implantatkörper wurden auch unter rein lateraler [64, 86] oder extraaxialer [34] Krafteinleitung zur Erzeugung des Drehmoments auf das Dentalimplantat durchgeführt.

Darüber hinaus sind mehrachsige Versuchsaufbauten bekannt, bei denen das Implantat unter vertikaler Belastung zusätzlich in horizontaler Richtung zyklisch bewegt wird [33, 36, 87]. Wie in Abb. 8 schematisch dargestellt, gleitet dabei ein in der vertikalen Achse beweglicher Prüfkopf über die Kaufläche der geometrisch vereinfachten Suprakonstruktion, bei der eine einseitig ausgeführte Schräge den bukkalen Höcker der Zahnkrone nachbildet.

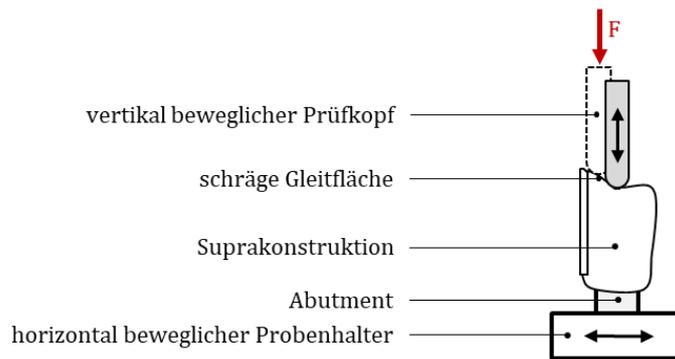


Abb. 8: Mehrachsige dynamische Testung von Dentalimplantaten nach Dixon et al. (1995), nach [33]

Wie bei der physiologischen Mahlbewegung der Seitenzähne ändern sich durch das Gleiten des Prüfkopfs über die Kaufläche kontinuierlich der Angriffspunkt und der Betrag der Kraft [33]. Bisher durchgeführte Studien mit dynamischer Belastung der Dentalimplantate legen den Fokus auf die Implantatfestigkeit und vernachlässigen die Wechselwirkungen des Implantatsystems mit dem umgebenden Gewebe.

Quasistatische Belastung

Die quasistatische Belastung beschreibt eine stetig ansteigende, einachsige und stoßfreie Belastungsform, die ausreichend langsam erfolgt, so dass dynamische Effekte vernachlässigt werden können. Unter kontinuierlicher Zunahme der Belastung wird bis zum Versagen getestet, um die maximal erträglichen Lasten des Implantats, seiner Komponenten oder der umgebenden Gewebe und Strukturen zu ermitteln.

Die Mehrzahl der veröffentlichten Untersuchungen erfolgt in Anlehnung an DIN EN ISO 14801 unter Einwirkung von Drucklasten, die im Winkel von 30° zur Implantatachse angreifen [88–90]. Vereinzelt werden die Implantate auch rein lateral [76] oder im Rahmen einer Computersimulation mittels der Finite-Elemente-Methode mit zusammengesetzten vertikalen und lateralen Kräften belastet [35, 80].

Im Gegensatz zur dynamischen Belastung werden in Studien mit quasistatischer Belastung der Dentalimplantate auch die Wechselwirkungen der Implantatsysteme mit dem umgebenden Gewebe betrachtet, um deren Verankerungsstabilität zu bewerten.

Limitierungen bisheriger Studien

- Stark vereinfachte Nachbildung der komplexen physiologischen Belastungsmuster beim Kauen und Beißen (Bsp.: einachsige Belastung nach DIN EN ISO 14801)
- Keine ausreichende Differenzierung zwischen den physiologischen Belastungen auf die Frontzähne (einseitig, schwellend) und den statistisch häufiger von Auslockerungen betroffenen Seitenzähnen (wechselseitig, alternierend)
- Dynamische Belastung bisher nur zur Testung der Implantatfestigkeit unter rigider Einspannung des Implantatkörpers und ohne Betrachtung der Wechselwirkungen mit dem umgebenden Material

- Untersuchung der Verankerungsfestigkeit bisher ausschließlich unter quasistatischer Belastung ohne Berücksichtigung dynamischer Effekte, obwohl alternierende Bewegungen der Zahnkrone als Hauptursache für Auslockerungen gelten

2.4.2 Messgrößen

Implantatfestigkeit

Die Implantatfestigkeit beschreibt das rein mechanisch-technische Materialverhalten von Dentalimplantaten bzw. ihren Komponenten. Untersuchungen zur Implantatfestigkeit erfolgen unter rigider Fixierung des Implantatkörpers, um die Implantatsysteme isoliert und ohne die Einflüsse umliegender Gewebe zu betrachten.

Unter dynamischer Belastung können die im klinischen Einsatz zu erwartenden Ermüdungs- und Verschleißerscheinungen der Implantatsysteme untersucht werden, die durch Messgrößen wie Überlebensraten der Implantatkomponenten [34, 36, 85], Rück- und Ausdrehmomente der Abutmentschraube [31, 32, 64] sowie Mikrobewegungen zwischen Implantatkörper und Suprakonstruktion [33, 34, 64, 85] charakterisiert werden können. Dabei werden die Messgrößen während oder nach der dynamischen Belastung mit Referenzwerten verglichen, die im unbelasteten Ausgangszustand erfasst wurden, um bspw. das Auslockerungsverhalten von Implantatkomponenten wie der Implantat-Abutment-Verbindung zu beschreiben.

Zudem werden quasistatische Methoden angewendet, um die maximal erträglichen Versagenslasten sowie typische Versagens- und Bruchbilder des Implantatsystems oder einzelner Komponenten zu ermitteln [36, 63, 86].

Verankerungsfestigkeit

Biomechanische Studien zur Verankerungsfestigkeit von Dentalimplantaten untersuchen deren Widerstandsfähigkeit gegen Auslockerungen und werden zur Betrachtung der Wechselwirkungen mit dem umliegenden Material im Kunstknochen [76, 80, 90], tierischen [27] oder humanen Knochen [24, 91–93] durchgeführt.

Zur Einschätzung und Bewertung der Primärstabilität wird oftmals das bei der Implantation erforderliche Eindrehmoment [24, 27, 76, 78, 89] ermittelt, welches Rückschlüsse auf die Knochenqualität und das damit verbundene Verankerungspotential zulässt.

Eine weitere Möglichkeit zur Abschätzung der Primärstabilität stellt die nicht-invasive Resonanz-Frequenz-Analyse (RFA) dar [24, 78, 92]. Dabei werden definierte Schwingungen über die Zahnkrone eingebracht, um die Steifigkeit an der Knochen-Implantat-Schnittstelle zu ermitteln und daraus den Implant Stability Quotient (ISQ) abzuleiten. In diversen Studien zeigt sich ein Zusammenhang zwischen dem ISQ und dem Eindrehmoment. Allerdings sind die Ergebnisse hinsichtlich des Ausdrehmoments und der Vorhersage der tatsächlich in vivo gebotenen Leistungsfähigkeit nicht eindeutig [92, 94–96].

Die Vorhersage der in vivo Leistungsfähigkeit erfolgt über eine Charakterisierung der Wechselwirkungen zwischen dem Implantatsystem und dem umgebenden Material im in vitro Modell. Zur Ermittlung der Verankerungsfestigkeit können die maximalen Versagenslasten an der Knochen-Implantat-Schnittstelle [27, 88, 89] oder die Mikrobewegungen der Suprakonstruktion relativ zum umgebenden Material [35, 76, 80, 90] betrachtet werden. In den bisher durchgeführten Studien werden die Mikrobewegungen unter schrittweiser Erhöhung einer quasistatischen Belastung gemessen. Auf diese Weise kann ein direkter Zusammenhang zwischen Belastung und resultierender Verschiebung hergestellt werden, um die gegebene Verankerungsfestigkeit qualitativ und quantitativ zu bewerten.

Limitierungen bisheriger Studien

- Fehlende Informationen über die Zusammenhänge zwischen der Belastung und den Auslockerungs- und Verschleißeffekten durch eine getrennte Abfolge von Kraftereinleitung und Erfassung der Messdaten
- Fehlende Informationen über den zeitlichen Verlauf der Verankerungsfestigkeit bei der Erfassung der Parameter Eindrehmoment, Ausdrehmoment und ISQ
- Vereinfachte Erfassung der Mikrobewegungen in nur einer Dimension durch den Einsatz von Dehnmessstreifen oder den Verfahrenweg der Prüfmaschine

2.5 Präzisierung der Zielstellung

Der Einsatz von Dentalimplantaten ermöglicht die Wiederherstellung der grundlegenden Kaufunktion und Ästhetik nach Zahnverlust und kann die Lebensqualität der Patienten erhöhen. Die zur Verfügung stehenden enossalen Implantatsysteme können die Anatomie und natürliche Verankerung der Zähne jedoch nicht vollständig nachbilden. Insbesondere in den ersten Wochen nach der Implantation ist das Risiko der Auslockerung infolge des veränderten Kraftflusses und unzureichender Verankerungsfestigkeit erhöht.

Zur Gewährleistung einer ausreichend hohen Verankerungsfestigkeit von Dentalimplantaten werden diverse Ansätze zur Optimierung der Implantatdesigns oder Behandlungsabläufe verfolgt. Die dazu bisher durchgeführten biomechanischen Studien sind hinsichtlich der aufgetragenen Belastungsformen sowie der betrachteten Messgrößen nicht einheitlich und weisen teilweise Limitierungen auf, die eine eingeschränkte Vergleichbarkeit und Übertragbarkeit der Ergebnisse auf den klinischen Alltag zulassen.

Der im Rahmen dieser Arbeit zu entwickelnde Versuchsaufbau soll durch eine zyklische und wechselseitige Belastung der Dentalimplantate physiologisch relevante dynamische Effekte, wie Stoßbelastungen und stetig veränderliche Lasteinleitungspunkte berücksichtigen.

Zur Abbildung der für ein knöchernes Einwachsen kritischen postoperativen Frühphase werden resultierenden Mikrobewegungen zwischen dem Implantat und dem knöchernen Umfeld über

einen simulierten Zeitraum von zwei Wochen nach der Implantation betrachtet. Um Ermüdungs- und Auslockerungsprozesse zu untersuchen, werden die Mikrobewegungen synchron zur aufgetragenen Belastung über den gesamten Testzeitraum erfasst.

3 Material und Methoden

Zur Beantwortung der Forschungsfragen wird die in Abb. 9 zusammengefasste Lösungsstrategie verfolgt. Aufbauend auf den Grundlagen zur Anatomie und Biomechanik des Kauapparats wird zunächst eine Anforderungsliste erstellt, die den Ausgangspunkt für die Entwicklung des Versuchsaufbaus darstellt. Der entwickelte Versuchsaufbau zur in vitro Testung von Dentalimplantaten unter dynamischer wechselseitiger Belastung wird durch die Auswahl der Prüfparameter, Versuchsobjekte und Messtechnik ergänzt. Abschließend werden die zur Durchführung und Auswertung der Vor- und Hauptversuche verwendeten Methoden vorgestellt.

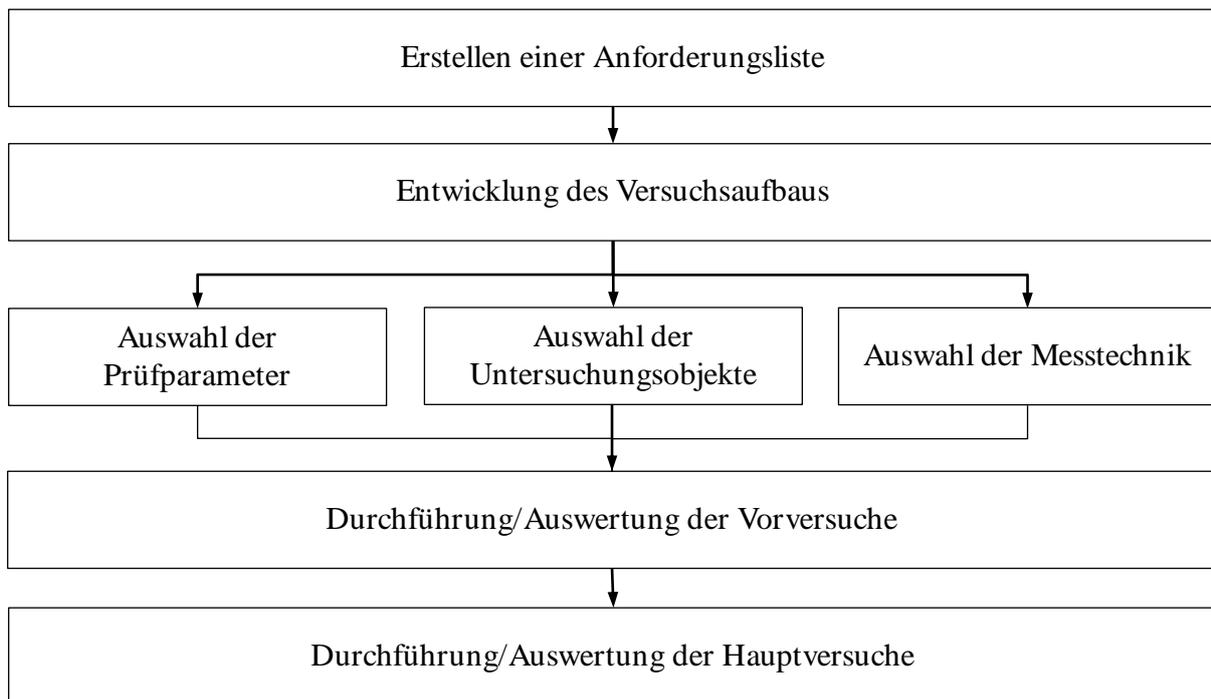


Abb. 9: Lösungsstrategie zur Beantwortung der Forschungsfragen

3.1 Entwicklung des Versuchsaufbaus

3.1.1 Anforderungsliste

Die präzisierte Aufgabenstellung und die Erkenntnisse aus der Literaturrecherche ermöglichen die Ableitung der in Tab. 1 zusammengefassten Anforderungen an die Entwicklung des Versuchsaufbaus. Gemäß der VDI-Richtlinie 2221 sind die Anforderungen in Forderungen (F) und Wünsche (W) unterteilt. Forderungen müssen bei der Konzeption zwingend Berücksichtigung finden. Wünsche bieten einen Mehrwert, sind jedoch nicht zwingend zu erfüllen [97].

Tab. 1: Anforderungsliste zur dynamischen in vitro Testung von Dentalimplantaten

Bez.	Anforderung	Typ	Zielwert
<i>Funktion</i>			
F1	Testung der Dentalimplantate im umgebenden Material	F	Kunstknochen
F2	Definierte Ausrichtung der Dentalimplantate	F	-
F3	Zyklischer Dauerversuch	F	2 Wochen postoperativ
F4	Berührungslose Mikrobewegungsmessung	W	optisches Messsystem
F5	Kraftmessung	W	Kraftsensor
<i>Geometrie</i>			
G1	Aufnahme des Kieferknochens	F	-
G2	Vereinfachte Nachbildung des Kontaktpartners	F	-
<i>Kräfte</i>			
K1	Wechselseitige außermittige Belastung	F	bukkal-lingual
K2	Nachbildung einer mittleren Kaukraft	F	10 N - 50 N

3.1.2 Konzepterstellung

Zur Umsetzung einer wechselseitigen außermittigen Belastung der Dentalimplantate ist der Versuchsaufbau grundlegend am Rocking-Horse-Test orientiert, der von biomechanischen Untersuchungen aus der Schulterendoprothetik bekannt ist [98, 99].

Der Rocking-Horse-Test wird ursprünglich zur Untersuchung der Primärstabilität und dem Auslockerungsverhalten von Glenoidkomponenten angewandt. Gemäß ASTM F2028-00 [98] gleitet der Humeruskopf innerhalb definierter Grenzen zyklisch über eine in Knochenersatzmaterial eingebrachte Glenoidkomponente, die senkrecht zur Bewegungsrichtung mit einer konstanten Prüfkraft $F_{\text{Prüf}}$ gegengehalten wird. Die daraus resultierende wechselnde außermittige Belastung der Glenoidränder führt zu einem Aufschaukeln der Glenoidkomponente und soll die dynamischen physiologischen Belastungen auf das Schultergelenk beim Heben und Senken des Armes nachbilden [98].

Übertragen auf die Testung von Dentalimplantaten können mithilfe des Rocking-Horse-Prinzips die bei der Nahrungszerkleinerung auf die unteren Seitenzähne wirkenden wechselseitigen dynamischen Belastungen simuliert werden, die in bisherigen Versuchsaufbauten nicht ausreichend Berücksichtigung finden [33, 34, 36, 84, 87].

Der zweiachsige Versuchsaufbau ermöglicht eine Überlagerung der Kaukraft mit senkrecht dazu wirkenden lateralen Mahlbewegungen. Durch die damit einhergehende fortlaufende Verschiebung des Kraftansatzpunktes in bukkal-lingualer Richtung werden die in vivo auftretenden Belastungen weitgehend physiologisch nachbildet [57, 59, 100].

Das in Abb. 10a dargestellte Konzept des neuartigen Versuchsaufbaus weist in Anlehnung an den Rocking-Horse-Test eine vertikale und eine horizontale Achse auf, die zur Nachbildung der oberkiefer- bzw. unterkieferseitigen Komponente des Kauapparats genutzt werden.

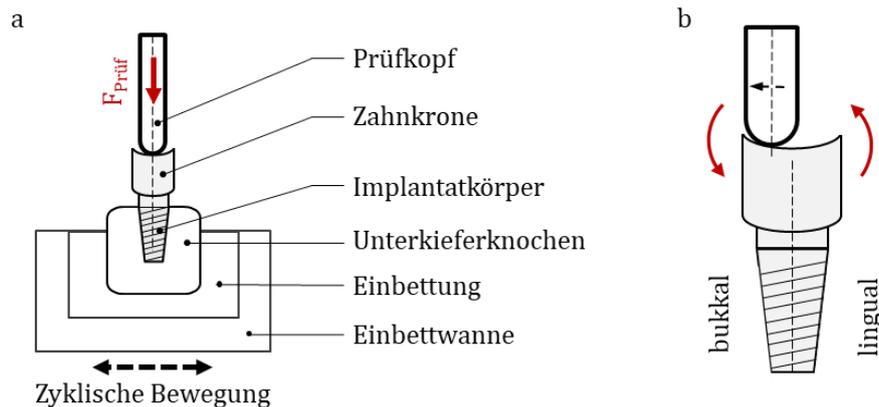


Abb. 10: Übertragung des Versuchsprinzips des Rocking-Horse-Tests auf Dentalimplantate, a – Konzept des Versuchsaufbaus, b – Detailansicht der außermittigen Belastung der Zahnkrone

Die horizontale Komponente dient der Nachbildung der zyklischen lateralen Bewegungen des Unterkiefers. Dazu wird das Dentalimplantat im Unterkieferknochen (Kunstknochen bzw. humaner Spenderknochen) implantiert, der mithilfe eines geeigneten Einbettmaterials in einer Einbettwanne fixiert ist. Die Einbettwanne ist derart gelagert, dass sie ausschließlich horizontal in einer Achse verschiebbar ist. Durch eine geeignete Ausrichtung des Unterkieferknochens kann eine rein bukkal-linguale Bewegung zwischen dem Dentalimplantat und dem horizontal feststehenden Prüfkopf realisiert werden.

Der Prüfkopf bildet die vertikale Komponente und stellt zur Einleitung der Prüfkraft vereinfacht den oberkieferseitigen Antagonisten des Dentalimplantats nach. Der Prüfkopf ist mithilfe eines geeigneten Lagers axial geführt und dadurch ausschließlich in der vertikalen Achse verschiebbar, um den kontinuierlichen Kontakt mit der Zahnkrone und eine gleichbleibende Belastung zu ermöglichen.

Analog zum ursprünglichen Rocking-Horse-Test gleitet der Prüfkopf innerhalb definierter Grenzen wechselseitig über die Zahnkrone und bewirkt, wie in Abb. 10b dargestellt, durch die wechselnde außermittige Belastung ein Aufschaukeln des Implantats.

3.1.3 Konstruktion

Horizontale Komponente

Zur möglichst reibungsarmen Führung der horizontalen Bewegungen des Versuchsaufbaus werden selbsteinstellende Linearkugellager (INA KGSNS20-PP-AS, Schaeffler AG, Herzogenaurach, Deutschland) verwendet, die auf zwei feststehenden Stahlwellen mit dem Durchmesser $D = 20$ mm laufen (Abb. 11a).

Eine 15 mm starke Grundplatte aus Aluminium wird mit den Linearkugellagern verschraubt und dient als Basis für die Einbettwanne (Abb. 11b).

Die modular aufgebaute Einbettwanne wird mit der Grundplatte verschraubt und hat die Innenmaße 120 mm x 50 mm x 50 mm (Abb. 11c). Die Größe ist in Hinblick auf Testungen am humanen Spenderknochen [101] ausgelegt und ermöglicht die Positionierung und Fixierung einer in der Sagittalebene geteilten Kieferhälfte (Abb. 11d).

Die Teilung der Kiefer in der Sagittalebene dient der Reduzierung der Zeit zwischen dem Auftauen des nach der Entnahme frisch eingefrorenen humanen Spenderknochens und seiner biomechanischen Testung. Während eine Kieferhälfte getestet wird, kann die andere Kieferhälfte im tiefgefrorenen Zustand verbleiben, um ein einheitliches Prüfprotokoll zu gewährleisten und zusätzliche Einflüsse durch unterschiedliches Handling des Spenderknochens zu vermeiden.

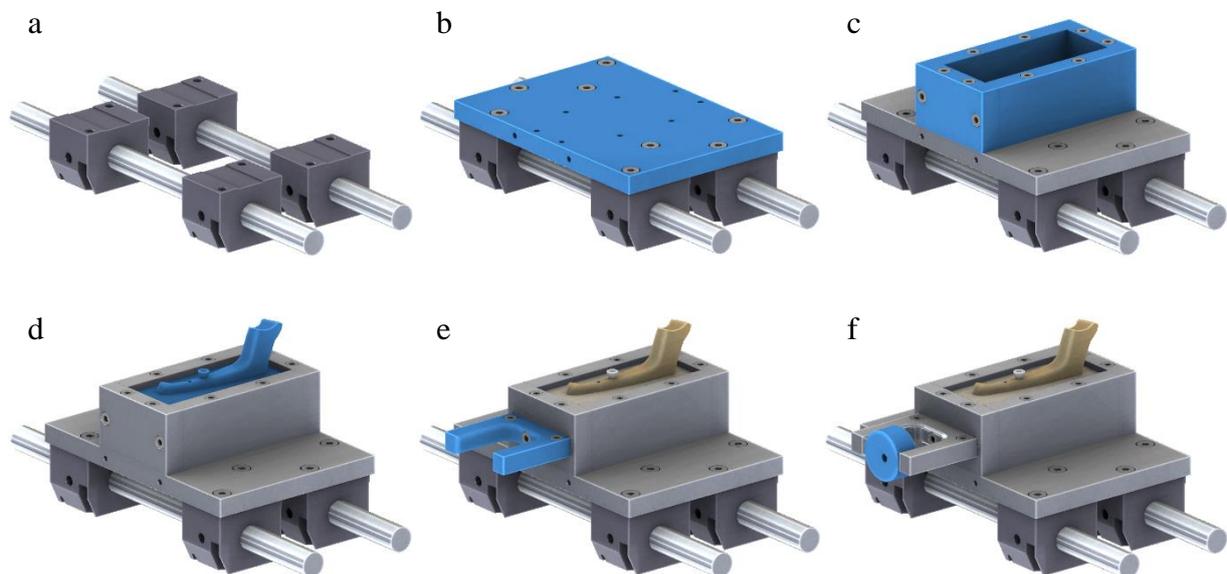


Abb. 11: Aufbau des Prüftischs für die horizontale Bewegung des Unterkiefers, a – Stahlwellen mit Linearkugellagern, b – Grundplatte aus Aluminium, c – Einbettwanne, d – eingebettete Kieferhälfte mit Dentalimplantat, e – Seitenführung, f – Exzentrerscheibe

Der Antrieb der Einbettwanne erfolgt über einen Exzentermechanismus, der die gleichförmige Drehbewegung eines Elektromotors in eine wechselnde lineare Bewegung der Einbettwanne umwandelt. Der Exzentermechanismus besteht aus einer direkt an der Einbettwanne angeschraubten Seitenführung (Abb. 11e) und einer darin gleitenden Exzentrerscheibe, die mit dem Elektromotor verbunden ist (Abb. 11f).

Wie schematisch in Abb. 12 dargestellt, vollführt die Exzentrerscheibe aufgrund ihrer außermittig liegenden Drehachse bei Rotation eine wellenförmige Taumelbewegung, die mithilfe der Seitenführung in eine wechselseitige lineare Stellbewegung umgewandelt wird.

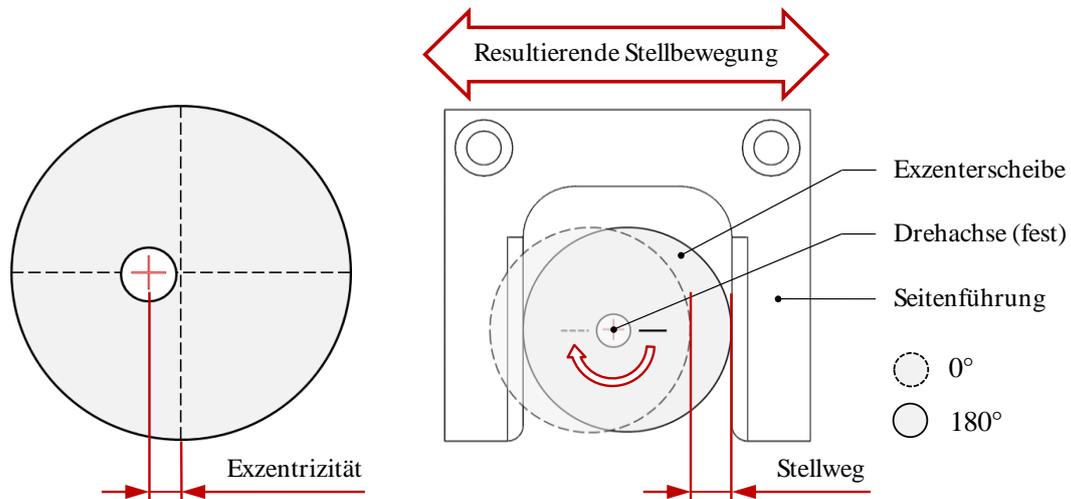


Abb. 12: Exzentrizität und Exzentermechanismus zur Umwandlung der Rotations- in eine Linearbewegung

Der Stellweg ergibt sich aus der Differenz der beiden Extremlagen der Exzentrerscheibe bei einer Rotation von 0° bzw. 180° und entspricht damit der doppelten Exzentrizität. Die Festlegung des Stellwegs und Auslegung der Exzentrerscheibe erfolgt abhängig von der Kronengeometrie und dem zu belastenden Testbereich (s. Kapitel 3.2.2 Kronengeometrie).

Vertikale Komponente

Die Einleitung der senkrecht zur Bewegungsrichtung wirkenden Prüfkraft erfolgt über den in Abb. 13 dargestellten Prüfrahmen, der um die horizontale Komponente gebaut ist.

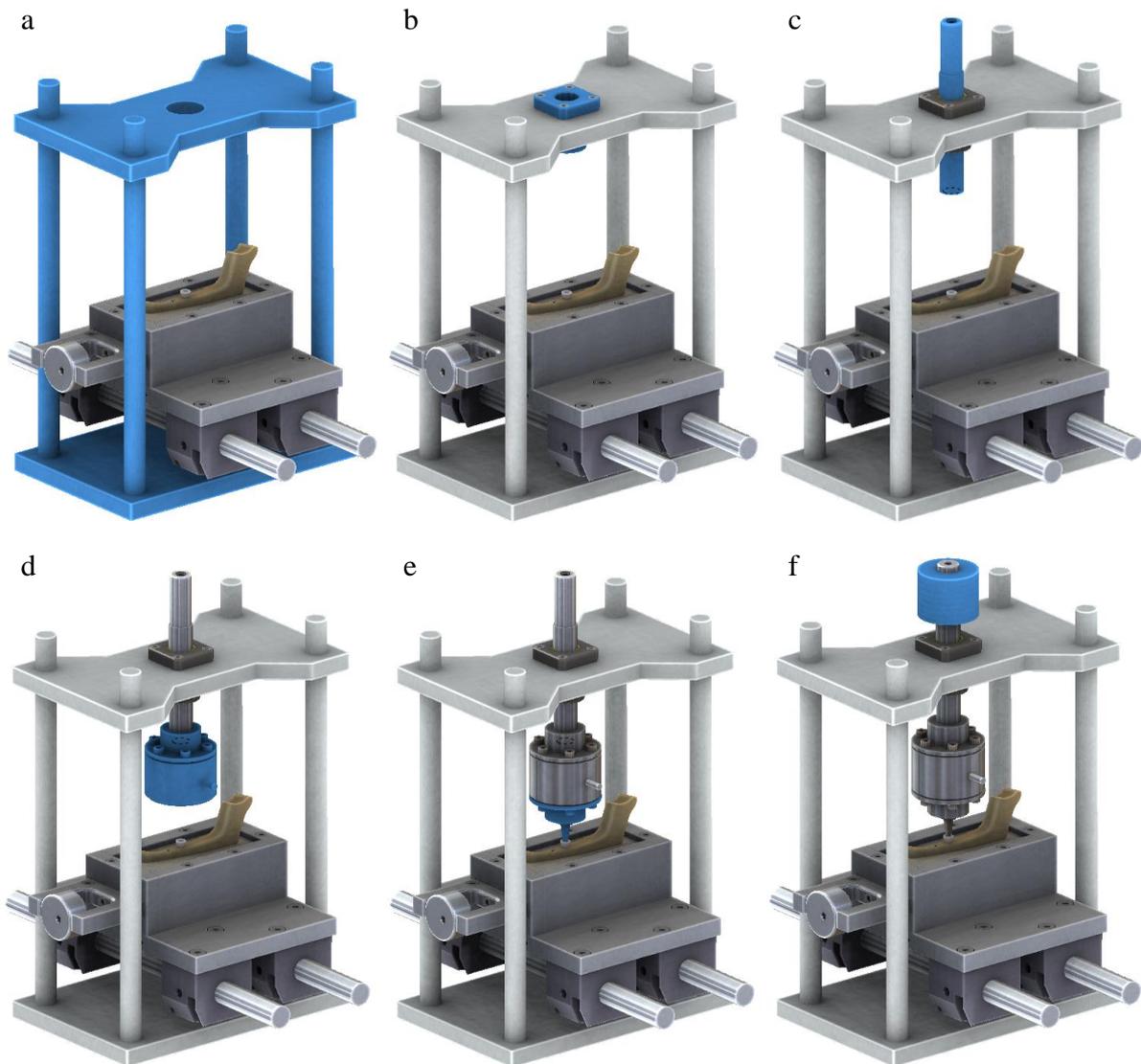


Abb. 13: Aufbau des Prüfrahmens für die senkrechte Krafteinleitung, a – 4-Säulen-Gestell mit Arbeitsplatte, b – Gleitlagerflansch, c – Führungswelle, d – Anschlussadapter mit Kraftmessdose, e – Anschlussadapter mit Prüfspitze, f – Prüfgewichte

Der Prüfrahmens besteht aus einem 4-Säulen-Gestell mit Arbeitsplatte (Abb. 13a), in die ein Gleitlager (Abb. 13b) zur reibungsarmen Bewegung einer Führungswelle (Abb. 13c) in ausschließlich vertikaler Richtung eingebracht ist.

