

Aus der Anatomischen Anstalt
Lehrstuhl für Anatomie I,
Vegetative Anatomie
Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München

Vorstand: Prof. Dr. med. Jens Waschke

Implantatretinierte Extensionsbrücken — Stand der Wissenschaft

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Slavisa Rajkovic

aus

Loznica, Serbien

2020

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Klaus-U. Benner

Mitberichterstatter: PD Dr. Christine Keul

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 24.11.2020

Inhaltsverzeichnis

Verzeichnis der Abbildungen	III
Verzeichnis der Tabellen.....	IV
1 Einleitung.....	1
1.1 Fragestellung	1
1.2 Einführung	1
1.3 Enossale Implantate.....	2
1.3.1 Geschichtliche Entwicklung der dentalen Implantate.....	2
1.3.2 Einteilung von enossalen Implantaten	4
1.3.3 Indikationen und Kontraindikationen für implantatgetragene Versorgung.....	5
1.4 Prothetische Suprakonstruktion.....	8
1.4.1 Implantatgetragene Brücken	10
1.4.2 Implantatgetragene Extensionsbrücken	11
1.4.3 Vor- und Nachteile von partiellem Zahnersatz	12
1.5 Knochenreaktion im Implantatlager.....	12
1.6 Haltbarkeit, Prognose und Komplikationen	15
1.7 Biomechanische Grundlagen	19
1.7.1 Orthologische Aspekte	23
1.7.2 Pathologische Aspekte – Bezug zur Zahnheilkunde	24
1.8 Biomechanische Implantatbelastungen	27
1.8.1 Risikofaktoren.....	30
1.8.2 Lösungsansätze	33
1.8.3 Analyse- und Messmethoden.....	36
2 Material und Methoden.....	37
3 Ergebnisse.....	38
3.1 Extensionslängen.....	38
3.2 Druckübertragung.....	39
3.2.1 Druckbelastungen am Implantat	39
3.2.2 Effekte der Extensionslängen	40

3.3	Komplikationen.....	40
3.4	Erfolgsrate	41
4	Diskussion	44
4.1	Zur Implantattherapie.....	44
4.2	Langfristiger Erfolg prothetischen Zahnersatzes	45
4.3	Indikation von implantatgetragenen Extensionsbrücken	46
4.4	Belastungen und Langfristerfolg von Extensionbrücken.....	46
5	Schlussfolgerung	50
6	Zusammenfassung	50
7	Literaturverzeichnis	52
	Eidesstattliche Versicherung.....	71

Verzeichnis der Abbildungen

Abb. 1: Subperiostale Implantate (nach: Dahl, 1942).....	3
Abb. 2: Einteiliges Implantat (links); zweiteiliges System (rechts)	5
Abb. 3: Beispielbilder für Schalllücken.....	8
Abb. 4: Beispielbilder für Frendlücken.....	9
Abb. 5: Beispiel einer implantatgetragenen Brücke Regio 16-18	10
Abb. 6: Beispiel einer Extensionsbrücke an Zahn 14, 15 zum Ersatz des Zahnes 16	11
Abb. 7: Klassifikationsschema der Knochenqualität	22
Abb. 8: Steifigkeit von Titan im Vergleich zum Kortikalknochen	23
Abb. 9: Vertikale Maximalkräfte zwischen Zähnen bei physiologischer Belastung ohne Bisserhöhung.....	24
Abb. 10: Krafteinwirkung auf Implantate.....	25
Abb. 11: Schematische Darstellung der auf ein Implantat wirkenden Kräfte	26
Abb. 12: „3-D-Finite-Element-Analyse“ eines Implantats bei axialer Belastung	27
Abb. 13: Auf das Implantat wirkende Kräfte.....	28
Abb. 14: Deutlicher Knochenverlust bei einem Implantat	29
Abb. 15: Radiografische Darstellung von drei Implantaten im UK-Seitenzahnbereich.....	30
Abb. 16: Implantat-Knochen-Relation.....	32
Abb. 17: Durch anatomische Gestaltung der Kronen soll Über- bzw. Scherbelastung vermieden werden.....	33

Verzeichnis der Tabellen

Tab. 1: Einteilung enossaler Implantate.....	4
Tab. 2: Kontraindikationen der dentalen Implantologie	6
Tab. 4: Indikationen für eine Implantatversorgung.....	7
Tab. 5: Vor- und Nachteile von partiellem Zahnersatz	12
Tab. 6: Implantologische und prothetische Erfolgs- und Überlebensraten (ER/ÜR)	18
Tab. 7: Klassifizierung der Knochenqualität.	22
Tab. 8: Maximale Kaukraft in Newon (N).....	25
Tab. 9: Empfohlene Extensionslängen bei implantatretinierten Extensionsbrücken.....	39
Tab. 10: Erfolgskategorien eingegliedeter prothetischer Versorgungen.....	43
Tab. 11: Extensionsbrücken: Langzeitbeobachtung zur Erfolgsrate.....	44

1 Einleitung

1.1 Fragestellung

Mit der Insertion eines enossalen Implantats werden in Bezug auf Lokalisation, Achsenstellung und Knochentiefe der Verankerung definitive Verhältnisse geschaffen. Es ist daher unerlässlich, die Konstruktion des späteren Zahnersatzes vor Einbringung der Implantate nach biomechanisch-prothetischen Gesichtspunkten zu planen und zu durchdenken. Ein solches implantologisch-prothetisches Gesamtkonzept garantiert aber klinisch nicht in jedem Fall, dass Überbeanspruchungsreaktionen (periimplantärer Knochenabbau etc.) ausbleiben. Ferner sind aus diesen Überlegungen klinisch relevante Vorteile und prospektiv ablesbare Ergebnisse für die jeweiligen implantatgestützten oder implantatgetragenen Suprastrukturen nicht automatisch abzuleiten, da das Lastniveau für das periimplantäre Knochenlager des jeweiligen Patienten nicht berechenbar ist.

Klinische Beobachtungen vermitteln zudem den Eindruck, dass andere Parameter wie Operationstechnik, Knochenangebot und -metabolismus maßgeblich die Langzeitreaktion insbesondere des krestalen periimplantären Knochens beeinflussen. Trotz dieser bisher nicht klar zu definierenden Unbekannten gilt für den Aufbau prothetisch-implantologischer Konstruktionen: Eine statisch und für die zahntechnische prothetische Nutzung günstige Positionierung der Implantate im Zahnbogen ist die primäre Voraussetzung für eine aus biomechanischer Sicht bestmöglich konzipierte Suprakonstruktion.

In der vorliegenden Arbeit soll der Frage nachgegangen werden, ob implantatretinierte Extensionsbrücken heute grundsätzlich vertretbar sind und welche Prognose eine solche Therapie hat.

1.2 Einführung

Zu den konventionellen dentalen Versorgungsformen des teilbezahnten Patienten gehören die auf Voll- oder Teilkronen verankerten Brücken (Adhäsivbrücke), kombiniert festsitzend-abnehmbarer Zahnersatz, die herausnehmbare Teilprothese sowie der kieferorthopädische Lückenschluss. Diese Lösungen können Nachteile bzw. Probleme bergen, wie z. B. Verlust an Zahnhartsubstanz (konventionelle Brücke) oder Probleme bei der Parodontalhygiene und der

Verankerung (herausnehmbarer Zahnersatz). Beim implantatgetragenen Zahnersatz gibt es die genannten Nachteile bzw. Probleme nicht; darüber hinaus können die begrenzte Indikation und der Zeitaufwand bei einem kieferorthopädischen Lückenschluss vermieden werden.

In den letzten 20 Jahren hat die Entwicklung der dentalen Implantologie die prothetische Versorgung radikal verändert. Enossale, festsitzende Implantate nehmen in diesem Zusammenhang immer mehr den Platz und die Funktion der natürlichen Zahnwurzeln ein. Während festsitzender Zahnersatz meist problemlos akzeptiert wird, stellt die Versorgung mit herausnehmbarem Zahnersatz eine starke psychische Belastung dar (174). Eine solche herausnehmbare Versorgung wird durch dentale Rehabilitation mit enossalen Implantaten in vielen Fällen überflüssig. Festsitzender, implantatgetragener Zahnersatz bedeutet für den Patienten erhöhten Tragekomfort und bietet gute Voraussetzungen und Möglichkeiten einer ästhetischen und der Natur angeglichenen Gestaltung. Im Fall von problematischen Kieferverhältnissen sind zwei Optionen möglich: präimplantologische Augmentation bzw. rekonstruktive Maßnahmen sowie Rehabilitation mit implantatgetragenen Extensionsbrücken.

Die Augmentationsverfahren sind einerseits arbeits-, zeit- und kostenintensiv, andererseits ermöglichen die implantatgetragenen Extensionsbrücken eine einfache Rehabilitation. Allerdings muss eine Reihe von Faktoren berücksichtigt werden, um die Haltbarkeit bzw. die Prognose von solchen Extensionsbrücken zu gewährleisten.

1.3 Enossale Implantate

1.3.1 Geschichtliche Entwicklung der dentalen Implantate

Das erste osseointegrierte Implantat stammt wohl aus der Maya-Periode, etwa um 600 v. Chr. Röntgenaufnahmen zeigen drei von Knochen umgebene, in die Alveolen der unteren Schneidezähne gesetzte zahnähnliche Fragmente aus Muscheln (147). Im Zeitalter der beginnenden Industrialisierung kam es erstmals zum Ersatz fehlender Seitenzähne durch Implantate. So begann Maggiolo 1809 mit dem Einbringen von körperfremdem Material in die Alveole, der ein konisches Goldrohr als Sofortimplantat in eine Extraktionsalveole einbrachte (188). 1885 implantierte J.M. Younger einen natürlichen menschlichen Zahn, dessen Pulpahöhle er vorher mit Guttapercha gefüllt hatte, in eine aufbereitete Alveole (39). Mehr als fünfzig Jahre später gelang es, das erste von Dahl konzipierte subperiostale Implantat zu inserieren (Abb. 1).

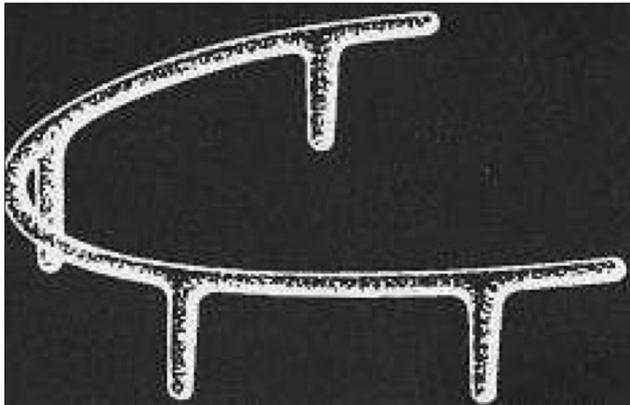


Abb. 1: Subperiostale Implantate nach Dahl, 1942.

Als Implantatmaterial diente frühzeitig das Leichtmetall Titan. Titan ist biologisch inert, ruft keine Allergien oder Fremdkörperreaktionen hervor und stellt somit ein ideales Material für das Einbringen in den Körper dar (51). Es bildet bei Luft- oder Wasserkontakt eine äußerst beständige, schützende Oxidschicht (95). Diese Schicht erhöht die Resistenz gegen korrodierende Einflüsse und spielt eine zentrale Rolle bei der Osseointegration der Implantate. Trotz einer hohen mechanischen Festigkeit besteht jedoch ein Bruchrisiko, vor allem bei extra-axialer Krafteinleitung und Dauerbelastungen, weshalb der Mindestdurchmesser des Titanimplantates 3 bis 3,5 mm betragen sollte (194).

1965 setzte der schwedische Orthopäde Brånemark das erste aus Titan gefertigte Implantat und prägte den Begriff der Osseointegration (148). Sie beschreibt den funktionellen und strukturellen Verbund zwischen dem organisierten lebenden Knochen und der Oberfläche eines metallischen Implantates (28). Titan als Implantatmaterial wurde im Folgenden Ende der 60er-Jahre von Linkow erstmals in Form enossaler Blattimplantate (sogenannter *blade vents*) verwendet, welche besonders für schmale Kieferkämme und für ein geringes vertikales Knochenangebot geeignet waren (110). Durch Extensionen hatten diese eine große Kontaktfläche zum Knochen, und die Kaukräfte konnten dadurch auf ein großes Knochenareal übertragen werden. Als Nachteile dieser Implantatform sind die invasive Implantatbettpräparation und die Komplikation ausgeprägter periimplantärer Entzündungen zu nennen (197).

Zirkoniumdioxid-Keramik wird ebenfalls als Implantatmaterial eingesetzt. Das Material weist hohe Bruch- und Biegefestigkeitswerte auf, ist aufgrund seiner Mikrostruktur jedoch

Zugspannungen gegenüber sehr anfällig (7; 130; 135). Valide wissenschaftliche Daten zur Einheilquote und klinischen Überlebensrate nach einem längeren Zeitraum wurden bis heute nicht veröffentlicht.

Die dentale Implantologie wurde schließlich 1982 von der DGZMK als Therapieform anerkannt (93). Aus der heutigen Zahnmedizin ist die Implantologie nicht mehr wegzudenken. Schätzungen zufolge werden jährlich weltweit mehr als 1,5 Millionen Zahnimplantate gesetzt (100). Aufgrund der ständigen und raschen Weiterentwicklung der Implantologie (verschiedene Oberflächen; Gewindeformen usw.) ist es umso wichtiger, dass diese Fortschritte auch einer wissenschaftlichen Kontrolle unterzogen werden.

1.3.2 Einteilung von enossalen Implantaten

Man findet zurzeit auf dem dentalen Markt unzählige Implantatsysteme. Aufgrund dieser fast unüberschaubaren Vielfalt ist es sinnvoll, die verschiedenen Implantatsysteme nach bestimmten Gesichtspunkten zu unterteilen (Tab. 1).

Gewebedeckung	<i>offen, geschlossen</i>
Lage	<i>auf der Schleimhaut, intramukös, subperiostal, enossal</i>
Einheilmodus	<i>offen (einteilig [belastet], zweiteilig [entlastet]) geschlossen (zweiteilig/subgingival [entlastet])</i>
Prothetische Versorgung	<i>rein implantatgetragen, Hybridkonstruktion Verblockt (primär, sekundär) Zementiert, verschraubt; Druckknopfanker; Magnete</i>
Implantatform	<i>wurzelähnlich, konisch, zylindrisch, zylindrisch-schraubenförmig</i>

Tab. 1: Einteilung enossaler Implantate.

Die enossale Positionierung hat sich inzwischen für alle Implantatsysteme durchgesetzt. Dabei befindet sich das Implantat in direktem Kontakt zum Knochen. In Bezug auf die verschiedenen Einheilungsmodi unterscheidet man zwischen einzeitigen (offenen) und zweizeitigen (geschlossenen) Implantatsystemen: Bei Ersterem handelt es sich um ein offenes System mit einer transgingivalen Einheilung, wobei man zwischen einteiligen (Implantate ohne zusätzliche Aufbauteile mit meist primärer Belastung) und zweiteiligen (mit zusätzlichen Aufbauteilen, die nach der Einheilung eingesetzt werden und weitgehend ohne Belastung einheilen), unterscheidet (Abb. 2).



Abb. 2: Einteiliges Implantat (links); zweiteiliges System (rechts). Beim zweiteiligen System ist im Vergleich zu dem einteiligen Implantat das Aufbauteil abnehmbar.

Beim offenen System ist ein Zweiteingriff zur Freilegung der Implantate nicht notwendig, da nach Insertion des Implantats nur eine enge Adaption und ein Vernähen des Weichgewebes um das Implantat oder den Gingivaformer vorgenommen wird.

Das zweizeitige System ist im Gegensatz dazu ein geschlossenes Vorgehen, bei dem die inserierten (zweiteiligen) Implantate mit einer Verschlusschraube abgedeckt werden und anschließend darüber ein Mukoperiostlappen vernäht wird. Man spricht deshalb auch von einer gedeckten oder subgingivalen Einheilphase. Der Nachteil dieses Modus ist, dass ca. 3 bis 6 Monate nach der Insertion, abhängig von der Knochenqualität und -quantität, ein zweiter operativer Eingriff zur Freilegung der Implantate notwendig ist.

Welchem System und Einheilmodus der Vorzug gegeben wird, ist von der jeweiligen klinischen Situation abhängig und nach sorgfältiger Inspektion von Knochen- und Weichgewebsqualität/-quantität durch den Operateur zu entscheiden. Zurzeit wird überwiegend die entlastende Einheilung bevorzugt, da bei dieser Vorgehensweise ein funktionell belastbarer Implantat-Knochenkontakt (Osseointegration) erreicht werden kann (189).

1.3.3 Indikationen und Kontraindikationen für implantatgetragene Versorgung

Bevor bei einem Patienten eine Implantation vorgenommen werden kann, ist es wichtig zu prüfen, ob dieser auch gewisse Grundvoraussetzungen erfüllt (93):

- Gesunder Allgemeinzustand (besonders der intraoralen Situation)
- Normale, ungestörte Wundheilung
- Abgeschlossenes Kieferwachstum
- Patientenseitige Akzeptanz des Restrisikos jeglicher Implantatversorgung

Die implantatgetragenen Kronen und Brücken zur Versorgung des Lückengebisses sind vor allem bei ausreichendem Knochenangebot, intakter Zahnhartsubstanz der lückenbegrenzenden Zähne oder bei Nichterhaltungswürdigkeit des engständigen Zahnes indiziert (103; 137). In einer gemeinsamen Stellungnahme der DGZPW und der DGZMK werden weitere Indikationen genannt (11):

- Erzielen einer dauerhaften okklusalen Abstützung
- Verhinderung der Elongation der Antagonisten
- Strukturerhalt des Alveolarkammes
- Entlastung der Restbezahnung
- Schaffung einer Abstützung für abnehmbare Teilprothesen bzw. Erhalt einer vorhandenen Teilprothese durch Einarbeitung eines implantatgetragenen Halteelements nach Zahnextraktion

Zarb und Lewis formulierten 1992 vier allgemein-medizinische und zwei lokal bedingte Kontraindikationen für die dentale Implantologie, die auch heute noch ihre Gültigkeit haben (200). Diese definierten Indikationen und Kontraindikationen ermöglichen eine patientenbezogene individuelle Planung und die spätere prothetische Umsetzung (Tab. 2).

Allgemein	<ul style="list-style-type: none"> • Gesundheitszustand • Unrealistische Patientenerwartung • Psychosen • Drogenabusus
Lokal	<ul style="list-style-type: none"> • Schwierige Kieferrelation • Mangelhafte Knochenmorphologie

Tab. 2: Kontraindikationen der dentalen Implantologie (nach: (200)).

Dem behandelnden Arzt fällt also ein hohes Maß an Verantwortung zu, umso mehr, als die Liste der Indikationen und Kontraindikationen aufgrund neuer Behandlungsmethoden stets im Wandel begriffen ist. Die kontroverse Diskussion, ob etwa aus einer diagnostizierten Osteoporose eine begrenzte Implantatprognose resultiert und Erstere somit für eine

implantologische Versorgung eine Kontraindikation darstellt, ist noch immer im Gange. Schliephake betonte jedoch 2007 auf der Tagung der Deutschen Gesellschaft für Implantologie (DGI) die Kalkulierbarkeit (bei Beachtung bestimmter Parameter) der Risiken einer Implantatversorgung bei Osteoporose. Um für die Behandelnden eine fallbezogene Entscheidung einfacher handhabbar zu machen, hat darüber hinaus die ITI-Gruppe (International Team for Implantology) Risiko- und Hochrisikofaktoren für eine Versorgung mit dentalen Implantaten definiert (Tab. 3).

<i>Risikofaktoren</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Vorbestrahlter Knochen • Schwerer Diabetes mellitus • Hämorrhagische Diathesen • Starkes Rauchen
<i>Hochrisikofaktoren</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Schwerwiegende systemische Erkrankungen • Immunkompromittierte Patienten • Drogenabusus • Unkooperativer Patient • Patienten mit Bisphosphonattherapie

Tab. 3: Risiko- und Hochrisikofaktoren für eine Implantatversorgung (nach: (36)).

Von verschiedenen Gesellschaften wie der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) oder der Deutschen Gesellschaft für Implantologie im Zahn-, Mund- und Kieferbereich (DGI) sind für die dentale Implantologie Indikationen festgelegt worden (Tab. 4). Voraussetzung für eine implantologische Versorgung ist dabei, dass die oben genannten Kontraindikationen und Risikofaktoren ausgeschlossen werden können.

<i>Klassische Indikationen</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Einzelzahnersatz • Freizugsituation • Pfeilervermehrung (weite Brückenspanne) • Zahnloser Kiefer
<i>Erweiterte Indikationen</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Kombinierte kieferchirurgische bzw. kieferorthopädische Behandlung • Tumorpatienten • Funktionelle und ästhetische Rehabilitation von Patienten mit angeborenen Fehlbildungen • Fixierung von Epithesen und Hörgeräten

Tab. 4: Indikationen für eine Implantatversorgung.

Trotz der heute vielfältigen implantologischen Möglichkeiten muss in jedem Fall die Implantatindikation nach Abwägen der Vor- und Nachteile von konventionell-prothetischer und implantologisch-prothetischer Therapie überdacht werden (93). Alternativmöglichkeiten zur

Implantatversorgung sind die konventionelle Brücke, die Adhäsivbrücke, die Teilprothese und in seltenen Fällen der kieferorthopädische Lückenschluss sowie die Replantation oder Transplantation von natürlichen Zähnen.

1.4 **Prothetische Suprakonstruktion**

Der Vielzahl von Lückengebissmodifikationen steht eine überschaubare Anzahl an therapeutischen Lösungen gegenüber. So ermittelte Körber (97) 268 Millionen Möglichkeiten unterschiedlicher Lückengebissituationen. Allerdings existieren regelmäßig sich wiederholende Gebisskonstellationen, die schon in der ersten Hälfte des vorigen Jahrhunderts zum Ausgangspunkt für Klassifizierungen von Lückengebissen wurden (92; 193; 50).

Im Rahmen der Prothetik ist folgende Einteilung zur Sanierung des Lückengebisses möglich (83; 14): festsitzender Zahnersatz (zementierte Brücken/Kronen), bedingt herausnehmbarer Zahnersatz (verschraubte Brücken/Kronen) und kombiniert festsitzend-herausnehmbarer Zahnersatz (teleskopierende Prothesen, Stegkonstruktionen).

Grundsätzlich unterscheidet man Schaltlücken und Frendlücken. Schaltlücken sind zahnbegrenzt (Abb. 3).

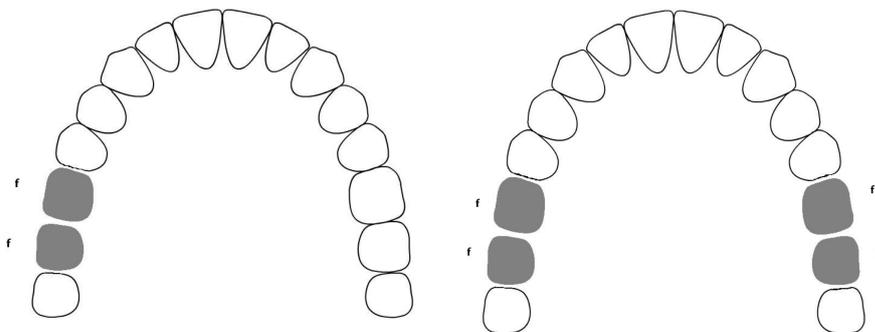


Abb. 3: Beispielbilder für Schaltlücken: Links eine einseitige Schaltlücke, rechts eine beidseitige Schaltlücke (174).

Freiendlücken bezeichnen verkürzte Zahnreihen (Abb. 4).

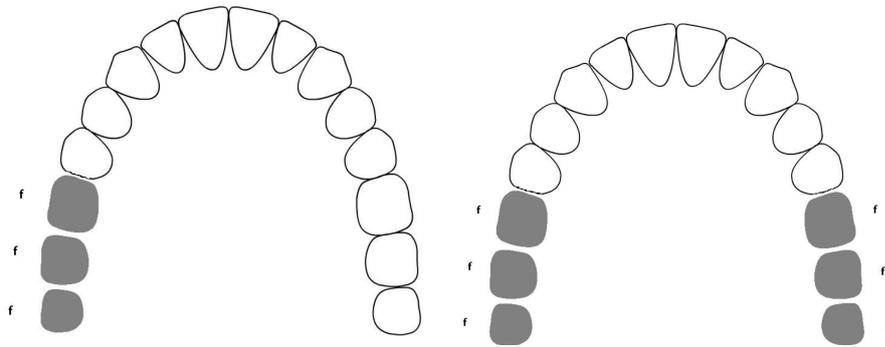


Abb. 4: Beispielbilder für Freiendlücken: Links eine einseitige Freiendlücke, rechts eine beidseitige Freiendlücke (174).

Zur Therapie der verkürzten Zahnreihe stehen verschiedenartige herausnehmbare Teilprothesen, kombiniert festsitzend herausnehmbare Prothesen, festsitzende (Extensions-) Brücken und implantatretinierter Zahnersatz zur Verfügung. Bei einer fortgeschrittenen Schädigung des Restgebisses, die nicht mehr auf dem Wege einer festsitzenden Versorgung bzw. Implantation des Lückengebisses zu therapieren ist, kann eine Behandlung mittels herausnehmbarem Teilersatz erfolgen. Wesentliche Unterschiede zwischen herausnehmbaren Teilprothesen bestehen in der Topographie, der Art der Abstützung am Restgebiss und der Wahl der Verankerungselemente. Solche Halte- und Stützelemente sind zumeist Klammern, an Pfeilerzähnen zementierte Primärkronen bzw. über Kronen befestigte Geschiebe (175).

Aufgrund der Fortschritte in der Implantologie und der Implantatprothetik ist es heute möglich, einen Patienten gemäß seinen Bedürfnissen und Anforderungen zu rehabilitieren. Die orale Implantologie bietet nahezu unbegrenzte Möglichkeiten - von der einfachen Befestigung einer Prothese bei zahnlosem Unterkiefer auf 2 Implantaten bis hin zur Rehabilitation von Syndrompatienten und Patienten nach Tumorresektionsoperationen (99). Diese Patienten werden häufig wegen nicht selten auftretender muskulärer Dysfunktionen mit herausnehmbaren Prothesen versorgt, die über Titanmagnete auf Implantaten verankert sind (183).

Da die Ansprüche der Patienten an Ästhetik und Funktion oft sehr hoch sind, muss besonders in der präimplantologischen Chirurgie in der Regel ein großer Aufwand betrieben werden. Implantologen und Implantatprothetiker haben es jedoch nicht selten mit einseitig bzw. beidseitig verkürzten Zahnreihen oder Lückensituationen zu tun, deren Größe es unmöglich

macht, sie durch konventionelle festsitzende Prothetik zu therapieren; herausnehmbarer Zahnersatz ist eine Lösung, die aber von vielen Patienten nicht akzeptiert wird. Wegen der hohen Kosten fragen Patienten häufig nach implantatgetragenen Lösungen, die günstiger sind und die sie zugleich vor einer konventionellen (herausnehmbaren) Prothetik bewahren. In solchen Fällen sind (rein implantatgetragene, Verbund- oder Extensions-)Brücken das Mittel der Wahl, da sie die Zahl der zu inserierenden Implantate, den Umfang des chirurgischen Eingriffs und damit insgesamt die Kosten für den Patienten reduzieren.

1.4.1 Implantatgetragene Brücken

Bei verkürzten Zahnreihen oder in ausgedehnten Lückensituationen bietet sich der Einsatz von implantatgetragenen Brücken an. Dabei handelt es sich um drei- oder vier- bzw. fünfgliedrige Brücken, die von zwei oder drei Implantaten getragen werden. Diese Therapieform ist eine ideale Alternative zur konventionellen Methode für die Rehabilitation teilbezahnter Patienten.

Für eine Lückensituation mit drei fehlenden Zähnen empfehlen Belser et al. (19) als Standardtherapie die dreigliedrige Brücke mit zentralem Brückenglied. Aufgrund der TPS-beziehungsweise SLA-beschichteten Oberfläche und des damit verbesserten Knochen-Implantat-Verbunds kann ein Implantat – wie sonst ein natürlicher Zahn – die Funktion eines Brückenankers übernehmen (19). Für rein implantatgetragene Brücken (Abb. 5) liegen ähnliche Erfolgsraten wie für Einzelzahnimplantate vor.

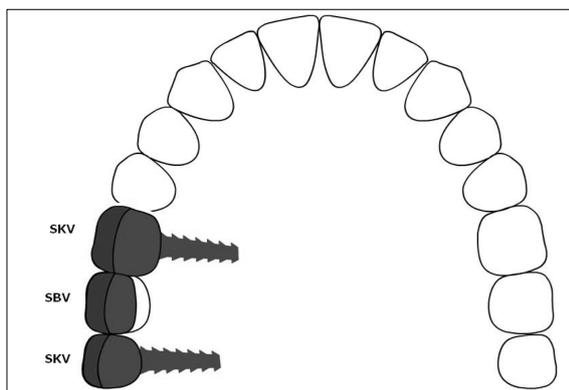


Abb. 5: Beispiel einer implantatgetragenen Brücke Regio 16-18. Legende: SKV = implantatgetragene Krone verblendet; SBV = Brückenzwischenstück verblendet (174).

1.4.2 Implantatgetragene Extensionsbrücken

Unter einer Extensionsbrücke versteht man eine Brücke, bei der ein Ende mesial oder distal nicht mit einem Brückenpfeiler, sondern mit einem Zwischenglied endet (77) (Abb. 6).

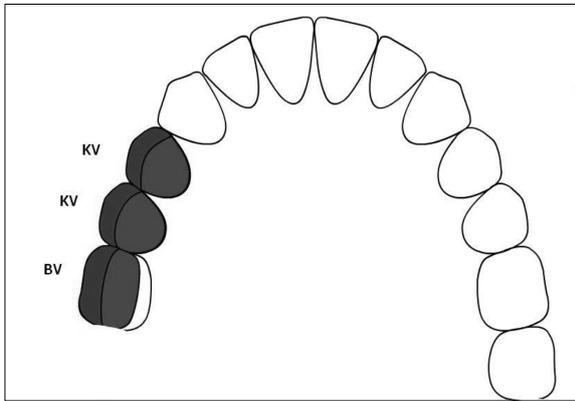


Abb. 6: Beispiel einer Extensionsbrücke an Zahn 14, 15 zum Ersatz des Zahnes 16. Legende: KV = Krone verblendet; BV = Brückenzwischenglied verblendet (174).

Bei rein implantatgetragenen Extensionsbrücken dienen mindestens zwei Implantate als Brückenpfeiler. Extensionsbrücken können auch als Verbundbrücken konstruiert werden. Dann funktionieren mindestens ein Implantat und wenigstens ein natürlicher Zahn als Brückenpfeiler. Die Indikation für eine derartige Suprakonstruktion ist häufig bei atrophischem Alveolarknochen gegeben, wenn ein mesiales Implantat wegen der Nähe bestimmter anatomischer Strukturen nicht suffizient inseriert werden kann und eine Augmentation zu aufwendig beziehungsweise wenig erfolgsversprechend erscheint. Das ist oft im Unterkiefer-Prämolarenbereich der Fall, wo bei stärkerer Atrophie die Nähe des *Nervus mentalis* (die *Foramina mentalia*) eine Implantation unmöglich macht, das Knochenangebot weiter distal jedoch die problemlose Insertion zweier Implantate zulässt. In solchen Fällen hat sich die mesiale Extension einer dreigliedrigen Brücke als therapeutische Alternative bewährt (36).

Eine Extensionsbrücke stellt immer eine Hebelsituation mit unweigerlich auftretendem Drehmoment dar. Aus diesem Grund wird die distale Extension in der Literatur nur bedingt empfohlen und sollte dem klinischen Ausnahmefall vorbehalten sein (34). Misch et al. (123) raten dazu, dass die Extension die Länge eines Prämolaren nicht überschreiten soll.

1.4.3 Vor- und Nachteile von partiellem Zahnersatz

Man unterscheidet grundlegend den partiellen Zahnersatz (bei dem noch ein Restzahnbestand vorhanden ist) und den totalen Zahnersatz (bei dem der Patient zahnlos ist).

Je nach Typ des eingegliederten Zahnersatzes ergeben sich für den Patienten unterschiedliche Vor- und Nachteile. Die Entscheidung für oder gegen eine bestimmte Therapie will also wohlüberlegt sein.

Die DGZMK und die DGI beschreiben in wissenschaftlichen Stellungnahmen die Vor- und Nachteile herausnehmbarer Teilprothesen, festsitzender Brücken und implantatgetragener Brücken (Tab. 5).

Zahnersatz	Vorteile	Nachteile
Teilprothesen	<ul style="list-style-type: none"> • Geringfügiges Beschleifen der Zähne (117) • Optimale Reinigung Restzähne und Entfernbarkeit des Zahnersatzes (117) • Niedrigere Fertigungskosten im Vgl. zu festsitzendem Zahnersatz (117) • Erweiterungsfähigkeit 	<ul style="list-style-type: none"> • Ästhetische Beeinträchtigungen durch Klammern (117) • Geringerer oraler Komfort (117) • Bei Freundsituationen ungenügender Halt (117) • Erhöhte Inzidenz von Karies an Pfeilerzähnen (32) • Überlebensrate 6-10 Jahre (182)
Extensionsbrücken	<ul style="list-style-type: none"> • Erleichterte Adaptation • Gutes funktionelles/ästhetisches Ergebnis • Kurze Fertigungszeiten • Überlebensrate 10-15 Jahre (45; 162) 	<ul style="list-style-type: none"> • Reduktion gesunder Zahnhartsubstanz (156) • Höheres Risiko für Pulpentrauma, Wurzelkaries, Erkrankungen des Endodonts (155) • Weichgewebsreaktionen der subgingivalen Kronenränder (167; 98)
Implantatgetragene Brücken	<ul style="list-style-type: none"> • Hohe Funktionalität, stabile Verankerung (146) • Klinisch erfolgreich (196; 146) • Keine präparatorischen Maßnahmen (146) 	<ul style="list-style-type: none"> • Zusätzlicher chirurgischer Eingriff • Limitierende absolute und relative Kontraindikationen

Tab. 5: Vor- und Nachteile von partiellem Zahnersatz.

1.5 Knochenreaktion im Implantatlager

Bei der Präparation des Implantatlagers kommt es zur Verletzung von periostalen, intrakortikalen und endostalen Blutgefäßen. Aus diesen blutet es in den periimplantären Spaltraum und Fibrin lagert sich an Knochen- und Implantatoberfläche an. Das Hämatom wird durch proliferierendes Gewebe mit Kapillareinsprossungen und Kollagenfasern bindegewebig

in 7–14 Tagen umgebildet. Je nach Stabilität des Implantates – Knochen wächst nur auf einer soliden Basis – kommt es direkt zur Knochenbildung in der Umgebung der Implantate. Instabilität beeinflusst die Zelldifferenzierung und damit die Knochenbildung. Experimentell konnte eine positive Korrelation zwischen dem Ausmaß der Beweglichkeit und der Entwicklung von Knorpel- oder Bindegewebe im periimplantären Spaltenbereich nachgewiesen werden (90; 110; 132). Für jede Form von Knochenwachstum ist somit Voraussetzung: mechanische Ruhe und ausreichende Blutzufuhr.

Zunächst steht die Knochenreaktion um das Implantat ganz im Zeichen der sogenannten funktionellen Ankylose oder Osseointegration. Die völlige Integrierung eines Implantats in den nach einem Trauma sich regenerierenden Knochen und die Schaffung eines Implantatbetts ist ein solches. Sie wurde 1969 von Brånemark et al. (29) frühzeitig postuliert und konnte für das reine Titan mit unentkalkten Schnitten erstmals 1976 histologisch nachgewiesen werden (159). Die Knochenregeneration läuft dabei ab, als ob der Fremdkörper gar nicht da wäre. Es ist nachgewiesen (31), dass bei porösen Titanimplantaten eine rasche Gefäßeinsprossung erfolgt, so wie Vorgänge der Resorption und Knochenneubildung durch Osteoklasten- bzw. Osteoblastentätigkeit ablaufen. Binnen weniger Wochen wird der zunächst gebildete Geflechtknochen durch reifes lamelläres Knochengewebe ersetzt (*bone remodeling*).

Dieser knöchernen Implantateinheilung gehen, wie bei jedem Heilungsprozess, die Blutung und die Bildung des Blutkoagulums voraus. Das Blutkoagulum (Fibrin mit eingelagerten Blutzellen) bildet das Leitgewebe für das Reparationsgewebe (Granulationsgewebe). Die oberflächliche Anhaftung des Blutkoagulums am Implantat ist deshalb für die knöcherne Einheilung von Bedeutung (Oberflächenstruktur, adhäsive Kräfte) (158).