Axial zur Führungswelle wird über einen Anschlussadapter eine Kraftmessdose verbaut, die eine Kontrolle der auf die Zahnkrone einwirkenden Prüfkraft ermöglicht (Abb. 13d).

An der Unterseite der Kraftmessdose wird über einen weiteren Anschlussadapter die Prüfspitze angebracht, die die Prüfkraft auf die Zahnkrone überträgt (Abb. 13e).

Die Führungswelle ist am oberen Ende leicht abgesetzt, um das Auflegen von definierten Prüfgewichten zu ermöglichen, über deren Gewichtskraft eine gleichbleibende Prüfkraft eingestellt werden kann (Abb. 13f).

Gesamtaufbau

Die horizontale und vertikale Komponente wurden für abschließende virtuelle Bewegungs- und Funktionsanalysen in einer CAD-Umgebung zusammengeführt. Für den entwickelten Versuchsaufbau konnte gezeigt werden, dass die modulare Bauweise flexible Anpassungen an verschiedene anatomische Kieferausrüstungen und Kronengeometrien ermöglicht. Das resultierende virtuelle CAD-Modell sowie der daraus hervorgegangene reale Versuchsaufbau sind in Abb. 14 gegenübergestellt.

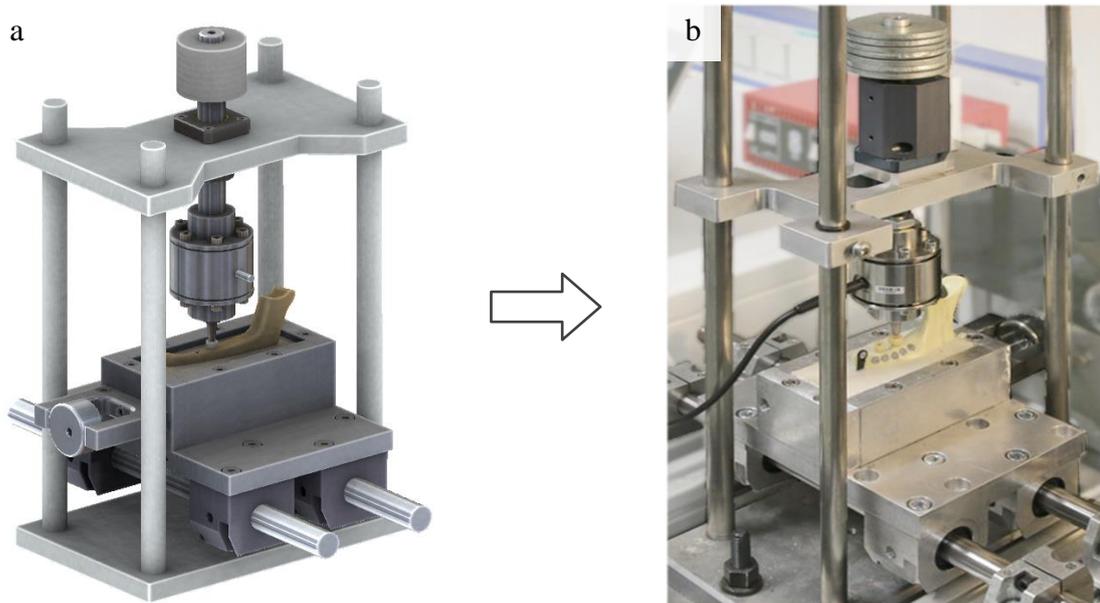


Abb. 14: Darstellung des resultierenden Gesamtaufbaus, a – CAD-Modell, b – realer Versuchsaufbau

3.1.4 Prüfparameter

Prüfkraft

Die Prüfkraft wird senkrecht zur Bewegungsrichtung der Dentalimplantate über die vertikale Komponente des Versuchsaufbaus eingeleitet und ist aufgrund der definierten Gewichtskraft der eingesetzten Prüfgewichte über den gesamten Versuchszeitraum gleichbleibend. Zur Nachbildung von Langzeitbelastungen auf die Dentalimplantate wird eine mittlere funktionelle Kaukraft angenommen, die deutlich unter der maximal erreichbaren Beißkraft liegt (Kapitel 2.2.3). Für den betrachteten Bereich der Seitenzähne wird die im Langzeitversuch unter wechselseitiger Belastung aufbrachte Prüfkraft auf 20 N festgelegt [51, 56, 57, 62, 100].

Prüfzyklen

Als Prüfzyklus wird ein vollständiger Belastungszyklus des Dentalimplantats definiert, bei dem die Prüfspitze, wie in Abb. 15 schematisch dargestellt, ausgehend von der Mitte wechselseitig zum lingualen und bukkalen Rand der Zahnkrone und zurück gleitet. Auf diese Weise sollen die aus den Mahlbewegungen der Seitenzähne resultierenden Kraftwirkungen in bukkaler und lingualer Richtung über den gesamten Kauzyklus abgebildet werden.

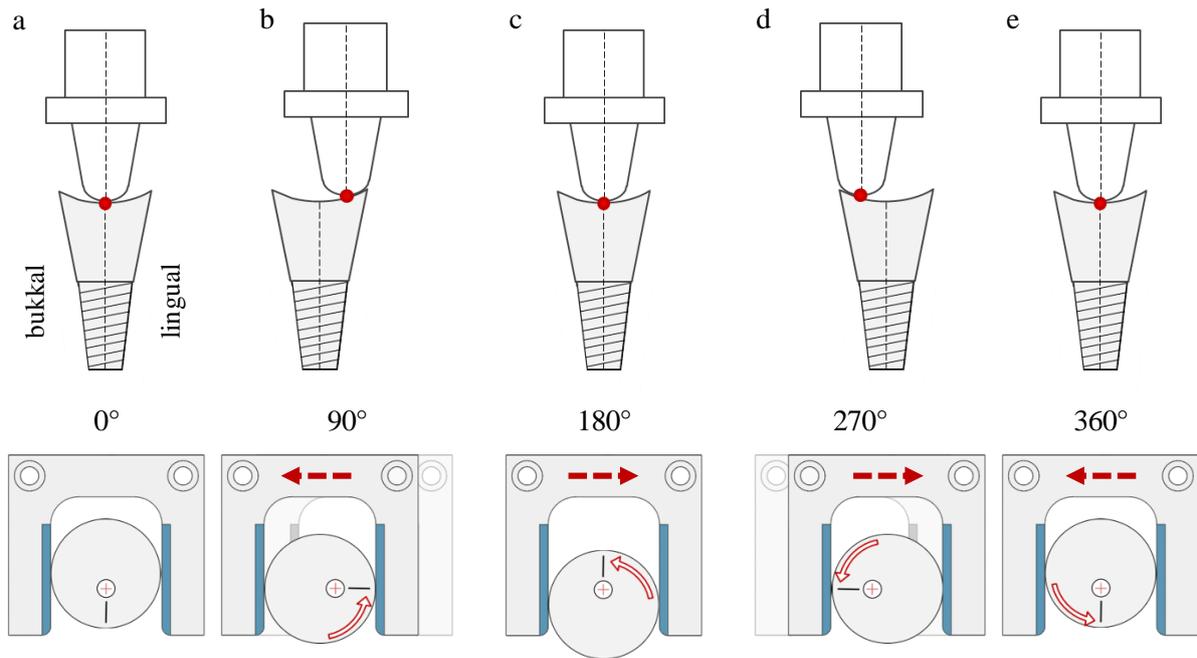


Abb. 15: Darstellung eines vollständigen Prüfzyklus zur wechselseitigen Belastung der Zahnkrone, a – Axiale Belastung der Zahnkrone in Ausgangslage bei 0 ° Rotation der Exzentrerscheibe, b – Belastung des lingualen Rands der Zahnkrone durch bukkale Verschiebung bei 90 ° Rotation der Exzentrerscheibe, c – Axiale Belastung der Zahnkrone bei 180 ° Rotation der Exzentrerscheibe, d – Belastung des bukkalen Rands der Zahnkrone durch linguale Verschiebung bei 270 ° Rotation der Exzentrerscheibe, e – Axiale Belastung der Zahnkrone in Ausgangslage 360 ° Rotation der Exzentrerscheibe

Die Gesamtanzahl der Prüfzyklen richtet sich nach dem im Langzeitversuch abzubildenden Belastungszeitraum. Wie in Kapitel 2.3 beschrieben, gelten in Hinblick auf ein erfolgreiches Einheilen sofortbelasteter Dentalimplantate die ersten beiden Wochen nach der Implantation als besonders kritisch [75]. Die zur Simulation einer 14-tägigen Belastung erforderliche Gesamtanzahl der Prüfzyklen wird, an den in Tab. 2 aufgeführten Abschätzungen der Kauzyklen eines Menschen pro Tag orientiert und auf 10.000 Zyklen festgelegt.

Tab. 2: Abschätzung der Kauzyklen und Ermittlung der Gesamtanzahl der Zyklen für 14 Tage

Quelle	Kauzyklen pro Tag	Gesamt (14 Tage)
Sakaguchi, R. L. et al. (1986): The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation [102]	250.000 Zyklen/Jahr → 685 Zyklen/Tag	9.590 Zyklen
Reitemeier, B. et al. (2006): Einführung in die Zahnmedizin [103]	8 min/d Zahnkontakt, Kontaktzeit bis 0,4 s → 1.200 Zyklen/Tag	16.800 Zyklen
Eigene Abschätzung	800 Zyklen/Tag	11.200 Zyklen

Prüffrequenz

Die Prüffrequenz beschreibt die Anzahl der durchlaufenen Prüfzyklen je Minute und bestimmt damit die Dynamik der Belastung. Angelehnt an die natürliche Kaufrequenz des Menschen, die 50 bis 120 Zyklen pro Minute beträgt [51, 64], wird die Prüffrequenz zur Nachbildung der physiologischen Bedingungen auf 60 Zyklen pro Minute (1 Hz) festgelegt.

Aus der festgelegten Prüffrequenz ergibt sich die Versuchsdauer, die bei insgesamt 10.000 Prüfzyklen ca. 167 min beträgt.

3.2 Versuchsobjekte

3.2.1 Implantatsysteme

In den Versuchen kommen die Implantatsysteme CAMLOG® SCREW-LINE und CONELOG® SCREW-LINE (Camlog Vertriebs GmbH, Wimsheim, Deutschland) zum Einsatz, für die als Indikationsempfehlungen die Sofort- und Spätimplantation sowie die verzögerte Sofortimplantation angegeben sind. Es handelt sich um leicht konische Schraubenimplantate mit einem abgerundeten apikalen Ende und selbstschneidendem Gewinde. Die SCREW-LINE Geometrie erleichtert die Insertion und soll durch einen durchgehenden Knochenkontakt für eine solide Primärstabilität sorgen. Der Implantatkörper besteht aus Titan und verfügt über eine Promote® plus Oberfläche, die zur Mikrostrukturierung gestrahlt und säuregeätzt ist [104, 105]. Für die betrachteten Implantatsysteme werden äußerlich baugleiche Implantatkörper verwendet, die eine einheitliche Länge von 11 mm und einen einheitlichen Durchmesser von 3,8 mm für die Prämolaren bzw. 4,3 mm für die Molaren aufweisen. Unterschiede zeigen sich in der Innenkonfiguration und der Art der Implantat-Abutment-Verbindung.

CAMLOG® SCREW-LINE Implantatsystem

Das CAMLOG® SCREW-LINE Implantatsystem verfügt über eine charakteristische Tube-in-Tube® Implantat-Abutment-Verbindung, bei der der Implantatkörper und das Abutment über eine zylindrische Schnittstelle miteinander verbunden sind. Eine spezielle Nuten-Nocken-Konstruktion im Bereich der Implantatschulter ermöglicht eine einfache Indexierung und rotationsstabile Ausrichtung des Abutments zum Implantatkörper. Die Präzision der Tube-in-Tube® Implantat-Abutment-Verbindung sowie die spezielle Nuten-Nocken-Konstruktion ermöglichen laut Hersteller eine nahezu perfekte Kraft- und Momentverteilung [104].

CONELOG® SCREW-LINE Implantatsystem

Das CONELOG® SCREW-LINE Implantatsystem verfügt über eine charakteristische konische Implantat-Abutment-Verbindung, bei der der Implantatkörper und das Abutment über eine 7,5° geneigte Schnittstelle miteinander verbunden sind. Eine spezielle Nuten-Nocken-Konstruktion unterhalb des Innenkonus ermöglicht eine einfache und präzise Positionierung des

Abutments und sorgt zudem für Rotationsstabilität. Die flächige, konische Verbindung minimiert laut Hersteller Mikrobewegungen und bietet eine hohe Stabilität [105].

3.2.2 Kronengeometrie

Zur Umsetzung des Versuchsprinzips wird die natürliche Form der Prämolaren und Molaren durch stilisierte Zahnkronen nachgebildet. Wie in Abb. 16 dargestellt, sind die Zahnkronen im Bereich der Kaufläche mit einer zentralen halbrunden Fissur versehen, durch die die Prüfspitze zur wechselseitigen Belastung des lingualen bzw. bukkalen Rands der Zahnkrone gleiten kann.

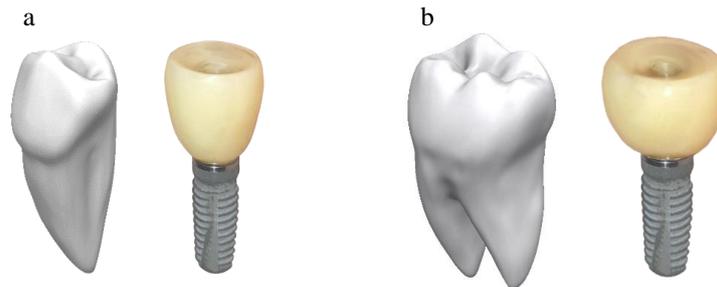


Abb. 16: Stilisierte Nachbildung der natürlichen Kronengeometrien, a – Prämolaren, b – Molaren

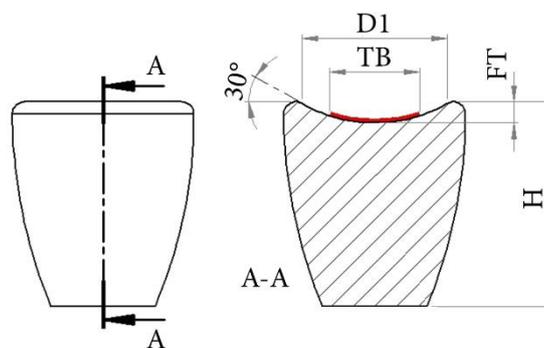
Die stilisierten Zahnkronen sind gemäß Tab. 3 dimensioniert und in ihrer Höhe (H) und dem Durchmesser der Kaufläche (D1) den natürlichen Zähnen nachempfunden [47, 103].

Der zu belastende Testbereich der Zahnkrone (TB) beträgt 60 % von D1 und ist an den lateralen Verschiebungen orientiert, die in bereits veröffentlichten Untersuchungen zur exzentrischen, dynamischen Belastung von Dentalimplantaten umgesetzt werden [33, 36].

Die Tiefe der Fissur (FT) ergibt sich abhängig von D1 und dem Fissur-Eingangswinkel, der in Anlehnung an die natürliche Höckergeometrie und diverse biomechanische Studien zu Dentalimplantaten auf 30° festgelegt ist [33, 36, 85, 88, 89].

Tab. 3: Übersicht der nachgebildeten Kronengeometrie für Prämolaren und Molaren

Zahnposition	H	D1	TB	FT
Prämolaren	8,5 mm	6,0 mm	3,6 mm	0,87 mm
Molaren	8,5 mm	7,5 mm	4,5 mm	1,07 mm



Die entwickelten Kronengeometrien wurden mithilfe des 3D-CAD-Programms SolidWorks (Dassault Systèmes SOLIDWORKS Corp., Waltham, Massachusetts, USA) im virtuellen Modell umgesetzt und durch die Imptec Dental GmbH, Präzisionslabor für implantatprothetischen Zahnersatz, Leipzig computergestützt gefertigt (CAM). Als Ausgangsmaterial wurden Fräsrohlinge aus Zirconiumdioxid (ZrO_2) verwendet.

3.3 Messtechnik

3.3.1 Kräfte

Die Kraftmessung erfolgt mithilfe des Mehrkomponenten-Kraftsensors K6D40 (ME-Messsysteme GmbH, Hennigsdorf, Deutschland). Der Kraftsensor ermöglicht mit einem relativen Fehler von 0,2 % innerhalb des vom Hersteller angegebenen Messbereichs (Tab. 4) eine ausreichend genaue Erfassung der im Versuch vorgesehenen Prüfkraft von 20 N und der daraus resultierenden Kräfte und Momente in allen Raumrichtungen [106].

Tab. 4: Messbereich des eingesetzten Mehrkomponenten-Kraftsensors [106]

Parameter	F _x	F _y	F _z	M _x	M _y	M _z
Messbereich	500 N	500 N	2.000 N	20 Nm	20 Nm	40 Nm

Die Raumrichtungen sind über das in Abb. 17 dargestellte Koordinatensystem des Kraftsensors definiert. Der Ursprung des Koordinatensystems befindet sich zentral auf der Deckfläche des Kraftsensors, auf der die x- und y-Komponente liegen. Die z-Komponente zeigt orthogonal aus der Deckfläche des Kraftsensors heraus.

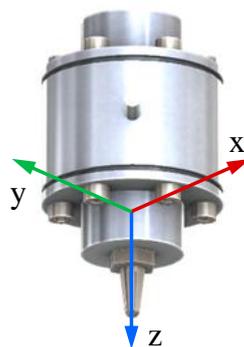


Abb. 17: Lage und Ausrichtung des Koordinatensystems am Mehrkomponenten-Kraftsensor mit Prüfspitze

Über speziell angefertigte Adapterplatten ist sowohl die Prüfspitze als auch die Führungswelle axial entlang der z-Achse des Kraftsensors ausgerichtet, so dass der Kraftsensor im direkten Kraftfluss liegt. Die Prüfspitze ist in Anlehnung an vergleichbare biomechanische Studien mit einem Durchmesser von 5 mm abgerundet, um als lasteinleitender Gegenspieler über die stilisierte Kaufläche der Zahnkrone zu gleiten [32, 33, 36, 87].

Das Signal des Kraftsensors wird über einen Messverstärker GSV-1A8 K6D (ME-Messsysteme GmbH, Hennigsdorf, Deutschland) verstärkt und digitalisiert. Die Auswertung und Aufzeichnung der Messwerte erfolgt anschließend in einem speziell für diese Anwendung in LabVIEW (National Instruments, Austin, Texas, USA) entwickelten Messprogramm.

3.3.2 Mikrobewegungen

Die Mikrobewegungsmessung erfolgt berührungslos mithilfe des optischen 3D-Bildkorrelationssystems Q400 DIC (LIMESS Messtechnik und Software GmbH, Krefeld, Deutschland). Das Messobjekt wird von drei digitalen Messkameras (Auflösung 2,0 Mpx) synchron aus unterschiedlichen Perspektiven aufgezeichnet (Abb. 18a), um über spezielle Marker die momentane räumliche Lage des Messobjekts zu bestimmen.

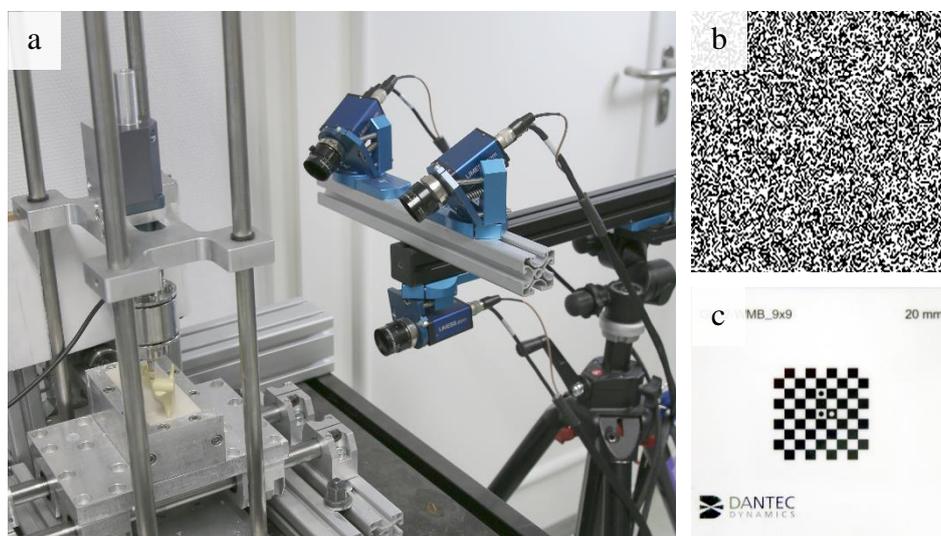


Abb. 18: Optische Bewegungsmessung, a – Versuchsaufbau mit optischem 3D-Bildkorrelationssystem Q400 DIC der Firma LIMESS Messtechnik, b – stochastisch gesprenkeltes Grauwertmuster, c – geeichte Kalibrierplatte zur Bestimmung der Position und Ausrichtung der Messkameras

Als Marker dienen stochastisch gesprenkelte Grauwertmuster (Abb. 18b), die an charakteristischen Punkten auf dem Messobjekt angebracht werden. Durch das Zusammenführen der unterschiedlichen Perspektiven der drei Messkameras in der Software zur 3D-Bildkorrelation IS-TRA4D (Dantec Dynamics A/S, Skovlunde, Dänemark) können räumliche Verschiebungen und Verformungen mit einer Messgenauigkeit von maximal 1 μm berechnet werden [107]. Die Grundlage für die Berechnungen auf Basis der Kamerabilder bilden Informationen über die Positionen und Ausrichtung der Messkameras zueinander, die vor jeder Messung mithilfe einer geeichten Kalibrierplatte ermittelt werden (Abb. 18c).

3.4 Validierung des Versuchsaufbaus

Die Validierung des Versuchsaufbaus erfolgt in Vorversuchen, in denen an je einem Prämolaren und Molaren der beiden Implantatsysteme CONELOG® und CAMLOG® die entwickelte Methodik sowie die Plausibilität der Ergebnisse überprüft werden. Die Komplexität des Mo-

dells wird dahingehend reduziert, dass die Implantatkörper direkt in ein hochsteifes Einbettmaterial eingebettet werden und nicht im Kunstknochen implantiert werden. Dies ermöglicht eine isolierte Betrachtung des Dentalimplantats und speziell der Implantat-Abutment-Verbindung im Kontext des Versuchsaufbaus ohne zusätzliche Einflüsse durch die Wechselwirkungen mit dem Kunstknochen.

3.4.1 Einbettung

Die Implantatkörper werden bis zur Implantatschulter in einem gießfähigen, schnell- und kalt-aushärtenden RenCast® Polyurethan-Harz (Huntsman Advanced Materials, The Woodlands, Texas, USA) eingebettet, das zur Fixierung von Knochenmaterial geeignet ist und bereits in biomechanischen Untersuchungen Anwendung findet [108, 109].

Um eine definierte und reproduzierbare Positionierung und Ausrichtung zu gewährleisten, kommt eine eigens entwickelte und 3D-gedruckte Vorrichtung zum Einsatz (Abb. 19).

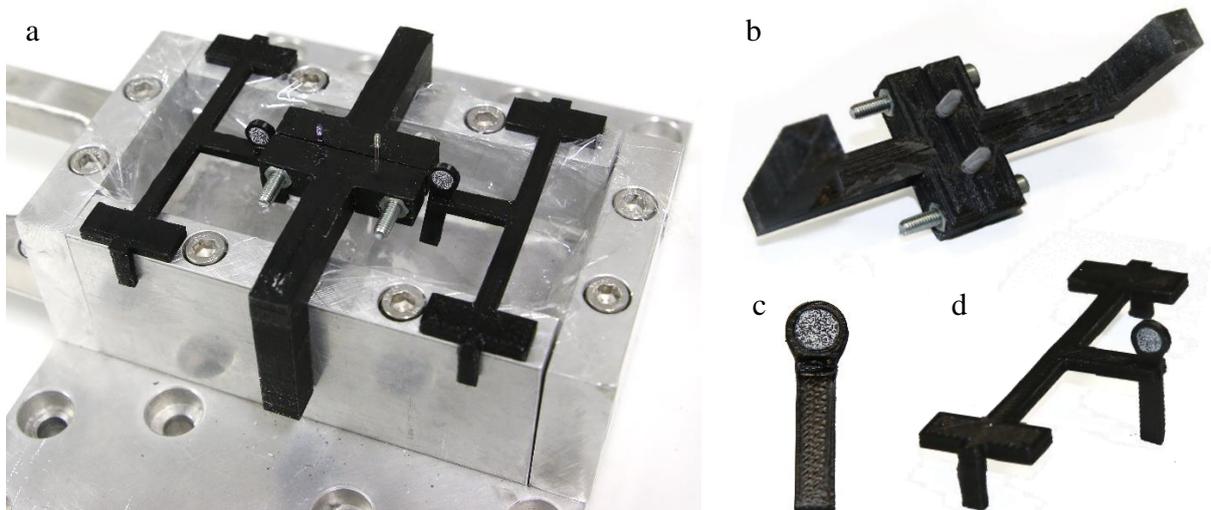


Abb. 19: Speziell entwickelte und 3D-gedruckte Vorrichtung zur definierten und reproduzierbaren Positionierung und Ausrichtung bei der Einbettung der Implantate und Referenz-Koordinatensysteme, a – Gesamtvorrichtung, b – Vorrichtung zur Positionierung der Implantate, c – Referenz-Koordinatensystem für das optische Mikrobewegungsmesssystem, d – Vorrichtung zur Positionierung des Referenz-Koordinatensystems

Die in Abb. 19a dargestellte Gesamtvorrichtung umfasst mehrere Komponenten, die auf die Seitenwände der Einbettwanne gesetzt werden und den mit Einbettmaterial zu füllenden Innenraum überspannen. Die zentrale Komponente der Vorrichtung besteht aus zwei speziellen Klemmbacken, die die Implantatkörper über ihre Verschlusschrauben greifen und in definierter Position und Ausrichtung halten (Abb. 19b). Für die Validierung des optischen Bewegungsmesssystems sind zusätzliche Marker vorgesehen, die als unabhängige Referenz-Koordinatensysteme dienen (Abb. 19c). Die Marker werden über Klemmhalterungen beidseitig in der Ebene der Implantatkörper positioniert (Abb. 19d).

Das RenCast® Polyurethan-Harz setzt sich aus den Bestandteilen RenCast® FC 52/53 Isocyanat (Abb. 20a-1), RenCast® FC 53 Polyol (Abb. 20a-2) und einem keramischen Füllstoff aus

Aluminiumhydroxid (Abb. 20a-3) zusammen, die im Verhältnis 1:1:3 (Gewichtsanteile) gemischt werden [110].

Durch Verrühren der Komponenten entsteht eine zähflüssige Masse, die bei Raumtemperatur ca. 5 Minuten gießfähig ist und gleichmäßig um die Einbettvorrichtung herum bis an den Rand der Einbettwanne gefüllt wird (s. Abb. 20b).

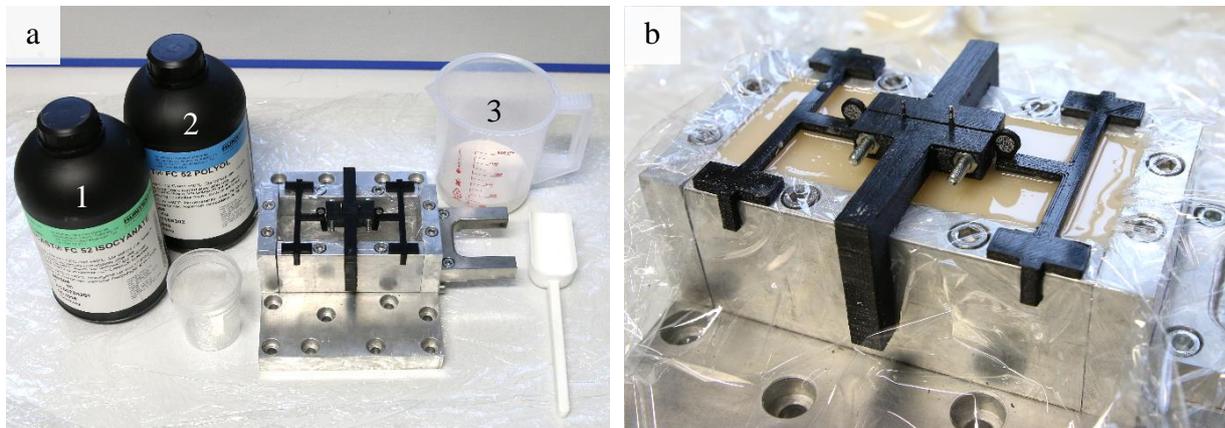


Abb. 20: Einbettung der Implantate, a – Einbettwanne, Einbettvorrichtung und Materialien, b – eingefülltes Einbettmaterial während des Aushärtens

Das Polyurethan-Harz ist nach ca. 30 Minuten so weit ausgehärtet, dass die Einbettvorrichtung entfernt werden kann. Nach ca. 60 bis 90 min sind die Komponenten vollständig abgebunden und die Einbettung erreicht ihre Endfestigkeit [110].

3.4.2 Implantatvorbereitung

Nach dem Entfernen der Einbettvorrichtung sind die bis zur Implantatschulter eingebetteten Implantatkörper sowie die Referenz-Koordinatensysteme in ihrer definierten Position und Ausrichtung fixiert und befinden sich in einer reproduzierbaren Ausgangslage (Abb. 21a). Zunächst werden die dem jeweiligen Implantatsystem zugehörigen Kronen aufgesetzt und die entsprechenden Abutmentschrauben bereitgelegt (Abb. 21b). Anschließend erfolgt das Einschrauben und Anziehen der Abutmentschrauben nach Herstellerangaben mit einem 0,05“ Inbus-Schlüssel (Abb. 21c). Das initiale Drehmoment beträgt sowohl beim CONELOG®- als auch beim CAMLOG®-System 20 Ncm. Um mögliche Setzeffekte auszugleichen werden die Abutmentschrauben nach 5 min erneut mit 20 Ncm nachgezogen [105]. Abschließend werden die in der zentralen Fissur liegenden Kavitäten mit dem widerstandsfähigen thermoplastischen Kunststoff Acrylnitril-Butadien-Styrol (ABS) versiegelt, um das Gleiten der Prüfspitze über die stilisierte Kaufläche zu ermöglichen (Abb. 21d).

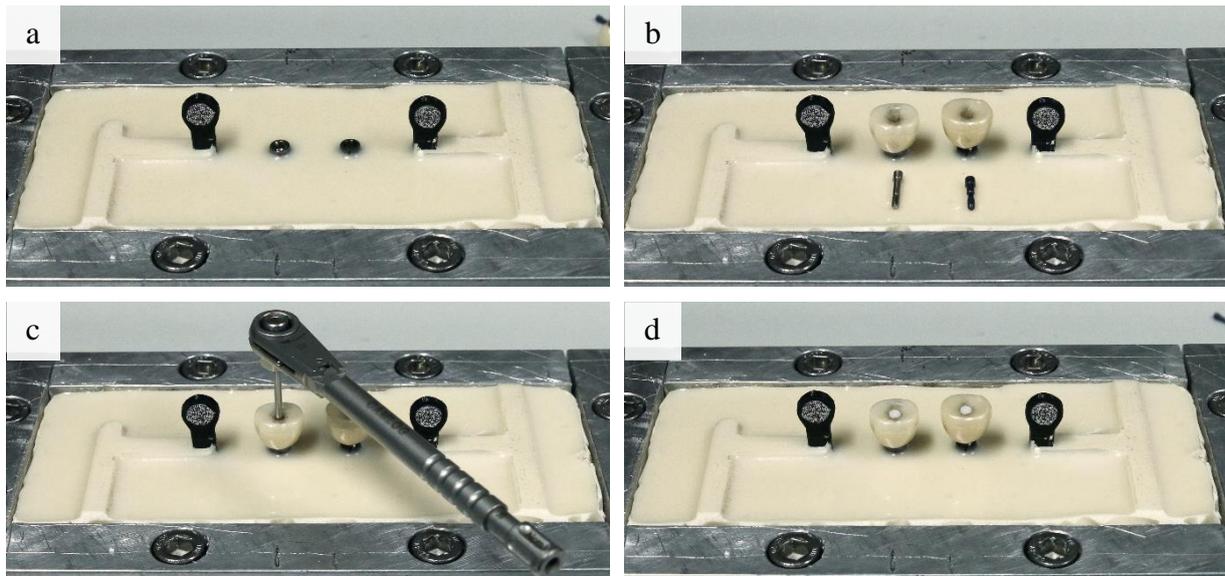


Abb. 21: Arbeitsschritte bei der Implantatvorbereitung, a – Ausgangslage mit bis zur Implantatschulter eingebetteten Implantatkörpern, b – Aufsetzen der Kronen (Molaren) und Bereitlegen der jeweiligen Abutmentschrauben (links CAMLOG®, rechts CONELOG®, c – Anziehen der Abutmentschrauben nach Herstellervorgaben, d – Verschließen der zentralen Öffnung der Kronen

3.4.3 Krafteinleitung

Die Prüfkraft von 20 N wird im Versuchsaufbau durch die Gewichtskraft der vertikal beweglichen Komponenten aufgebracht. Die dafür erforderliche Gesamtmasse beträgt nach den Formeln (1) – (4) 2,04 kg und wird über zusätzlich an der Führungswelle angebrachte, definierte Prüfgewichte eingestellt.

$$F_{\text{Prüf}} = m_{\text{Gesamt}} \cdot g \quad (1)$$

$$m_{\text{Gesamt}} = F_{\text{Prüf}} / g \quad (2)$$

$$m_{\text{Gesamt}} = 20 \text{ N} / 9,81 \text{ m/s}^2 \quad (3)$$

$$m_{\text{Gesamt}} = 2,04 \text{ kg} \quad (4)$$

In den Vorversuchen werden die Kraftverläufe der direkt im Einbettmaterial fixierten Implantate während der dynamischen Belastung aufgezeichnet, um zur Validierung des Versuchsaufbaus einen Soll-Ist-Vergleich durchführen zu können.

3.4.4 Bewegungsmessung

Die unter dynamischer Belastung der Dentalimplantate resultierenden Mikrobewegungen werden mithilfe des optischen 3D-Bildkorrelationssystems ermittelt. Als Messpunkte dienen dabei Zielmarker auf den Zahnkronen sowie ein unabhängig von den Implantaten eingebetteter Referenzmarker. Das Referenz-Koordinatensystem wird so definiert, dass die x-Achse die mesial-distale Richtung, die y-Achse die koronal-apikale Richtung und die z-Achse die bukkal-linguale Richtung abbildet (Abb. 22).

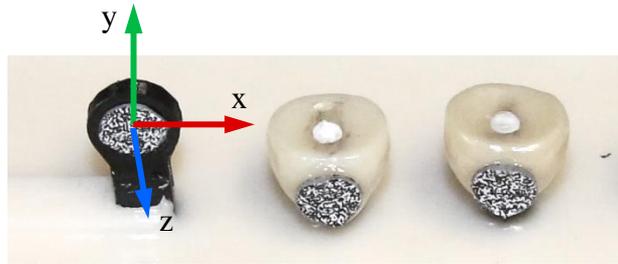


Abb. 22: Befestigung der Zielmarker auf den Zahnkronen und Definition des Referenz-Koordinatensystems

Zur Befestigung der Zielmarker auf den Zahnkronen kommt der auf Cyanacrylat basierende Klebstoff M-Bond 200 (Vishay Precision Group, Inc., Malvern, Pennsylvania, USA) zum Einsatz, der in Hinblick auf Untersuchungen am humanen Spenderpräparat auch eine feste Verbindung mit biologischem Gewebe ermöglicht [111].

Absolutbewegungen

Die Absolutbewegungen sind das Ergebnis der optischen Bewegungsmessung und beschreiben die räumlichen Bewegungen der Referenz- und Zielmarker in Bezug auf ein feststehendes globales Koordinatensystem. Für jeden Marker ergibt sich ein spezifisches 3D-Bewegungsmuster, das sich aus einer X-, Y- und Z-Komponente zusammensetzt und mit XYZ bezeichnet wird. Gemäß dem Versuchsaufbau entspricht die Z-Komponente (Z) der bukkal-lingualen Bewegungsrichtung der Einbettwanne und wird isoliert betrachtet zur Validierung der Bewegungseinleitung herangezogen (Abb. 23).

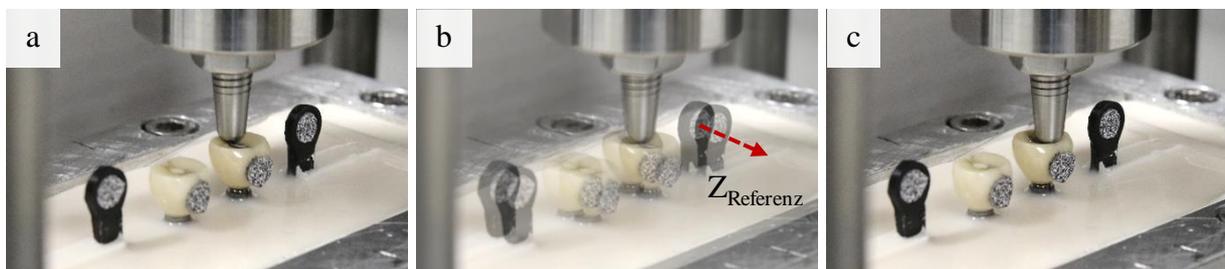


Abb. 23: Bukkal-linguale Bewegung der horizontalen Komponente, a – Linguale Extremposition der Prüfspitze, b – Absolute Bewegung des Referenz-Markers in z-Richtung (Z_{Referenz}), c – Bukkale Extremposition der Prüfspitze

Die bukkal-linguale Bewegung der Einbettwanne wird über implantatspezifische Exzenter-scheiben realisiert, die abhängig vom zu belastenden Testbereich für Prämolaren und Molaren eine unterschiedliche Soll-Bewegung einleiten (s. Kapitel 3.2.2). Zur Überprüfung der Soll-Bewegung wird die Z-Komponente der Absolutbewegung des Referenz-Markers (Z_{Referenz}) genutzt, die die resultierende Ist-Bewegung der Einbettwanne abbildet (Abb. 23b).

Relativbewegungen

Die Relativbewegungen werden als indirektes Ergebnis aus den gemessenen Absolutbewegungen berechnet und geben die Bewegung des Zielmarkers (XYZ_{Ziel}) in Bezug auf den Referenzmarker ($XYZ_{Referenz}$) an (Abb. 24). Die Relativbewegungen setzen sich aus einer x-, y- und z-Komponente zusammen und werden als xyz bezeichnet.

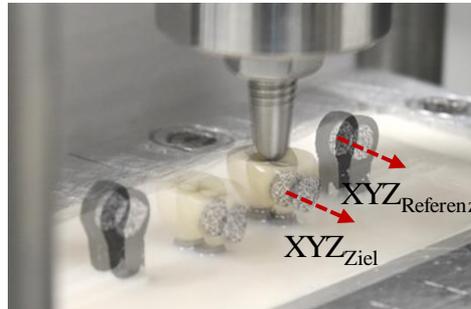


Abb. 24: Absolutbewegungen des Referenzmarkers ($XYZ_{Referenz}$) und des Zielmarkers (XYZ_{Ziel}) zur Berechnung der Relativbewegungen zwischen der Zahnkrone und dem Bezugssystem ($xyz_{Vorversuch}$)

Der Referenzmarker bildet ein vom Implantat unabhängiges Bezugssystem, dessen Absolutbewegung der des Zielmarkers bei unbelasteter Zahnkrone entspricht. Unter Belastung der Zahnkrone weicht das spezifische Bewegungsmuster des Zielmarkers von dem des Referenzmarkers ab. Diese Abweichung entspricht gemäß Formel (5) der Relativbewegung zwischen Referenz- und Zielmarker und dient als Maß für die resultierenden Mikrobewegungen der Zahnkrone unter Belastung ($xyz_{Vorversuch}$).

$$xyz_{Vorversuch} = XYZ_{Ziel} - XYZ_{Referenz} \quad (5)$$

3.5 Hauptversuche

Die beiden Implantatsysteme CONELOG® und CAMLOG® werden in den Hauptversuchen im Kunstknochen implantiert untersucht, um nach dem in Abb. 25 dargestellten Ablaufplan die komplexen Wechselwirkungen an der Knochen-Implantat-Schnittstelle unter dynamischer Belastung nachzubilden.



Abb. 25: Ablaufplan für die Hauptversuche zur Testung der Implantatsysteme im Kunstknochen

3.5.1 Kunstknochenmodell

In den Hauptversuchen kommt ein standardisiertes Kunstknochenmodell der Mandibula (Modell 8950, Synbone AG, Malans, Schweiz) zum Einsatz (Abb. 26a). Das Modell wurde aus einer Vielzahl patientenspezifischer Geometrien abgeleitet und entspricht in Form und Größe dem durchschnittlichen humanen Unterkiefer [101]. Der Kunstknochen ist mehrschichtig aus Polyurethan-Schäumen unterschiedlicher Dichte aufgebaut und ermöglicht durch seine speziellen mechanischen Eigenschaften und die Berücksichtigung der spongiösen und kortikalen Knochenanteile eine modellhafte Nachbildung der Physiologie (Abb. 26b). In Vorbereitung auf die Implantation werden die im Kunstknochenmodell bestehenden Zähne vollständig bis auf das Niveau des Alveolarknochens entfernt (Abb. 26c).

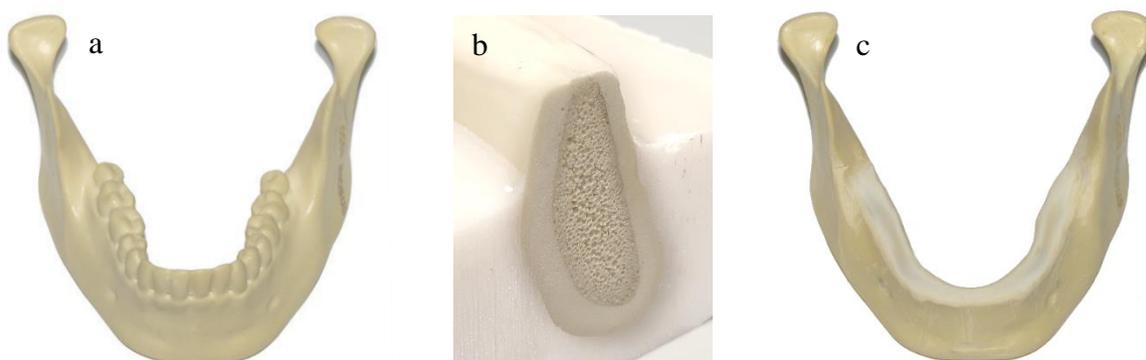


Abb. 26: Kunstknochenmodell der Mandibula, a – Gesamtmodell in der Draufsicht, b – Innere Struktur des Kunstknochens im frontalem Längsschnitt im Bereich der Prämolaren, c – Kunstknochenmodell der Mandibula nach Entfernung der Zähne

3.5.2 Implantation

Für die Hauptversuche stehen insgesamt $n = 20$ Dentalimplantate zur Verfügung, die sich gemäß Tab. 5 zu je $n = 5$ auf die betrachteten Versuchsgruppen mit den Implantatsystemen CAMLOG® und CONELOG® und den Implantatpositionen Prämolaren und Molaren verteilen.

Tab. 5: Anzahl (n) der für die Hauptversuche zur Verfügung stehenden Dentalimplantate und ihre Verteilung auf Implantatsysteme und -Positionen

Implantatsystem	Prämolaren (D = 3,8 mm)	Molaren (D = 4,3 mm)
CONELOG® SCREW-LINE	5	5
CAMLOG® SCREW-LINE	5	5

Die Dentalimplantate werden nach zahnärztlichen OP-Standards durch einen erfahrenen Zahnarzt (DENTALE, Zahnärztliches Kompetenzzentrum Leipzig) gesetzt. Dabei werden Prämolaren und Molaren eines Implantatsystems jeweils paarig auf einer Kieferseite an den Positionen 34 und 36 bzw. 44 und 46 implantiert (Abb. 27a).

Um dabei mögliche fertigungsbedingte Unterschiede in der lokalen Zusammensetzung des Kunstknorpens auszugleichen, sind die Implantatsysteme randomisiert einer der beiden Kieferseiten zugeordnet. Nach erfolgter Implantation werden die Kunstknochenmodelle der Mandibula gemäß des Versuchsaufbaus in der Sagittalebene geteilt (Abb. 27b).



Abb. 27: a – Zahnloses Kunstknochenmodell der Mandibula nach der Implantation der CAMLOG®-Implantate (Positionen 44 und 46) und CONELOG®-Implantate (Positionen 34 und 36), b – In der Sagittalebene geteiltes Kunstknochenmodell der Mandibula

Unter Anwendung Bezeichnungssystems wird abschließend jedem Dentalimplantat eine eindeutige Kennung zugewiesen, die sich aus der Kiefernummer (1 – 5), der Kieferhälfte (links/rechts), der Implantatposition (Prämolaren/Molar) und dem Implantatsystem (CONELOG®/CAMLOG®) zusammensetzt.

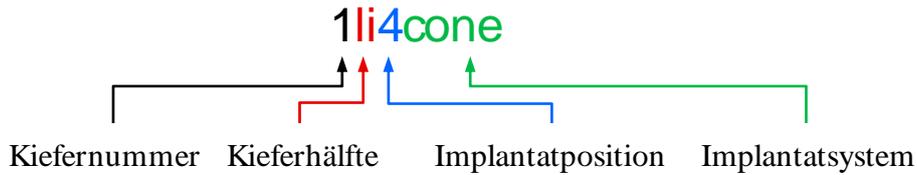


Abb. 28: System zur eindeutigen Bezeichnung der Versuchsobjekte

In Anlage A4 findet sich eine Gesamtübersicht der Versuchsobjekte für die Hauptversuche und deren Bezeichnung.

3.5.3 Einbettung

Analog zu den Vorversuchen werden die Kieferhälften im Bereich der *Basis mandibulae* in ein gießfähiges, schnell- und kaltaushärtendes RenCast® Polyurethan-Harz (Huntsman Advanced Materials, The Woodlands, Texas, USA) eingebettet. Dabei kommt eine eigens entwickelte und 3D-gedruckte Vorrichtung zum Einsatz, die auf die Seitenwände der Einbettwanne gesetzt wird und die Kieferhälften über die Verschlusschrauben der Dentalimplantate reproduzierbar in definierter Position und Ausrichtung fixiert.

Die Dentalimplantate sind so positioniert und ausgerichtet, dass die eingeleitete Bewegung der Einbettwanne in bukkal-lingualer Richtung verläuft und die Kauflächen der Zahnkronen horizontal liegen. Die Einbettung des Kunstknochens erfolgt bis auf Höhe des *Foramen mentale*, um den zahntragenden Alveolarfortsatz nicht mit dem steifen Einbettmaterial zu umgeben und eine zusätzliche Abstützung der Implantate zu vermeiden (Abb. 29a).

Darüber hinaus ist ein von der Kieferhälfte unabhängiger Marker als Referenz-Koordinatensystem vorgesehen, der über eine zusätzliche Klemmhalterung in der Ebene der Dentalimplantate zur Einbettung gehalten wird (Abb. 29b).

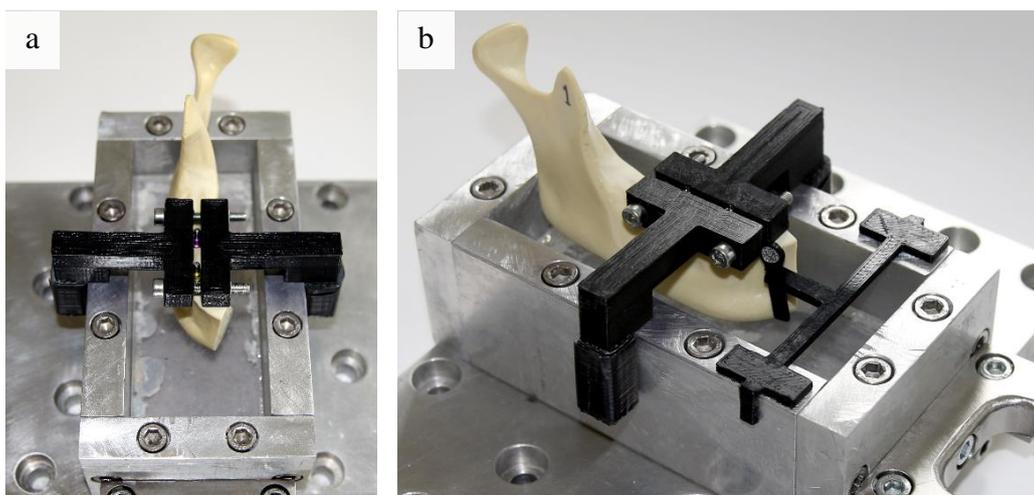


Abb. 29: Vorrichtung zur reproduzierbaren Positionierung und Einbettung der Kieferhälften und des Referenz-Koordinatensystems für die optische 3D-Bewegungsanalyse, a – Fixierung der Kieferhälfte über die Verschlusschrauben der Dentalimplantate, b – Zusätzliche Klemmhalterung für das Referenz-Koordinatensystem

Nach dem Entfernen der Einbettvorrichtung sind die Kieferhälfte und die Implantate sowie das Referenz-Koordinatensystem, wie in Abb. 30 dargestellt, standardisiert in ihrer definierten Ausgangslage fixiert.

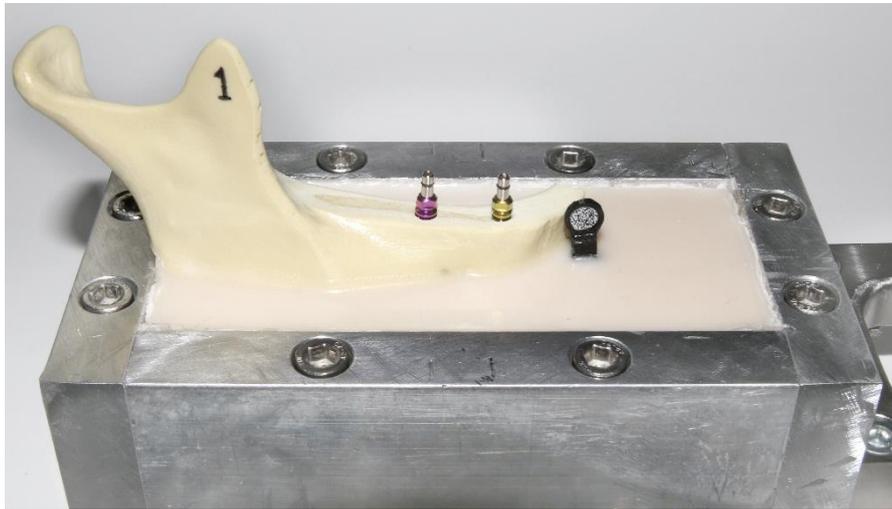


Abb. 30: Standardisiert bis auf Höhe des Foramen mentale eingebettete Kieferhälfte mit zusätzlichem Referenz-Koordinatensystem in definierter Ausgangslage

3.5.4 Versuchsvorbereitung

Analog zu den Vorversuchen werden nach dem Entfernen der Verschlusschrauben die dem jeweiligen Implantatsystem zugehörigen Zahnkronen aufgesetzt und mithilfe der Abutmentschrauben nach Herstellerangaben mit den Implantatkörpern verbunden. Abschließend werden die Zahnkronen mit einem widerstandsfähigen thermoplastischen Kunststoff (ABS) gratfrei verschlossen.

Für die optische 3D-Bewegungsmessung werden zusätzlich zum Referenz-Koordinatensystem kreisförmig ausgestanzte Zielmarker mit einem Durchmesser von 5,6 mm auf den Zahnkronen und an charakteristischen Punkten krestal auf dem Kunstknochen angebracht (Abb. 31).

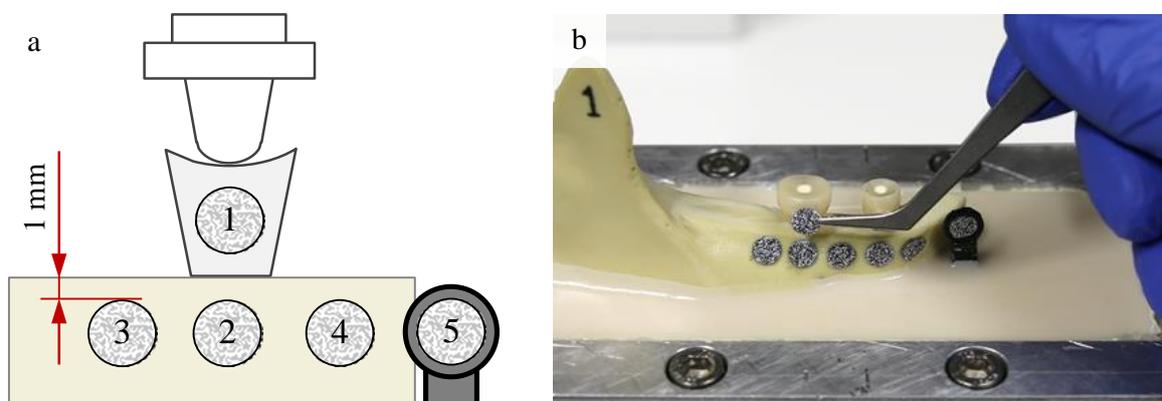


Abb. 31: Zielmarker für die optische 3D-Bewegungsmessung, a – Positionierung der Zielmarker auf der Zahnkrone (1) und definierten Punkten krestal auf dem Kunstknochen (2-4), b – Befestigung der Zielmarker am Versuchsobjekt

Der Zielmarker 1 liegt zentral auf der bukkalen Fläche der Zahnkrone und dient der Erfassung ihrer absoluten Bewegung im Raum. Die Zielmarker 2, 3 und 4 sind auf dem Kunstknochen 1 mm unterhalb des oberen Rands des Alveolarknochens angebracht. Zielmarker 2 befindet sich direkt an den betrachteten Zahnpositionen der Versuchsobjekte (Regio 34, 36 bzw. 44, 46) und stellt den Bezugspunkt für die Bewegungen der Zahnkronen dar.

Die zusätzlich an den mesial und distal benachbarten Zahnpositionen (Regio 33, 35, 37 bzw. 43, 45, 47) angebrachten Zielmarker 3 und 4 geben darüber hinaus Aufschluss über die im knöchernen Umfeld auftretenden Ausweichbewegungen infolge der Implantatbewegungen im Inneren (Abb. 31a).

Zur Befestigung der Zielmarker auf den Zahnkronen und dem Kunstknochen kommt der bereits in den Vorversuchen verwendete Klebstoff M-Bond 200 (Vishay Precision Group, Inc., Malvern, Pennsylvania, USA) zum Einsatz (Abb. 31b). Der Klebstoff weist eine geringe Trockenzeit auf und bietet sowohl auf der keramischen Oberfläche der Zahnkronen als auch auf dem Kunstknochen die für Mikrobewegungsmessungen mit optischen Systemen erforderliche Festigkeit.

Anschließend wird die Einbettwanne mit dem darin definiert fixierten Kunstknochen samt Implantaten in den Versuchsaufbau eingesetzt und über die Grundplatte mit der horizontal beweglichen Komponente verschraubt. Die Einbettwanne ist über die Seitenführung mit der jeweiligen Exzentrerscheibe für Molaren bzw. Prämolaren verbunden, die sich beim Einbau in neutraler Nullstellung befindet. Die Prüfspitze wird durch Verschieben des äußeren Prüfrahmens so ausgerichtet, dass sie in der Ausgangslage mittig in der zentralen Fissur der Zahnkrone aufliegt. Zur Einrichtung der Messtechnik werden die drei Messkameras positioniert, das Messfeld mit den Referenz- und Zielmarkern aus unterschiedlichen Perspektiven fokussiert und das Kamerasystem kalibriert. Abschließend wird der Kraftsensor ohne Last abgeglichen, die Prüfspitze auf die Zahnkrone aufgesetzt und die Prüfkraft über die Prüfgewichte aufgebracht.

3.5.5 Versuchsdurchführung

Ausgehend vom vollständig eingerichteten Versuchsaufbau startet die Testung mit dem Einsetzen der Bewegung der Einbettwanne. Die Prüfspitze gleitet wechselseitig auf den bukkalen (Abb. 32a) und lingualen (Abb. 32b) Rand der Zahnkrone und bewirkt damit die wechselseitige zyklische Belastung des Dentalimplantats.

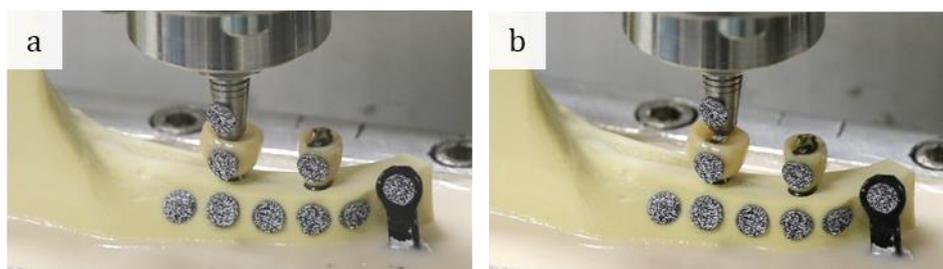


Abb. 32: Durchführung der Hauptversuche (Versuchsobjekt 4re6cone), a – Bukkale Extremposition der Prüfspitze, b – Linguale Extremposition der Prüfspitze

Die Zahnkrone wird mit einer Prüfkraft von 20 N und einer Prüffrequenz von 1 Hz wechselseitig über insgesamt 10.000 Prüfzyklen (Gesamtdauer ca. 167 min) belastet. Die Messdaten des Kraftsensors sowie die Bilder der Messkameras zur 3D-Bewegungsanalyse werden synchron mit einer Abtastrate von 25 Hz erfasst. Aufgrund der großen Datenmenge werden die Messdaten blockweise (je 10 aufeinanderfolgende Prüfzyklen) zu definierten Messzeitpunkten nach 10, 100, 200, 500, 1.000, 2.000, 3.000, 4.000, 5.000, 6.000, 7.000, 8.000, 9.000 und 10.000 Prüfzyklen aufgezeichnet. Die 14 Messzeitpunkte sind so gewählt, dass die Frühphase der Testung feiner aufgelöst ist, da in diesem Bereich die größten Effekte erwartet werden.