Das Blutkoagulum wird dann durch einwachsende Kapillaren und die sie begleitenden Präosteoblasten organisiert (zentripetales Knochenwachstum). Neben der Knochenneubildung erkennt in dieser Frühphase der Organismus den Fremdkörper (Auftreten von Makrophagen und mehrkernigen Riesenzellen). Mit der Knochenanlagerung auf der Implantatoberfläche reduziert sich jedoch bereits die Zahl der mehrkernigen Makrophagen (164). In dieser frühen Phase sind die Wechselbeziehungen zwischen Material und Gewebe wegen der Überlagerung von akut entzündlichen und proliferativen Wundheilungsvorgängen aber noch schwer zu beurteilen.

Der Implantation folgt die Osseointegration, bei der Knochenzellen (Osteoblasten) an das Implantat heranwachsen und fest an der Implantatoberfläche anhaften. Parallel zur beginnenden Knochenapposition erfolgt eine schnelle Knochenresorption. Diese führt zu einer vorübergehenden Verringerung der initialen mechanischen Stabilität und Abnahme der Primärstabilität (112).

In Abhängigkeit von der Spaltbreite zwischen Implantatoberfläche und Lagerknochen kann es im Abschnitt der Kortikalis auch zu einer direkten Überbrückung des Spaltraumes durch eine konzentrische Knochenlamellenbildung kommen (bis zu 0,2 mm). Größere Spalträume werden durch Geflechtknochenbildungen (Kallus) innerhalb von 14 Tagen überbrückt. Dieser Kallus wird in etwa zwei Monaten zu lamellärem Knochen umgebaut, der zentral aber immer noch Reste des Geflechtknochens enthält. Die Knochenbildung erfolgt vom Periost, Endost und Havers-System aus (58).

Die beschriebene knöcherne Umwandlung des Kallus ist nach 4 bis 6 Wochen abgeschlossen. Durch Aktivierung des Havers-Systems bilden sich in der Folge zahlreiche Resorptionskanäle. Die Einheilung der Implantate ist bei schmalen periimplantären Spalten mit der primären Knochenbruchheilung vergleichbar, da hier keine Kallusbildung stattfindet (direkte Überbrückung mit lamellärem Knochen; etwa 1 $\mu\text{m}/\text{Tag}$). Der Heilungsverlauf bei breiten periimplantären Spalträumen ist mit der sekundären Knochenbruchheilung vergleichbar, da die Knochenbildung über fibrösen und knöchernen Kallus – etwa 50-100 $\mu\text{m}/\text{Tag}$ – abläuft. In der Folge setzt das Remodelling zu lamellärem Knochen ein. Diese Remineralisationsvorgänge, die das Osteoid in verkalkte knöcherne Substanz umwandeln, betragen pro Tag 1 μm (57). Berücksichtigt man eine praktisch-klinisch erreichbare periimplantäre Spaltraumbereiche von 50 μm , erklärt sich daraus die heute für Zweiphasensysteme geforderte Einheilungszeit von etwa 3 bis 4 Monaten (144).

Das periimplantäre Knochen-*Remodelling* umfasst somit Knochenregeneration und Knochenumbauvorgänge und resultiert in einer biologischen Sekundärstabilität, die den langfristigen funktionellen Belastungen ausreichend Widerstand entgegensetzt (57; 144).

Zu einer vollständigen knöchernen Umkleidung kommt es bei keinem Implantat, der knöcherne Kontakt hängt nicht vom Implantattyp ab. Bei Schraubenimplantaten wurden 56-85 % (164) und bei Linkow-Blattimplantaten 46-82 % direkte knöcherne Implantatkontakte gemessen

(111). Dem Implantat liegen in der Region der knochenfreien Implantatoberfläche Fettzellen ohne fibröse Trennschicht auf.

Allerdings konnte bislang nicht geklärt werden, wie das Fehlen der Wurzelhaut (Desmodont) im Fall von osseointegrierten Implantaten zu bewerten ist. Der Beweis, dass sich Implantate, die den Kaudruck direkt auf den Knochen übertragen, in ihrer Funktionalität nicht von natürlichen Zähnen unterscheiden, ist nicht nur histologisch, sondern auch klinisch erbracht. Diese Erkenntnis bezieht sich einerseits auf die Größe des Kaudrucks, andererseits auf die subjektive Wahrnehmung des Patienten. Dieser nimmt das Implantat wie einen natürlichen Zahn wahr, obwohl weder Desmodont noch dessen Propriozeptoren vorhanden sind.

1.6 Haltbarkeit, Prognose und Komplikationen

In zahlreichen Untersuchungen der letzten Jahre konnte gezeigt werden, dass sich enossale Implantate als Verankerungselement für Zahnersatz bewährt haben (6; 88; 180; 13; 17; 8; 47). Der Erfolg von implantatgetragenen Zahnersatz wird im Wesentlichen durch biologische und biomechanische bzw. technische Faktoren beeinflusst.

Etwa 2,5 % aller Implantate gehen im klinischen Alltag verloren, noch bevor sie belastet werden (21). Hinzu kommen jährliche Verlustraten unter Funktion zwischen 0,5 % und 1,3 %. Die Überlebenswahrscheinlichkeit nach 10 Jahren liegt also für implantatgetragenen Einzelzahnersatz zwischen 80 % und 90 % (78) und damit etwa auf dem Niveau konventioneller Brücken.

Implantatgetragene Brücken haben eine insgesamt gute Überlebensrate nach 5 Jahren (95 %) und auch nach 10 Jahren (87 %). Häufigste biologische Komplikation ist die Peri-Implantitis, häufigste technische Komplikation die Fraktur der Verblendung (137). Auch wenn diese tendenziell negativen Eigenschaften von implantatgetragenen Extensionsbrücken bekannt sind, gibt es bestimmte Konstellationen, in denen an ihnen kein Weg vorbeiführt. Die enttäuschenden Erfahrungen mit Extensionsbrücken auf natürlichen Zähnen sind allerdings auf implantatgetragene Extensionsbrücken nicht direkt übertragbar. Diese können insbesondere in schwierigen Fällen benutzt werden, wenn es um eine Vermeidung der Zone der Kieferhöhle oder aber solchen mit sehr wenig Knochen geht.

Über die Bewährung von implantatgetragenen Extensionsbrücken ist hingegen wenig bekannt, auch wenn der Effekt von Extensionen auf Implantate in der Literatur ausführlich beschrieben wurde (191; 181; 165). Allerdings unterscheiden sich die Resultate dieser Studien zur optimalen Länge der Extensionen stark.

Ziel einer prospektiven Langzeitstudie von Strub et al. (175) war die Erfolgsrate implantatgetragener Restaurationen bei teilbezahnten Patienten nach einer dreijährigen Belastungszeit zu untersuchen. Es wurden 76 Patienten (47 Frauen, 29 Männer) mit 214 maschinengefrästen 3i-Schraubenimplantaten versorgt. 46 Implantate wurden mit 46 Einzelkronen, 81 Implantate mit 81 verblockten Kronen (36 Einheiten), 17 Implantate mit sieben Brücken und 61 Implantate mit 23 Extensionsbrücken versorgt. Als prothetische Pfosten dienten UCLA-Distanzhülsen. Die Suprastrukturen wurden mit goldbeschichteten Vierkantschrauben bzw. mit Sechskantschrauben aus Titan verschraubt. Die klinischen Nachuntersuchungen erfolgten zum Zeitpunkt der prothetischen Versorgung, nach drei und sechs Monaten, sowie nach einem, zwei und drei Jahren. Die Bewertung des eingegliederten Zahnersatzes erfolgte in Anlehnung an die von Walton (184) definierten Erfolgskriterien. Die geschätzte prothetische Erfolgsrate nach einem Funktionszeitraum von 36 Monaten beträgt 84,9 %. Die Erfolgsrate verblockter Kronen und Brücken beläuft sich auf 88,6 %, die der Einzelkronen auf 86,4 % und die der Extensionsbrücken auf 76 %. Technische Komplikationen beinhalteten Schraubenlockerungen, Schraubenfrakturen, Gerüstfrakturen, Verblendungsfrakturen und Modifikationen bzw. Verlust des Zahnersatzes infolge eines Implantatverlustes (175).

In Tab. 6 sind verschiedene Langzeitstudien über implantologische und prothetische Erfolgs- und Überlebensraten von implantatgetragenen Kronen und Brücken aufgeführt. Es wurden dabei mehrere Implantatsysteme verwendet. Alle Autoren kamen zu demselben Ergebnis: Die Implantate und darauf liegende Suprastrukturen haben eine sehr hohe Überlebensrate.

Autor/en	K/ B	Art/Anzahl Implantate	PZ	BZ (a)	ER	ÜR
Jemt et al. (88)	K/B	43 Br 448 Br	9 111	10 2,5	K/B 98,7 %	I 86 % 97 %
Zarb und Schmitt (201)	B	105 Br	35	5		I 94,3 %
Jemt und Pettersson (87)	B	259	60	5		I 97,2 %
Steflik et al. (172)	ig/zg B	23 S	15	10	I 81 %	
Olsson et al. (131)	ig/zg B	69 Br	23	5		B 91 % 83 % I 88 %
Friberg et al. (54)	K/B	563 Br	103	5		I 87 % OK 100 % UK K/B 97 %
Schnitman et al. (157)	B	63 Br 28 sb 35 spb	10	10		I 84,7 % 100 %
Parein et al. (133)	56 K 168 B	152 Br	77	5	I 94 % K/B 97 %	
Lindh et al. (108)	570 K 2116 B	2686	k.A.	1 6-7	K 97,2 % B 85,7 %	K 96,5 % B 93,6 %

Autor/en	K/ B	Art/Anzahl Implantate	PZ	BZ (a)	ER	ÜR
Lekholm et al. (106)	163 K/B	461 Br	125	10		I 92,6 % K/B 86,5 %
Noack et al. (129)	K/B	1964 diverse	883	1		Br 96,2 % F 82,1 % F 2 92,7 % IMZ 98,2 % Linkow 90,1 %
Gunne et al. (68)	ig/zg B	69 Br	23	10	B 85 % 80 % I 88 %	
Behneke et al. (18)	K/B	114 ITI	55	5	I 89 % K/B 93-96 %	I 95,3 %
Bahat (12)		660 Br	202	5 10	94,4 % 93,3 %	
Weng et al. (190)	K/B	1179 3i	493	6	91,10 %	
Pjetursson et al. (137)	B	k.A.	k.A.	5 10		I 95,4 % B 95 % I 92,8 % B 86,7 %

Tab. 6: Implantologische und prothetische Erfolgs- und Überlebensraten (ER/ÜR).

Gezeigt werden ER und ÜR von implantatgetragenen Kronen und Brücken beim teilbezahnten Patienten. PZ=Patientenanzahl, BZ=Beobachtungszeitraum, K=Kronen, B=Brücken, Br=Bränemark, S=Sapphire, I=Implantate, F=Frialit, ig=implantatgetragen, zg=zahngetragen, sb=sofort belastet, spb=spät belastet, k.A.=keine Angabe.

Das Vorkommen technischer Komplikationen bei implantatgetragenen und implantatretinierten Zahnersatz sollte kritisch beurteilt werden, da er sowohl für den Behandler als auch für den Patienten einen finanziellen sowie zeitlichen Mehraufwand in der Nachsorge bedeutet (185). Ziel einer sorgfältigen Planung muss es sein, die Belastung der Implantate so weit zu reduzieren, dass sowohl Anfangs- als auch Langzeitkomplikationen möglichst ausgeschlossen werden. Die Krafteinwirkung auf das Implantat kann z. B. in Größe, Dauer, Art und Richtung verringert werden.

Es ist insofern für den Zahnarzt wichtig, den Patienten in einem Vorgespräch über die Form der implantologischen Therapie über Langzeiterfolge von Implantaten und des entsprechenden Zahnersatzes zu informieren. Damit verlässliche Aussagen über deren Erfolg getroffen werden können, ist es daher nötig, die Therapieformen in klinischen Studien auf ihre Lebensdauer hin zu untersuchen und sie zu bewerten.

1.7 Biomechanische Grundlagen

Seit Mitte des 19. Jahrhunderts wird versucht, das Verhalten und die Eigenschaften von biologischen Gewebestrukturen mithilfe von mechanischen Begriffen und Modellen zu analysieren. Gewebe weisen eine deutlich komplexere Struktur auf als technische Werkstoffe wie Metalle. Festigkeit und Elastizitätsverhalten als mechanische Eigenschaften können auch für komplexe biologische Strukturen beschrieben werden. Knochen ist z. B. einerseits ein Material mit spezifischen Eigenschaften, andererseits aber auch ein lebendes Organ mit der Fähigkeit zu einer adaptiven Reaktion auf Belastung.

Neben den Spannungen (*stress*) wird die Größe Verzerrung (*strain*) (Bezeichnung für Dehnungen und Scherungen) zur Darstellung der auftretenden Belastungen herangezogen. Diese ist in der Biomechanik ein üblicher Vergleichswert zur Charakterisierung der Knochenbelastung. Die Verzerrung gibt die Längenänderung in Bezug zur Ausgangslänge an. Dabei entspricht 1 *strain* einer Längenänderung von 100 Prozent und 1 μ strain einer Dehnung von 0,0001 Prozent. Üblicherweise werden gemittelte Maße verwendet, die sich aus den *shear strains* und *normal strains* zusammensetzen (55; 56; 60; 64).

Die Einwirkung einer Kraft F auf einen Körper bewirkt entweder eine Verformung (Dehnung) oder eine Veränderung des Bewegungszustandes. Je nach Werkstoffeigenschaften (Elastizitätsmodul) des betrachteten Materials (hier: Knochen) und der Größe der Krafteinwirkung

können Verformungen verschiedene Eigenschaften haben: elastisch (d. h. reversibel), plastisch (d. h. irreversibel) oder viskos (d. h. fließend).

Dank der Allgemeingültigkeit solcher physikalisch-technischen Prinzipien können sie auch auf biologische Systeme übertragen werden. Knochen, der zu 70 % aus anorganischer Materie (Hydroxylapatit) besteht, ist z. B. ein Werkstoff, der unterschiedliche Verformungszustände aufweist: sowohl elastische, plastische als auch viskose. Der nichtlineare Anteil der Kräfte ist allerdings sehr gering und wird durch ununterbrochene Umbauvorgänge (Knochenab- und -anbau) ausgeglichen. Biomechanik ist der Oberbegriff für die Gesamtheit der Verfahren zur Analyse und Bestimmung von Belastungen und Verformungen (z. B. des Knochens).

Für die implantologische Therapie ist die Biomechanik von besonderer Wichtigkeit, weil Zähne und Implantate auf unterschiedliche Weisen im Knochen verankert sind. Biomechanische Untersuchungen und Überlegungen haben in erster Linie das Ziel, die Beanspruchung von Zähnen, Implantaten und periimplantärem Knochen durch implantologisch-prothetische Restaurationen zu erfassen und, davon abgeleitet, die implantologischen Therapieverfahren zu qualifizieren und zu optimieren.

Prinzipiell ist es möglich, die mechanischen Eigenschaften eines Systems durch zwei unterschiedliche mathematisch-physikalische Verfahren zu untersuchen: die Statik und die Festigkeitslehre. Geschwindigkeitsabhängige Einflüsse werden unter Zuhilfenahme der Lehre von der Dynamik analysiert. Dynamische Effekte haben jedoch zwei wesentliche Voraussetzungen: Der bewegte Körper muss sowohl eine große Masse als auch eine hohe Geschwindigkeit aufweisen. Diese Bedingungen treffen auf den Unterkiefer (Kauorgan) in aller Regel nicht zu, denn dieser wird bei Annäherung an die Schlussbissstellung abgebremst.

Jede Art von Krafteinwirkung sowie auch die daraus resultierenden Verformungen verursachen mechanische Spannungen (*stress*). Diese können als eine Art von Widerstand angesehen werden, mit dem sich der Körper, auf den die Spannung wirkt, der Verformungskraft entgegensetzt. Je nach Ausrichtung der Beanspruchung unterscheidet man Druck-, Zug- und Scherkräfte (Kompression, Dilatation, Friktion) sowie Spannungen. Letztere können nicht gemessen, sondern nur – in Abhängigkeit vom Elastizitätsmodul – aus den Verformungen berechnet werden.

Frost (55; 56; 60; 64) entwickelte diese Erkenntnisse weiter und beschrieb seine „Mechanostat-Theorie“. Diese besagt, dass für die Knochenbildung und -erhaltung bestimmte Biegebelastungen notwendig sind. Dadurch kann sich der Knochen auf von außen einwirkende Kräfte und Belastungen in Form, Größe und Ausrichtung anpassen. Voraussetzung dazu ist die Umwandlung eines ausreichend großen mechanischen Reizes in ein zelluläres Signal, wodurch es zur Aktivierung von Osteoblasten und Osteoklasten kommt. Dabei führte er den Begriff des „minimal effective strain“ (MES) ein, ein Belastungswert, der gerade noch zu einer Zellaktivierung und damit zur Knochenapposition im Sinne des Umbaus oder *remodellings* führt (55; 56; 60; 64).

Der physiologische Bereich, in dem der Knochen auf die durch das Implantat entstehende Belastung reagieren kann, liegt zwischen 300 und 4.000 μ strain. Unter 300 μ strain kann es zur Knochenatrophie kommen, während Belastungen über 4.000 μ strain zu fibrösen Umbauprozessen führen (60). Bei Dehnung des Knochens über 20.000 μ strain kommt es zu Überbelastung des periimplantären Knochens und zur Fraktur. Untersucht man anstelle der Dehnung die Spannung auf den Knochen, so wird als Belastungsgrenze ca. 140 MPa angegeben. Bei Spannungen oberhalb dieses Wertes kommt es zur Fraktur, bzw. zum mechanischen Versagen des Knochens (59; 61; 62; 63).

Bei der Krafteinwirkung in ein System (z. B. eine implantatgetragene Brücke) ist die Größe der Verformung (Durchbiegung) von der Dehnsteifigkeit und der Biegesteifigkeit der einzelnen Komponenten abhängig. Die Biegesteifigkeit der einzelnen Systemkomponenten wird von ihren mechanischen Werkstoffeigenschaften (Elastizitätsmodul), der Länge des Brückenabschnitts und dem Brückenquerschnitt bestimmt. Neben der Steifigkeit der Suprastruktur beeinflusst auch die Steifigkeit des Implantatlagers die mechanische Beanspruchung des gesamten Systems. Knochenqualität und -quantität haben einen starken Einfluss auf die Primärstabilität, da der primäre Kontakt zwischen Knochen und Implantat bei dichtem Knochen größer ist als bei Knochen mit niedrigerer Dichte. Dadurch haben Implantate, die in qualitativ hochwertigerem Knochen gesetzt wurden, in den ersten drei bis vier Wochen eine signifikant höhere Stabilität und damit eine höhere Überlebensrate als Implantate, die in Knochen mit niedrigerer Qualität gesetzt wurden (43).

Um enossale Implantate erfolgreich verankern zu können, ist es notwendig, dass neben einem ausreichenden Knochenangebot auch eine genügende Dichte der Knochenstruktur gegeben ist.

Im Kieferbereich werden zwei Knochenstrukturen unterschieden: Kompakta und Spongiosa. Für die Einschätzung der Knochenqualität wird die Klassifikation nach Lekholm und Zarb (105) herangezogen (Tab. 7).

Klasse	Spongiosa	Kompakta
1	wenig	überwiegend, homogen
2	engmaschig	breit
3	engmaschig	dünn
4	weitmaschig	dünn

Tab. 7: Klassifizierung der Knochenqualität (105).

Im Oberkiefer findet sich nach Lekholm und Zarb (105) hauptsächlich Knochen der Klasse 3 und 4 mit eng- oder weitmaschiger Spongiosa und dünner Kompakta, im Unterkiefer Knochen der Klasse 1 und 2 mit einer hohen Knochendichte (105) (Abb. 7).

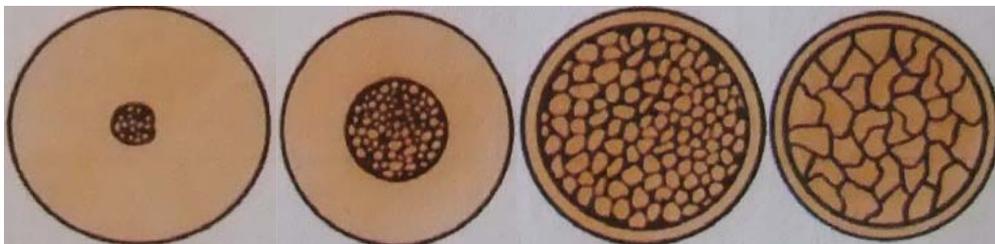


Abb. 7: Klassifikationsschema der Knochenqualität. Das Schema zeigt eine Differenzierung der Kieferknochen anhand ihrer Dichte, wobei das Verhältnis von kortikalen zu spongiösen Knochenanteilen dargestellt wird (nach: (105)).

Bei der Belastung von Zähnen, Implantaten und des Kieferknochens handelt es sich um einen quasi statischen Prozess. Die Statik dient dabei der Berechnung der Kräfte, die Festigkeitslehre zur Ermittlung der jeweiligen Verformungen. Auf diese Weise kann man die mechanische Beanspruchung des kranio-mandibulären Systems hinreichend genau erfassen. Alle biomechanischen Untersuchungsmethoden haben eine Analyse des Gleichgewichtszustands zum Ziel.

1.7.1 Orthologische Aspekte

Um das Wirken der physiologischen und der pathologischen Belastungen im Mundraum zu verstehen, ist es hilfreich, zunächst einige physikalische Grundlagen zu erörtern. Im Folgenden werden zunächst einige orthologische Aspekte in Form des Normalzustandes dargestellt, auf deren Grundlage daraufhin pathologische Abweichungen beschrieben werden. Schließlich kann anhand dieser Unterschiede dann erörtert werden, inwieweit die mechanischen Gegebenheiten die Funktionsweise von Implantaten beeinflusst.

Die Kraft wird in Newton (N) gemessen; internationale Einheit für Druck ist Pascal (Pa). Dieser Wert beschreibt die Kraft pro Angriffsfläche: $1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$. Kräfte können durch Höhe, Dauer, Richtung und Typ beschrieben werden. Die maximale Kaukraft bei Erwachsenen ist abhängig von Alter, Geschlecht, Zustand des Gebisses, Kauzone und vor allem von sogenannten Parafunktionen (115; 114; 67; 3).

Wenn eine Kraft auf einen starren Körper mit Drehachse (Hebelarm) eine Drehwirkung ausübt, erzeugt sie ein Drehmoment M . Die Analyse der Krafteinwirkung auf einen Körper erfordert folgende Informationen zur Kraft: ihre Größe, ihre Richtung und ihren Angriffspunkt.

Der Elastizitätsmodul von Titan hat nach Albrektsson (4) eine Größe von etwa $1,1 \times 10^{11} \text{ N/m}^2$ (Abb. 8) und eine Bruchfestigkeit auf Zugkräfte von etwa $3 \times 10^8 \text{ N/m}^2$. Im Vergleich zu diesen Werten ist der Elastizitätsmodul von menschlicher Spongiosa nach Albrektsson (4) größer: es findet sich hier ein Wert von ca. 10^{10} N/m^2 , die Zugbeanspruchung liegt bei etwa $5 \times 10^7 \text{ N/m}^2$.

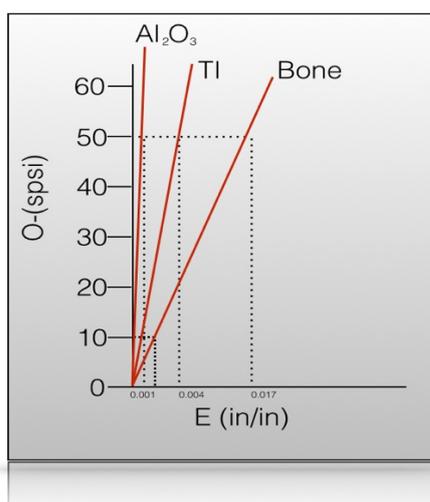


Abb. 8: Steifigkeit von Titan im Vergleich zum Kortikalknochen. Titan (Ti) ist 5- bis 10-mal steifer (E) als Kortikalknochen. Gezeigt wird der Elastizitätsmodul von Aluminiumoxid-Keramik (Al₂O₃) und Titan (Ti) im Vergleich zum Knochen (aus: (120)).

Die Größen der Kräfte, die im Mund auftreten können, sind individuell sehr unterschiedlich. Bei physiologischer Belastung (Kauen, Schlucken, Pressen in zentrischer Okklusion) werden im Seitenzahnggebiet von der Muskulatur bis zu maximal 40 bis 50 N aufgebracht, die als Vertikalkräfte auf Zähne und/oder Zahnersatz einwirken (120), siehe auch Abb. 9.

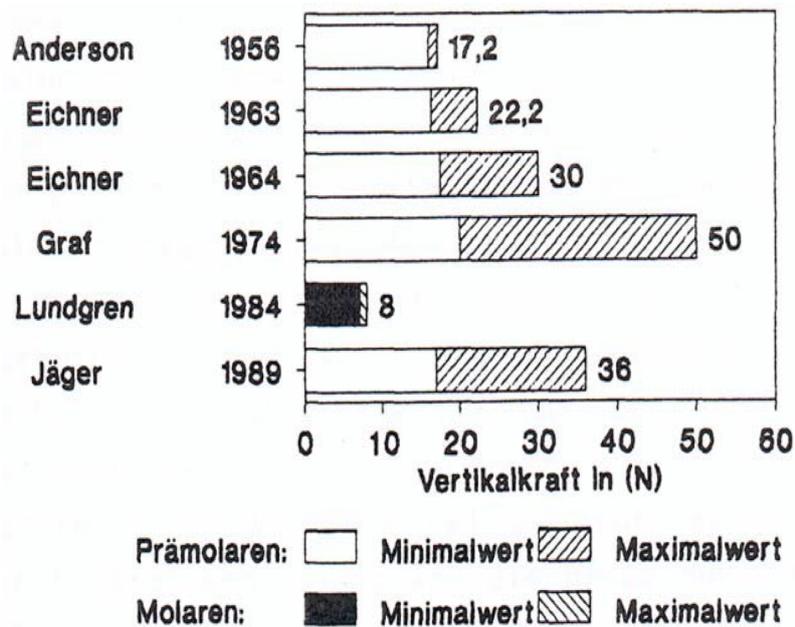


Abb. 9: Vertikale Maximalkräfte zwischen Zähnen bei physiologischer Belastung ohne Bisserrhöhung (aus: (145)).

Aufgrund der Vielfalt der Bewegungsformen (Mahlbewegungen/horizontal, Hackbewegungen/vertikal) sind eine eindeutige Richtung und konkrete Angriffspunkte der Kräfte, die bei der Beanspruchung durch das Kauen auf die Zähne, den Zahnhalteapparat und den Kieferknochen wirken, schwer zu definieren.

1.7.2 Pathologische Aspekte – Bezug zur Zahnheilkunde

Bei unphysiologischer Maximalbelastung können die im Mund auftretenden Kräfte bis auf das zehnfache der physiologischen Belastung von 40-50 N ansteigen (Tab. 8; Abb. 10).

Bezug	Alter	Zahl	Frontzahn	Eckzahn	Premolar	Molar
5	26-41	142				710
6	31,1+/-4,9			323-485	424-583	475-749
7	Erwachsene	57	150			450
8	21-30	20				572
	31-40	20				481
	41-50	20				564
	51-60	17				485
	61-70	8				374
9	18-20					176

Tab. 8: Maximale Kaukraft in Newon (N) (120).

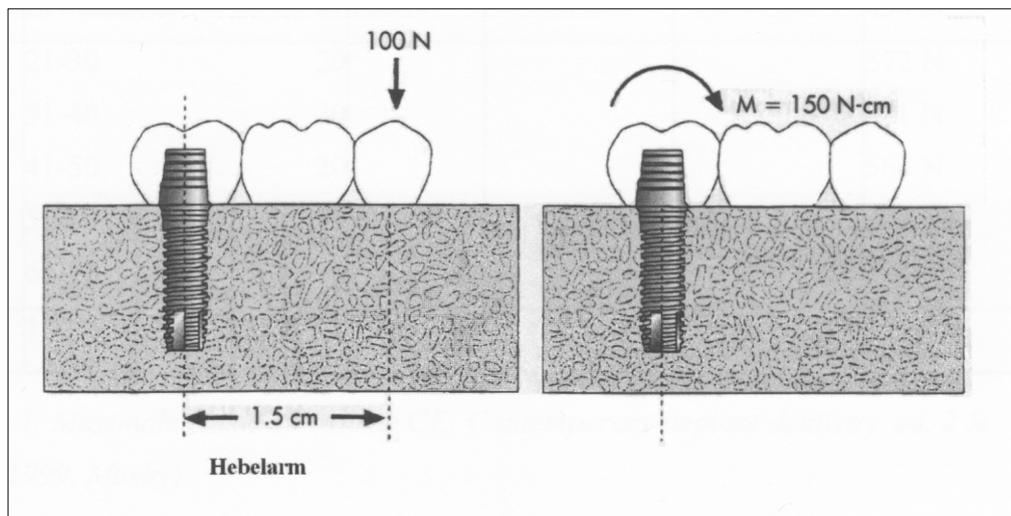


Abb. 10: Krafteinwirkung auf Implantate. Der Wert der Belastung ist das Ergebnis der Multiplikation zwischen der Länge des Hebelarms und der darauf wirkenden Kraft (aus: (120)).

Nach einer Literaturrecherche kamen Körber und Ludwig (96) auf den Mittelwert von $244,5 \pm 31 \text{ N}$ als maximale Kaukraft für den Einzelzahn. Axiale Belastung am Mahlzahn 16 führte zu wesentlich höheren Bruchfestigkeitswerten ($1478 \pm 246 \text{ N}$) als die Belastung unter 30° am Frontzahn 11 ($867 \pm 125 \text{ N}$) und 45° am Eckzahn 13 ($590 \pm 90 \text{ N}$). Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen Morgan und James (124), die die Kraftverteilung nach vertikaler Belastung dentaler Implantate maßen und dabei feststellten, dass Biegekräfte die direkten axialen Belastungen bei weitem übertreffen können. Dies entspricht den Befunden von Cho et al. (41).

Mehrere Studien beobachten Parafunktionen und instabile okklusale Verhältnisse, die mit einem Verlust von periimplantärem Knochen, Implantatfrakturen und prothetischen

Misserfolgen einhergehen (84; 154). Naert et al. (126) spekulieren, dass funktionelle Überbelastungen die wesentliche Ursache für periimplantären Knochenabbau darstellen.

Axial einwirkende Druckbelastungen werden zirkulär über das Implantat auf den umgebenden Knochen verteilt (44). Eine extraaxiale Druckbelastung bewirkt eine Hebelkraft, die hauptsächlich die apikalen Anteile des Implantatbettes belastet (140; 141). Aufgrund dieser Tatsache sollten extraaxiale Kräfte vermieden und axiale Kräfte angestrebt werden, da ein langer Hebelarm die Hebelkraft und somit die Belastung vergrößert (siehe auch Abb. 11).

Klinische Hebelarme tragen zu Drehmomenten auf den Implantaten bei. So stellt z. B. eine Extensionsbrücke immer eine Hebelsituation mit unweigerlich auftretendem Drehmoment dar. Die Kronenhöhe als Hebelarm entlang der Kraft in Richtung buco-lingualer bzw. mesio-distaler Achse. Komponenten der Lingualkraft können zudem ein Drehmoment über den Implantathals bewirken, wenn sie auf der Extension wirken. Die Kraft entlang der vertikalen Achsen ist jedoch nicht von der Kronenhöhe beeinflusst (120).

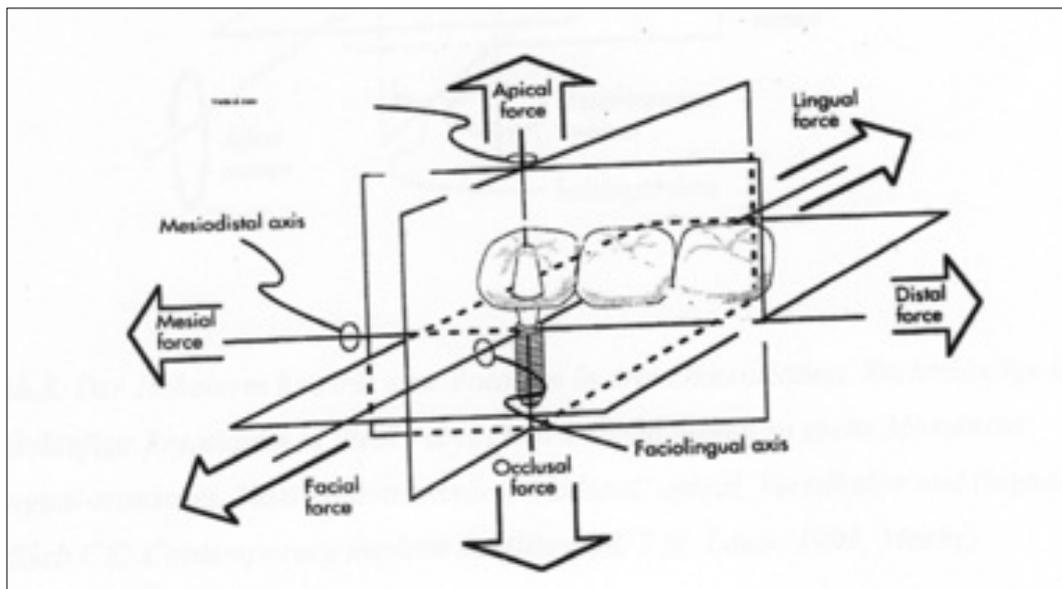


Abb. 11: Schematische dreidimensionale Darstellung der auf ein Implantat wirkenden Kräfte. Die Kräfte sind dreidimensional mit Komponenten in eine oder mehrere klinische Richtungen (Achsen) dargestellt: mesio-distal, vestibulo-lingual und okkluso-apical. Der Hebelarm bewirkt eine Rotation in drei Dimensionen. Rechtsläufige und linksläufige Rotationen in diesen drei Dimensionen führen zu sechs Momenten: lingual-transvers, vestibulär-transvers, okklusal, apical, vestibulär und lingual (aus: (120)).

Jedoch wirken unter physiologischen, kaufunktionellen Bedingungen ständig die Richtung wechselnde Kräfte auf die prothetische Suprakonstruktion und somit auf das Implantat. Durch

Verwendung eines größeren Implantatdurchmessers und die damit verbundene Erhöhung der Steifigkeit, kann der Belastung entgegengewirkt und die Gefahr von Materialermüdung und Implantatfrakturen minimiert werden. Die Implantatlänge spielt bei Druckkräften eine untergeordnete Rolle (23; 82). Wählt man einen um 30 % größeren Implantatdurchmesser, so erhöht sich die Steifigkeit bereits um den Faktor 5 (188).

1.8 Biomechanische Implantatbelastungen

Setzt man zwei unterschiedliche Materialien ohne Verbindungsmaterial zusammen und belastet eine der beiden Komponenten, tritt nach einer mechanischen Grundregel *stress* vor allem dort auf, wo die beiden Materialien zuerst in Kontakt kommen. Die Stresslinien bilden „V“- oder „U“-Formen und weisen am Punkt des ersten Kontaktes die größte Amplitude (Umfang) auf (Abb. 12).

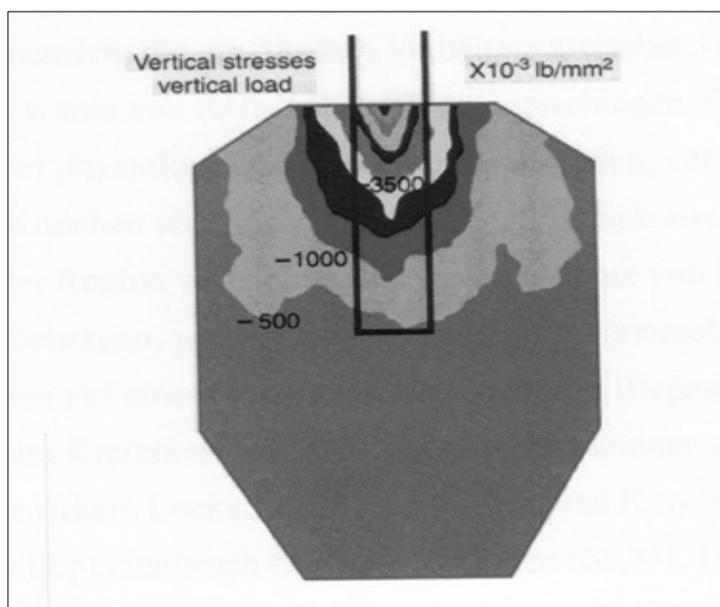


Abb. 12: „3-D-Finite-Element-Analyse“ eines Implantats bei axialer Belastung. Die Stresslinien bilden „V“-Formen, ähnlich denen, die im Kortikalknochen beobachtet wurden (aus: (120)).