3.6 Auswertung der Rohdaten

Für jedes Versuchsobjekt liegen die Rohdaten der Kraft- und Bewegungsmessung für die über den gesamten Testzeitraum verteilten 14 Messblöcke vor. So ist es möglich, zeitlich veränderliche und dynamische Effekte, wie bspw. Implantatlockerung und –versagen abzubilden.

3.6.1 Kraftmessung

Der verwendete Mehrkomponenten-Kraftsensor erfasst die auf die Zahnkrone einwirkenden Reaktionskräfte in x-Richtung (F_x), y-Richtung (F_y) und z-Richtung (F_z) sowie die dazugehörigen Momente (M_x , M_y , M_z). Die Rohdaten werden entsprechend dem in Abb. 33 dargestellten Koordinatensystem, synchron zu den Bildern der Messkameras zur 3D-Bewegungsanalyse aufgezeichnet.

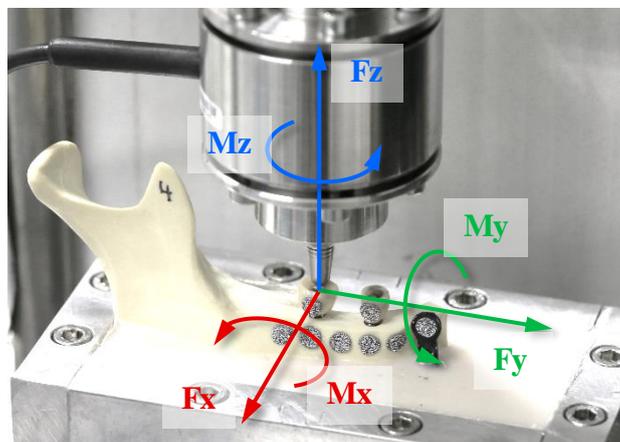


Abb. 33: Koordinatensystem zur Auswertung der Reaktionskräfte und -Momente an der Zahnkrone

Während der Testungen bleibt die Ausrichtung und Orientierung des Kraftsensors gleich und das Koordinatensystem unverändert, was eine direkte Zuordnung der Messdaten der Kraft- und Bewegungsmessung ermöglicht.

3.6.2 3D-Bildkorrelation

Die optische Bewegungsmessung erfolgt nach dem Prinzip der 3D-Bildkorrelation. Für jedes Versuchsobjekt liegen 14 Messblöcke mit je 250 Bilddatensätzen, die sich aus den 3 synchron

aufgezeichneten Bildern der Messkameras zusammensetzen, vor. Die aufgezeichneten Bilddatensätze werden in der Software ISTR4D (Dantec Dynamics A/S, Skovlunde, Dänemark) nach den in Anlage A5 dargestellten Arbeitsschritten zur 3D-Bildkorrelation ausgewertet. Als Ergebnis der 3D-Bildkorrelation liegen für jeden der 250 Bilddatensätze der 14 Messblöcke eines Versuchsobjekts die virtuellen Abbilder der auszuwertenden Flächen der Referenz- und Zielmarker vor (Abb. 34).

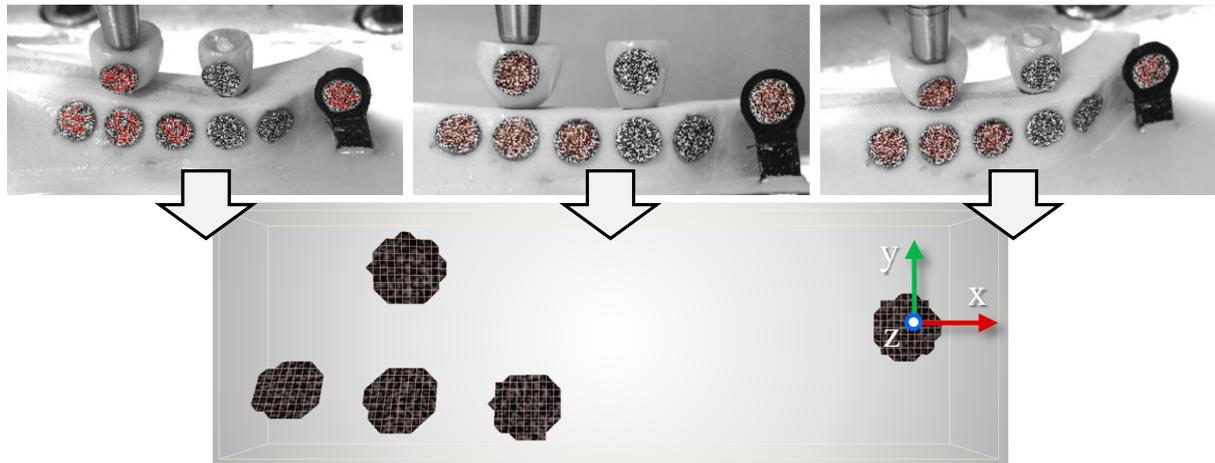


Abb. 34: Virtuelle Rückführung der Referenz- und Zielmarker auf Basis der 3 Messbilder eines Bilddatensatzes als Ergebnis der 3D-Bildkorrelation und Definition des Koordinatensystems zur Auswertung

Das für die Auswertung zugrundeliegende Koordinatensystem wird mithilfe des definiert ausgerichteten Referenzmarkers festgelegt. Im Referenz-Koordinatensystem entspricht die X-Komponente der mesial-distalen Bewegung, die Y-Komponente der koronal-apikalen Bewegung und die Z-Komponente der bukkal-lingualen Bewegung.



Abb. 35: Bestimmung der Absolutbewegungen der Zielmarker ($XYZ_{Ziel,1-4}$) und Referenzmarker ($XYZ_{Referenz}$)

Auf Basis der virtuell rückgeführten Flächen können die Absolutbewegungen der Zielmarker ($XYZ_{Ziel,1-4}$) und Referenzmarker ($XYZ_{Referenz}$) im Raum bestimmt werden (Abb. 35), die als Ausgangspunkt zur weiteren Berechnung der Relativbewegungen dienen.

3.6.3 Mikrobewegungen der Zahnkrone

Die Mikrobewegungen der Zahnkrone beschreiben die Relativbewegungen zwischen der Zahnkrone (Zielmarker 1) und dem direkt darunter liegenden Bereich des Alveolarfortsatzes (Ziel-

marker 2) (Abb. 36). Der Alveolarfortsatz dient als Bezugspunkt, da Belastungen auf die Zahnkrone mit Ausweichbewegungen im Bereich des Alveolarknochens einhergehen, in dem der Implantatkörper verankert ist. Die Mikrobewegungen der Zahnkrone dienen der Beschreibung des Lockerungsgrads der Dentalimplantate und geben Aufschluss über die mechanisch gegebene Verankerungsfestigkeit.



Abb. 36: Zielmarker 1 und Zielmarker 2 zur Auswertung der Mikrobewegungen der Zahnkrone

Zur Berechnung der Mikrobewegungen der Zahnkrone ($xyz_{\text{Zahnkrone}}$) wird gemäß Formel (6) die Differenz der Absolutbewegungen von Zielmarker 1 ($XYZ_{\text{Ziel,1}}$) und Zielmarker 2 ($XYZ_{\text{Ziel,2}}$) gebildet.

$$xyz_{\text{Zahnkrone}} = XYZ_{\text{Ziel,2}} - XYZ_{\text{Ziel,1}} \quad (6)$$

Die Auswertung der Mikrobewegungen der Zahnkrone erfolgt entsprechend der Belastungsform und der zu erwartenden Auslockerung der Zahnkronen in bukkal-lingualer Richtung. Die Absolutbewegungen der Zielmarker 1 und 2 werden für die 14 Messblöcke eines Versuchsobjekts aus der Auswertesoftware ISTRA4D exportiert und übereinandergelegt. Für beide Zielmarker ergeben sich synchron verlaufende Absolutbewegungen (Abb. 37a).

Die gemäß Formel (6) gebildete Differenz der Absolutbewegungen der Zielmarker 1 und 2 ergibt die Relativbewegungen in bukkal-lingualer Richtung zwischen der Zahnkrone und dem darunter liegenden Bereich des Alveolarknochens. Diese Relativbewegungen beschreiben die Mikrobewegungen der Zahnkrone und stellen messblockweise betrachtet den momentanen Bewegungsumfang der Zahnkrone dar (Abb. 37b).

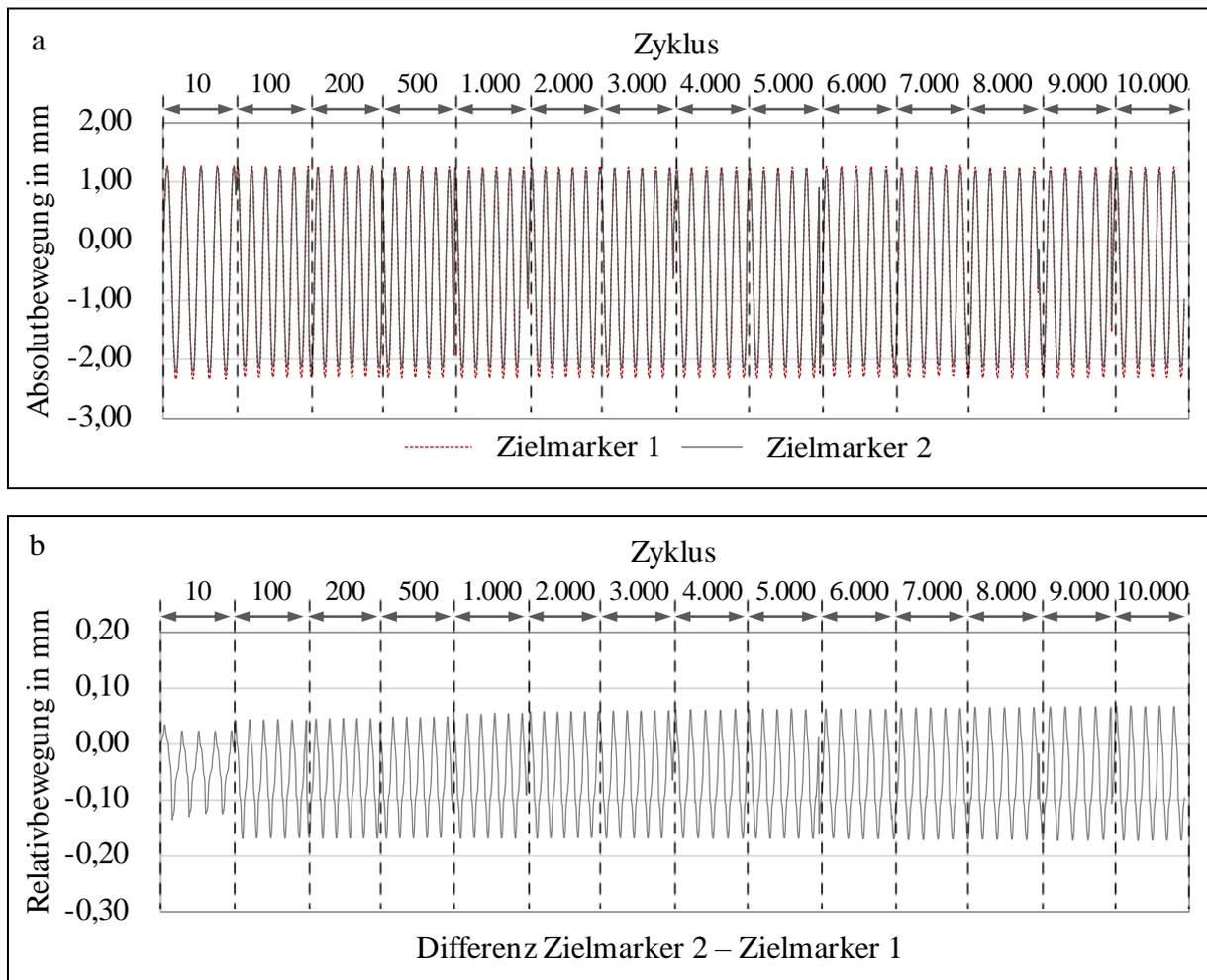


Abb. 37: Ermittlung der Mikrobewegungen der Zahnkrone in Abhängigkeit vom Testzyklus, a – Überlagerung der absoluten Makrobewegungen von Zielmarker 1 und Zielmarker 2, b – Resultierende Relativbewegungen zwischen Zielmarker 1 und Zielmarker 2

Die blockweise ermittelten momentanen Auslenkungen der Zahnkrone, dienen als Maß für den momentanen Lockerungsgrad des Dentalimplantats. Mithilfe eines speziell entwickelten Datenanalyse-Tools wird für jeden Messblock eine mittlere Auslenkung berechnet, indem die Differenz von 5 aufeinanderfolgenden bukkalen und lingualen Extrempunkten gemittelt wird.

Die Mikrobewegungen der Zahnkrone zu Beginn der Testungen bei Zyklus 10 dienen der Bewertung der initialen Verankerungsfestigkeit der Dentalimplantate bei Einsetzen der zyklisch wechselseitigen Belastung. Die Mikrobewegungen bei Zyklus 10.000 zeigen die nach Durchlaufen der Testung verbleibende Verankerungsfestigkeit und werden zur Ermittlung der resultierenden Auslockerung genutzt.

3.6.4 Mikrobewegungen des knöchernen Umfelds

Die zusätzlich an den mesial und distal benachbarten Zahnpositionen angebrachten Zielmarker 3 und 4 werden genutzt, um Ausweichbewegungen im Alveolarknochen nachzuweisen, die über die unmittelbare Umgebung des Implantats hinausgehen. Dazu werden die Relativbewegungen der Zielmarker 3 und 4 in Bezug auf Zielmarker 2 ermittelt (Abb. 38).



Abb. 38: Bezugspunkt Zielmarker 2, distaler Zielmarker 3 und mesialer Zielmarker 4 zur Auswertung der Ausweichbewegungen im erweiterten knöchernen Umfeld des Dentalimplantats

Die Mikrobewegungen des knöchernen Umfelds (xyz_{Umfeld}) werden gemäß Formel (7) aus der Differenz der Makrobewegungen von Zielmarker 2 ($XYZ_{Ziel,2}$) und Zielmarker 3 ($XYZ_{Ziel,3}$) bzw. Zielmarker 4 ($XYZ_{Ziel,4}$) bestimmt und anschließend analog zum Vorgehen zur Ermittlung der Mikrobewegungen der Zahnkrone ausgewertet.

$$xyz_{Umfeld} = XYZ_{Ziel,2} - XYZ_{Ziel,3/4} \quad (7)$$

3.6.5 Gesamtbewegung des Implantats

Mithilfe der optischen Bewegungsmessung können nur die Bewegungen von Zielmarkern erfasst werden, die für die Messkameras durchgehend sichtbar sind. So können die Bewegungen des Implantats im Inneren des Alveolarknochens nicht direkt gemessen werden, ohne dabei punktuell den Alveolarknochen zu öffnen und die Schnittstelle zwischen Knochen und Implantat invasiv zu beeinflussen.

Zur nicht-invasiven Abschätzung der Implantatbewegung im Inneren des Alveolarknochens auf Basis der optischen Bewegungsmessung wird die Annahme getroffen, dass ein weitestgehend starrer Verbund von Zahnkrone und Implantatkörper vorliegt und der wesentliche Anteil der äußerlich messbaren Bewegungen der Zahnkrone auf die Gesamtbewegungen des Implantats im Alveolarknochen zurückzuführen ist.

Als Bezugssystem für die Gesamtbewegung des Implantats dient das globale Referenz-Koordinatensystem, das unabhängig vom Unterkieferknochen die Erfassung der absoluten 3D-Bewegungen der Zahnkrone ermöglicht. Durch die Annahme, dass die Zahnkrone und der Implantatkörper vollständig starr verbunden sind, können die gemessenen 3D-Bewegungen der Zahnkrone über geometrische Zusammenhänge näherungsweise auf den Implantatkörper extrapoliert werden (Abb. 39).

Dazu werden bei der Auswertung auf dem Zielmarker der Zahnkrone zwei definierte Messpunkte (P1 und P2) gesetzt und zur Beschreibung der Gesamtbewegung des Implantats markante Bezugsebenen definiert, die als Koronalebene (KE), Zervikalebene (ZE) und Apikalebene (AE) bezeichnet werden (Abb. 39a).

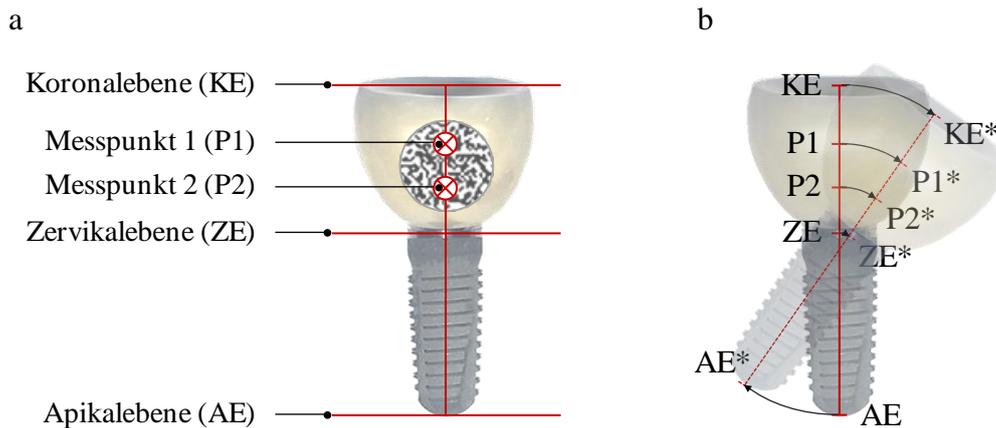


Abb. 39: Geometrische Zusammenhänge zur Extrapolation der 3D-Bewegungen der Zahnkrone auf den Implantatkörper, a – Definition der Messpunkte P1 und P2 und Bezeichnung der Bezugsebenen, b – Verschiebung der Mess- und Extrapolationspunkte auf der Mittelachse des Implantats aus der Ausgangslage (durchgezogene Linie) in eine gedrehte Lage (gepunktete Linie)

In der Ausgangslage sind neben den definierten Messpunkten P1 und P2 auch die Bezugspunkte KE, ZE und AE bekannt. Die Bezugspunkte sind als Schnittpunkte der Bezugsebenen mit der Mittelachse des Implantats definiert und durch die Höhe der Zahnkrone ($H = 8,5 \text{ mm}$) und die Länge des Implantatkörpers ($L = 11 \text{ mm}$) bestimmt (Abb. 39b).

Wird das Implantat gedreht, verschieben sich die Bezugspunkte KE, ZE und AE zu KE^* , ZE^* und AE^* und die Messpunkte P1 und P2 zu $P1^*$ und $P2^*$ (Abb. 39b). Die Punkte $P1^*$ und $P2^*$ sind durch ihre über die Zahnkrone ermittelten 3D-Bewegungsdaten bekannt und sind Ausgangspunkt zur Ermittlung der gesuchten verschobenen Bezugspunkte KE^* , ZE^* und AE^* .

Da die Bezugs- und Messpunkte auf der Mittelachse des Implantats liegen und zudem ihre Abstände zueinander bekannt und gleichbleibend sind, kann die Strecke zwischen KE^* und AE^* mathematisch durch eine lineare Funktion im Raum beschrieben werden, die durch $P1^*$ und $P2^*$ eindeutig bestimmt ist.

Zur Ermittlung dieser linearen Funktion wird zu jedem Messzeitpunkt der optischen Bewegungsmessung separat für die X-, Y- und Z-Richtung die Steigung zwischen $P1^*$ und $P2^*$ ermittelt und wie in Anlage A6 exemplarisch dargestellt, auf die Bezugspunkte extrapoliert.

Die separat für die drei Raumrichtungen ermittelten Teilfunktionen werden anschließend zu einer resultierenden räumlichen linearen Funktion zusammengesetzt, die die Mittelachse des Implantats für jeden Messzeitpunkt abbildet.

3.6.6 Datenauswertung

Die Auswertung der Messdaten sowie die deskriptive Beschreibung erfolgen mit Excel 2013 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA). Zur grafischen Aufbereitung der Ergebnisse wird OriginPro 2016 (OriginLab Corporation, Northampton, MA, USA) verwendet. Weitere statistische Untersuchungen werden mithilfe von SPSS 24.0 (IBM, Armonk, NY, USA) durchgeführt.

Aufgrund der geringen Stichprobengröße von $n = 5$ je Versuchsgruppe kann keine gesicherte Aussage über die statistische Verteilung der Messwerte getroffen werden. Aus diesem Grund ist der Einsatz verteilungsfreier, nicht parametrischer Signifikanz-Tests zur Beurteilung der Gleichheit der zentralen Tendenz von Stichproben erforderlich. Zur Untersuchung von zwei abhängigen Stichproben kommt der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test zum Einsatz. Mehrere unabhängige Stichproben werden mithilfe des Kruskal-Wallis-Tests auf grundlegend bestehende signifikante Unterschiede untersucht. Mithilfe von post-hoc durchgeführten Dunn-Bonferroni-Tests wird bestimmt, welche Stichproben sich signifikant voneinander unterscheiden. Das Signifikanzniveau ist auf $p < 0,05$ festgelegt.

4 Ergebnisse

Zur Charakterisierung des Auslockerungsverhaltens von enossalen Dentalimplantaten unter wechselseitiger zyklischer Belastung wurden mithilfe des entwickelten Versuchsaufbaus die auf die Zahnkrone einwirkenden Kräfte sowie die daraus resultierenden Mikrobewegungen erfasst.

4.1 Validierung des Versuchsaufbaus

In Vorversuchen wurden der Versuchsaufbau und die angewendeten Messmethoden anhand eines vereinfachten Modells getestet und hinsichtlich der Kraft- und Bewegungseinleitung validiert. Die enossalen Dentalimplantate wurden direkt in ein hochsteifes Polyurethan-Harz eingebettet, um zusätzliche Wechselwirkungen mit dem Kunstknochen auszuschließen.

4.1.1 Bewegungseinleitung

Die Bewegungseinleitung erfolgt in bukkal-lingualer Richtung mithilfe von speziell für die Prämolaren bzw. Molaren ausgelegten Exzentrerscheiben. Infolge von Ungenauigkeiten in der Fertigung der mechanischen Komponenten können Abweichungen von den vorgesehenen Soll-Verschiebungen des Exzentrers auftreten.

Die Soll-Verschiebungen betragen für die Prämolaren 3,6 mm und für die Molaren 4,5 mm. In Abb. 40 sind die Soll-Verschiebungen mit den in den Vorversuchen durch die optische Bewegungsmessung ermittelten Ist-Verschiebungen exemplarisch für drei Zyklen dargestellt.

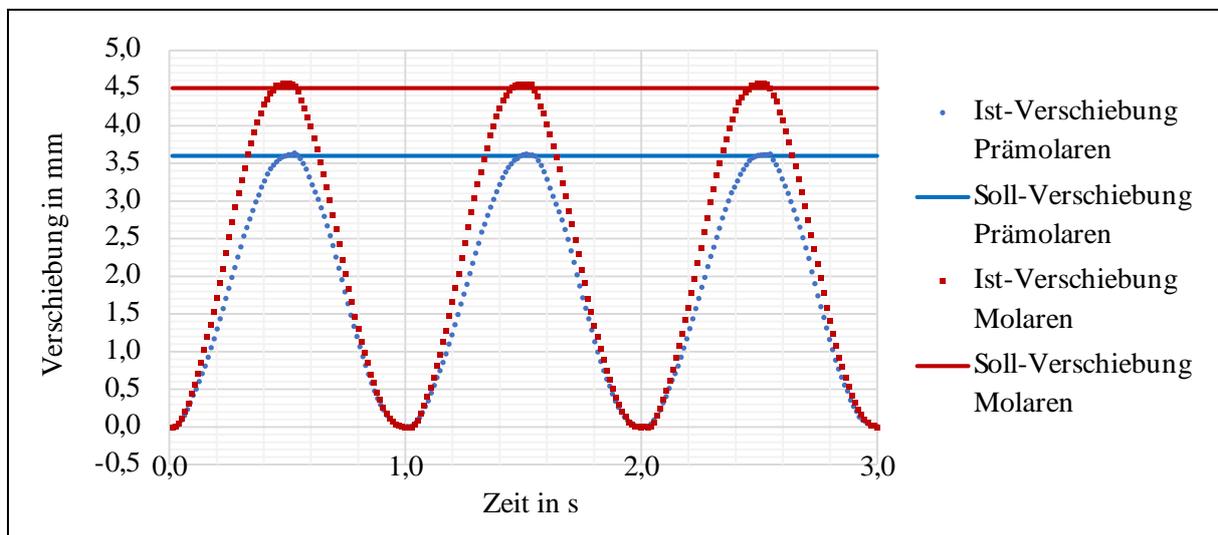


Abb. 40: Soll-Ist-Vergleich der Bewegungseinleitung durch die Exzentrerscheiben über drei Testzyklen

Die optische Bewegungsmessung zeigt den sinusförmigen Verlauf der Bewegungseinleitung bei einer Frequenz von 1 Hz (60 Zyklen pro Minute). Die Messauflösung ist ausreichend hoch im Bereich der Extrempunkte, die für die Beurteilung der Auslenkung der Dentalimplantate relevant sind. Die mittlere Ist-Verschiebung beträgt 3,64 mm für die Prämolaren und 4,56 mm für die Molaren. Die Abweichungen von der Soll-Verschiebung betragen 1,1 % bzw. 1,3 %.

4.1.2 Krafteinleitung

Über die Prüfspitze wird eine mittlere Soll-Belastung von 20 N in koronal-apikaler Richtung auf die Zahnkrone aufgebracht. Aus der überlagerten horizontalen Bewegung der Zahnkrone resultiert zusätzlich eine versuchsrelevante Reaktionskraft in bukkal-lingualer Richtung, die die Zahnkrone wechselseitig belastet und aufschaukelt.

Im Koordinatensystem des Mehrkomponenten-Kraftsensors entspricht die koronal-apikale Richtung der Z-Komponente (F_z) und die bukkal-linguale Richtung der X-Komponente (F_x). Abb. 41 zeigt exemplarisch für einen Molaren im Vorversuch den Verlauf der Reaktionskräfte F_x und F_z sowie der resultierenden bukkal-lingualen Auslenkung der Zahnkrone in Abhängigkeit vom Testzyklus.

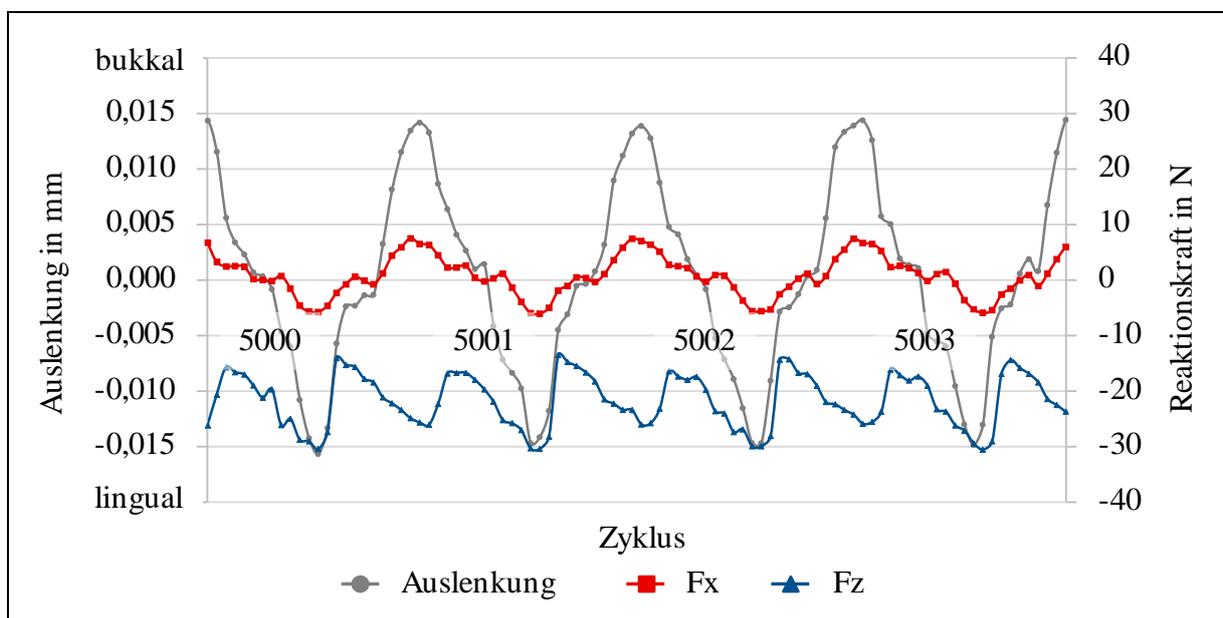


Abb. 41: Auslenkungs- und Kraftverläufe am Molaren für einen exemplarischen Messblock im Vorversuch

Die koronal-apikal wirkende Reaktionskraft F_z bildet im Versuch die Kaukraft nach und schwankt innerhalb eines Zyklus zwischen ca. 15 N und 30 N. Die Schwankungen folgen typischen Mustern, die von der Momentanposition der Prüfspitze und der damit einhergehenden Belastungssituation an der Zahnkrone abhängen.

Die Maxima von F_z liegen jeweils an den Extrempunkten der Auslenkung. Die Prüfspitze gleitet maximal exzentrisch auf den bukkalen bzw. lingualen Rand der Zahnkrone und muss dabei die entgegenwirkende Reibung und Massenträgheit überwinden. Beim Gleiten der Prüfspitze von den Rändern der Zahnkrone nach zentral wird F_z minimal. Mit dem Durchlaufen der zentralen Ausgangsposition (Auslenkung beträgt 0 mm) erreicht F_z die Soll-Belastung von 20 N. Aus dem Gleiten der Prüfspitze auf die in einem Winkel von 30° schräg nach bukkal bzw. lingual ansteigenden Ränder der Zahnkrone resultiert zudem die horizontale Reaktionskraft F_x . F_x verläuft synchron zur Auslenkung und schwankt innerhalb eines Testzyklus nahezu sinusförmig zwischen ca. + 7,5 N und - 7,5 N.