Folglich findet die mechanische Verteilung des Drucks in erster Linie am Ort der Verbindung von Knochen und Implantat statt.

Die Dichte des Knochens hängt direkt von der Stärke des Knochens ab. Misch et al. (122) haben über die biomechanischen Eigenschaften der 4 unterschiedlichen Knochendichten behauptet, D1 sei 10-mal stärker als D4 und D2 sei ungefähr 50 % stärker als D3. Die Knochendichte beeinflusst also die Steifheit des Knochens.

Gegenüber einem natürlichen Zahn liegt beim Implantat durch die biomechanischen Belastungen naturgemäß eine völlig andere Situation vor: Während der Zahn über die Fasern der Wurzelhaut hängemattenförmig im Knochenfach aufgehängt ist, besteht beim Implantat entweder ein direkter Knochenkontakt oder eine bindegewebige Einheilung, d. h. eine Schicht aus Bindegewebe zwischen Implantat und Knochen, die während des Einheilvorgangs entsteht (79; 160).

Aufgrund starker Belastung erfährt der Kieferknochen um ein Implantat herum völlig andere Beanspruchungen, als um einen natürlichen Zahn und kann auf Überbelastung mit Resorption (Rückbildung des Knochens) reagieren, die eine Lockerung des Implantats und letztlich dessen Verlust zur Folge haben kann (59; 61; 62; 63).

Während bei der Betrachtung der Osseointegration vornehmlich der biomechanische Verbund zwischen Implantat und Knochen im Vordergrund steht, ist im Hinblick auf die biomechanische Belastung bzw. Belastbarkeit dieses Verbunds die Achsenstellung eines Implantats von Bedeutung. Hierbei existiert der oft geäußerte Wunsch, eine möglichst axiale Belastung für eine optimale Krafteinleitung zu erhalten. In diesem Sinne sollen nach Spiekermann (170) Kaukräfte möglichst axial auf das Implantat gelangen (Abb. 13). Dabei soll ein zentraler Höcker-Fossa-Kontakt zwischen dem in der Verlängerung des Kraftvektors des antagonistischen Zahns liegenden Implantat und dem Antagonisten selbst erfolgen.

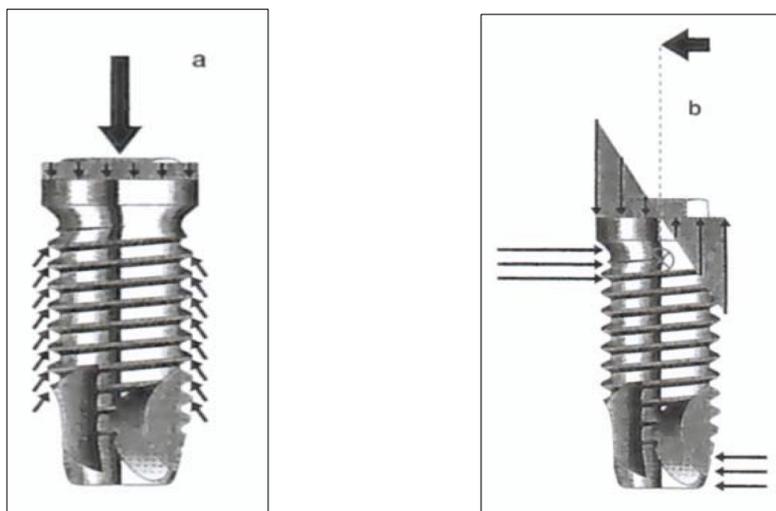


Abb. 13: Auf das Implantat wirkende Kräfte. Eine axial einwirkende Kraft (links) ermöglicht eine Kraftverteilung der Belastung zirkulär um den Implantatquerschnitt und die darin eingearbeiteten Gewindegänge und erzielt damit eine relativ höhere Belastungsfähigkeit des Implantats. Eine transversal gerichtete Kraft (rechts) führt zu einem Biegemoment und ebenfalls zu einer Spannungskonzentration an Knochen und Implantat (aus: (140)).

Eine der früheren Theorien, welche ein direktes Verhältnis zwischen Belastung und Größe des Knochenumbaus beschreibt, wurde von Kummer (101) vorgeschlagen. Belastungen am Kieferkamm, die über physiologische Grenzen hinausgehen, verursachen Mikrofrakturen im Knochen sowie Resorptionen. Diese Stresskonzentration kann die Blutversorgung in der Region verringern; eine Abnahme von Blutgefäßen kann des Weiteren zu Knochenverlust beitragen, was zur Anfälligkeit für anaerobe Bakterien führt (73). Die zusätzlichen okklusalen Lasten auf ein Implantat können als ein Biegemoment wirken, was den Druck(-stress) am Kieferkamm weiter erhöht. Diese Kräfte können einen Bruch des Implantatkörpers bewirken; eine Lockerung der Schrauben und auch Knochenresorptionen (Abb. 14) können oft vor einem solchen Implantatbruch beobachtet werden.

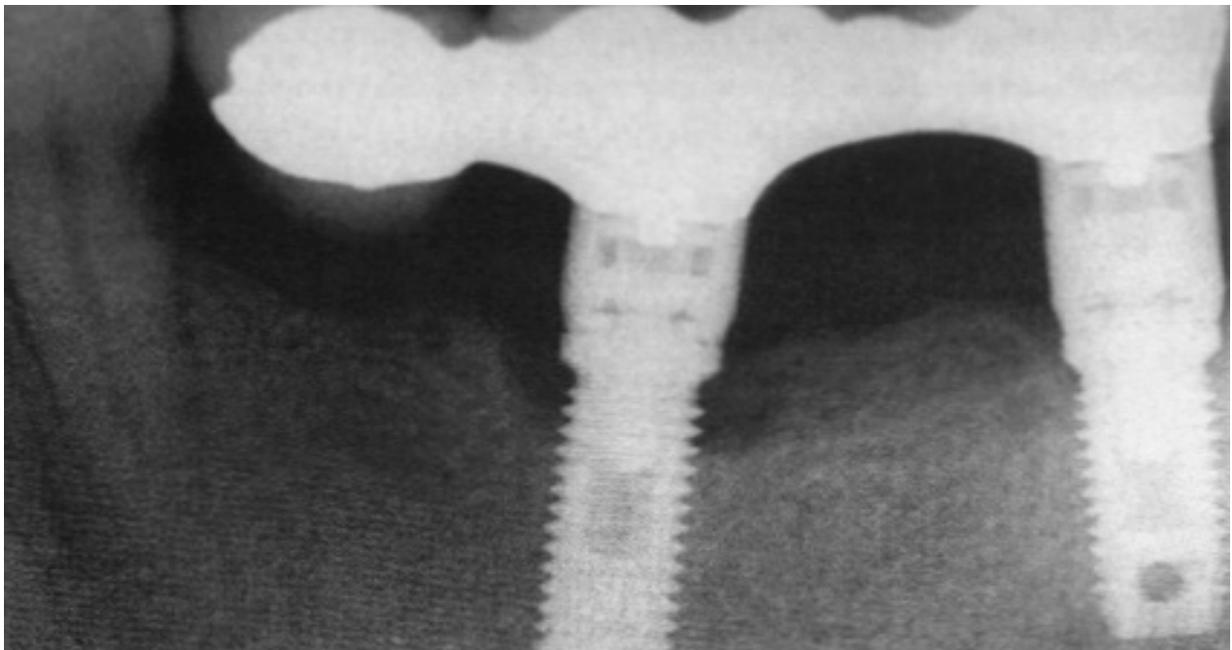


Abb. 14: Deutlicher Knochenverlust bei einem Implantat. Das Röntgenbild zeigt deutlichen Knochenverlust beim linken Implantat nahe der Extension (102).

Dieselben Kräfte, die die Knochenresorptionen verursachen, können also in der Folge zu Frakturen führen (Abb. 15).

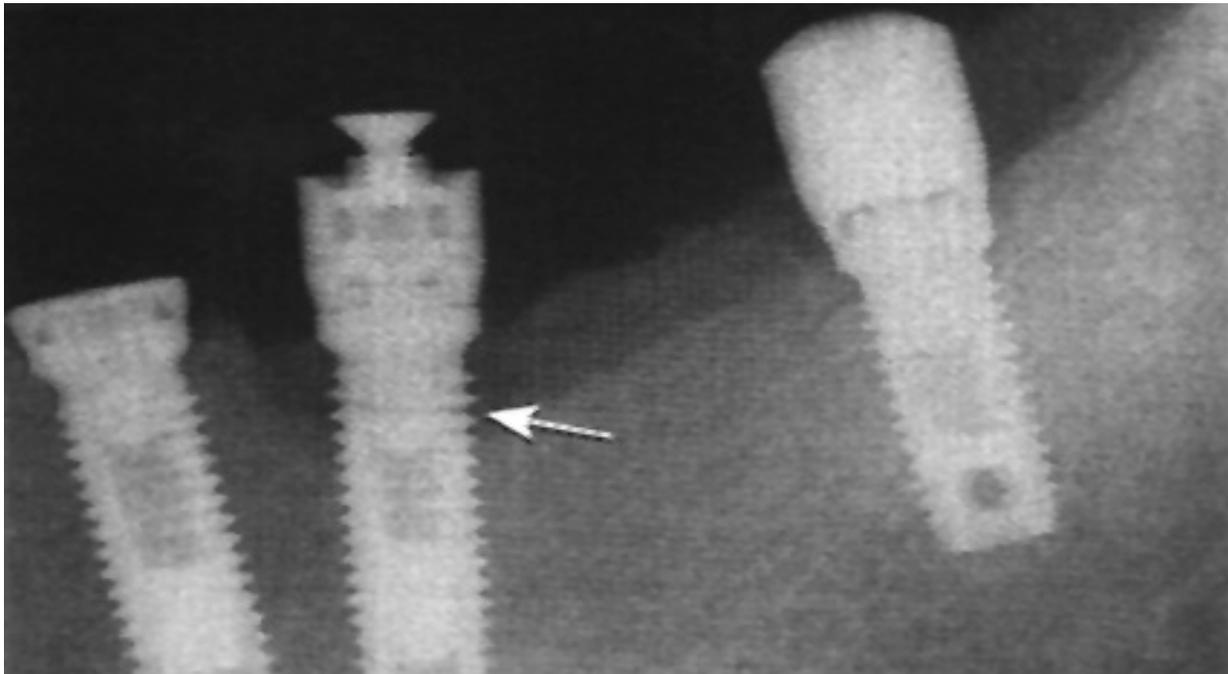


Abb. 15: Radiografische Darstellung von drei Implantaten im UK-Seitenzahnbereich. Implantatbruch nach Knochenresorption: dasselbe Implantat, wie in Abb. 13 gezeigt, erlitt später eine Fraktur, deren Stelle durch den Pfeil markiert wird (102).

Der Knochen ist in der Nicht-Belastungsphase des Implantats weniger dicht als ein Jahr nach der prothetischen Belastung. Er ist nach 4 Monaten zu 60 %, nach 52 Wochen schließlich komplett mineralisiert. Der Knochen reagiert am besten bei Kompressionskräften, 30 % weniger bei Zugkräften und 65 % weniger bei Scherkräften. Bei der Verwendung von Extensionen stellten Lindquist et al. (109) eine Zunahme von Knochenverlust in der Versorgung des zahnlosen Kiefers fest. Dabei beobachteten sie einen Zusammenhang zwischen der Länge der Extensionen und der Zunahme von Dezentrierungen, Schraubenfrakturen und Implantatfrakturen, wobei vor solchen Brüchen häufig Schraubenlockerungen und Knochenresorptionen auftraten.

1.8.1 Risikofaktoren

Über 60 Risikofaktoren, so die allgemeine Annahme, können einen negativen Einfluss auf den implantologischen Behandlungsplan haben. Zwar stellen Risikofaktoren keine absolute Kontraindikation für ein Implantat dar, bergen aber die reale Gefahr, dass sich die

Komplikationsrate um ein Vielfaches erhöht. Einige dieser Faktoren sind wesentlich relevanter als andere. Große auf das Implantat wirkende Kräfte etwa haben nicht grundsätzlich einen Misserfolg oder Komplikationen zur Folge. Da Stress und wirkende orale Kraft direkt miteinander zusammenhängen, erhöht im Ergebnis jede Kraft wiederum den Stress. Eine Zunahme der Dauer einer repetitiv wirkenden Kraft ist hierbei ein erhebliches Problem. Die Materialermüdung folgt einer Kurve, die von der Zahl der Zyklen und der Kraftintensität abhängt. Einerseits kann eine einzelne Kraft so groß sein, dass ein einziger Zyklus zu einem Bruch führt; andererseits ist es möglich, dass eine schwache, aber repetitive Kraft ebenso eine Fraktur zur Folge hat.

Infolge ihrer Individualität weisen Patienten auch unterschiedliche Kräfte auf, was Intensität, Dauer, Typ und Richtung betrifft. Einige Risikofaktoren können hierbei den Effekt von oralen Gegebenheiten erhöhen oder multiplizieren.

Diese oralen Situationen (Zustand, Verfassung) mit Einfluss auf die Stressverteilung auf Implantate und prothetische Versorgung sind:

1. Parafunktionen
 - a. Bruxismus ist vertikales oder horizontales Knirschen. Bruxismus kann Zähne, Muskeln, Knochen, Implantate und Restaurationen beeinflussen. Zusammenpressen ist eine Gewohnheit, die ohne seitliche Bewegung eine konstant angewendete Kraft von einer okklusalen Oberfläche zur anderen erzeugt.
 - b. Zungenpressen
2. Höhe der Krone
3. Kaudynamik
4. Position der Implantate auf dem Kiefer
5. Richtung der Belastung
6. Kontralaterale Zähne bzw. ihre Versorgung

Ein sehr wichtiger Risikofaktor ist extremer Bruxismus, der mit dem Wert 10 auf einer Risikoskala von 1 bis 10 gewertet wird. Ein Patient mit dieser Parafunktion hat aus zwei Gründen eine hohe Gefährdung: die Größe der Kraft nimmt mit der Zeit zu, weil die Muskeln stärker werden und die Zahl der Zyklen sich erhöht. Schließlich bricht einer der orofazialen Lastträger (Zahn oder Implantat), wenn die Intensität oder die Dauer der Kräfte nicht verringert

werden. Es wird folglich kein langfristiges positives prothetisches Resultat bei Patienten mit extremem Bruxismus erwartet.

Der nächste Gefahrenmoment für den Erhalt der Implantate ist extremes Zusammenpressen mit dem Wert 9 auf der Risikoskala. Extensionen folgen auf der Liste der Risikofaktoren, dann die Kaumuskulaturdynamik.

Da es viele biomechanische Parameter gibt, die für ein gutes Langzeitergebnis eine wesentliche Rolle spielen, müssen diese bei der Gesamtplanung der implantatprothetischen Versorgung berücksichtigt werden. Kaukräfte sollten optimalerweise auf die gesamte Konstruktion und das Implantatlager verteilt und Überbelastungen so weit wie möglich vermieden werden. Die anatomische Form des Alveolarfortsatzes, Dichte und Elastizitätsmodul des kompakten und spongiösen Knochens sind individuelle Einflüsse eines jeden Patienten, auf die der Zahnarzt keinen Einfluss hat. Faktoren, die der Behandelnde dagegen beeinflussen kann, sind Implantatdesign, -länge, -durchmesser und -achsenangulierung.

Bei der Insertion des Implantats sollte dessen Position so ausgerichtet werden, dass die bukkale Knochenlamelle einen größeren Umfang hat und in ihrer Quantität mindestens genauso groß ist wie die verbliebene orale Knochenstruktur (145) (Abb. 16).

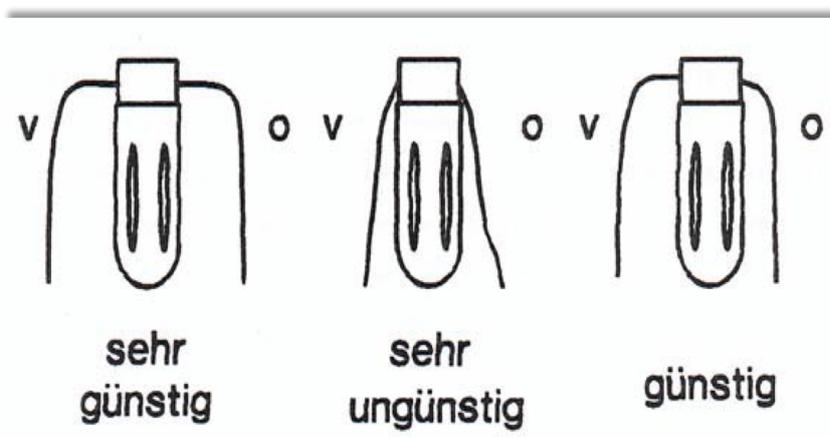


Abb. 16: Implantat-Knochen-Relation (aus: (145)).

Die okklusale Gestaltung der Kronen sollte so erfolgen, dass das Implantat eine zentrische Kraftbelastung erfährt (Abb. 17).

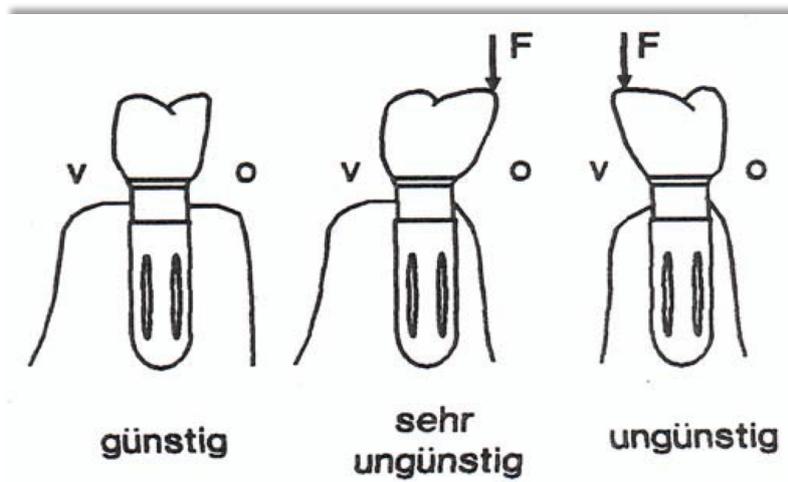


Abb. 17: Durch anatomische Gestaltung der Kronen soll Über- bzw. Scherbelastung vermieden werden (aus: (145)).