Die im Vorversuch gemessenen Reaktionskräfte F_x und F_z sind in Abb. 42 exemplarisch für einen Messblock über den synchron ermittelten Auslenkungen in bukkal-lingualer Richtung abgetragen.

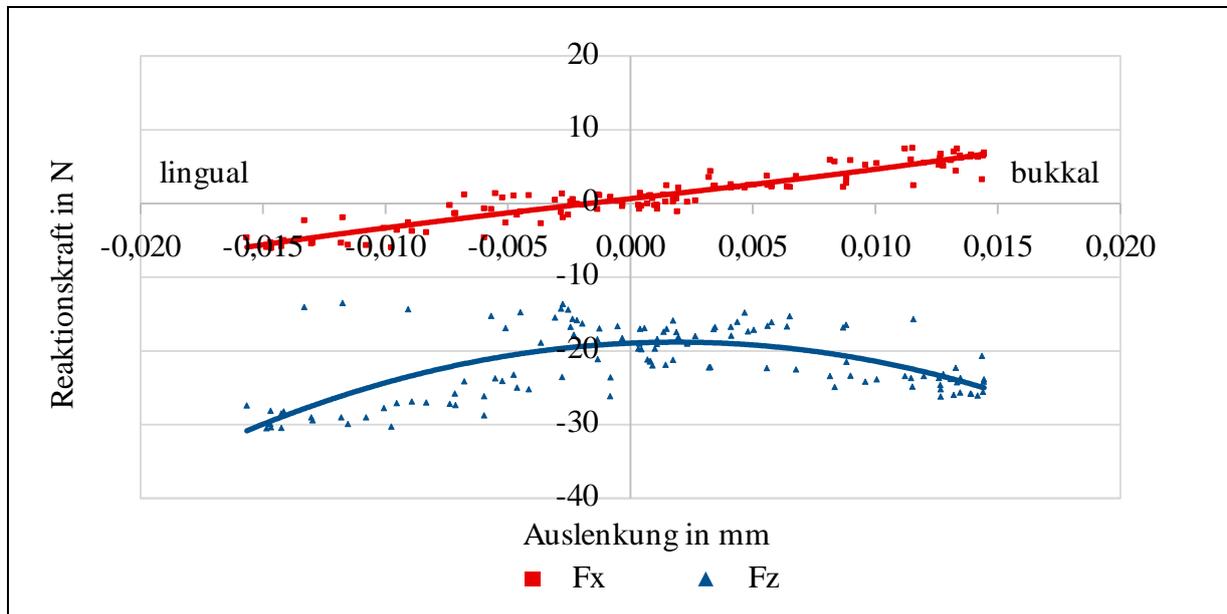


Abb. 42: Verlauf der Reaktionskräfte F_x und F_z in Abhängigkeit von der bukkal-lingualen Auslenkung eines Molaren im Vorversuch

Die Wertepaare bilden charakteristische Punktwolken, die näherungsweise durch Ausgleichskurven zur Visualisierung der Zusammenhänge zwischen der Auslenkung der Zahnkrone und den resultierenden Reaktionskräften beschrieben werden können.

Die koronal-apikale Reaktionskraft F_z steigt beim Gleiten der Prüfspitze in den bukkalen und lingualen Randbereich der Zahnkrone maximal an und erreicht im Bereich der Nullposition die Soll-Belastung von 20 N. Die bukkal-linguale Reaktionskraft F_x wechselt beim Durchlaufen der zentralen Nullposition das Vorzeichen, was die Änderung der Wirkrichtung und die damit einhergehende wechselseitige Belastung der Zahnkrone verdeutlicht.

4.1.3 Mikrobewegungen

In den Vorversuchen werden die absoluten Auslenkungen der Zahnkronen in bukkal-lingualer Richtung bezogen auf ein globales Koordinatensystem erfasst. In Abb. 43 sind die Auslenkungen der betrachteten Versuchsobjekte im zeitlichen Verlauf zu den 14 definierten Messzeitpunkten gegenübergestellt.

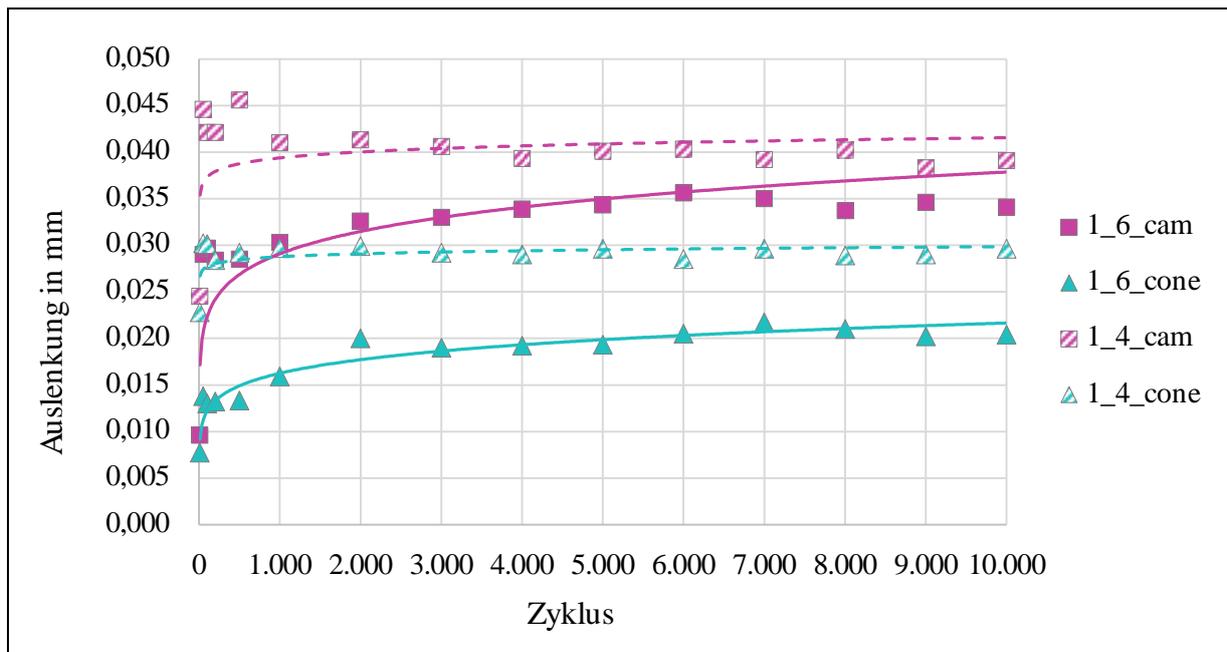


Abb. 43: Verlauf der absoluten Auslenkungen in bukkal-lingualer Richtung für Prämolaren und Molaren bei direkter Fixierung der Implantatkörper im hochsteifen Einbettmaterial

Die absoluten bukkal-lingualen Auslenkungen der Zahnkronen liegen zu Beginn der Testungen (Zyklus 10) im Bereich von 0,008 mm bis 0,025 mm. Während der ersten 500 Zyklen nehmen die Auslenkungen deutlich zu und nähern sich anschließend einem scheinbaren Sättigungsniveau an. Bis zum Ende der Testungen (Zyklus 10.000) steigen die absoluten Auslenkungen der Zahnkronen auf 0,020 mm bis 0,039 mm.

Im Vergleich der beiden eingesetzten Implantatsysteme (CAMLOG® und CONELOG®) sowie der betrachteten Implantatpositionen (Prämolaren und Molaren) sind qualitative Unterschiede messbar. Aufgrund der in den Vorversuchen vorgesehenen geringen Probenzahl ($n = 1$) sind die Ergebnisse statistisch nicht signifikant.

Die Zunahme der absoluten Auslenkungen der Zahnkronen über den Versuchszeitraum wird in Abb. 44 anhand der Mittelwerte über alle Versuchsobjekte zu Beginn der Testungen (Zyklus 10) und zum Ende der Testungen (Zyklus 10.000) ersichtlich.

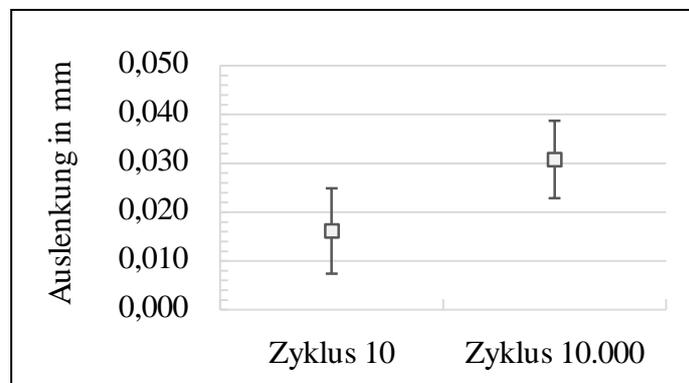


Abb. 44: Mittelwert und Standardabweichung der absoluten Auslenkungen der Zahnkronen bei Zyklus 10 und Zyklus 10.000

Die mittlere absolute Auslenkung steigt von $(0,016 \pm 0,009)$ mm bei Zyklus 10 auf $(0,031 \pm 0,008)$ mm bei Zyklus 10.000. Die Zunahme der absoluten Auslenkung dient als Maß für die Auslockerung der Implantate. Bei rigider Fixierung im hochsteifen Einbettmaterial sind die Implantatkörper nach 10.000 Zyklen um 0,015 mm bzw. um 93,75 % ausgelockert.

4.1.4 Zusammenfassung

- Die bukkal-linguale Bewegung der Zahnkrone kann über den Exzentermechanismus ausreichend genau abgebildet werden und erfolgt sinusförmig mit einer Frequenz von 1 Hz
- Die aus der eingeleiteten Prüfkraft (20 N) resultierenden Reaktionskräfte sind von der Momentanposition der Prüfspitze auf der Zahnkrone abhängig
- Beim Gleiten der Prüfspitze auf den bukkale bzw. lingualen Höcker steigt die koronal-apikale Reaktionskraft auf ca. 30 N an
- Die wechselseitig wirkende bukkal-linguale Reaktionskraft beträgt ca. $\pm 7,5$ N
- Die aufgebrachte zyklische Belastung bewirkt eine grundlegende Zunahme der Auslenkung der Zahnkronen über den Versuchszeitraum
- Die Auslenkungen der Zahnkronen nehmen während der ersten 500 Zyklen deutlich zu und nähern sich anschließend einem Sättigungsniveau an
- Bei direkter Fixierung der Implantatkörper im hochsteifen Polyurethan liegen die nach 10.000 Belastungszyklen resultierenden bukkal-lingualen Auslenkungen im Bereich von 0,020 mm bis 0,039 mm
- Im Rahmen der Vorversuche konnten aufgrund der vorgesehenen Probenzahl von je $n = 1$ keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Auslenkungen bei den betrachteten Implantatsystemen CAMLOG® und CONELOG® bzw. den Implantatpositionen Prämolaren und Molaren nachgewiesen werden

4.2 Hauptversuche

In den Hauptversuchen werden die Dentalimplantate im Kontext ihrer Wechselwirkungen mit dem künstlichen Kieferknochen untersucht. Dabei werden die resultierenden Mikrobewegungen der Zahnkrone, die Mikrobewegungen des knöchernen Umfelds sowie die Gesamtbewegung der Implantate betrachtet. Insgesamt wurden $n = 20$ Dentalimplantate getestet, die sich zu je $n = 5$ auf die 4 Versuchsgruppen Prämolaren CAMLOG®, Prämolaren CONELOG®, Molaren CAMLOG® und Molaren CONELOG® verteilen.

4.2.1 Mikrobewegungen der Zahnkrone

Die Mikrobewegungen der Zahnkrone werden als relative Auslenkungen in Bezug auf den darunterliegenden Knochen in bukkal-lingualer Richtung ausgewertet. Die mittleren bukkal-lingualen Auslenkungen der Versuchsgruppen sind in Abb. 45 in Abhängigkeit vom Messzeitpunkt über den gesamten Versuchszeitraum dargestellt.

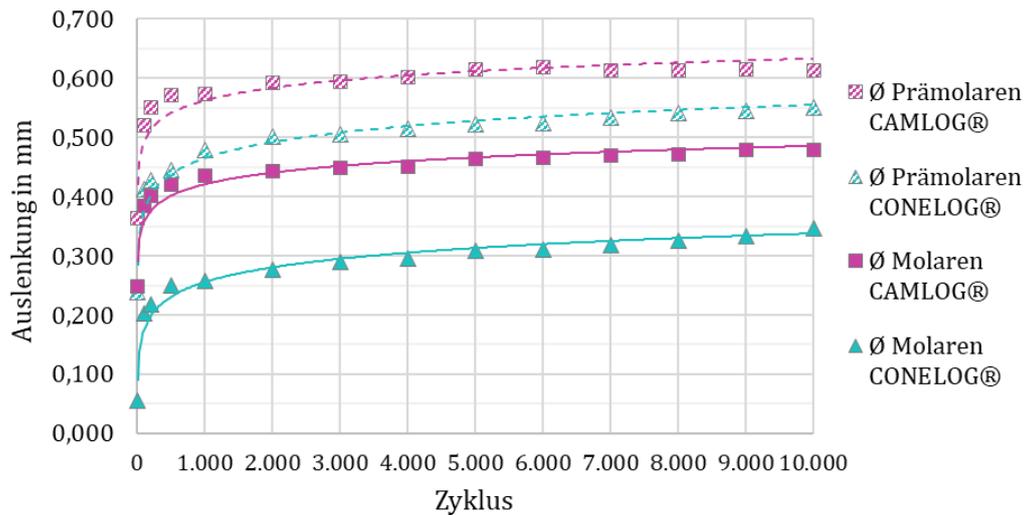


Abb. 45: Verlauf der mittleren bukkal-lingualen Auslenkungen der Zahnkronen in Bezug auf den darunterliegenden Knochen in Abhängigkeit vom Zyklus

Analog zu den Vorversuchen zeigt sich in jeder Versuchsgruppe während der ersten 500 Zyklen ein deutlicher Anstieg der bukkal-lingualen Auslenkungen, die sich anschließend einem scheinbaren Sättigungsniveau annähern.

Über den gesamten Versuchszeitraum betrachtet, sind die mittleren bukkal-lingualen Auslenkungen unabhängig vom Implantatsystem bei den Prämolaren höher als bei den Molaren. Sowohl bei den Prämolaren als auch bei den Molaren sind die mittleren bukkal-lingualen Auslenkungen des Implantatsystems CAMLOG® höher als die des Implantatsystems CONELOG®. In Tab. 6 sind die erfassten bukkal-lingualen Auslenkungen für die Versuchsgruppen zu Beginn der Testungen (Zyklus 10) und zum Ende der Testungen (Zyklus 10.000) aufgeführt.

Tab. 6: Mittelwert (M) und Standardabweichung (SD) der bukkal-lingualen Auslenkungen bei Zyklus 10 und Zyklus 10.000

Versuchsgruppe		bukkal-linguale Auslenkung in mm (M ± SD)	
		Zyklus 10	Zyklus 10.000
Prämolaren	CAMLOG®	0,373 ± 0,213	0,613 ± 0,282
	CONELOG®	0,248 ± 0,080	0,550 ± 0,331
Molaren	CAMLOG®	0,257 ± 0,159	0,478 ± 0,279
	CONELOG®	0,066 ± 0,029	0,346 ± 0,380

Zu Beginn der Testungen reichen die bukkal-lingualen Auslenkungen im Durchschnitt von minimal 0,066 mm (Molaren CONELOG®) bis maximal 0,373 mm (Prämolaren CAMLOG®). Die initialen bukkal-lingualen Auslenkungen der Versuchsgruppe Molaren CONELOG® sind

signifikant geringer als die der Molaren CAMLOG® ($p < 0,05$), der Prämolaren CONELOG® ($p < 0,05$) sowie der Prämolaren CAMLOG® ($p < 0,01$).

Nach Durchlaufen der 10.000 Testzyklen haben sich die bukkal-lingualen Auslenkungen für alle Versuchsgruppen erhöht und reichen im Durchschnitt von minimal 0,346 mm (Molaren CONELOG®) bis maximal 0,613 mm (Prämolaren CAMLOG®). Die finalen bukkal-lingualen Auslenkungen weisen keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen auf ($p = 0,392$).

In Abb. 46 sind die bukkal-lingualen Auslenkungen der Versuchsgruppen für die Messzeitpunkte zu Zyklus 10 und Zyklus 10.000 gegenübergestellt.

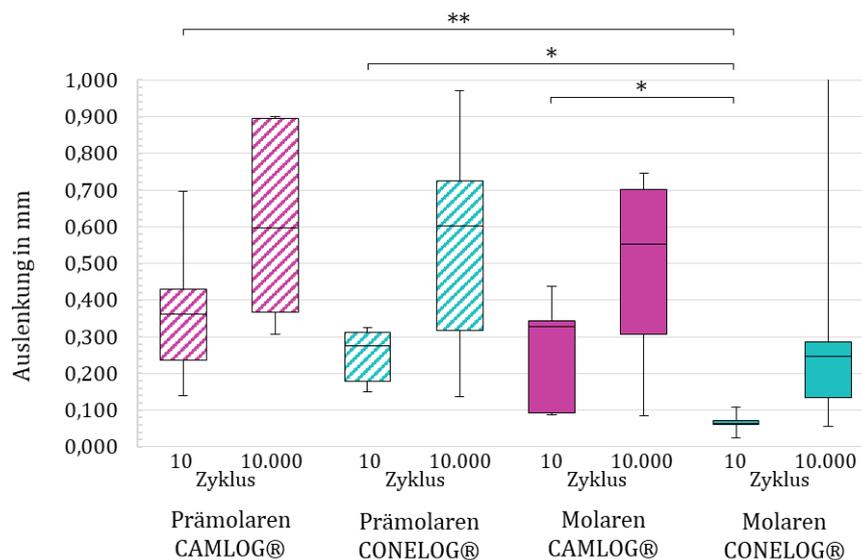


Abb. 46: Bukkal-linguale Auslenkungen zu Beginn der Testungen (Zyklus 10) und zum Ende der Testungen (Zyklus 10.000), Kennzeichnung der statistischen Signifikanz: * für $p < 0,05$ und ** für $p < 0,01$

Innerhalb jeder Versuchsgruppe zeigt sich eine statistisch signifikante Zunahme der bukkal-lingualen Auslenkungen von Zyklus 10 zu Zyklus 10.000 ($p < 0,05$).

Die Zunahme der bukkal-lingualen Auslenkungen ist in Tab. 7 als absolute und relative Maßzahl für die Auslockerung aufgeführt.

Tab. 7: Mittelwert (M) und Standardabweichung (SD) der absoluten und relativen Zunahme der bukkal-lingualen Auslenkungen zwischen Zyklus 10 und Zyklus 10.000

Versuchsgruppe		Zunahme der bukkal-lingualen Auslenkung (M ± SD)	
		Absolut in mm	Relativ in %
Prämolaren	CAMLOG®	0,241 ± 0,179	83 ± 32
	CONELOG®	0,307 ± 0,250	105 ± 313
Molaren	CAMLOG®	0,224 ± 0,146	99 ± 76
	CONELOG®	0,283 ± 0,398	885 ± 1.174

Die absolute Auslockerung beschreibt die Zunahme der bukkal-lingualen Auslenkungen als Differenz zwischen Zyklus 10 und Zyklus 10.000 und ist in Abb. 47 für die betrachteten Versuchsgruppen gegenübergestellt.

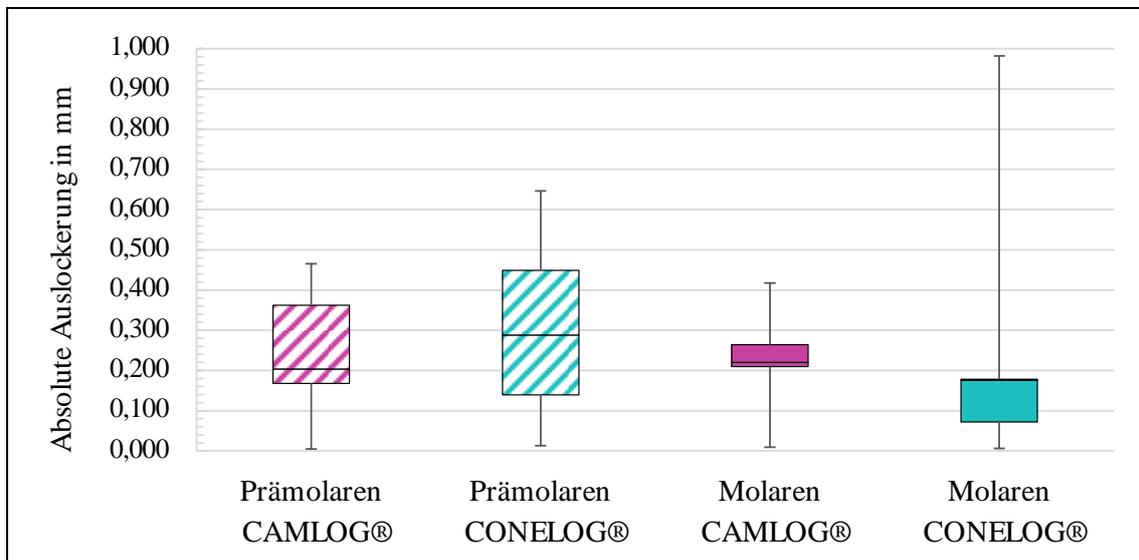


Abb. 47: Absolute Zunahme der bukkal-lingualen Auslenkungen zwischen Zyklus 10 und Zyklus 10.000 als Maß für die resultierende absolute Auslockerung

Die absoluten Auslockerungen liegen im Durchschnitt unabhängig von der Implantatposition und dem Implantatsystem in der gleichen Größenordnung und reichen von minimal 0,224 mm (Molaren CAMLOG®) bis maximal 0,307 mm (Prämolaren CONELOG®). Zwischen den Versuchsgruppen sind keine statistisch signifikanten Unterschiede nachweisbar ($p = 0,854$).

Die relative Auslockerung beschreibt die Zunahme der bukkal-lingualen Auslenkungen als Verhältnis zwischen Zyklus 10 und Zyklus 10.000 und ist in Abb. 48 für die betrachteten Versuchsgruppen gegenübergestellt.

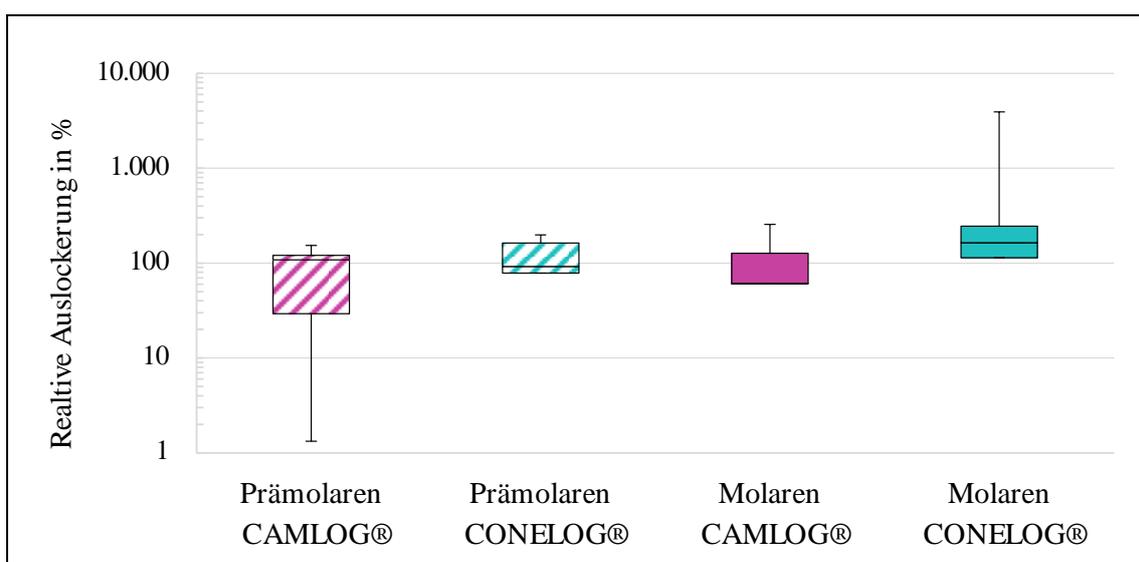


Abb. 48: Relative Zunahme der bukkal-lingualen Auslenkung der Versuchsgruppen zwischen Zyklus 10 und Zyklus 10.000 als Maß für die relative resultierende Auslockerung, logarithmische Skalierung

Die relativen Auslockerungen liegen im Durchschnitt für die Versuchsgruppen Prämolaren CAMLOG®, Prämolaren CONELOG® und Molaren CAMLOG® im Bereich von 83 bis 105 %, was näherungsweise eine Verdopplung der initialen Auslenkung bedeutet. Die mittlere relative Auslockerung der Versuchsgruppe Molaren CONELOG® ist deutlich größer und beträgt 885 %. Die Unterschiede sind nicht statistisch signifikant ($p = 0,510$).

4.2.2 Mikrobewegungen des knöchernen Umfelds

Die Mikrobewegungen des knöchernen Umfelds werden als Relativbewegungen in bukkal-lingualer Richtung zwischen dem Knochen direkt unterhalb des belasteten Dentalimplantats und den mesial bzw. distal angrenzenden Knochenbereichen ausgewertet.

Wie in Abb. 49 exemplarisch für das Versuchsobjekt 1re6cam dargestellt, zeigen sich sowohl für den mesialen als auch für den distalen Messpunkt zyklische Auslenkungen, die gleichgerichtet und synchron zu der auf die Zahnkrone aufgetragenen Belastung auftreten.

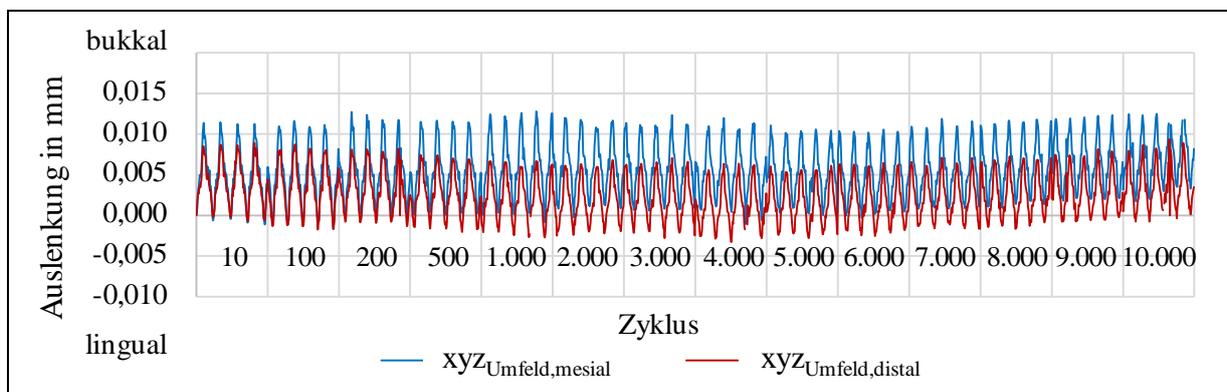


Abb. 49: Relativbewegungen zwischen den Knochenbereichen direkt unterhalb des belasteten Dentalimplantats und den mesial und distal angrenzenden Zahnpositionen, exemplarisch für das Versuchsobjekt 1re6cam

Die Mikrobewegungen sind überwiegend nach bukkal ausgeprägt und unterliegen über den gesamten Versuchszeitraum betrachtet unspezifischen und nicht signifikanten Veränderungen. In Abb. 50 sind die über alle Versuchsobjekte gemittelten Mikrobewegungen der mesialen und distalen Messpunkte dargestellt, die als Maß für die resultierenden Ausweichbewegungen des knöchernen Umfelds dienen.

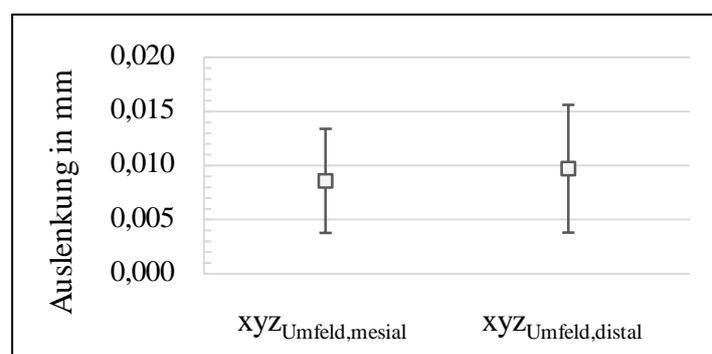


Abb. 50: Mittelwert und Standardabweichung der Relativbewegungen zwischen den Knochenbereichen direkt unterhalb des belasteten Dentalimplantats und den mesial und distal angrenzenden Zahnpositionen

In Bezug auf das Knochenareal direkt unterhalb des belasteten Dentalimplantats betragen die mittleren Mikrobewegungen des knöchernen Umfelds mesial 0,009 mm und distal 0,010 mm. Die Mikrobewegungen der mesial und distal angrenzenden Knochenareale unterscheiden sich nicht statistisch signifikant ($p = 0,458$).

4.2.3 Gesamtbewegung des Implantats

Durch Extrapolation der Bewegungsdaten der Zahnkrone wird für jeden Messpunkt näherungsweise die Lage der Implantatachse und definierter Referenzpunkte im Raum bestimmt. Die Überlagerung der über einen vollständigen Belastungszyklus verschobenen Lagen der Implantatachse bildet die momentane Gesamtbewegung des Implantats ab, die in Abb. 51 exemplarisch für das Versuchsobjekt 5li4cone bei Zyklus 10.000 im Originalmaßstab dargestellt ist.