Dreidimensionale Analysen der Beißkraft ergaben einen Anstieg der Kraft von anterior nach posterior (179). Transversale Kräfte sollten aus diesem Grund weitgehend nach anterior gelegt werden. Diese Überlegung unterstützt das Okklusionskonzept der Eckzahnführung, ist aber nicht durch eine Studie nachgewiesen. Hobkirk und Brouziotou-Davas (75) verglichen in einer Studie die Kaukräfte bei implantatstabilisierten Brücken bei balancierter und unbalancierter Okklusion. Beim Kauen von Brot gab es keinen Unterschied in der Belastung, aber beim Kauen von harter Nahrung, wie Nüssen und Karotten, war die Belastung bei der balancierten Okklusion geringer (75).

1.8.2 Lösungsansätze

Die genannten Risikofaktoren können aber erheblich gemindert werden, wenn der Stress auf das Implantatsystem reduziert wird. So muss z. B. beim Bruxismus der Behandler alle Faktoren betrachten, die fähig sind, den Druck bzw. die Belastung zu verringern.

Die funktionelle Belastung des Knochens verhindert dessen Abbau und führt zur Verdichtung des beanspruchten Knochens in der Umgebung der Implantate. Entscheidend ist, ob die ausgeübte Kraft eine physiologische, materialgerechte Belastung bewirkt oder eine Überbelastung des Knochens darstellt.

Folgende biomechanische Einflussgrößen stehen zur Verfügung (nach: (192)):

- Implantatlänge/Implantanzahl
- Implantatdurchmesser
- Implantatform
- Verhältnis Implantat/Kronenlänge
- Ausdehnung von Extensionen
- Verblockung von Implantaten
- Kombination von Zähnen und Implantaten
- Befestigung der Suprakonstruktionen
- Gestaltung der Kauflächen/Okklusion
- Richtung der eingeleiteten Kraft
- Wahl von Verankerungs- und Verbindungselementen

Ein Stress auf das Implantatsystem kann reduziert werden, wenn die Fläche, auf die sich die Kraft verteilt, vergrößert wird. Die beste Methode hierfür ist, die Zahl von Implantaten zu erhöhen. Bidez und Misch (26) haben nachgewiesen, dass die Krafteinwirkung auf den Knochen bei drei Pfeilern kleiner ist als bei zwei Pfeilern. Die jeweilige Implantatposition hängt dabei von der Zahl der Implantate ab. Die Implantanzahl und ihre Positionen sollen die Extensionen, wenn möglich, vermeiden, besonders wenn andere Kraftfaktoren zunehmen. Die Kaukräfte werden über das Implantat-Knochen-Interface übertragen. Interface-Belastung (N/mm^2) = eingeleitete Kraft / Implantatoberfläche (mm^2).

Die Gesamtoberfläche hängt von der Länge, dem Durchmesser, der Form und der Anzahl der Implantate ab. Eine Erhöhung eines einzelnen der genannten Parameter führt zu einer Reduzierung der Interface-Belastung, da sich die Gesamtoberfläche dadurch vergrößert.

Auch bei Freidanhängern zeigt sich, dass eine erhöhte Zahl von Implantaten den Stress auf das einzelne Implantat reduzieren kann: die lateral auf Freidanhänger einwirkenden Kräfte erzeugen Biegemomente an dem distalen Implantat. Bei Vorhandensein von vier oder fünf über den Zahnbogen verteilten Implantaten wird den Biegemomenten durch die anderen Implantate

jedoch entsprechender Widerstand geboten, wohingegen in Gegenwart von nur zwei in einer Linie angeordneten Implantaten die Biegemomente nicht hinreichend aufgenommen werden. Dies kann zum Bruch der Befestigungsschraube führen, die nur über eine Biegeermüdungskraft von 50 bis 60 Ncm verfügt. Eine laterale Kraft von 20 N, die 20 mm vom Implantat entfernt einwirkt und ein Biegemoment von 100 Ncm erzeugt, würde diese Biegefestigkeit überschreiten. Drei Implantate vermeiden dieses kritische Biegemoment bereits wirkungsvoller als zwei. Um die Lateralbelastung herabzusetzen, sollte im Seitenbereich Disklusion sichergestellt und bei Anwesenheit von nur zwei Implantaten begrenzt werden. Nach Haraldson et al. (70) lassen sich die Kaukräfte bei Patienten mit osseointegrierten Implantaten mit denen einer natürlichen Bezahnung vergleichen (Durchschnittswerte: leichtes Beißen: 15,7 N, Beißen beim Kauen: 50,1 N, maximales Beißen: 144,4 N).

Das Verhältnis von Implantat- und Kronenlänge ist bei der Einwirkung von nicht axialen Kräften von Bedeutung. Je länger die klinische Krone (supraossärer Anteil) und je geringer die Implantatlänge (intraossärer Anteil), desto höher ist (bei gleicher Krafteinwirkung) das auf das Implantat einwirkende Biegemoment. Das Längenverhältnis von Krone zum Implantat sollte kleiner als 1 sein. Längenverhältnisse von 1:2 oder 1:3 sind ideal für eine geringe Biegebeanspruchung. Biegebeanspruchungen können Ursache für Früh- und Spätverluste sein (49; 85).

Weitere Ansätze zur Vermeidung von Frakturen oder Verminderung der Stressübertragung nennen Rangert et al. (141). Die Autoren errechneten, dass zur Vermeidung der Fraktur einer Implantat-Befestigungsschraube aus Gold, welche über eine Zugfestigkeit von maximal etwa 600 N verfügt, implantatgestützte Freidendhänger nicht mehr als die doppelte Länge des Zwischenraums zwischen den Implantaten überschreiten sollten. Dabei stützt sich die Berechnung auf die bekannte maximale okklusale Kraftentfaltung von 300 N, welche für die Molarenregion angenommen wird, ein Wert, der mit den Kräften vergleichbar ist, die von einer Reihe von Autoren (52; 38; 70; 71; 74) erwähnt wurden. Die Länge des Implantats nimmt zwar weniger Einfluss auf die Stressübertragung, ist aber relevant für die Primärstabilität und die Größe der Kontaktfläche. Dabei ist der Durchmesser noch wichtiger als die Länge. Auch der Typ des Implantats und die Zahl der Gewindegänge sind bei der Stressübertragung zu beachten. Zylinderimplantate weisen eine um 30 % kleinere Oberfläche als ein Schraubenimplantat auf, und ein Implantat mit 10 Gewinden hat selbstverständlich eine größere Oberfläche als ein Implantat mit 5 Gewindegängen bei gleicher Länge.

Bei gleicher Krafteinwirkung weisen Zähne eine deutlich größere vertikale und horizontale Beweglichkeit auf als Implantate (128). Bei der Verbindung von Zähnen mit Implantaten (Verbundbrücken) können erhebliche Biegemomente auf den unnachgiebigeren Pfeiler ausgeübt werden. Wenn immer möglich, sollte reinen implantatgetragenen Konstruktionen der Vorzug gegeben werden (127).

Die Erfolgsaussichten der Implantation können also durch die Vermeidung lokaler Überbelastungen des Knochens und der damit verbundenen Resorptionserscheinungen erhöht werden. Hierfür müssen die entsprechenden mechanischen Spannungsverteilungen und ihre Beeinflussung durch die verschiedenen (physiologischen und konstruktiven) Parameter genauer bekannt sein. Die ankylotische (versteifende) Verankerung bietet die idealen Voraussetzungen für Erfolg und Funktionalität eines Implantats, denn durch sie werden alle auftretenden Kräfte (Druck, Sicherung und Zug) übertragen.

1.8.3 Analyse- und Messmethoden

Theoretische Berechnungsmethoden und Messverfahren sind immer von grundsätzlichen Problemen und Besonderheiten geprägt, die in erster Linie in der systembedingten Vereinfachung der Modelle begründet sind (168; 141). Weiter lässt sich die Vielzahl der möglichen Einflussgrößen auf die Belastungssituationen eines Implantats quantitativ kaum erfassen und die Bedeutung einzelner Parameter kann deshalb lediglich abgeschätzt werden. Theoretische Lösungsansätze zur Ermittlung der Lastverhältnisse haben daher nur eine begrenzte Aussagekraft und können nur bedingt auf klinische Verhältnisse übertragen werden. Vor diesem Hintergrund kommt *in vivo* Messungen, bei denen die reale, individuelle Situation berücksichtigt wird, besondere Bedeutung zu.

Folgende Analysemethoden für Belastungen auf Implantate können unterschieden werden: abstrakte Methoden (Methode der finiten Elemente, Spannungsoptik, Belastungsmessungen *in vivo*) und konkrete Methoden (Belastungsmessungen *in vitro* sowie Festigkeitsuntersuchungen zum Implantat-Knochen-Verbund).

2 Material und Methoden

In der vorliegenden Arbeit wurden fachwissenschaftliche Monographien und Aufsätze ausgewertet. Die Fachliteratur zu implantatretinierten Extensionsbrücken wurde hinsichtlich ihrer wissenschaftlichen Evidenz kritisch ausgewertet, um die Prognose der Therapieziele zu erhöhen.

Zur Basisrecherche wurden folgende Monographien verwendet:

- Hartmann H-J (Hrsg.) (2004) Aktueller Stand der zahnärztlichen Implantologie. Balingen: Spitta.
- Koeck B, Wagner W (Hrsgg.) (2004) Praxis der Zahnheilkunde, Bd. 13: Implantologie, 2. Aufl. München, Jena: Urban und Fischer.
- Misch CE (1999) Implant Dentistry. St. Louis: Mosby.
- Misch CE (2005) Dental Implant Prosthetics. St. Louis: Mosby.
- Schröder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G (1994) Orale Implantologie. Allgemeine Grundlagen und ITI-System, 2. Aufl. Stuttgart u. a.: Thieme.
- Spiekermann H (1994) Implantologie. (Farbatlant der Zahnmedizin, Bd. 10) Stuttgart u. a.: Thieme, 317-321.
- Wise DL (1996) Vom Misserfolg in der Rekonstruktion zum Erfolg in der Praxis. Planung und Therapie. Berlin u. a.: Quintessence.

Des Weiteren wurden wissenschaftliche Artikel ausgewertet, die sich mit Extensionsbrücken auf Implantaten beschäftigen. Die Literaturrecherche erfolgte im Internet mit folgenden Suchmaschinen:

- Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift (www.dzz.de)
- Google (www.google.de)
- MedPilot (www.medpilot.de)
- PubMed bzw. Medline (www.pubmed.gov oder www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed)

- Quintessenz Implantologie (www.quintessenz.de)
- ZBMED Köln (www.zbmed.de)
- Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie (www.zahnheilkunde.de)

Genutzte Suchbegriffe waren „cantilever prosthesis implant“, „osseointegration“, „Biomechanik“, „cantilever fixed prostheses“, „cantilever length“.

Für die Auswertung der Artikel wurden die folgenden Auswahlkriterien erstellt:

- Es wurde nur deutsch- oder englischsprachige Fachliteratur benutzt.
- Für die Untersuchung wurden nur Veröffentlichungen der letzten 20 Jahre ausgewertet.
- Berücksichtigt wurden für diese Studie nur Artikel, welche bis heute vorlagen.
- Die elektronische Suche zeigte Veröffentlichungen in Abstract-Format. Die für die Recherche ausgewählten Artikel wurden im Folgenden jedoch sämtlich im Volltext beurteilt.

3 Ergebnisse

3.1 Extensionslängen

In der Literatur gibt es viele konträre Meinungen über die maximal mögliche bzw. geeignete Länge von Extensionen bei implantatretinierten Extensionsbrücken (Tab. 9). Sie reichen von „keine Verlängerung“ bis zu „der Breite von eigenen Zähnen“. Eine Studie mit 99 implantatretinierten Extensionsbrücken zeigte, dass sich OK- und UK-Extensionen zwischen 0 bis 20 mm bzw. von 3 bis 23 mm bewegten. Überdurchschnittliche Längen von Extensionen wurden in anderen Studien berichtet: 28 mm für UK und 21 mm für OK.

	LÄNGE	AUTOR(EN)	BEMERKUNG
OK	20 mm	Rasmussen RA 1992 (143)	
OK	<20 mm	Hansen CA 1992 (69) Beumer J und Lewis SG 1989 (24) Hobo S et al. 1990 (76) Naert I et al. 1992 (126)	
OK	15-20 mm	Chapman RJ 1989 (40)	
OK	18-20 mm	Taylor TD 1991 (178)	
OK	15-20 mm	Rangert B et al. 1989 (141)	
UK	7-8 mm	Rangert B et al. 1989 (141)	
UK	<6 mm	Hansen CA et al. 1992 (69) Hobo S et al. 1990 (76) Rangert B et al. 1989 (141)	
UK	10-12 mm	Taylor TD 1991 (178)	Ein zusätzlicher Zahn kann nach einem Jahr ergänzt werden, wenn kein Knochenverlust stattgefunden hat.
UK	12-15 mm	Watson RM et al. 1991 (187)	
UK	15 mm	Rasmussen EJ 1987 (142)	
OK	14-16 mm	Adell R et al. 1981 (1)	

Tab. 9: Empfohlene Extensionslängen bei implantatretinierten Extensionsbrücken. Angegeben sind die Längen für Oberkiefer (OK) und Unterkiefer (UK).

3.2 Druckübertragung

Benzing et al. (20) verglichen die Druckmuster um implantatgetragene Brücken mit und ohne Extension und zeigten, dass die Verteilung von Knochenstress mit einer ausgedehnten Implantatposition vorteilhafter ist, als mit einer gruppierten Position und einer Extension.

3.2.1 Druckbelastungen am Implantat

Wang (186) analysierte die Kräfte, die auf sechs Nobelbiocare[®]-Implantate mit Dehnungsmessgeräten wirkten. Die Implantate wurden in unterschiedlichen Positionen und verschiedenen Kombinationen gesetzt. Die Studie zeigte, dass 1) die größte Kraft auf dem 1. und 2. Implantat neben der Extension lag; 2) die Höhe der Belastung auf dem Implantat direkt abhängig von der Länge der Extension war; 3) die Höhe der Belastung auf dem Implantat unterschiedlich war, abhängig von Implantatkombination, Abstand zwischen den Implantaten und der Position der Implantate.

Von Sertgoz und Guvener (165) gibt es zudem eine Studie mit einer 3-D-Finite-Element-Analyse über die Druckverteilung an der Knochen/Implantat-Grenze. In allen Modellen war ein Belastungs-Maximum an der Knochen/Implantat-Grenze von posterioren Implantaten auf der

belasteten Seite gemessen worden. Sowohl horizontale als auch vertikale Belastungen beeinflussten bei verschiedenen Implantatlängen die Stress-Werte nicht nennenswert. Diese Werte erhöhten sich jedoch erheblich mit der Zunahme der Extension. Auf jeden Fall konnte diese Studie zeigen, dass unter horizontaler Belastung ein Maximum von Belastung buccal und lingual bei den krestalen Knochen um das Implantat erscheint. Das führt zu größerem Knochenabbau in dieser Region als mesial und distal. Clelland et al. (42) berichteten über ähnliche Resultate bei vertikaler und horizontaler Belastung. Akca und Iplikcioglu (2) untersuchten in einer Studie den Einfluss von zusätzlichen Implantaten. Die Ergebnisse dieser Studie sind identisch mit Beobachtungen, die zeigen, dass übermäßige Belastungen im kortikalen Knochen neben den letzten Implantaten vor Extensionen konzentriert werden. Die Resultate der Untersuchung zeigten, dass ein zusätzliches Implantat die Druckwerte signifikant senkt, ähnlich wie in Studien von Lewinstein et al. (107) dargelegt.

3.2.2 Effekte der Extensionslängen

Ähnliche Ergebnisse zu denen von Wang (186) hinsichtlich des Zusammenhangs von Druckbelastung und Extensionslänge finden sich auch bei weiteren Autoren. White et al. (191) erforschten den Effekt von Extensionslängen und der Druckübertragung auf den Unterkiefer. Die Autoren fanden heraus, dass sich die größte Belastung für alle Extensionslängen auf den Kieferkamm und zwar auf die distale Oberfläche des distalen Implantats auswirkt. Wenn sich die Länge der Extension erhöht, verstärkt sich auch die mechanische Belastung auf das Implantat. Auch die Studie von Tashkandi et al. (177) lieferte ähnliche Ergebnisse. Es wurde eine frische Tierrippe benutzt, um eine paraklinische Simulation durchzuführen. Drei Implantate wurden verwendet, um eine Implanatprothese zu stützen. Relevante Unterschiede in der Größe der Belastung zwischen den sechs Dehnungsmess-Gerätpositionen wurden mit 10 und 20 Pfund Lasten an allen Extensionslängen notiert. Die Resultate zeigten, dass die größte maximale Belastung an der Spitze des distalen Implantats auftrat.

3.3 Komplikationen

Knochenresorption, Schraubenlockerungen und -frakturen, Gerüstfrakturen, Frakturen von Verblendungen, Implantatverluste mit Umarbeitung bzw. mit Verlust der Restauration sowie Modifikationen des Zahnersatzes und Okklusion sind biologische bzw. biomechanische und

technische Komplikationen, die den Erfolg von implantatgetragenen Zahnersatz wesentlich beeinflussen.

Bragger et al. (27) untersuchten die Häufigkeit von biologischen und technischen Misserfolgen von feststehendem Zahnersatz auf Implantaten. Sie wiesen darauf hin, dass bei Extensionsbrücken häufiger mit technischen Problemen wie Verblendungsfrakturen oder Gerüstfrakturen zu rechnen sei, als bei Restaurationen ohne Extension.

Den Dunnen et al. (48) verfolgten in einer Studie 54 Patienten mit implantatgetragenen Brücken: 28 Patienten mit und 26 ohne Extensionen. Bei sieben Patienten mit Extensionen traten 14 Fälle von Frakturen auf. Bei allen Frakturen waren die Extensionen betroffen. Eine einzige Fraktur war in der Gruppe ohne Extensionen aufgefallen. Rangert et al. (140) stellten zudem fest, dass die Mehrzahl von Implantatbrüchen bei implantatgetragenen Extensionsbrücken auf zwei Implantaten in hinteren Quadranten entstanden. Allerdings handelt es sich um eine seltene Komplikation. Buser et al. (35) berichteten des Weiteren über die Vorteile beim Einsatz eines kurzen Implantats in Kombination mit langen Implantaten zur Vermeidung weiterer chirurgischer Eingriffe wie Sinusbodenschleimhauतेlevation.

3.4 Erfolgsrate

Romeo et al. (152) untersuchten, welchen Einfluss Länge, Art der Extension (mesial oder distal) und Gegenbiss auf die Prognose von Extensionsbrücken haben. Die Studie wurde an 38 teilbezahnten Patienten durchgeführt, welche zwischen Januar 1994 und März 2001 mit 49 Extensionsbrücken auf 100 Implantaten versorgt worden waren. Die marginale Knochenresorption wurde untersucht und als Referenzparameter zur Definition eines therapeutischen Erfolgs verwendet. Es wurde eine statistische Analyse durchgeführt, ob eine Korrelation zwischen der periimplantären Knochenresorption und den in dieser Studie vorgeschlagenen Parametern (Länge und Art des Extensionsgliedes und Gegenbeziehung der Extensionsbrücken) besteht. Nach sieben Jahren Belastung der Extensionsbrücken betrug die generelle kumulative Implantatüberlebensrate (OCSR) 97 %, die Erfolgsrate der Brücken-Rekonstruktionen lag bei 98 %. Es war für die Prognose unerheblich, ob die Antagonisten der Extensionsbrücken aus natürlichen Zähnen, aus feststehenden Brücken auf natürlichen Zähnen oder aus implantatgetragenen feststehenden Rekonstruktionen bestanden. Für die mesiale und

distale Extension waren die Ergebnisse nicht unterschiedlich. 1 mm Länge der Extension führte zu einer Zunahme von 0,01 mm periimplantären Knochenresorption.

Ergebnisse zur Erfolgsrate nach dreijähriger Belastung liefern Strub et al. (175) die in einer prospektiven Langzeitstudie die Erfolgsrate implantatgetragener prothetischer Restaurationen bei teilbezahnten Patienten nach einer dreijährigen Belastungszeit untersuchten. Die Bewertung von Erfolg bzw. Misserfolg der eingegliederten prothetischen Versorgung erfolgte gemäß dem von Walton (184) vorgestellten Klassifizierungssystem, dem so genannten „Sechs-Felder-Protokoll“ (Tab. 10).

Kategorie	Definition	Ausnahme
Erfolgreich	<ul style="list-style-type: none"> • Restaurationen bedürfen keiner Nachbearbeitung • Geringfügige Veränderungen in Okklusion und Kontur • Glättung von Verblendungen • Schraubenlockerungen maximal einmal pro Jahr 	Änderung der Ästhetik durch Patientenwunsch
Überlebt	<ul style="list-style-type: none"> • Nachuntersuchung des Patienten ist nicht möglich • Ein fremder Zahnarzt oder der Patient bestätigen, dass keine Nachbehandlung der Restauration notwendig ist 	
Unbekannt	<ul style="list-style-type: none"> • Restaurationen, die nicht nachuntersucht werden konnten 	
Verstorben	<ul style="list-style-type: none"> • Restaurationen von Patienten, die während der Studiendauer verstorben sind 	
Reparatur	<ul style="list-style-type: none"> • Restaurationen bedürfen einer Nachbehandlung • Schraubenlockerungen häufiger als einmal pro Jahr • Die Integrität zwischen Implantat, Abutment und Restauration wird durch technische Komplikationen nicht verändert • Schraubenfrakturen maximal zweimal pro Jahr • Ersatz von Verblendungen und Ersatzzähnen • Wiederbefestigung von gelösten Restaurationen • Modifikation der Restaurationen (Okklusion, Extension) 	

Misserfolg	<ul style="list-style-type: none"> • Restaurationen, die infolge eines Implantat-Verlustes entfernt werden müssen • Verlust der Restauration bzw. von Teilen der Restauration • Restauration, deren Implantatbasis nach den Erfolgskriterien von Smith und Zarb (169) als nicht erfolgreich gilt • Verlust der Integrität zwischen Implantat, Abutment und Restauration durch technische Komplikationen • Pfostenschraubfrakturen maximal zweimal in 5 Jahren • Schraubfrakturen häufiger als zweimal im pro Jahr • Zementierte Restauration lösen sich im Anschluss an das erste Jahr nach Belastung mehr als einmal pro Jahr 	Umarbeitung der bestehenden Restauration infolge eines Implantatverlusts wird als Reparatur gewertet
-------------------	---	--

Tab. 10: Erfolgskategorien eingegliedelter prothetischer Versorgung. Kategorien, Definitionen und Ausnahmen sind angegeben laut „Sechs-Felder-Protokoll“ (nach: (184)), nach dem Erfolg oder Misserfolg eingegliedelter prothetischer Versorgung bewertet werden kann.

Bei den in dieser Studie untersuchten 23 Extensionsbrücken wurden 18 Restaurationen als erfolgreich und fünf als Misserfolg eingestuft. Ursachen hierfür waren vier Schraubenlockerungen, eine Schraubenfraktur, zwei Glättungen von Verblendungen, 20 Verblendungsfrakturen, ein Implantatverlust mit notwendiger Umarbeitung der Restauration und drei Modifikationen am Zahnersatz. 16 der 20 Verblendungsfrakturen ereigneten sich *in situ*. Die geschätzte Erfolgsrate beträgt nach 36 Monaten Belastung 76 % (175).

Yokoyama et al. (198) überprüften den Einfluss der Position und Länge der Implantate auf die Druckverteilung für drei Einheiten implantatgetragener Extensionsbrücken im distalen mandibulären Knochen. Der maximale Druck wurde an den zervikalen Regionen im kortikalen Knochen neben dem medialen oder distalen Implantat gemessen. Verhältnismäßig hoher Druck von bis zu 73 MPa wurde neben den medialen Implantaten beobachtet, 9 mm oder mehr distal zum ersten Prämolare. Der Gebrauch eines medialen, 12 mm langen Implantats zeigte einen verhältnismäßig schwachen Einfluss auf die Druckminderung.

Während weitere klinische Studien (86) zeigten, dass die Erfolgsrate eines Implantates direkt proportional zu seiner Länge ist, beobachteten Meijer et al. (118), dass die Länge von Implantaten weniger Einfluss auf den Stresswert hat.

Hingegen beobachtete Becker (15) in einer Studie mit 60 Prothesen auf 150 Implantaten in einem Zeitraum von 10 Jahren keinerlei Implantatbrüche, Abutmentfrakturen, Porzellanbrüche, Prothesenbrüche, weiche Geweberezeptionen oder radiografische Knochenverluste. Die 60 Extensionsbrücken wurden bei 35 Patienten eingesetzt (18 Frauen und 17 Männer). Es handelte sich ausschließlich um ITI Implantate mit rauer Oberfläche und einem Durchmesser von mehr als 4,1 mm (Tab. 11).

Extensionsbrückenzahl	Abutmentzahl	Extensionsgliederzahl
30	2	1
19	3	1
10	2	2
1	1	1

Tab. 11: Extensionsbrücken: Langzeitbeobachtung zur Erfolgsrate. Die Studie von Becker (15) erfasste Daten zu 150 Implantaten über einen Zeitraum von zehn Jahren.

Sechs der Extensionsbrücken befanden sich im Unterkiefer als Premolarenextensionen und 54 im Oberkiefer: 20 Molaren, 26 laterale Frontzähne, 6 Premolaren und 2 Eckzähne.

4 Diskussion

4.1 Zur Implantattherapie

Implantattherapie beinhaltet zwei Komponenten: die Biologie des Knochens sowie die Mechanik des Implantats und der Restauration. Die genaue Kenntnis der auf die Implantate und deren Suprakonstruktion einwirkenden Kräfte ist für den behandelnden Zahnarzt bei Wiederherstellungsmaßnahmen von größter Bedeutung, da nur so die Oberflächenbereiche und die vertikalen Ausdehnungen der festen Suprakonstruktionen exakt festgelegt werden können. Das Okklusionsprinzip hat als Ziel, gestressten Implantaten den erforderlichen Schutz zukommen zu lassen und ein Bewusstsein für eventuell vorliegende pathologische Kräfte zu entwickeln. Wird ein zahnloser Ober- oder Unterkiefer mittels einer einteiligen Implantatbrücke wiederhergestellt, empfiehlt sich der Einsatz einer bilateral austarierten Gruppenführung. Missachtet man bei der Behandlung die normalen biometrischen Prinzipien, muss als Ergebnis mit Implantatverlust und Fehlschlagen der gesamten Wiederherstellungsbehandlung gerechnet werden. Maximale Zug-, Druck-, Torsions- und Querbelastrungen müssen innerhalb eines zulässigen Belastungsbereiches liegen, d. h. die durch das osseointegrierte Implantat im umgebenden Knochen erzeugten Spannungen bzw. Verformungen dürfen ein gewisses Maß

nicht überschreiten, wenn Knochenabbau und Lockerung (Misserfolg) vermieden werden sollen. Osseointegrierte Implantate können den Knocheneinbau im Fall übermäßiger Belastung verlieren.

4.2 Langfristiger Erfolg prothetischen Zahnersatzes

Die Schwierigkeiten beim Vergleich unterschiedlicher Langzeitstudien über prothetischen Zahnersatz wurden von Creugers et al. (45) beschrieben. Die Autoren verweisen auf einen uneinheitlichen Standard bei der Bewertung der prothetischen Restaurationen. Walton (184) stellte ein Klassifizierungssystem zur Beurteilung von implantatgetragenen Zahnersatz auf, welches den Forderungen von Creugers und Mitarbeitern gerecht zu werden suchte. Beachtet werden sollte, dass sich die Studien im Allgemeinen hinsichtlich Größe und Zusammensetzung des untersuchten Kollektivs zum Teil erheblich unterscheiden. Des Weiteren bestehen oftmals Unterschiede in den Untersuchungszeiträumen und angewandten statistischen Methoden. Kumulativ errechnete Erfolgsraten sind beispielsweise ungenauer als mittels des Kaplan-Meier-Schätzers ermittelten Resultats. Die Ergebnisse der einzelnen Untersuchungen sind daher nur schwer direkt miteinander vergleichbar.

Der Erfolg von implantatgetragenen Zahnersatz wird im Wesentlichen durch biologische und biomechanische bzw. technische Komplikationen beeinflusst. Dazu zählen Schraubenlockerungen und Schraubenfrakturen, Gerüstfrakturen, Frakturen von Verblendungen, Implantatverluste mit Umarbeitung oder mit Verlust der Restauration sowie Modifikation des Zahnersatzes und der Okklusion. Bei Extensionsbrücken ist häufiger mit technischen Problemen wie Verblendungsfrakturen oder Gerüstfrakturen zu rechnen als bei Restaurationen ohne Extension. Insgesamt sollte das Vorkommen technischer Komplikationen bei implantatgetragenen und implantatretinierten Zahnersatz, speziell bei Extensionsbrücken, kritisch beurteilt werden, da sie sowohl für den Behandler als auch für den Patienten einen finanziellen sowie zeitlichen Mehraufwand in der Nachsorge bedeuten (185). Der Patient muss daher über die Risiken und den Nutzen eines implantologischen Therapiekonzeptes im Detail aufgeklärt werden. Um Missverständnisse, was auch spätere finanzielle und zeitliche Investitionen im Rahmen der Nachsorge angeht, zu vermeiden, sollte man den Patienten in jedem Fall darüber hinaus von vornherein über den eventuell notwendigen Erhaltungsaufwand des implantatgetragenen Zahnersatzes informieren.

4.3 Indikation von implantatgetragenen Extensionsbrücken

Als kritische Aspekte, die zur Verwendung von implantatgetragenen Extensionsbrücken führen können, sind ästhetische Beschränkungen, schlechte Knochenqualität und die Notwendigkeit von umfangreichen Knochenaugmentationen zu nennen. Die Ausrichtung der Implantate, die bestmöglich parallel sein müssen, scheint immer eine Herausforderung, denn Implantate im Frontzahnbereich etwa mit solchen im Eckzahnbereich parallel zu setzen ist wegen der Angulation der Knochen schwierig. Hier können implantatgetragene Extensionsbrücken hilfreich sein. Generell ist zu empfehlen, zwei oder mehr Implantate für die Gestaltung der Extensionsbrücken einzusetzen.

Des Weiteren können umfangreiche Augmentationen, besonders im Kieferhöhlenbereich, den gesamten Behandlungsplan erschweren und seinen langfristigen Erfolg in Frage stellen. Wenn die Ästhetik es nur erlaubt, bis zum ersten Molar aufzustellen und es ausreichend Knochen anterior der Kieferhöhle in der prämolaren Region gibt, kann auch hier eine implantatgetragene Extensionsbrücke mit distaler Extension die Lösung sein. Die Qualität und die Quantität des Knochens sind bei dieser Entscheidung sehr wichtig. Manchmal kann so eine defizitäre Situation mit einer Extensionsbrücke gelöst werden, um Augmentationen oder eine voraussichtlich problematische Osseointegration zu vermeiden.

Früher war die Misserfolgsrate in der Implantattherapie hoch (10 %) (37). Heute beträgt die Ausfallrate von Implantaten vor der Belastung weniger als 1 % (37). Wenn trotzdem ein Implantat verloren geht, muss eine zahnmedizinische Entscheidung getroffen werden. Eine erneute chirurgische Intervention kann die gesamte Behandlung um mehrere Monate verzögern. Die Entscheidung, stattdessen Extensionsbrücken zu benutzen, hängt in solchen Fällen von der Zahl der Implantate und der Quantität und Qualität des Knochens um die Implantate ab.

4.4 Belastungen und Langfristerfolg von Extensionbrücken

Extensionen bei implantatgetragenen Brücken verursachen zusätzliche Belastungen auf den Implantaten und somit Komplikationen. Die Extensionen werden mehr für implantatgetragene Prothesen benutzt. Es gibt mehrere, weit auseinanderlaufende Empfehlungen in der vorliegenden Literatur, die ihren Gebrauch nahelegen. Sie reichen von „keine Verlängerung“ bis zu der „Breite von einigen Zähnen“.

Der Abstand zwischen den anterioren und distalen Implantaten, geteilt durch die Länge der Extension ergibt den mechanischen Vorteil (MA [= Medical Advantage]) vom weitesten Abutment zur Extension. Zum Beispiel: Haben Implantate 10 mm Distanz und eine Extension von 15 mm, dann ist der MA 1,5. Eine Presskraft von 25 lbf (*pound-force*, Pfundkraft) wird zu einer Zugkraft von 37,5 lbf auf dem anterioren Abutment. Das Abutment nahe zur Extension funktioniert wie ein Drehpunkt und nimmt die Summe von zwei Lasten – insgesamt 62,5 lbf – auf.

Die häufigste Komplikation für Extensionsbrücken ist die Dezementierung desjenigen Abutments, welches am weitesten von der Mitte entfernt ist. Diese Komplikation ergibt sich aus einer 20-mal schwächeren Resistenz des Zements vor Zugkräften gegenüber Kompressionen. Die Resistenz von Zink-Phosphat-Zement bei Kompression liegt bei 12.000 psi (ca. 828 bar), die Dehnfestigkeit aber nur bei 500 psi (ca. 34,5 bar). Takayama (176) empfiehlt daher, die Extension nicht länger als Abstand zwischen den Implantaten zu gestalten, sodass $MA < \text{oder} = \text{eins}$ ist. Der durchschnittliche Abstand zwischen zwei Implantaten beträgt 7-8 mm in der Mitte, die Kronen weisen dann ungefähr die Größe eines Prämolaren auf. Die Größe der Extension sollte nicht mehr als eine Prämolaren-Breite betragen. Besser als eine distale wäre dabei eine mesiale Extension. Der wichtigste Faktor in der Bestimmung der Länge der Extension ist hier der Kraftwert, der auf die Extension ausgeübt wird: Eine Kraft von 25 lb kann auf den Frontzahn ausgeübt werden und 90 lb in der Eckzahnregion sowie 200 lb in der Region des ersten Molars.

Die Kraft, die auf die Extension einwirkt, ist als kritischer einzustufen als die Extensionslänge und die MA. Weiterhin scheint eine exzentrische Kraft schädlicher für das Implantat zu sein, als eine Kraft in der Achse des Implantats. Auch die Kronenhöhe beeinflusst offenbar die Beanspruchung auf der Zement- und Implantat-/Knochen-Verbindung. Deshalb müssen in Fällen von Extensionen die Anhängerglieder reduziert werden und während der mandibulären Exkursionen ohne Kontakt bleiben. Extensionen auf zwei Implantaten sollten nicht benutzt werden, wenn die Kraftfaktoren zu stark sind; stattdessen sollen zusätzliche Implantate oder augmentative Maßnahmen und Implantation vorgenommen werden, um Komplikationen zu vermeiden.

Die vorliegenden Studien zeigen, dass implantatgetragene Extensionsbrücken einen exzessiven Stress in der zervikalen Region des kortikalen Knochens verursachen können, was zu

Knochenresorptionen führt. Die Druckverteilung im Knochen ist von der Position bzw. Dimension der Implantate abhängig. Das Knochenvolumen in der zervikalen Region von kortikalen Knochen hat eine große Bedeutung in der Druckverteilung um das Implantat. Holmgren und Mitarbeiter (80) zeigen, dass eine Vergrößerung der Durchmesser von Implantaten zwar eine Reduzierung von Stress bedeutet, extrem breite Durchmesser jedoch, durch die Reduzierung des Knochenvolumens, eine Zunahme desselben.

Die Analyse von Extensionsbrücken auf vier oder sechs Implantaten zeigen physiologische Kräfte innerhalb des Polygons. Ähnliche axiale Kräfte auf den posterioren Extensionen weisen unerwünschte Effekte auf, wie: Kompressionskräfte auf dem posterioren Implantat und Zugkräfte auf dem anterioren Implantat.

Auch die Implantatposition bei Implantatversorgung ist ein bedeutender Faktor, der den sogenannten *stress* im Knochen mit beeinflusst. Für Freiersituationen, in denen das Knochenangebot im Prämolarenbereich limitiert ist, kann so eine Brücke empfohlen werden, die eine mesiale Extension von 7 mm oder weniger hat.

Die vorliegende zahnmedizinische Literatur ist sich nicht einig über den langfristigen Erfolg von implantatgetragenen Extensionsbrücken. Frühere Implantatversorgungen lieferten auch Misserfolge, sobald die Implantate eine maschinell bearbeitete Oberfläche hatten, hex extern, oder einen Durchmesser von 3,75 mm und kleiner aufwiesen.

Zu solchen Misserfolgen zählten:

- Lockerung und Fraktur der Fixierschraube,
- Fraktur des Implantats,
- Fraktur des Gerüsts,
- Knochenverlust.