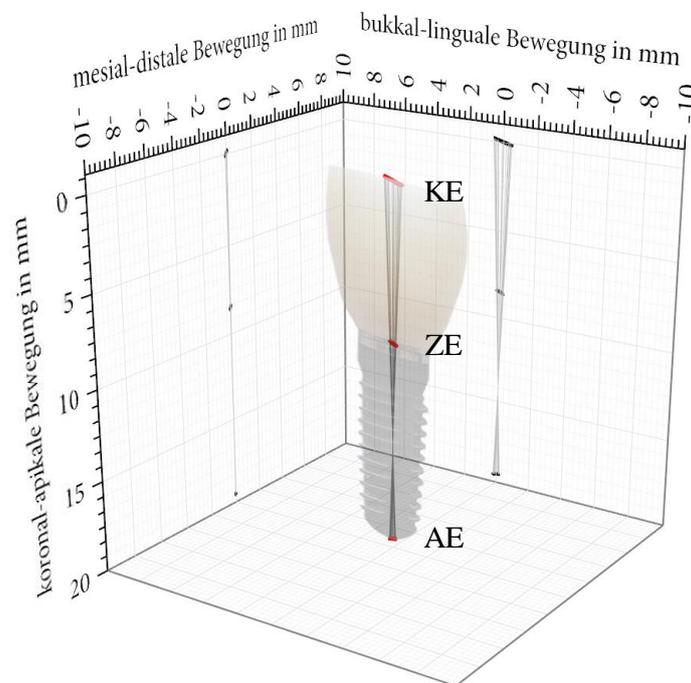


Abb. 51: Näherungsweise bestimmte räumliche Gesamtbewegung des Implantats im Originalmaßstab, exemplarisch für die finalen Auslenkungen bei Zyklus 10.000 des Versuchsobjekts 5li4cone

Das Bewegungsausmaß wird durch die rot gekennzeichneten Spurkurven der Referenzpunkte auf Höhe der Bezugsebenen an der Oberseite der Krone (KE), am Implantathals (ZE) und an der Implantatspitze (AE) verdeutlicht. Zusätzlich sind die räumlichen Bewegungen nach bukkal-lingual und mesial-distal projiziert.

In Abb. 52 sind exemplarisch die Gesamtbewegungen des Versuchsobjekts 5li6cone (Molar) zu Zyklus 10, 100, 1.000 und 10.000 gegenübergestellt. Die horizontalen Achsen (bukkal-linguale und mesial-distale Bewegungen) sind für eine deutlichere Effektdarstellung im Vergleich zur vertikalen Achse (koronal-apikale Bewegung) feiner skaliert.

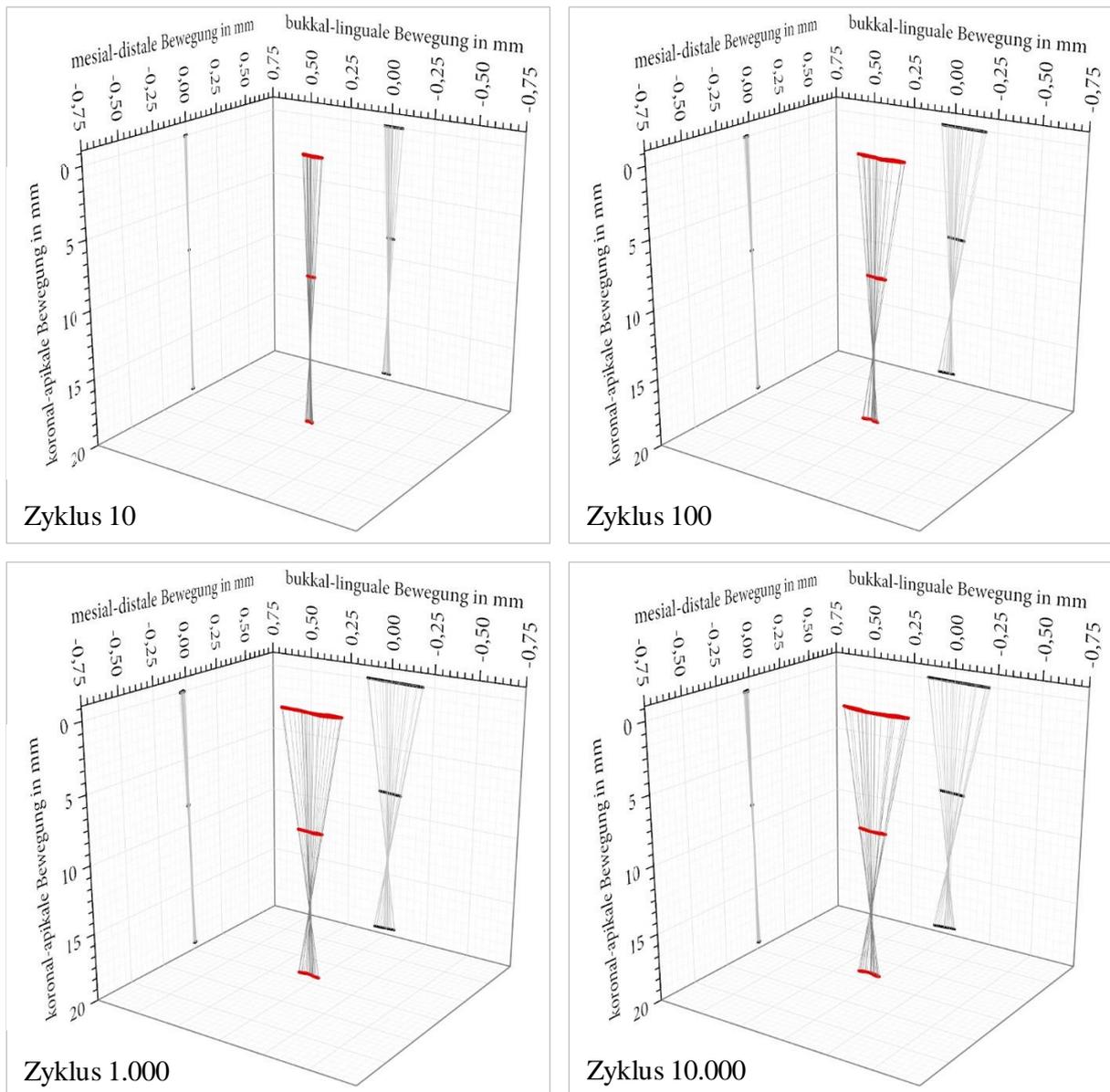


Abb. 52: Dreidimensionale Darstellung der näherungsweise bestimmten Gesamtbewegung des Implantats über die Verschiebungen und Verdrehungen der Implantatachse bei Zyklus 10, 100, 1.000 und 10.000 für das Versuchsobjekt 5li6cone

Für das Versuchsobjekt 5li6cone zeigen sich ausgeprägte Bewegungen in bukkal-lingualer Richtung, die über den Versuchszeitraum zunehmen und die bereits rechnerisch nachgewiesene Auslockerung des Implantats veranschaulichen. Die deutlichste Zunahme ist von Zyklus 10 auf Zyklus 100 zu beobachten. Die mesial-distalen Bewegungen quer zur Belastungsrichtung sind dagegen nahezu gleichbleibend und vernachlässigbar klein.

Wie in Abb. 53 exemplarisch für das Versuchsobjekt 5li4cone (Prämolar) dargestellt, können die Bewegungen in mesial-distaler Richtung abhängig von der spezifischen Geometrie des Versuchsobjekts sowie der Implantation auch stärker ausgeprägt sein.

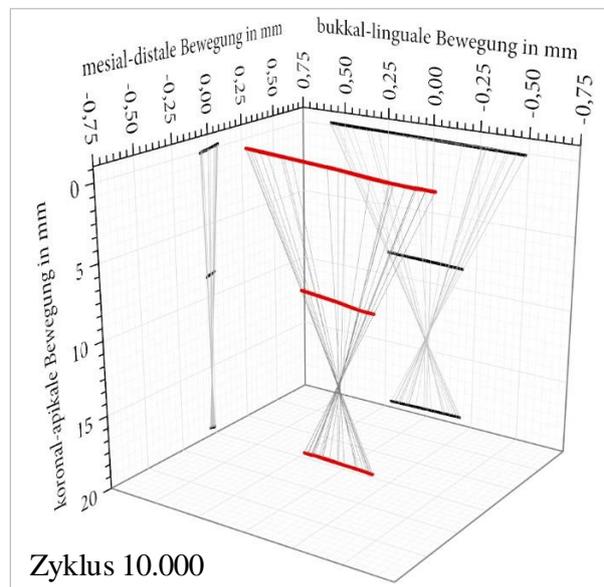
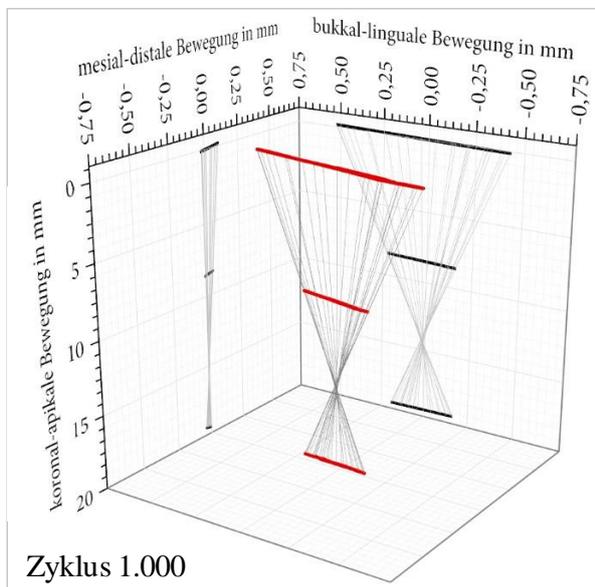
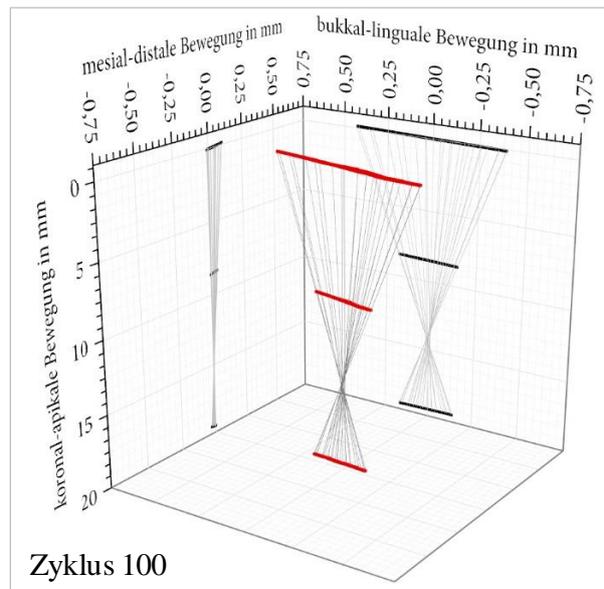
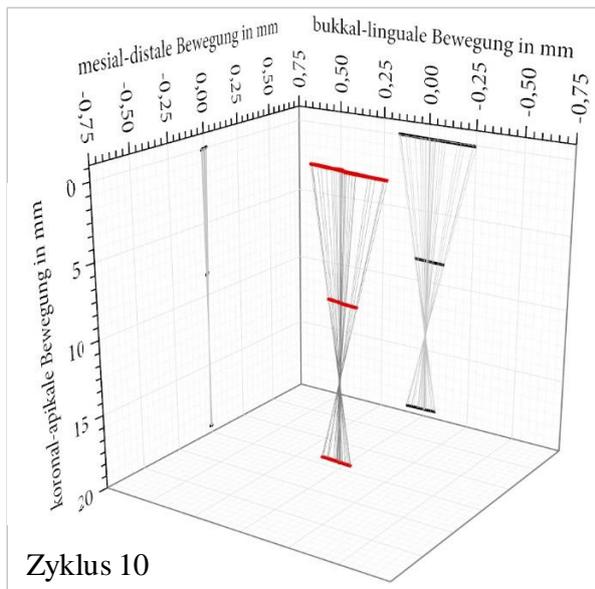


Abb. 53: Dreidimensionale Darstellung der näherungsweise bestimmten Gesamtbewegung des Implantats über die Verschiebungen und Verdrehungen der Implantatachse bei Zyklus 10, 100, 1.000 und 10.000 für das Versuchsobjekt 5li4cone

Für alle betrachteten Versuchsobjekte ergibt sich durch die Überlagerung der über einen vollständigen Belastungszyklus ermittelten Implantatachsen ein sanduhr-förmiges Bewegungsmuster mit einem charakteristischen gemeinsamen Schnittpunkt (s. Abb. 52 und Abb. 53). Der Schnittpunkt bildet den Momentanpol bzw. Drehpunkt, um den sich das Dentalimplantat unter wechselseitiger Belastung bewegt.

In Abb. 54 sind für die einzelnen Versuchsobjekte die Lagen der Drehpunkte auf der Implantatachse bei Zyklus 10, 100, 1.000 und 10.000 dargestellt. Als Bezugspunkte dienen die Zervikalebene (ZE) am koronalen Ende des Implantatkörpers (0,0 mm) und die Apikalebene (AE) am apikalen Ende des Implantatkörpers (11,0 mm).

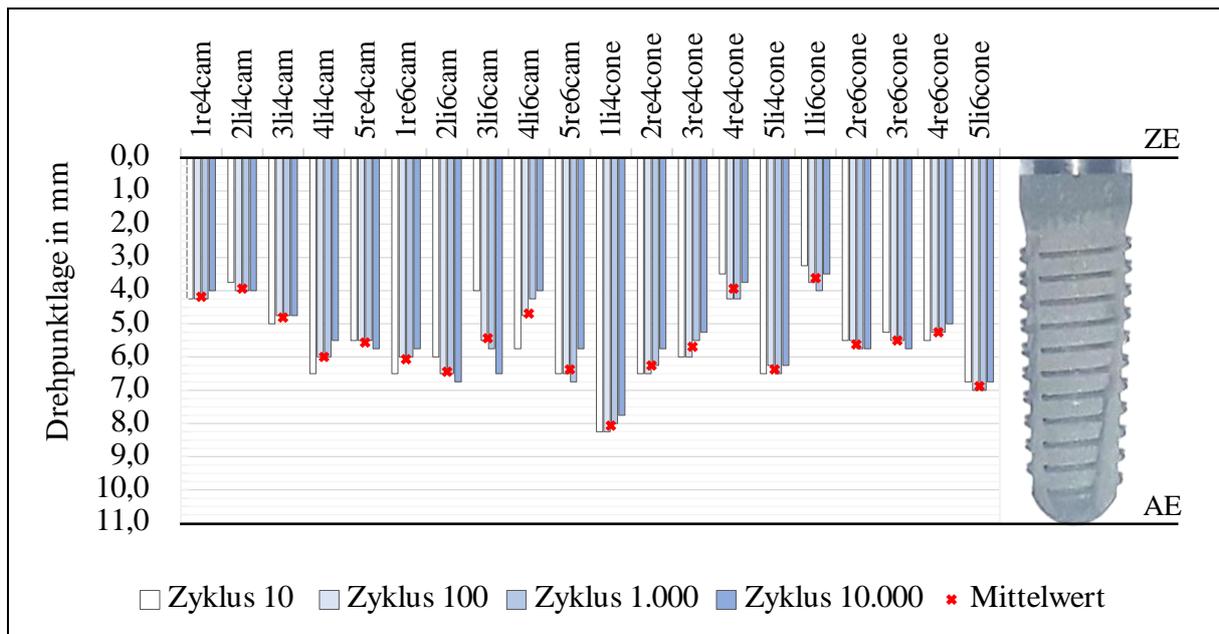


Abb. 54: Lage der Drehpunkte entlang der Implantatachse bezogen auf die Zervikalebene (ZE) für die Versuchsobjekte bei Zyklus 10, 100, 1000 und 10.000

Die Drehpunkte liegen ausnahmslos zwischen ZE und AE und reichen über den Versuchszeitraum gemittelt von minimal 3,6 mm (1li6cone) bis maximal 8,1 mm (1li4cone). Im Durchschnitt liegen die Drehpunkte in der Mitte des Implantatkörpers bei $(5,5 \pm 1,1)$ mm. Die Versuchsgruppen unterscheiden sich nicht statistisch signifikant ($p = 0,343$).

Im zeitlichen Verlauf der Testungen sind bei den einzelnen Versuchsobjekten Verschiebungen des Drehpunkts entlang der Implantatachse zu beobachten, die nach koronal ($n = 11$) bzw. apikal ($n = 8$) ausgeprägt sind und keinen Zusammenhang mit den Implantatsystemen bzw. den Implantatpositionen aufweisen.

Die sanduhr-förmige Gesamtbewegung bedingt eine Abhängigkeit der gemessenen Auslenkungen des Dentalimplantats sowohl von der Drehpunktlage als auch von der Position des Messpunkts auf der Implantatachse. Diesen grundlegenden Zusammenhang verdeutlicht Abb. 55, in der über alle Versuchsobjekte gemittelt, die optisch an der Zahnkrone (ZK) gemessenen und die näherungsweise auf Basis der Gesamtbewegungen am koronalen (ZE) bzw. apikalen Ende des Implantatkörpers (AE) berechneten bukkal-lingualen Auslenkungen im zeitlichen Verlauf gegenübergestellt sind.

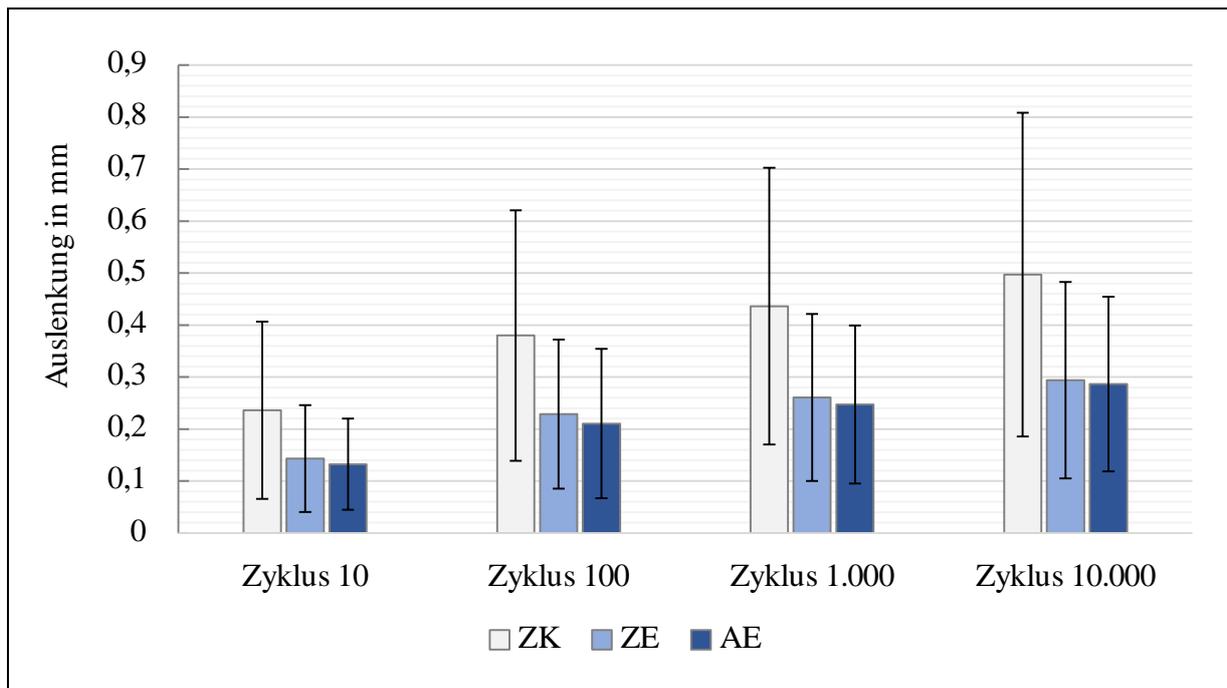


Abb. 55: Mittelwert und Standardabweichung der bukkal-lingualen Auslenkungen der Zahnkrone (ZK) und der Referenzpunkte am koronalen Ende des Implantatkörpers (ZE) und am apikalen Ende des Implantatkörpers (AE) zu Zyklus 10, 100, 1.000 und 10.000

Die an der Zahnkrone gemessenen bukkal-lingualen Auslenkungen sind durchgehend höher als die am koronalen und apikalen Ende des Implantatkörpers. Da die Drehpunkte ausnahmslos zwischen ZE und AE liegen, sind die Auslenkungen im Bereich des Implantatkörpers zwangsläufig an einem der beiden Messpunkte maximal. Zum Ende der Testungen bei Zyklus 10.000 unterscheiden sich die an der Zahnkrone ermittelten bukkal-lingualen Auslenkungen von den maximalen Auslenkungen des Implantatkörpers ca. um den Faktor 1,7.

Zusammenfassung

- Die Auslenkungen der Zahnkronen sind im Durchschnitt bei den Prämolaren höher als bei den Molaren und bei CAMLOG® höher als bei CONELOG®
- Die initialen Auslenkungen zu Beginn der Testungen (Zyklus 10) betragen im Durchschnitt 0,066 mm bis 0,373 mm und sind bei der Versuchsgruppe Molaren CONELOG® statistisch signifikant geringer als bei den übrigen Versuchsgruppen
- Die finalen Auslenkungen zum Ende der Testungen (Zyklus 10.000) betragen im Durchschnitt 0,343 mm bis 0,613 mm und weisen keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen auf
- Die absoluten Auslockerungen liegen im Bereich von 0,241 mm und 0,307 mm und weisen keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen auf
- Die relativen Auslockerungen der Versuchsgruppe Molaren CONELOG® liegen mit 885 % deutlich über den übrigen Versuchsgruppen (83 % bis 105 %), unterscheiden sich jedoch nicht statistisch signifikant

- An den mesial und distal angrenzenden Knochenbereichen sind zyklische Auslenkungen messbar, die synchron zur Belastung der Zahnkrone auftreten
- Die Auslenkungen stellen Ausweichbewegungen des knöchernen Umfelds dar und betragen ca. 0,010 mm
- Die Ausweichbewegungen sind vorwiegend nach bukkal ausgeprägt und sind über den Versuchszeitraum nahezu gleichbleibend
- Die Dentalimplantate bewegen sich sanduhr-förmig um einen Drehpunkt, der im Durchschnitt in der Mitte des Implantatkörpers liegt
- Die an der Zahnkrone bestimmten bukkal-lingualen Auslenkungen sind ca. um den Faktor 1,7 höher als die maximalen Auslenkungen am Implantatkörper

5 Diskussion

In einer Vielzahl von Grundlagenarbeiten wird die Bedeutung einer ausreichend hohen Primärstabilität für ein erfolgreiches knöchernes Einwachsen von enossalen Dentalimplantaten und den langfristigen Therapieerfolg beschrieben [1, 12, 14, 16, 22]. Biomechanische Ersatzmodelle versuchen die komplexen Wechselwirkungen zwischen den einzelnen Implantatkomponenten [32, 86, 88] sowie zwischen Implantat und Knochen [31, 76, 80] zu charakterisieren. Um die *in vivo* Leistungsfähigkeit aussagekräftig zu bewerten, ist eine Berücksichtigung der zeitlichen und dynamischen Effekte [25, 38] sowohl auf das Implantatsystem als auch auf das knöcherne Umfeld unter physiologischen Belastungen erforderlich.

Entwicklung und Validierung des Versuchsaufbaus

Bisherige Studien zur Bewertung der Primärstabilität nutzen einachsige Versuchsaufbauten, in denen die physiologischen Belastungen stark vereinfacht auf eine senkrechte [32, 34], schräge [31, 63, 84, 85] oder seitliche [64, 86] Komponente reduziert werden. Studien zur Untersuchung der Festigkeit der Implantat-Abutment-Verbindung von Dixon et al. [33] und Steinebrunner et al. [36] nutzen zweiachsige Versuchsaufbauten, um die Dynamik zwischen den Dentalimplantaten und ihrem stomatognathen Gegenspieler abzubilden.

In der vorliegenden Arbeit wurde ergänzend dazu ein neuartiger Versuchsaufbau entwickelt, der grundlegend am Rocking-Horse-Test [98] angelehnt ist. Der Rocking-Horse-Test stammt ursprünglich aus dem Bereich der Schulterendoprothetik und wird zur *in vitro* Untersuchung der Primärstabilität von künstlichen Schulterpfannen eingesetzt. Eine künstliche Schulterpfanne wird dabei wechselseitig zyklisch bis in den Randbereich belastet, was ein Aufschaukeln des Implantats aus dem umliegenden Knochen bewirkt [99]. Ähnliche zyklische außermittige Belastungen der Zahnkrone beim Kauen gelten als mögliche mechanische Ursache für ein Versagen von Dentalimplantaten [6].

Bei dem im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Versuchsaufbau gleitet eine Prüfspitze unter konstanter Krafteinwirkung über eine stilisierte Kaufläche wechselseitig in den bukkalen und lingualen Randbereich der Zahnkrone. So werden modellhaft die funktionellen Bewegungs- und Belastungsmuster nachgebildet, die bei der Nahrungszerkleinerung auf die Prämolaren und Molaren einwirken [56–58].

Der Einsatz eines optischen Messsystems zur simultanen Erfassung der unter dynamischer Belastung resultierenden Mikrobewegungen ermöglicht zudem die Bewertung der momentan gegebenen Primärstabilität und zeitlichen Veränderungen der Verankerungsfestigkeit. Auf diese Weise ist es möglich, Auslockerungsprozesse sowie plötzliche Veränderungen zu erfassen, was einen wesentlichen Mehrwert gegenüber einer zeitlichen Trennung von der Bewertung des Ausgangszustands (bspw. Eindrehmoment), der aufgetragenen Belastung und der abschließenden Bewertung des Endzustands (bspw. Ausdrehmoment) bietet [27, 31, 32].

In Vorversuchen wurden die im Versuchsaufbau realisierte Bewegungs- und Krafteinleitung sowie das angewandte Prüfprotokoll validiert. Die Dentalimplantate wurden dafür, wie aus anderen Studien [31, 32, 88] bekannt, direkt in ein hochsteifes Harz auf Polyurethan-Basis eingebettet, um die Komplexität des Modells zielführend zu reduzieren und die zusätzlichen Wechselwirkungen mit dem Kunstknochen nicht mit einzubeziehen.

Die bukkal-lingualen Bewegungen stellen im Versuchsaufbau die seitlichen Mahlbewegungen bei der Nahrungszerkleinerung nach [57, 59] und werden über einen Exzentermechanismus eingeleitet. Die im Versuchsprotokoll vorgesehenen bukkal-lingualen Bewegungen betragen 3,6 mm für die Prämolaren und 4,5 mm für die Molaren und wurden auf Basis bisheriger biomechanischer Studien mit exzentrischer Belastung der Zahnkronen [33, 34, 36] festgelegt. Die im Versuchsaufbau realisierten bukkal-lingualen Bewegungen weichen in den Vorversuchen um 0,04 mm (1,1 %) bzw. 0,06 mm (1,3 %) vom Versuchsprotokoll ab. Die Abweichungen sind systematischer Natur und führen vor dem Hintergrund von in hohem Maße individuellen Kaubewegungen [58, 60, 112] zu keiner wesentlichen Beeinflussung der Belastungssituation. Bei der Krafteinleitung zeigten sich während eines Belastungszyklus trotz der gleichbleibenden Gewichtskraft der Prüfgewichte Abweichungen von der auf 20 N festgelegten Prüfkraft. In koronal-apikaler Richtung schwankten die Messwerte zwischen ca. 15 N und 30 N. Die beobachteten Schwankungen sind auf dynamische Reibungs- und Trägheitseffekte beim Gleiten der Prüfspitze über die stilisierte Kaufläche zurückzuführen. Die Kraftspitzen gehen insbesondere in den Randbereichen der Zahnkrone mit einer Erhöhung der effektiv wirkenden Prüfkraft einher. Die Kraftspitzen betragen ca. 30 N und liegen im Bereich einer mittleren funktionellen Kaukraft [51, 56, 57, 62]. Da die vorgesehene Prüfkraft von 20 N beim Gleiten der Prüfspitze durch die zentrale Nullposition der Zahnkrone erreicht wird und es sich um systematische Abweichungen infolge des dynamischen Aufbaus handelt, wurden keine Anpassungen am Prüfprotokoll vorgenommen. In vergleichbaren Untersuchungen, in denen eine Prüfspitze auf eine 30° geneigte Kaufläche gleitet [33, 36], wurden die Kraftverläufe bzw. derartige Kraftspitzen und ihre Auswirkungen auf den Versuchsaufbau nicht beschrieben.

Die darüber hinaus aus den überlagerten lateralen Bewegungen resultierenden Kräfte in bukkal-lingualer Richtung schwankten in den Vorversuchen zwischen 7,5 N und - 7,5 N. Die Kräfte sind mit den funktionellen Belastungen der Seitenzähne beim Kauen vergleichbar, die in vivo mithilfe von in den Kiefer von Patienten implantierten Sensoren zur Kraftmessung in bukkal-lingualer Richtung auf ca. ± 10 N bestimmt wurden [56, 57]. Der Vorzeichenwechsel ist sowohl im Versuchsaufbau als auch in den klinischen Studien zu beobachten und auf die wechselseitige Belastung bzw. die damit einhergehende Änderung der Wirkrichtung nach bukkal bzw. lingual zurückzuführen.

In den Vorversuchen mit direkter Einbettung der Implantatkörper in ein hochsteifes Harz auf Polyurethan-Basis stiegen die mittleren bukkal-lingualen Auslenkungen der Zahnkronen von 0,016 mm \pm 0,009 mm zu Beginn der Testungen auf 0,031 mm \pm 0,008 mm nach Durchlaufen von 10.000 Testzyklen. Die beobachtete Auslockerung ist auf eine zunehmende Beweglichkeit

an der Implantat-Abutment-Verbindung zurückzuführen, wie sie für zyklische Belastungen der Zahnkrone in biomechanischen Studien [34, 35, 64] bereits beschrieben wurde.

In einer Studie von Dixon et al. [33], die in Hinblick auf die gewählten Prüfparameter (Prüfkraft: 26,69 N, Prüfzyklen: 16.667, Prüffrequenz: 1 Hz) grundlegend vergleichbar ist, reichen die ermittelten Auslenkungen der Zahnkronen zum Ende der Testungen von 0,08 mm bis 0,24 mm und liegen damit über den in den Vorversuchen bestimmten Messwerten. Die beobachteten Differenzen können durch die geringe Probenzahl ($n = 1$) in den Vorversuchen, die unterschiedlichen betrachteten Implantatsysteme sowie Abweichungen hinsichtlich Einbettung, Prüfkraft, Prüfzyklen und Belastungsmuster begründet werden.

Der entwickelte Versuchsaufbau ermöglicht die Untersuchung der Primärstabilität von enossal Dentalimplantaten auf Basis der unter definierten Randbedingungen resultierenden Mikrobewegungen. Unter der Annahme der bei der Rekonstruktion angestrebten Approximalkontakte der Zahnkrone zur Stabilisierung durch Abstützung an den mesial und distal benachbarten Zähnen [113], stellt die wechselseitige bukkal-linguale Belastung eine zweckmäßige Vereinfachung dar. In den Vorversuchen waren Auslockerungseffekte und qualitative Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen messbar, die jedoch aufgrund der geringen Probenzahl ($n = 1$) keine statistische Aussagekraft haben.

Anhand der Kraftmessungen und resultierenden Auslenkungen konnte gezeigt werden, dass die Kronengeometrie und die gewählten Kaubelastungen die physiologischen Bedingungen näherungsweise abbilden können [51, 57, 59] und für die Untersuchungen der Primärstabilität zielführend sind. Die Anzahl von 10.000 Prüfzyklen simuliert die ersten 2 Wochen nach der Implantation und wird als ausreichend hoch eingeschätzt, um Auslockerungseffekte abzubilden, da die deutlichsten Effekte während der ersten ca. 1.000 Zyklen auftreten und sich die Auslenkungen anschließend einem Sättigungsniveau annähern. Eine höhere Anzahl an Prüfzyklen wird in der Literatur lediglich bei material- und werkstofftechnischen Untersuchungen zur Lebensdauer und Ermüdung einzelner Implantatkomponenten getestet [34, 36, 86].

Mikrobewegungen des knöchernen Umfelds

Für die Hauptversuche wurden die Dentalimplantate in ein biomechanisches Kunstknochenmodell der Mandibula implantiert. In bisherigen Studien zur Untersuchung der Wechselwirkungen mit dem knöchernen Umfeld wurden die Dentalimplantate in quaderförmige Kunstknochenblöcke [29, 85] implantiert, die in der Studie von Sugiura et al. [80] aus spongiösen und kortikalen Knochenanteilen bestehen.

Im anatomisch geformten Kunstknochen konnten für alle Versuchsgruppen unter dynamischer zyklischer Belastung sowohl direkt unter dem belasteten Implantat als auch in den mesial und distal angrenzenden Bereichen des Alveolarknochens Mikrobewegungen nachgewiesen werden. Die Mikrobewegungen treten gleichgerichtet und synchron mit der Bewegung der Zahn-

krone auf und stellen Ausweichbewegungen des Alveolarknochens infolge der Implantatbewegungen im Inneren dar. Die Ausweichbewegungen sind nach bukkal stärker ausgeprägt, was auf eine zusätzliche Abstützung und höhere Stabilität der linguale Knochenbereiche durch die bogenförmige Anatomie der Mandibula [44, 48] hindeuten kann.

Die Relativbewegungen zwischen den Knochenbereichen an zwei benachbarten Zahnpositionen betragen ca. 0,01 mm und liegen damit in der Größenordnung der in den Vorversuchen ermittelten Auslenkungen der Zahnkronen. In Übereinstimmung mit der Literatur [51, 114] erscheint die Nachgiebigkeit und Beweglichkeit des Unterkieferknochens wesentlich für die physiologische Ableitung der einwirkenden Kaukräfte und sollte bei der Bewertung der in vivo Leistungsfähigkeit von Dentalimplantaten Berücksichtigung finden.

Die ermittelten Mikrobewegungen des knöchernen Umfelds zeigen, dass eine steife Einbettung der Dentalimplantate, wie sie in biomechanischen Untersuchungen von Mikrobewegungen üblich ist [33, 34, 36, 84, 85] eine starke Vereinfachung und Veränderung der physiologischen Gegebenheiten darstellt. Die im entwickelten Versuchsaufbau realisierte Einbettung der Mandibula bis zum Foramen mentale geht bereits mit einer Veränderung der physiologischen Nachgiebigkeit und Beweglichkeit einher. Um diesen Einfluss weiter zu reduzieren, sollte die Umsetzbarkeit alternativer Einbettkonzepte untersucht werden, die weniger versteifen und dennoch eine ausreichende Festigkeit bieten.

Mikrobewegungen der Zahnkrone

In den Hauptversuchen wurden aufgrund der beobachteten Ausweichbewegungen im Bereich des Alveolarknochens die Mikrobewegungen der Zahnkrone auf den direkt darunterliegenden Knochenbereich bezogen. Auf diese Weise werden die Relativbewegungen zwischen Implantat und Knochen beschrieben, die als Maß für die Beweglichkeit des Implantats im Knochen und die Primärstabilität dienen. In bisherigen Studien wurden Mikrobewegungen ausschließlich bei rigider Fixierung der Implantatkörper getestet [33, 34, 85] und dabei als absolute Bewegungen der Zahnkronen im Raum in Bezug auf ein globales Koordinatensystem ausgewertet.

Die über den Versuchszeitraum ermittelten Auslenkungskurven verlaufen analog zu den Vorversuchen. Der deutliche Anstieg der Auslenkungen in allen Versuchsgruppen während der ersten 500 Zyklen der Testung unterstreicht die Bedeutung einer ausreichend hohen Verankerungsfestigkeit in der postoperativen Frühphase [16, 18]. Die anschließende Abflachung der Auslenkungskurven liegt in der Annäherung an einen Gleichgewichtszustand zwischen den äußeren Belastungen und der Widerstandsfähigkeit an der Knochen-Implantat-Schnittstelle begründet [38]. Dieser Gleichgewichtszustand ist unabhängig von der Geometrie der Zahnkrone und dem Belastungsmuster, was sich durch unterschiedlich ausgeprägte Sättigungsniveaus der Versuchsgruppen zeigt.

Die Mikrobewegungen liegen in den Hauptversuchen signifikant höher als in den Vorversuchen mit direkter Einbettung der Implantatkörper in das hochsteife Harz auf Polyurethan-Basis. Im

Kunstknochen reichten die bukkal-lingualen Auslenkungen zu Beginn der Testungen von 0,066 bis 0,373 mm und zum Ende der Testungen von 0,346 bis 0,613 mm. Freitas et al. [76] untersuchten laterale Auslenkungen von Dentalimplantaten unter seitlicher quasistatischer Belastung in einem Kunstknochenblock. Die horizontalen Auslenkungen betragen bei einer seitlichen Kraft von 10 N (entspricht näherungsweise der bukkal-lingualen Kraftkomponente im Versuch) abhängig vom Implantatsystem ca. 0,025 bis 0,050 mm.

Die im Vergleich dazu höheren bukkal-lingualen Auslenkungen der Hauptversuche sind im Versuchsaufbau und insbesondere in der physiologischen wechselseitigen und dynamischen Belastung der Dentalimplantate mit stetig wechselndem Kraftansatzpunkt begründet, die einen ungünstigeren Belastungsfall darstellt [38]. Zu Beginn der Testungen ohne den Langzeiteinfluss der dynamischen Belastung liegen die bukkal-lingualen Auslenkungen der Versuchsgruppe Molaren CONELOG® mit 0,066 mm in der Größenordnung der von Freitas et al. [76] angegebenen Auslenkungen unter quasistatischer seitlicher Belastung.

Im Vergleich der Versuchsgruppen zeigt sich die Tendenz, dass unabhängig vom Implantatsystem die Auslenkungen bei den Prämolaren höher sind als bei den Molaren. Da sowohl die Horizontalbewegung im Versuchsaufbau als auch die Kronengeometrie hinsichtlich der Belastung speziell für Prämolaren und Molaren angepasst wurde, können die Unterschiede auf einen Einfluss durch den Implantatdurchmesser hindeuten. Die im Vergleich niedrigeren Mikrobewegungen der Versuchsgruppen der Molaren werden durch Studien [78, 115, 116] bestätigt, die einen direkten Zusammenhang zwischen einem größeren Implantatdurchmesser und einer erhöhten Implantatstabilität nachweisen konnten.

Hinsichtlich des Implantatsystems und der Art der Implantat-Abutment-Verbindung sind die mittleren bukkal-lingualen Auslenkungen der Versuchsgruppen mit dem CONELOG®-System sowohl bei den Prämolaren als auch bei den Molaren niedriger als die der Versuchsgruppen mit CAMLOG®-System. Die Ergebnisse der Hauptversuche unterliegen jedoch großen Streuungen, die bei der geringen Probenanzahl, die auf $n = 5$ je Versuchsgruppe beschränkt waren, die statistische Aussagekraft vermindern. Die Streuung der Ergebnisse würde eine höhere Probenzahl erfordern, um zufällige Fehler, wie eine mögliche Inhomogenität des Kunstknochens oder den menschlichen Einfluss bei der Implantation zu reduzieren.

Hinsichtlich der absoluten und relativen Auslockerung der Dentalimplantate wurden über den gesamten Versuchszeitraum keine signifikanten Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen festgestellt. Die Varianz zwischen den Versuchsgruppen ist gering, was die Ähnlichkeit der jeweils eingebrachten Belastungen für Prämolaren und Molaren zeigt.

Der entwickelte Versuchsaufbau ermöglicht eine qualitative und quantitative Beschreibung des Auslockerungsverhaltens von diversen Implantatsystemen und lässt Rückschlüsse auf deren Primärstabilität zu. Die Ergebnisse der Hauptversuche zeigen, dass zur Abschätzung der in vivo Leistungsfähigkeit von Dentalimplantaten die Einbeziehung des umliegenden Knochens bedeutend ist. Die Unterschiede zwischen den betrachteten Implantatsystemen und der damit einher-

gehende Einfluss der Implantat-Abutment-Verbindung waren bei den Testungen im Kunstknochen nicht statistisch signifikant und scheinen im Vergleich zu den Wechselwirkungen zwischen dem Implantatkörper und dem Knochen eine untergeordnete Rolle zu spielen.

Gesamtbewegungen des Implantats

Der Vergleich von Vor- und Hauptversuchen zeigt deutlich geringere bukkal-linguale Auslenkungen bei einer direkten Fixierung der Implantatkörper im hochsteifen Harz als bei der Implantation in den Kunstknochen. Die Relativbewegungen zwischen der Zahnkrone und dem Kunstknochen sind ca. um das 10-fache höher als an der Implantat-Abutment-Verbindung. Der wesentliche Anteil der in den Hauptversuchen gemessenen Bewegungen der Zahnkrone ist demnach auf die Gesamtbewegung des Dentalimplantats im Kunstknochen zurückzuführen. So kann die Gesamtbewegung des Dentalimplantats näherungsweise über die optisch gemessenen Bewegungsdaten der Zahnkrone bestimmt werden. Die Ableitung der spezifischen dreidimensionalen Bewegungsmuster zu aufeinanderfolgenden Zeitpunkten ermöglicht die Visualisierung der zuvor numerisch beschriebenen Auslockerungseffekte.

Für die betrachteten Versuchsobjekte ergibt sich ein sanduhr-förmiges Bewegungsmuster mit einem charakteristischen Schnittpunkt, um den das Implantat scheinbar dreht. Die sanduhr-förmige Auslockerung wird klinisch als typisches Schadensbild im Bereich der Seitenzähne beschrieben [6, 74] und ist sowohl im *in vitro* Versuch als auch *in vivo* auf die physiologischen wechselseitigen Belastungen der Zahnkrone zurückzuführen.

Kenntnisse zur Lage und zu Verschiebungen des Drehpunkts unter Belastung könnten für eine gezielte Erhöhung der Verankerungsfestigkeit von Dentalimplantaten genutzt werden. Im verwendeten Kunstknochenmodell der Mandibula, das kortikale und spongiöse Knochenbereiche abbildet, liegt der Drehpunkt im Durchschnitt exakt in der Mitte des Implantatkörpers. In der Literatur wird ein solcher Drehpunkt für den natürlichen Zahn im humanen Knochen im apikalen Drittel der Zahnwurzel [117] und für Implantate im Bereich der Implantatschulter [118] vermutet. Über den gesamten Versuchszeitraum wird eine Verschiebung des Drehpunkts beobachtet, die zufällig scheint und keine Vorzugsrichtung aufweist. Zur Ableitung von Empfehlungen zur gezielten Erhöhung der Verankerungsfestigkeit sind Messdaten aus Humanversuchen erforderlich.

Limitierungen

Eine grundlegende Limitierung stellt die geringe Probenzahl dar, die in der geringen Verfügbarkeit der Dentalimplantate begründet liegt. Der Einfluss zufälliger Fehler, wie Abweichungen beim manuellen Setzen der Dentalimplantate oder die Inhomogenität der Kunstknochen, nimmt dadurch zu und schränkt die statistische Aussagekraft der Messwerte ein.

Weitere Limitierungen gehen mit dem Aufbau des biomechanischen Ersatzmodells einher. Im Versuchsaufbau sind die bei der Nahrungszerkleinerung auf die Zahnkrone einwirkenden Belastungen sowohl für Prämolaren als auch Molaren auf die koronal-apikale und bukkal-linguale Komponente reduziert. Die Kauflächen der Zahnkronen sind zudem geometrisch vereinfacht,

um ein wechselseitiges Gleiten der starren abgerundeten Prüfspitze aus Stahl zu ermöglichen, die den oberen Kontaktpartner beim Kauen nachbildet. Darüber hinaus schränkt die notwendige Einbettung zur Fixierung des Unterkieferknochens seine physiologisch gegebene Nachgiebigkeit teilweise ein, die zur Ableitung der einwirkenden Kaubelastungen beiträgt. Insgesamt bilden Kunstknochenmodelle nur bedingt die biomechanischen Eigenschaften des humanen Knochens ab, ermöglichen jedoch die Validierung von Versuchsaufbauten und Methoden, um mit deren Hilfe am humanen Spenderknochen zu testen.

Hinsichtlich der Messdaten ist die Arbeit dahingehend limitiert, dass die Gesamtbewegungen nur näherungsweise und unter der Annahme bestimmt werden können, dass ein quasi-starrer Verbund zwischen Implantatkörper und Zahnkrone vorliegt. Zusätzlich sollte in zukünftigen Studien das Eindrehmoment bei der Implantation erfasst werden, um weitere Referenz- und Vergleichswerte zur Beurteilung der Primärstabilität zu erhalten.

Klinische Bedeutung und Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein neuartiger Versuchsaufbau zur biomechanischen in vitro Testung von Dentalimplantaten entwickelt. Die klinische Bedeutung wird durch die zentralen Forschungsfragen deutlich, die auf Basis der Vor- und Hauptversuche beantwortet werden:

1. Der entwickelte Versuchsaufbau ermöglicht ergänzend zu bekannten Methoden [33, 36] und Normen [84] im Rahmen der Limitierungen die Nachbildung der bei der Nahrungszerkleinerung auf die Seitenzähne einwirkenden dynamischen Belastungen [57, 59]. Mithilfe der vorgestellten Methoden werden die aus den Belastungen resultierenden Mikrobewegungen der Zahnkrone zur umfassenden Charakterisierung des Implantatverhaltens und Beschreibung der komplexen Wechselwirkungen [38] an der Knochen-Implantat-Schnittstelle genutzt.
2. Im Langzeitversuch führt eine zyklische wechselseitige Belastung mit einer mittleren Kaukraft [57, 59] zu signifikanten Auslockerungen der Dentalimplantate. Durch die dynamische Überlagerung der koronal-apikalen und bukkal-lingualen Belastungskomponente überschreiten die ermittelten Mikrobewegungen nach Durchlaufen von 10.000 Testzyklen im Kunstknochen 150 μm , die als maximal erträglich für ein erfolgreiches knöchernes Einwachsen von Dentalimplantaten gelten [5, 16].
3. Aus der zyklischen wechselseitigen Belastung der Dentalimplantate resultieren Bewegungen des Alveolarknochens, die auch in den mesial und distal angrenzenden Bereichen um das belastete Implantat nachweisbar sind. Dabei handelt es sich um Ausweichbewegungen des Unterkieferknochens infolge der Implantatbewegungen im Inneren, die den Einflussbereich der aufgebrachten Kaubelastungen verdeutlichen und ihre Ableitung über den Unterkieferknochen nachweisen. Zur Bewertung der in vivo Leistungsfähigkeit von Dentalimplantaten scheint es daher zwingend erforderlich das knöcherne Umfeld und darüber

hinaus auch die Nachgiebigkeit und Anatomie des Unterkieferknochens [51, 114] und den damit einhergehenden Kraftfluss zu berücksichtigen.

4. Die Testungen im Kunstknochen zeigen tendenzielle Unterschiede zwischen den betrachteten Implantatsystemen CAMLOG® und CONELOG®. Aufgrund der äußerlich gleichen Geometrie der Implantatkörper und Zahnkronen deuten diese Unterschiede auf einen Einfluss der Implantat-Abutment-Verbindung auf das Auslockerungsverhalten im Langzeitversuch hin. Da die Unterschiede jedoch statistisch nicht signifikant sind, bleibt ihr tatsächlicher Einfluss im Rahmen dieser Arbeit ungeklärt. Der Vergleich zwischen rigider Fixierung und Implantation in den Kunstknochen zeigt, dass die in der Literatur beschriebenen Relativbewegungen an der Implantat-Abutment-Verbindung [34–36] gegenüber den Bewegungen im Kunstknochen eine untergeordnete Rolle spielen.

Bei der biomechanischen *in vitro* Untersuchung von Dentalimplantaten zur Abschätzung ihrer *in vivo* Leistungsfähigkeit ist eine ganzheitliche Betrachtung der Dentalimplantate im Kontext ihrer Wechselwirkungen mit dem knöchernen Umfeld zielführend. Der entwickelte Versuchsaufbau und die Methoden zur Auswertung werden bereits in einer Folgestudie an humanen Mandibulae eingesetzt und könnten zukünftig auch zur biomechanischen Charakterisierung weiterer Implantatsysteme, diverser Rekonstruktionstechniken und Knochenqualitäten sowie unterschiedlicher Belastungsszenarien etc. Anwendung finden.

6 Zusammenfassung

Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades

Dr. rer. med.

Biomechanische in vitro Testung von enossalen Dentalimplantaten unter dynamischer Belastung

eingereicht von

Jean-Pierre Fischer

angefertigt am

Institut für Anatomie der Universität Leipzig

betreut von

PD Dr. med. Sabine Löffler, MME und Dr. rer. med. Stefan Schleifenbaum

September 2020

Entscheidend für ein erfolgreiches knöchernes Einwachsen von enossalen Dentalimplantaten unter Früh- bzw. Sofortbelastung ist eine ausreichend hohe initiale Verankerungsfestigkeit im Knochen, um in der Einheilphase für den Knochenaufbau kritische Mikrobewegungen zu vermeiden. Mithilfe biomechanischer Ersatzmodelle ist es möglich, die Verankerungsfestigkeit von Dentalimplantaten unter definierten Randbedingungen in vitro zu untersuchen.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein neuartiger Versuchsaufbau entwickelt, der eine Bewertung der Verankerungsfestigkeit von enossalen Dentalimplantaten anhand der unter dynamischer und zyklischer Belastung resultierenden Mikrobewegungen ermöglicht. Zur Beschreibung der komplexen Wechselwirkungen zwischen Implantat und Knochen sollten im Langzeitversuch die physiologischen Kaubelastungen nachgebildet werden, die bei der Nahrungszerkleinerung auf die Seitenzähne des Unterkiefers einwirken.

Im entwickelten Versuchsaufbau erfolgt die dynamische Belastung der Dentalimplantate durch die Überlagerung einer koronal-apikal wirkenden Prüfkraft und einer wechselseitigen Bewegung in bukkal-lingualer Richtung. Eine kugelförmige Prüfspitze gleitet dabei unter Last über die Kaufläche in den bukkalen bzw. lingualen Randbereich der Zahnkronen und bewirkt eine zyklische außermittige Belastung. Die daraus resultierenden Mikrobewegungen der Zahnkrone

werden berührungslos mithilfe eines optischen 3D-Bildkorrelationssystems ermittelt und zur Simulation der kritischen zwei postoperativen Wochen über 10.000 Testzyklen ausgewertet.

Mithilfe des Versuchsaufbaus wurden Dentalimplantate des Typs CAMLOG® und CONELOG® jeweils an den Positionen der Prämolaren und Molaren des Unterkiefers getestet. Sowohl unter rigider Fixierung der Implantatkörper als auch im Kunstknochenmodell führten zyklische wechselseitige Belastungen mit einer mittleren Kaukraft, die weit unterhalb der maximal erträglichen Belastungen liegt, zu einer signifikanten Zunahme der Mikrobewegungen der Zahnkronen über den Versuchszeitraum.

Im Kunstknochen überschritten die ermittelten Mikrobewegungen der Zahnkronen unabhängig vom Implantatsystem und der Implantatposition $150\ \mu\text{m}$, die als maximal erträglich für ein erfolgreiches knöchernes Einwachsen gelten. Zwischen den betrachteten Implantatsystemen CAMLOG® und CONELOG® konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden. Die Mikrobewegungen der Zahnkronen waren im Kunstknochen deutlich höher als bei rigider Fixierung des Implantatkörpers, was auf einen weniger bedeutenden Einfluss der Implantat-Abutment-Verbindung auf das Auslockerungsverhalten im Vergleich zu den Wechselwirkungen zwischen dem Dentalimplantat und dem umgebenden Knochen hindeutet.

Aus den optisch ermittelten Mikrobewegungen der Zahnkrone wurden näherungsweise die Gesamtbewegungen der Dentalimplantate abgeleitet, um die nicht sichtbaren Bewegungen des Implantatkörpers im Inneren des Unterkieferknochens zu visualisieren und das Verhalten der Dentalimplantate im Kunstknochen zu beschreiben. Dabei zeigten sich aus der dynamischen wechselseitigen Belastung resultierende sanduhr-förmige Bewegungsmuster, die einen charakteristischen Drehpunkt im Bereich des Implantatkörpers aufweisen.

Die Bewegungen des Implantatkörpers im Inneren des Alveolarknochens hatten zudem Ausweichbewegungen zur Folge, die auch in den mesial und distal angrenzenden Knochenbereichen nachgewiesen werden konnten und den Einflussbereich der aufgetragenen Kaubelastungen verdeutlichen.

Zur Bewertung der in vivo Leistungsfähigkeit von Dentalimplantaten scheint es daher zwingend erforderlich das knöcherne Umfeld einzubeziehen, um den speziellen Kraftfluss infolge der Nachgiebigkeit und Anatomie des Unterkieferknochens zu berücksichtigen.

Zusammenfassend sind der entwickelte Versuchsaufbau und die vorgestellten Methoden zur Auswertung geeignet, um das Implantatverhalten und die Wechselwirkungen an der Knochen-Implantat-Schnittstelle auf Basis der Mikrobewegungen der Zahnkrone zu beschreiben. Der Versuchsaufbau wird bereits in einer Folgestudie an humanen Mandibulae eingesetzt und könnte zukünftig auch zur biomechanischen Charakterisierung weiterer Implantatsysteme, diverser Rekonstruktionstechniken und Knochenqualitäten sowie unterschiedlicher Belastungsszenarien etc. Anwendung finden.

Literaturverzeichnis

- [1] Adell R, Lekholm U, Rockler B, et al.: A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10: S. 387–416.
- [2] Jordan R, Micheelis W: Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V). Band 35. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV; 2016.
- [3] Dosumu OO, Ogunrinde JT, Bamigboye SA: Knowledge of consequences of missing teeth in patients attending prosthetic clinic in u.C.h. Ibadan. *Ann Ib Postgrad Med* 2014; 12: S. 42–48.
- [4] Maja P, Dusanka M, Branislava V, et al.: Influence of Tooth Loss and Unmet Treatment Needs on the Social Aspects of Quality of Life and Self-esteem in Adolescents. *JPP* 2019; 7: S. 22–31.
- [5] Haiat G, Wang H-L, Brunski J: Effects of biomechanical properties of the bone-implant interface on dental implant stability: from in silico approaches to the patient's mouth. *Annu Rev Biomed Eng* 2014; 16: S. 187–213.
- [6] Barth T, Ulrici V: Implantate unter prothetischer Funktion. *Quintessenz J* 2018; 69: S. 890–901.
- [7] Dahl KE, Calogiuri G, Jönsson B: Perceived oral health and its association with symptoms of psychological distress, oral status and socio-demographic characteristics among elderly in Norway. *BMC Oral Health* 2018; 18: S. 1–9.
- [8] Ali Z, Baker SR, Shahrbaq S, et al.: Oral health-related quality of life after prosthodontic treatment for patients with partial edentulism: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* 2019; 121: S. 59-68.
- [9] Pavel K, Seydlova M, Dostalova T, et al.: Dental implants and improvement of oral health-related quality of life. *Community Dent Oral Epidemiol* 2012; 40: S. 65–70.
- [10] Brånemark P-I, Hansson BO, Adell R, et al.: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977; 16: S. 1–132.
- [11] Albrektsson T, Brunski J, Wennerberg A: 'A requiem for the periodontal ligament' revisited. *Int J Prosthodont* 2009; 22: S. 120–122.
- [12] Brånemark P-I, Adell R, Breine U, et al.: Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969; 3: S. 81–100.
- [13] Branemark P-I: Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983; 50: S. 399–410.
- [14] Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, et al.: Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981; 52: S. 155–170.
- [15] Isaacson B, Jeyapalina S: Osseointegration. A review of the fundamentals for assuring cementless skeletal fixation. *ORR* 2014: S. 55–65.

- [16] Javed F, Ahmed HB, Crespi R, et al.: Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci* 2013; 5: S. 162–167.
- [17] Brunski JB, Moccia AF, Pollack SR, et al.: The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. I. Histological aspects. *J Dent Res* 1979; 58: S. 1953–1969.
- [18] Lioubavina-Hack N, Lang NP, Karring T: Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17: S. 244–250.
- [19] Dilek O, Tezulas E, Dincel M: Required minimum primary stability and torque values for immediate loading of mini dental implants: an experimental study in nonviable bovine femoral bone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 105: S. 20–27.
- [20] Del Fabbro M, Testori T, Kekovic V, et al.: A Systematic Review of Survival Rates of Osseointegrated Implants in Fully and Partially Edentulous Patients Following Immediate Loading. *J Clin Med* 2019; 8: S. 1–16.
- [21] Sarmiento A, Schaeffer JF, Beckerman L, et al.: Fracture healing in rat femora as affected by functional weight-bearing. *J Bone Joint Surg Am* 1977; 59: S. 369–375.
- [22] Monje A, Ravidà A, Wang H-L, et al.: Relationship Between Primary/Mechanical and Secondary/Biological Implant Stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2019; 34: S. 7–23.
- [23] Szmukler-Moncler S, Piattelli A, Favero GA, et al.: Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11: S. 12–25.
- [24] O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N: Measurements Comparing the Initial Stability of Five Designs of Dental Implants. A Human Cadaver Study. *Clin Implant Dent Rel Res* 2000; 2: S. 85–92.
- [25] Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, et al.: Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20: S. 467–471.
- [26] Pagliani L, Sennerby L, Petersson A, et al.: The relationship between resonance frequency analysis (RFA) and lateral displacement of dental implants: an in vitro study. *J Oral Rehabil* 2013; 40: S. 221–227.
- [27] Toyoshima T, Wagner W, Klein MO, et al.: Primary stability of a hybrid self-tapping implant compared to a cylindrical non-self-tapping implant with respect to drilling protocols in an ex vivo model. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011; 13: S. 71–78.
- [28] Lages FS, Douglas-de Oliveira DW, Costa FO: Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018; 20: S. 26–33.

- [29] Kim Y-S, Lim Y-J: Primary stability and self-tapping blades: biomechanical assessment of dental implants in medium-density bone. *Clin Oral Implants Res* 2011; 22: S. 1179–1184.
- [30] Tsuruta K, Ayukawa Y, Matsuzaki T, et al.: The influence of implant-abutment connection on the screw loosening and microleakage. *Int J Implant Dent* 2018; 4: S. 11–17.
- [31] Paepoemsin T, Reichart PA, Chaijareenont P, et al.: Removal torque evaluation of three different abutment screws for single implant restorations after mechanical cyclic loading. *Oral Implantol (Rome)* 2016; 9: S. 213–221.
- [32] Bacchi A, Regalin A, Bhering CLB, et al.: Loosening torque of Universal Abutment screws after cyclic loading: influence of tightening technique and screw coating. *J Adv Prosthodont* 2015; 7: S. 375–379.
- [33] Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, et al.: Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995; 74: S. 270–278.
- [34] Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM: Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001; 85: S. 47–52.
- [35] Saidin S, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, et al.: Effects of different implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: prediction of microgap formation. *J Dent* 2012; 40: S. 467–474.
- [36] Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, et al.: Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: S. 1276–1284.
- [37] Søballe K, Hansen ES, B-Rasmussen H, et al.: Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite-coated implants during stable and unstable mechanical conditions. *J Orthop Res* 1992; 10: S. 285–299.
- [38] Winkler S, Ring K, Ring JD, et al.: Implant screw mechanics and the settling effect: overview. *J Oral Implantol* 2003; 29: S. 242–245.
- [39] Harder S, Dimaczek B, Açil Y, et al.: Molecular leakage at implant-abutment connection--in vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. *Clin Oral Investig* 2010; 14: S. 427–432.
- [40] Göthberg C, Gröndahl K, Omar O, et al.: Bone and soft tissue outcomes, risk factors, and complications of implant-supported prostheses: 5-Years RCT with different abutment types and loading protocols. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018; 20: S. 1–9.
- [41] Sobotta J, Putz R, Pabst R, Hrsg.: *Anatomie des Menschen. Der komplette Atlas in einem Band ; allgemeine Anatomie, Bewegungsapparat, innere Organe, Neuroanatomie ; Tabellenheft ; [Online-Zugang + interaktive Extras www.studentconsult.de. 22. Aufl. München: Elsevier Urban & Fischer; 2007.*
- [42] Schünke M: *Prometheus Lernatlas - Kopf, Hals und Neuroanatomie. 2. Aufl. Stuttgart: Thieme; 2009.*

- [43] Schroeder HE: *Orale Strukturbiologie. Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart- und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenks.* 5. Aufl. Stuttgart, New York: Thieme; 2000.
- [44] Aumüller G, Aust G, Engele J, Kirsch J, Maio G, Mayerhofer A, Mense S, Reißig D, Salvetter J, Schmidt W, Schmitz F, Schulte E, Spanel-Borowski K, Wennemuth G, Wolff W, Wurzinger LJ, Zilch H-G: *Anatomie.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2014.
- [45] Zilles K, Tillmann B: *Anatomie. Springer-Lehrbuch.* Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2010.
- [46] Steiniger B, Schwarzbach H, Stachniss V, Hrsg.: *Mikroskopische Anatomie der Zähne und des Parodonts.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2010.
- [47] Ott R, Krug W, P. Vollmer H: *Klinik- und Praxisführer Zahnmedizin.* s.l.: Thieme; 2003.
- [48] Claassen H: *Kompaktwissen Kopf- und Halsanatomie. Für Zahnmedizinstudierende, Zahnärzte, Kiefer-, Oral-, Kopf- und Halschirurgen, Kieferorthopäden, Zahntechniker.* Berlin, Boston: De Gruyter; 2018.
- [49] Schiebler TH, Korf H-W: *Anatomie. Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie.* 10. Aufl. Darmstadt: Steinkopff Verlag; 2007.
- [50] Schumacher G-H: *Anatomie und Biochemie der Zähne. Mit 109 Tabellen.* 4. Aufl. Berlin: Verl. Volk und Gesundheit; 1990.
- [51] Bates JF, Stafford GD, Harrison A: Masticatory function? A review of the literature. *J Oral Rehabil* 1976; 3: S. 57–67.
- [52] Brunski JB: In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res* 1999; 13: S. 99–119.
- [53] Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, et al.: Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 2004; 31: S. 18–22.
- [54] Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van der Bilt A, et al.: Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 2000; 79: S. 519–524.
- [55] Kampe T, Haraldson T, Hannerz H, et al.: Occlusal perception and bite force in young subjects with and without dental fillings. *Acta Odontol Scand* 2009; 45: S. 101–107.
- [56] Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G: 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7: S. 387–396.
- [57] Mericske-Stern R: Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: S. 36–43.
- [58] Morneburg TR, Pröschel PA: Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont* 2002; 15: S. 20–27.

- [59] Morneburg TR, Pröschel PA: In vivo forces on implants influenced by occlusal scheme and food consistency. *Int J Prosthodont* 2003; 16: S. 481–486.
- [60] Lundgren D, Laurell L, Falk H, et al.: Occlusal force pattern during mastication in dentitions with mandibular fixed partial dentures supported on osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1987; 58: S. 197–203.
- [61] Boever JA de, McCall WD, Holden S, et al.: Functional occlusal forces. An investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 1978; 40: S. 326–333.
- [62] Graf H, Geering AH: Rationale for clinical application of different occlusal philosophies. *Oral Sci Rev* 1977; 10: S. 1–10.
- [63] Att W, Kurun S, Gerds T, et al.: Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 2006; 33: S. 380–386.
- [64] Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, et al.: Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent* 2004; 91: S. 326–334.
- [65] Fiske J, Davis DM, Leung KC, et al.: The emotional effects of tooth loss in partially dentate people attending prosthodontic clinics in dental schools in England, Scotland and Hong Kong: a preliminary investigation. *Int Dent J* 2001; 51: S. 457–462.
- [66] Kudsi Z, Fenlon MR, Johal A, et al.: Assessment of Psychological Disturbance in Patients with Tooth Loss: A Systematic Review of Assessment Tools. *J Prosthodont* 2020; 29: S. 193–200.
- [67] Weinstein S, Haack DC, Morris LY, et al.: On An Equilibrium Theory Of Tooth Position. *Angle Orthod* 1963; 33: S. 1–26.
- [68] Proffit WR: Equilibrium theory revisited: factors influencing position of the teeth. *Angle Orthod* 1978; 48: S. 175–186.
- [69] van der Weijden F, Dell'Acqua F, Slot DE: Alveolar bone dimensional changes of post-extraction sockets in humans: a systematic review. *J Clin Periodontol* 2009; 36: S. 1048–1058.
- [70] Oh W-S, Saglik B, Bak S-Y: Bone Loss in the Posterior Edentulous Mandible with Implant-Supported Overdentures vs Complete Dentures: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Prosthodont* 2020; 33: S. 184–191.
- [71] Bertl K, Bertl MH, Heimel P, et al.: Alveolar bone resorption after primary tooth loss has a negative impact on straightforward implant installation in patients with agenesis of the lower second premolar. *Clin Oral Implants Res* 2018; 29: S. 155–163.
- [72] Yonezu T, Machida Y: Occlusal migration of the maxillary first primary molars subsequent to the loss of antagonists. *Bull Tokyo Dent Coll* 1997; 38: S. 201–206.
- [73] Teng F, Du F-Y, Chen H-Z, et al.: Three-dimensional analysis of the physiologic drift of adjacent teeth following maxillary first premolar extractions. *Sci Rep* 2019; 9: S. 14549.

- [74] Knöfler W, Barth T, Graul R, et al.: Beobachtung an 10.000 Implantaten über 20 Jahre - Eine retrospektive Studie. Einfluss von Alter, Geschlecht und Anatomie. *Implantologie* 2016; 24: S. 1–13.
- [75] Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD: Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: S. 425–431.
- [76] Freitas AC, Bonfante EA, Giro G, et al.: The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23: S. 113–118.
- [77] Javed F, Romanos GE: The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent* 2010; 38: S. 612–620.
- [78] Akkocaoglu M, Uysal S, Tekdemir I, et al.: Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16: S. 202–209.
- [79] Sennerby L, Pagliani L, Petersson A, et al.: Two different implant designs and impact of related drilling protocols on primary stability in different bone densities: an in vitro comparison study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015; 30: S. 564–568.
- [80] Sugiura T, Yamamoto K, Horita S, et al.: Effects of implant tilting and the loading direction on the displacement and micromotion of immediately loaded implants: an in vitro experiment and finite element analysis. *J Periodontal Implant Sci* 2017; 47: S. 251–262.
- [81] Gapski R, Wang H-L, Mascarenhas P, et al.: Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14: S. 515–527.
- [82] Wiest W, Zabler S, Rack A, et al.: In situ microradioscopy and microtomography of fatigue-loaded dental two-piece implants. *J Synchrotron Radiat* 2015; 22: S. 1492–1497.
- [83] Markarian RA, Galles DP, Gomes França FM: Scanning Electron Microscopy Analysis of the Adaptation of Single-Unit Screw-Retained Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacture Abutments After Mechanical Cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2018; 33: S. 127–136.
- [84] DIN Deutsches Institut für Normung e. V.: Zahnheilkunde – Implantate – Dynamische Belastungsprüfung für enossale Dentalimplantate, (14801). Berlin: Beuth Verlag; 2017 (2017)
- [85] Lee J, Kim Y-S, Kim C-W, et al.: Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent* 2002; 88: S. 402–408.
- [86] Roberts EE, Bailey CW, Ashcraft-Olmscheid DL, et al.: Fracture Resistance of Titanium-Based Lithium Disilicate and Zirconia Implant Restorations. *J Prosthodont* 2018: S. 1–7.
- [87] Steinebrunner L, Wolfart S, Bössmann K, et al.: In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: S. 875–881.

- [88] Gehrke SA, Pérez-Díaz L, Dedavid BA: Quasi-static strength and fractography analysis of two dental implants manufactured by direct metal laser sintering. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018; 20: S. 1–7.
- [89] Lee S-Y, Kim S-J, An H-W, et al.: The effect of the thread depth on the mechanical properties of the dental implant. *J Adv Prosthodont* 2015; 7: S. 115–121.
- [90] Goellner M, Schmitt J, Karl M, et al.: The effect of axial and oblique loading on the micromovement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26: S. 257–264.
- [91] Cömert A, Kökat AM, Akkocaoğlu M, et al.: Fresh-frozen vs. embalmed bone: is it possible to use formalin-fixed human bone for biomechanical experiments on implants? *Clin Oral Implants Res* 2009; 20: S. 521–525.
- [92] Brouwers J, Lobbezoo F, Visscher CM, et al.: Reliability and validity of the instrumental assessment of implant stability in dry human mandibles. *J Oral Rehabil* 2009; 36: S. 279–283.
- [93] Turkyilmaz I, Sennerby L, Yilmaz B, et al.: Influence of defect depth on resonance frequency analysis and insertion torque values for implants placed in fresh extraction sockets: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009; 11: S. 52–58.
- [94] Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, et al.: Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14: S. 601–609.
- [95] Rabel A, Köhler SG, Schmidt-Westhausen AM: Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Investig* 2007; 11: S. 257–265.
- [96] Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, et al.: Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindrical screw-type implant in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: S. 560–566.
- [97] Richtlinie VDI 2221: Methodik zum Entwickeln und Konstruieren technischer Systeme und Produkte. Düsseldorf: VDI-Verlag; 1993 (1993)
- [98] Anglin C, Wyss UP, Pichora DR: Mechanical testing of shoulder prostheses and recommendations for glenoid design. *J Shoulder Elbow Surg* 2000; 9: S. 323–331.
- [99] Anglin C, Wyss UP, Nyffeler RW, et al.: Loosening performance of cemented glenoid prosthesis design pairs. *Clin Biomech* 2001; 16: S. 144–150.
- [100] Wiskott HA, Belser UC: A rationale for a simplified occlusal design in restorative dentistry. Historical review and clinical guidelines. *J Prosthet Dent* 1995; 73: S. 169–183.
- [101] Platzer W, Pernkopf E, Hrsg.: Pernkopf-Anatomie. Atlas der topographischen und angewandten Anatomie des Menschen ; mit 804 meist mehrfarbigen Zeichnungen. 3. Aufl. München: Urban & Schwarzenberg; 1994.
- [102] Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, et al.: The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater J* 1986; 2: S. 235–240.

- [103] Reitemeier B, Schwenzer N, Ehrenfeld M, Biffar R: Einführung in die Zahnmedizin. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2006.
- [104] CAMLOG Vertriebs GmbH: CAMLOG Implantatsystem. Produktkatalog International. URL: <https://www.camlog.de/flipbooks/de/camlog-produktkatalog-07-2019/>; Stand: 09.09.2020.
- [105] CAMLOG Vertriebs GmbH: CONELOG Implantatsystem. Produktkatalog International. URL: <https://www.camlog.de/flipbooks/de/conelog-produktkatalog-2019/>; Stand: 09.09.2020.
- [106] ME-Messsysteme GmbH: 6-Achsen Kraft-Momenten Sensor. Datenblatt K6D40 500N/20Nm/MP11. URL: https://www.me-systeme.de/product-pdf?product_id=2867&lang=de; Stand: 09.09.2020.
- [107] LIMESS Messtechnik und Software GmbH: Q400 | DIC Bildkorrelation. Berührungslöser 3D Deformationssensor. URL: <https://www.limess.com/de/component/jdownloads/send/12-q400/5-q400-flyer-deutsch>; Stand: 09.09.2020.
- [108] Theopold J, Schleifenbaum S, Müller M, et al.: Biomechanical evaluation of hybrid double plate osteosynthesis using a locking plate and an inverted third tubular plate for the treatment of proximal humeral fractures. PLoS ONE 2018; 13: S. 1-13.
- [109] Weidling M, Voigt C, Wendler T, et al.: Kinematics of the Lumbo–Pelvic Complex under Different Loading Conditions. Current Directions in Biomedical Engineering 2019; 5: S. 347–349.
- [110] Huntsman Advanced Materials: Rencast® FC 52/53 Isocyanat / FC 53 Polyol. Giessharz [schnellhärtendes Polyurethansystem]. URL: https://www.obo-werke.de/fileadmin/templates/downloads/technische_datenblaetter/de/rencast-fc-52-fc-53-dt-082-td.pdf; Stand: 09.09.2020.
- [111] Vishay Precision Group I: Strain Gage Adhesive. Datasheet M-Bond 200. URL: https://www.me-systeme.de/produkte/dehnungsmessstreifen/dms-zubehoer/dms-klebstoffe/Data_sheet_EN/Data%20sheet-bond200.pdf; Stand: 09.09.2020.
- [112] Fuentes R, Arias A, Lezcano MF, et al.: Systematic Standardized and Individualized Assessment of Masticatory Cycles Using Electromagnetic 3D Articulography and Computer Scripts. Biomed Res Int 2017: S. 1–9.
- [113] Lehmann KM, Hellwig E, Wenz H-J: Zahnärztliche Propädeutik. Einführung in die Zahnheilkunde ; mit 32 Tabellen. 12. Aufl. Köln: Dt. Zahnärzte-Verl.; 2012.
- [114] Koolstra JH: Dynamics of the human masticatory system. Crit Rev Oral Biol Med 2002; 13: S. 366–376.
- [115] Hsu J-T, Shen Y-W, Kuo C-W, et al.: Impacts of 3D bone-to- implant contact and implant diameter on primary stability of dental implant. J Formos Med Assoc 2017; 116: S. 582–590.

- [116] Bonfante EA, Almeida EO, Lorenzoni FC, et al.: Effects of implant diameter and prosthesis retention system on the reliability of single crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015; 30: S. 95–101.
- [117] Parfitt GJ: Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction. *J Dent Res* 1960; 39: S. 608–618.
- [118] Tokmakidis K, Wessing B, Papoulia K, et al.: Load distribution and loading concepts on teeth and implants. *Z Zahnärztl Impl* 2009; 25: S. 44–52.

Anlagen

- A1** Biomechanische Untersuchungen von Dentalimplantaten unter dynamischer Belastung
- A2** Biomechanische Untersuchungen von Dentalimplantaten unter quasistatischer Belastung
- A3** Biomechanische Untersuchungen von Dentalimplantaten ohne Belastung
- A4** Übersicht der Versuchsobjekte für die Hauptversuche
- A5** Vorgehen bei der 3D-Bildkorrelation
- A6** Ermittlung der linearen Funktion zur mathematischen Beschreibung der Implantatachse

A1 Biomechanische Untersuchungen von Dentalimplantaten unter dynamischer Belastung

Autor (Jahr)	Studientyp	Versuchsobjekt	Prüfprotokoll	Ermittelte Parameter
Roberts et al. (2018)	in vitro Experiment zur Festigkeit des Implantats; dynamische Belastung	40 Implantate (D = 4,1 mm, L = 11,5 mm) in 4 Versuchsgruppen mit unterschiedlichen Abutmentdesigns; eingebettet in Acrylharz	zyklische laterale Belastung der Zahnkrone in bukkal-lingualer Richtung; 10 N bis 150 N Prüfkraft; 100.000 Zyklen bei 2 Hz; anschließendes load-to-failure	Versagenslast, Versagensbild
Paepoemsin et al. (2016)	in vitro Experiment zur Auslockerung der Abutmentschraube; dynamische Belastung	15 Implantate in 3 Versuchsgruppen mit unterschiedlichen Abutmentschrauben; eingebettet in Epoxidharz	Implantation; zyklische Druckbelastung 30° zur Implantatachse gemäß DIN EN ISO 14801; 250 N Prüfkraft; 1.000.000 Zyklen bei 10 Hz; anschließender Schraubenauszug	Anzugsmoment der Abutmentschraube, Wiederanzugsmoment nach zyklischer Belastung, Versagenslast
Bacchi et al. (2015)	in vitro Experiment zur Stabilität der Implantat-Abutment-Verbindung; dynamische Belastung	40 Titamax Ti Cortical (4.1) Implantate (D = 3,75 mm, L = 13 mm), 4 Techniken zum Anzug der Abutmentschrauben; eingebettet in Acrylharz	Axiale zyklische Druckbelastung der Krone; 130 N Prüfkraft; 1.000.000 Zyklen bei 2 Hz	Ausdrehmoment der Abutmentschraube
Steinebrunner et al. (2008)	in vitro Experiment zur Stabilität der Implantat-Abutment-Verbindung; dynamische Belastung	96 Implantate in 6 Versuchsgruppe mit unterschiedlichen Implantatdesigns; in Edelstahlblock gehalten	Wechselseitige laterale Bewegung (2 mm) unter konstanter vertikaler Druckbelastung der Krone; vereinfachte Kronengeometrie mit einseitigem 30° Anstieg (Nachbildung bukkaler Höcker); 120 N Prüfkraft; 1.200.000 Zyklen 1 Hz; load-to-failure	Überlebensraten bei dynamischer Testung, Versagenslast
Att et al. (2006)	in vitro Experiment zur Festigkeit der Implantat-Abutment-Verbindung; dynamische Belastung	48 Implantate (D = 4,3 mm, L = 15 mm) in 3 Versuchsgruppen: 16 Titan-Abutments, 16 Al ₂ O ₃ -Abutments, 16 ZrO ₂ -Abutments; eingebettet in Acrylharz; Regio 12, 11, 21, 22	Einbettung in 135° Winkel, vertikale Druckbelastung der Krone in Universalprüfmaschine, 49 N Prüfkraft, 1.200.000 Zyklen bei 1,6 Hz; anschließendes load-to-failure	Kraftverlauf, Versagenslast

Autor (Jahr)	Studientyp	Versuchsobjekt	Prüfprotokoll	Ermittelte Parameter
Khraisat et al. (2004)	in vitro Experiment zur Auslockerung Abutmentschraube; dynamische Belastung	15 Mark IV Brånemark Implantate (D = 4,0 mm, L = 10 mm) in 3 Versuchsgruppen mit zentrischer/exzentrischer lateraler Last und lastfrei; in Messingblock gehalten	zyklische, laterale Belastung 11 mm über Einspannung; Exzentrizität von 4 mm; 0 N bis 50 N Prüfkraft; 1.000.000 Zyklen bei 1,25 Hz	Rückdrehmoment der Abutmentschraube nach Last, Verdrehung der Krone
Lee et al. (2002)	in vitro Experiment zur Auslockerung Abutmentschraube; dynamische Belastung	13 AIFA110 Osstem Implantate (D = 3,75 mm, L = 10 mm); in Metallblock gehalten; Regio 11, 21	zyklische schräge (30°) Druckbelastung der Suprakonstruktion, angelehnt an DIN EN ISO 14801; 100 N Prüfkraft; 1 Hz	Zyklenzahl bis Auslockerung der Abutmentschraube oder Versagen, laterale Verschiebung der Krone (berührungslos)
Gratton et al. (2001)	in vitro Experiment zur Stabilität der Implantat-Abutment-Verbindung; dynamische Belastung	15 Implantate (D = 3,75 mm, L = 15 mm) in 3 Versuchsgruppen mit unterschiedlichen Vorspannungen auf die Abutmentschraube; in Aluminiumspannvorrichtung gehalten	zyklische, vertikale, 6 mm extraaxiale Belastung; 20 N - 130 N Prüfkraft; 100.000 Zyklen bei 6 Hz	Mikrobewegungen der Krone (taktil), dynamische Ermüdung
Dixon et al. (1995)	in vitro Experiment zur Stabilität der Implantat-Abutment-Verbindung; dynamische Belastung	30 Implantate (unterschiedliche Durchmesser und Längen); eingebettet in hochsteifes Acrylharz	Wechselseitige laterale Bewegung unter konstanter vertikaler, extraaxialer Druckbelastung der Krone; vereinfachte Kronengeometrie mit einseitigem 25° Anstieg (Nachbildung bukkale Höcker); 26,69 N Prüfkraft; 16.667 Zyklen bei 1 Hz	Mikrobewegungen der Krone (berührungslos) - Rotation und Auslenkung, Ausdrehmoment im Vergleich zur Baseline

A2 Biomechanische Untersuchungen von Dentalimplantaten unter quasistatischer Belastung

Autor (Jahr)	Studientyp	Versuchsobjekt	Prüfprotokoll	Ermittelte Parameter
Gehrke et al. (2018)	in vitro Experiment zur Festigkeit des Implantats; quasistatische Belastung	20 lasergesinterte Implantate	quasistatische Druckbelastung 30° zur Implantatachse gemäß DIN EN ISO 14801	Versagenslast, Versagensbild
Sugiura et al. (2017)	in vitro Experiment und Finite-Elemente-Analyse zur Stabilität des Implantats; quasistatische Belastung	6 Implantate (D = 4,3 mm, L = 10 mm) in 2 Versuchsgruppen mit axialer und 30° distal geneigter Ausrichtung; Implantation im Kunstknochenblock; Nachmodellierung im 3D-Modell	vertikale und mesiodistal schräge (45°) Druckbelastung; 200 N Prüfkraft	Mikrobewegungen und Verschiebung des Implantats
Lee et al. (2015)	in vitro Experiment zur Primärstabilität des Implantats; quasistatische Belastung	20 AnyRidge® Implantate in 4 Versuchsgruppen mit unterschiedlichen Durchmessern, Längen und Gewindetiefen; implantiert in PU-Harz	Implantation; quasistatische Druckbelastung 30° zur Implantatachse gemäß DIN EN ISO 14801	Eindrehmoment des Implantats, Versagenslast
Saidin et al. (2012)	Finite Elemente Analyse zur Stabilität und Festigkeit der Implantat-Abutment-Verbindung; quasistatische Belastung	4 Implantate mit unterschiedlichen Implantat-Abutment-Verbindungen eingesetzt in 3D-Modell der Mandibula; Regio 36	Annahme vollständige Einheilung; Modellierung der umliegenden natürlichen Zähne; axiale Kraft (300 N) und schräge (30°) bukkolinguale Kraft (100 N) auf die Zahnkrone des 1. Molars	Spannungsverteilung an der Implantat-Abutment-Verbindung und im knöchernen Umfeld, Mikrobewegungen
Freitas et al. (2012)	in vitro Experiment zur Primärstabilität des Implantats; quasistatische Belastung	36 Implantate, 3 Gruppen mit gleichem Gewinde aber unterschiedlicher Schnittnut; implantiert in Polyurethan Schaumblock	Implantation; rein laterale Belastung von 10 N bis 100 N, schrittweise um 5 N gesteigert	Eindrehmoment des Implantats, Mikrobewegungen der Krone (taktil)

Autor (Jahr)	Studientyp	Versuchsobjekt	Prüfprotokoll	Ermittelte Parameter
Goellner et al. (2011)	in vitro Experiment zur Primärstabilität des Implantats; quasistatische Belastung	192 Implantate in 4 Versuchsgruppen (jeweils 48 x axiale und schräge (30°) Belastung in grobem und dichtem Kunstknochen); Implantation in Polyurethan Schaumblock	Implantation; axiale bzw. schräge (30°) Belastung bis 80 N, schrittweise um 10 N gesteigert	Mikrobewegungen der Krone (berührungslos)
Toyoshima et al. (2011)	in vitro Experiment zur Stabilität des Implantats, quasistatische Belastung	10 Implantate von 2 unterschiedlichen Implantattypen in 2 Versuchsgruppen mit unterschiedlichen Vorbohrstrategien; implantiert in Beckenknochen des Schweins	Implantation; Resonanz-Frequenz-Analyse; anschließender Ausdrücktest	Eindrehmoment des Implantats, Resonanzfrequenz im implantierten Zustand, Versagenslast

A3 Biomechanische Untersuchungen von Dentalimplantaten ohne Belastung

Autor (Jahr)	Studientyp	Versuchsobjekt	Prüfprotokoll	Ermittelte Parameter
Brouwers et al. (2009)	in vitro Experiment zur Primärstabilität des Implantats; ohne Belastung	32 Implantate (D = 4,0 mm, L = 10 mm); implantiert in 8 humane trockene Mandibulae; Regio 44, 42, 32, 34	Implantation; Resonanz-Frequenz-Analyse; Ex-plantation	Resonanzfrequenz im implantierten Zustand, Ausdrehmoment Implantat
Akkocaoglu et al. (2005)	in vitro Experiment zur Primärstabilität des Implantats; ohne Belastung	4 synOcta® ITI® Implantate; implantiert in humane fresh-frozen Mandibulae; Regio 34, 44	Implantation, Resonanz-Frequenz-Analyse, Ex-plantation	Eindrehmoment des Implantats, Resonanzfrequenz im implantierten Zustand, Ausdrehmoment des Implantats
O'Sullivan et al. (2000)	in vitro Experiment zur Primärstabilität des Implantats; ohne Belastung	52 Implantate (L = 13 mm) in 5 Versuchsgruppen mit unterschiedlichen Implantatdesigns; implantiert in 9 humane unbezahnte Maxillae	Implantation; Resonanz-Frequenz-Analyse; Ex-plantation	Eindrehmoment des Implantats, Resonanzfrequenz im implantierten Zustand, Ausdrehmoment Implantats

A4 Übersicht der Versuchsobjekte für die Hauptversuche

Versuchsobjekt	Kiefer-Nr.	Kieferhälfte	Implantatposition	Implantatsystem
1li4cone	1	Links	4	CONELOG®
1li6cone	1	Links	6	CONELOG®
1re4cam	1	Rechts	4	CAMLOG®
1re6cam	1	Rechts	6	CAMLOG®
2li4cam	2	Links	4	CAMLOG®
2li6cam	2	Links	6	CAMLOG®
2re4cone	2	Rechts	4	CONELOG®
2re6cone	2	Rechts	6	CONELOG®
3li4cam	3	Links	4	CAMLOG®
3li6cam	3	Links	6	CAMLOG®
3re4cone	3	Rechts	4	CONELOG®
3re6cone	3	Rechts	6	CONELOG®
4li4cam	4	Links	4	CAMLOG®
4li6cam	4	Links	6	CAMLOG®
4re4cone	4	Rechts	4	CONELOG®
4re6cone	4	Rechts	6	CONELOG®
5li4cone	5	Links	4	CONELOG®
5li6cone	5	Links	6	CONELOG®
5re4cam	5	Rechts	4	CAMLOG®
5re6cam	5	Rechts	6	CAMLOG®

A5 Vorgehen bei der 3D-Bildkorrelation

1. Laden der versuchsspezifischen Kalibrierungsdatei der drei Messkameras
2. Festlegen des ersten Bilddatensatzes des ersten Messblocks als Referenz-Bilddatensatz
3. Markieren der Referenz- und Zielflächen im Referenz-Bilddatensatz
4. Setzen von Startpunkten in den markierten Flächen im Referenz-Bilddatensatz
5. Übertragung der Startpunkte auf die übrigen Bilddatensätze und Messblöcke zur Zusammenführung der Kamerabilder
6. Blockweise Korrelation der Kamerabilder unter Verwendung der folgenden softwarespezifischen Korrelationsparameter:
 - Facet size: 15 pxl
 - Accuracy: 0,1 pxl
 - Residuum: 30 Gray Values
 - 3D-Residuum: 0,8 pxl
 - Grid spacing: 10 pxl
7. Virtuelle Rückführung der Flächen der Referenz- und Zielmarker

A6 Ermittlung der linearen Funktion zur mathematischen Beschreibung der Implantatachse

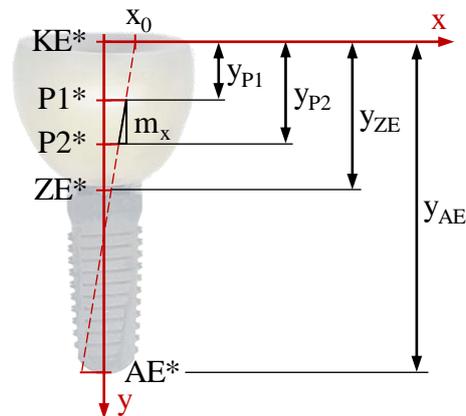


Abb. 56: Bezeichnung der Punkte und Längen zur Ermittlung der linearen Funktion zur mathematischen Beschreibung der Implantatachse mithilfe der Bezugspunkte KE*, ZE* und AE*

Ausgangspunkt zur Ermittlung der linearen Funktionen zur Berechnung der Koordinaten der Bezugspunkte sind die absoluten Bewegungsdaten der Messpunkte P1 ($XYZ_{P1,absolut}$) und P2 ($XYZ_{P2,absolut}$), bezogen auf die Bewegungen des Referenzmarkers (XYZ_{Ref}) sowie die auf KE bezogenen gleichbleibenden Punktabstände y_{P1} , y_{P2} , y_{ZE} und y_{AE} entlang der Implantatachse. Die Berechnung erfolgt exemplarisch für die x-Komponente nach folgendem Schema:

1. Aufstellen der linearen Grundfunktion mit der Steigung m_x zwischen $P1*_x$ und $P2*_x$

$$x_{\text{Bezugspunkt}} = m_x \cdot y_{\text{Bezugspunkt}} + x_0$$

$$m_x = (x_{P2} - x_{P1}) / (y_{P2} - y_{P1})$$

2. Ermittlung des Schnittpunkts mit der x-Achse x_0

$$x_0 = KE*_x = x_{\text{Bezugspunkt}} - m_x \cdot y_{\text{Bezugspunkt}}$$

$$KE*_x = x_{P1} - m_x \cdot y_{P1}$$

3. Aufstellen der linearen Funktionen zur Extrapolation von $ZE*_x$ und $AE*_x$

$$x_{\text{Bezugspunkt}} = m_x \cdot y_{\text{Bezugspunkt}} + KE*_x$$

$$ZE*_x = m_x \cdot y_{ZE} + KE*_x$$

$$AE*_x = m_x \cdot y_{AE} + KE*_x$$

Das Ergebnis sind die x-Koordinaten der Bezugspunkte KE*, ZE* und AE* zu einem definierten Messzeitpunkt. Die Berechnungen werden analog für die y- und z-Komponente durchgeführt und mittels Tabellenkalkulation auf die jeweils 250 Messzeitpunkte der 14 Messblöcke eines jeden Versuchsobjekts übertragen und anschließend grafisch aufbereitet.

Erklärung über die eigenständige Abfassung der Arbeit

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar eine Vergütung oder geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, und dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde.

Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren.

Die aktuellen gesetzlichen Vorgaben in Bezug auf die Zulassung der klinischen Studien, die Bestimmungen des Tierschutzgesetzes, die Bestimmungen des Gentechnikgesetzes und die allgemeinen Datenschutzbestimmungen wurden eingehalten. Ich versichere, dass ich die Regelungen der Satzung der Universität Leipzig zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis kenne und eingehalten habe.

Leipzig, den 14.09.2020