Positive langfristige Resultate von implantatgetragenen Extensionsbrücken können jedoch erzielt werden, wenn folgende Faktoren zutreffen:

- eine raue Oberfläche,
- ein Durchmesser von 4,1 mm oder größer,
- ein Implantat/Abutment Design, welches die Beweglichkeit verringert und die Krone-/Implantat-Ratio verbessert,

- Brücken, die zementiert werden können.

Der Gebrauch von Implantaten zur Fixierung von Extensionsbrücken scheint in vorgewählten klinischen Situationen offensichtlich erfolgreich. Es muss betont werden, dass implantatgetragene Extensionsbrücken gute Mittel- und Langzeitprognosen aufweisen, wenn die Richtlinien respektiert werden. Dann bedeuten Extensionsbrücken weniger Aufwand, weniger Implantate und dadurch weniger Komplikationen sowie reduzierte Kosten. Um eine richtige Prognose und Aufklärung bei der Anwendung der implantatgetragenen Extensionsbrücken treffen bzw. durchführen zu können, ist ein Verständnis für die o. g. materialtechnische Vorbedingungen notwendig.

Zur Vermeidung von Misserfolgen sind zu berücksichtigen: Anamnese → Parafunktionen, Planung, chirurgisches Vorgehen → Knochen, Oberfläche der Implantate, Länge der Implantate, Durchmesser der Implantate, Zahl der Implantate, Position der Implantate, Relation Krone/Implantate, Extensionslänge, Art der Extension (mesial/distal), Form des Kiefers, Okklusion und Artikulation, kontralaterale Situation.

Die Extensionen werden verwendet, um anatomische Strukturen wie den *Sinus maxillaris* oder den *Nervus alveolaris inferior* zu schonen. Das Ziel von implantatgetragener Zahnersatz ist, sowohl die Ästhetik als auch die Kaufunktion für den Patienten mit möglichst geringen Unannehmlichkeiten gewährleistet ist.

Der langfristige Erfolg von implantatgetragenen Extensionbrücken hängt vor allem von der Osseointegration und der Erhaltung der Höhe des kortikalen Knochens ab. Unter horizontaler Belastung ist der buccale und linguale Stress beim krestalen Knochen um ein Implantat maximal. Das führt in dieser Region zu größerem Knochenabbau als im mesialen und distalen Bereich. Eine zunehmende Länge der Extension erhöht den Stresswert an der Knochen-/Implantat-Verbindung. Die Implantatlänge hat dabei keinen beträchtlichen Effekt auf die Stressverteilung an diesen Verbindungen. Die Platzierung eines zusätzlichen kürzeren Implantats anstelle von Extensionen scheint in solchen Fällen eine gute Lösung zu sein. Es gibt unterschiedliche Auffassungen in der Literatur hinsichtlich der Extensionslängen. Begründungen für die verschiedenen Empfehlungen sind Misserfolge der Suprakonstruktion, Frakturen von Komponenten und periimplantärer Knochenverlust. Es gibt bislang zwar keine wissenschaftlichen Daten, um die verschiedenen empfohlenen Extensionslängen zu

rechtfertigen. Vom klinischen Standpunkt aus haben sie jedoch eine wichtige praktische und ökonomische Bedeutung für den Patienten wie für den behandelnden Arzt.

5 Schlussfolgerung

Die zahnmedizinische Literatur ist sich über die Langzeiterfolge von implantatgetragenen Extensionsbrücken uneinig. Die mittelfristige Prognose von solchen Extensionsbrücken ist in vorgewählten klinischen Situationen jedoch mit der von traditionellen implantatgetragenen Brücken vergleichbar. Es ist daher in jedem Fall wichtig, vor der Behandlung eine genaue Analyse der Risikofaktoren im Hinblick auf die Erfolgsaussichten durchzuführen.

Generell bedarf es einer ausführlichen Aufklärung des Patienten über die Risiken und den Nutzen eines implantologischen Therapiekonzeptes. Der Patient sollte über den eventuell notwendigen Erhaltungsaufwand des implantatgetragenen Zahnersatzes informiert werden, um späteren Missverständnissen bei finanziellen und zeitlichen Aspekten in der Nachsorge vorzubeugen.

6 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit sollte der Frage nachgegangen werden, ob implantatretinierte Extensionsbrücken heute wissenschaftlich grundsätzlich vertretbar sind und welche Prognose eine solche Therapie hat.

Es wurden 48 Fachaufsätze mit der Aufgabe ausgewertet, die wissenschaftliche Evidenz kritisch zu beurteilen, um hinsichtlich der Therapieziele die Prognose zu erhöhen.

Als Ergebnis der Analyse kann festgehalten werden, dass sich die Literatur über die Langzeiterfolge von implantatgetragenen Extensionsbrücken uneinig ist. Beachtet werden sollte, dass sich die Studien in Bezug zu Größe und Zusammensetzung des untersuchten Kollektivs zum Teil erheblich unterscheiden. Des Weiteren bestehen Unterschiede in den Untersuchungszeiträumen und den angewandten statistischen Methoden.

Der Einsatz von Implantaten zur Fixierung von Extensionsbrücken ist laut den vorliegenden Studien jedoch in ausgewählten klinischen Situationen erfolgreich. Vor der Behandlung ist allerdings eine genaue Analyse der Risikofaktoren im Hinblick auf die Erfolgsaussichten

durchzuführen. Das Augenmerk des behandelnden Zahnarztes sollte daher auf der Beachtung folgender Punkte liegen, um die erfolgversprechende Situation möglichst genau zu treffen:

- 1 Verwendung von Implantaten mit rauer Oberfläche und einem Durchmesser von 4,1 mm oder größer,
- 2 Reduktion der Bewegungsmöglichkeiten der Implantate bzw. Abutments sowie Optimierung des Längenverhältnisses Implantat/Krone,
- 3 Verwendung einer zementierten Suprakonstruktion,
- 4 Regelmäßige Kontrolle der Okklusion (Überbelastung).

7 **Literaturverzeichnis**

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I (1981) A 15-years study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 6:387-416.
2. Akca K, Iplikcioglu H (2002) Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil* 29(4):350-356.
3. Akeel R, Nilner M, Nilner K (1992) Masticatory efficiency in individuals with natural dentition. *Swed Dent J* 16:191-198.
4. Albrektsson T (1983) Direct bone anchorage of dental implants. *J Prosthet Dent* 50(2):255-261.
5. Albrektsson T (1988) A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 60:75-84.
6. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engevall S, Engquist B, Eriksson AR, Feldmann G, Freiberg N, Glantz PO, Kjellman O. (1988) Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol* 59:287-296.
7. Aldini N, Fini M, Giavaresi G, Torricelli P, Martini L, Giardino R, Ravaglioli A, Krajewski AP, Mazzocchi M, Dubini B, Ponzi-Bossi MG, Rustichelli F, Stanic V (2002) Improvement in zirconia osseointegration by means of a biological glass coating: an in vitro and in vivo investigation. *Int J Biomed Mater Res* 61:282-289.
8. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Brånemark P-I (1998) Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: results from a prospective study on CeraOne. *Int J Prosthodont* 11(3):212-218.
9. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Brånemark P-I (1998) Five-year prospective study of prosthodontic and surgical single-tooth implant treatment in general practices and at a specialist clinic. *Int J Prosthodont* 11(4):351-355.

10. Arx T von, Filippi A, Buser D (2000) Avulsion bleibender Zähne: Diagnostische, klinische und therapeutische Aspekte. Schweiz Monatsschr Zahnmed 110:731-738.
11. Augthun M, Mundt T (2008) Implantatprothetische Konzepte zur Ergänzung der verkürzten Zahnreihe. Gemeinsame Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGZPW) und der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) Stand 01/2008 Version 1.0. Dtsch Zahnärztl Z 63:1.
12. Bahat O, (2000) Brånemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. Int J Oral Maxillofac Implants 15:646-653.
13. Bahat O, Handelsman M (1996) Use of wide implants and double implants in the posterior jaw: a clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants 11:379-386.
14. Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A (1998) Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. Int J Oral Maxillofac Implants 13(4):539-545.
15. Becker CM (2004) Cantilever fixed prostheses utilizing dental implants: a 10-year retrospective analysis. Quintessence Int 35(6):437-441.
16. Becker CM, Kaiser DA (2000) Implant-retained cantilever fixed prosthesis: where and when. J Prosthet Dent 84(4):432-435.
17. Behneke A, Behneke N, d'Hoedt B, Wagner W (1997) Hard and soft tissue reactions to ITI screw implants: 3-year longitudinal results of a prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 12(6):749-757.
18. Behneke A, Behneke N, d'Hoedt B (2000) The longitudinal clinical effectiveness of ITI solid-screw implants in partially edentulous patients: a 5-year follow-up report. Int J Oral Maxillofac Implants 15:633-645.
19. Belser UC, Mericske-Stern R, Bernard JP, Taylor TD (2000) Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations. Clin Oral Implants Res 11(Suppl 1):126-145.

20. Benzing UR, Gall H, Weber H (1995) Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10(2):188-198.
21. Berglundh T, Persson L, Klinge B (2002) A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 29:197-212.
22. Beschmidt SM, Mucic R, Krause A, Strub JR (2003) Implant survival and success rates in partially edentulous patients – Part I. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 113(4):396-403.
23. Bethel D (1990) Digital image processing in photogrammetry. *The Photogrammetric Record* 13:493-504.
24. Beumer J, Lewis SG (1989) *The Brånemark implant system*. St. Louis u. a.: Ishiyaku EuroAmerica, 73.
25. Bidez MW, Misch CE (1992) Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 18:264-274.
26. Bidez MW, Misch CE (1992) Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent* 1:289-294.
27. Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CHF, Lang NP (2001) Biological and technical complications of failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res* 12:26-34.
28. Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (1985) *Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry*. Berlin u. a.: Quintessence, 11-76
29. Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindstroem J, Olsson A (1969) Intraosseous anchorage of dental prosthesis I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 3:81-100.
30. Brosky M, Koriath TW, Hodges J (2003) The anterior cantilever in the implant-supported screw-retained mandibular prosthesis. *J Prosthet Dent* 89(3):244-249.

31. Brunski JB (1992) Biomechanical factors affecting the bone dental implant interface. *Clin Mater* 10:153-201.
32. Budtz-Jørgensen E, Isidor F (1990) A 5-year longitudinal study of cantilevered fixed partial dentures compared with removable partial dentures in a geriatric population. *J Prosthet Dent* 64:43-47.
33. Buser D (1999) Effects of various titanium surface configurations on osseointegration and clinical implant stability. In: Lang NP, Karring T, Lindhe J (Hrsgg.) *Proceedings of the 3rd European Workshop on Periodontology: Implant Dentistry*. Berlin u. a.: Quintessence, 88-101.
34. Buser D, Arx T von (2000) Surgical procedures in partially edentulous patients with ITI Implants. *Clin Oral Implants Res* 11(Suppl. 1):83-100.
35. Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP (1998) Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13:611-619.
36. Buser D, Arx T von, Bruggenkate C, Weingart D (2000) Basic surgical principles with ITI Implants. *Clin Oral Implants Res* 11(Suppl. 1):59-68.
37. Calandriello R, Tomatis M (2005) Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 7(Suppl. 1):1-12.
38. Carlsson BE (1985) Long-term effects of treatment of craniomandibular disorders. *Cranio* 3:337-342.
39. Chaix JP (1975) *L'implantologie „organique“ et l'opération de „Magitot“*. Bilan actuel. Étude technique et bibliographie (244 références suivies de dix observations personnelles) (Thèse Chir. Dent.), Lyon, 449.
40. Chapman RJ (1989) Principles of occlusion for implant prostheses: guideline for position, timing, and force of occlusal contacts. *Quintessence Int* 20:473-80.

41. Cho H, Dong J, Jin T, Oh S, Lee H, Lee J (2002) A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 15:9-13.
42. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D (1991) Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4:391-398.
43. Cochran DL (2006) The evidence for immediate loading of implants. *J Evid Based Dent Pract* 6(2):155-163.
44. Covani U, Marconcini S, Crespi R, Barone A (2006) Bacterial plaque colonization around dental implant surfaces. *Implant Dent* 15:298-304.
45. Creugers NH, Kayser AF, Van't Hof MA (1994) A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol* 22:448-452.
46. Crothers AJ, Wassell RW, Jepson N, Thomason JM, (1995) The use of cantilever bridges. *Dent Update* 22(5):190-198.
47. Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu JF, Alcuforado G, Etienne D, Celletti R (2001) The self-tapping and ICE 3i implants: a prospective 3-year multicenter evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 16:52-60.
48. Den Dunnen AC, Slagter AP, De Baat C, Kalk W (1998) Adjustments and complications of mandibular overdentures retained by four implants. A comparison between superstructures with and without cantilever extensions. *Int J Prosthodont* 11(4):307-311.
49. Duyck J, Rønold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE (2001) The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res* 12(3):207-218
50. Eichner K (1955) Über eine Gruppeneinteilung der Lückengebisse für die Prothetik, *Dtsch Zahnärztl Z* 10:1831-1834.

51. Ericsson I, Randow K, Nilner K, Peterson A (2000) Early functional loading of Brånemark dental implants: 5-year clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2:70-77.
52. Falk H, Laurell L, Lundgren D (1989). Occlusal force pattern in dentition with mandibular implant-supported fixed cantilever prostheses occluded with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4(1):55-62.
53. Falk H, Laurell L, Lundgren D (1990) Occlusal interferences and cantilever joint stress in implant supported prostheses occluding with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 5(1):70-77.
54. Friberg B, Nilson H, Olsson M, Palmquist C (1997) Mk II: the self-tapping Brånemark implant: 5-year results of a prospective 3-center study. *Clin Oral Implants Res* 8:279-285.
55. Frost HM (1960) *The Utah Paradigm of Skeletal Physiology* Vol. 1. ISMNI.
56. Frost HM (1960) *The Utah Paradigm of Skeletal Physiology* Vol. 2. ISMNI.
57. Frost HM (1963) *Bone remodelling Dynamics*. Springfield: Thomas.
58. Frost HM (1980) Skeletal physiology and bone remodeling. In: Urist MR (Hrsg.) *Fundamental and clinical bone physiology*. Philadelphia: Lippincott, 208-241.
59. Frost HM (1983) A determinant of bone architecture. The minimum effective strain. *Clin Orthop Relat Res* 175:286-292.
60. Frost HM (1987) The mechanostat: a proposed pathogenic mechanism of osteoporosis and the bone mass effects of mechanical and nonmechanical agents. *Bone Miner* 2(2):73-85.
61. Frost HM (1990) Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anat Rec* 226(4):403-413.
62. Frost HM (1990) Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 2. Redefining Wolff's law: the remodeling problem. *Anat Rec* 226(4):414-422.

63. Frost HM (1994) Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 64(3):175-188.
64. Frost HM (2003) Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 275(2):1081-1101.
65. Glantz PO, Zoger B (1986) Technical failures and some related clinical complications in extensive fixed prosthodontics. An epidemiological study of long-term clinical quality. *Acta Odontol Scand* 44(4):241-255.
66. Grunder U (2000) Stabilität der Mukosatopographie um Einzelzahnimplantate und benachbarte Zähne: Einjahres-Ergebnisse. *Int J Paro Rest ZHK* 1:10-17.
67. Gunne HS (1985) Masticatory efficiency and dental state. A comparison between two methods. *Acta Odontol Scand* 43:139-146.
68. Gunne J, Astrand P, Lindh T, Borg K, Olsson M (1999) Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report. *Int J Prosthodont* 12:216-221.
69. Hansen CA, DeBoer J, Woolsey GD (1992) Esthetic and biomechanical considerations in reconstructions using dental implants. *Dent Clin North Am* 36:713-741.
70. Haraldson T, Carlsson GE (1977) Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res* 85(3):200-208.
71. Haraldson T, Zarb G (1988) A 10-years follow-up study of the masticatory system after treatment with osseointegrated implant bridges. *Scand J Dent Res* 96(3):243-262.
72. Hartmann H-J (Hrsg.) (2004) *Aktueller Stand der zahnärztlichen Implantologie*. Balingen: Spitta.
73. Hees H, Sinowatz F (2000) *Histologie Kurzlehrbuch der Zytologie und mikroskopischen Anatomie*, 3., überarb. Aufl. Köln: Deutscher Ärzteverlag, 133-142.
74. Hobkirk JA, Psarros KJ (1992) The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses 7(3):345-352.

75. Hobkirk JA, Brouziotou-Davas E (1996) The influence of occlusal scheme on masticatory forces using implant stabilized bridges. *J Oral Rehabil* 23:386-391.
76. Hobo S, Ichida E, Garcia LT (1990) *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. Berlin u a.: Quintessence, 79.
77. Hoffmann-Axthelm W (Hrsg.) (1995) *Lexikon der Zahnmedizin*, 6. Aufl. Berlin u. a.: Quintessence.
78. Holm-Pedersen P, Lang NP, Müller F (2007) What are the longevities of teeth and oral implants? *Clin Oral Implants Res* 18(Suppl. 3):15-19.
79. Holmes DC, Grigsby WR, Goel VK, Keller JC (1992) Comparison of the stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7:450-458.
80. Holmgren EP, Seckinger RJ (1998) Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis – a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol* 24(2):80-88.
81. Hsu CC, Millstein PL, Stein RS (1993) A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent* 69:588-593.
82. Hsu WK, Sugiyama O, Park SH, Conduah A, Feeley BT, Liu NQ, Krenek L, Virk MS, An DS, Chen IS, Lieberman, JR (2007) Lentiviral-mediated BMP-2 gene transfer enhances healing of segmental femoral defects in rats. *Bone* 40(4):931-938.
83. Hubáľková H, Linetskiy I (2006) New trends in prosthetic dentistry. *Prague Med Rep* 107(2):149-164.
84. Isidor F (1996) Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 7(2):143-152.
85. Isidor F (1997) Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res* 8:1-9.

86. Jemt T (1991) Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:270-276.
87. Jemt T, Pettersson P (1993) A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent* 21:203-208.
88. Jemt T, Lekholm U, Adell R (1989) Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4:211-217.
89. Karlsson S (1989) Failures and length of service in fixed prosthodontics after long-term function. A longitudinal clinical study. *Swed Dent J* 13(5):185-192.
90. Kawahara H, Kawahara D, Hayakawa M, Tamai Y, Kuremoto T, Matsuda S (2003) Osseointegration under immediate loading: biomechanical stress-strain and bone formation-resorption. *Implant Dent* 12:61-68.
91. Kayacan R, Ballarini R, Mullen RL, Wang RR (1997). Effects of attachment clip on occlusal force transmission in removable implant-supported overdentures a cantilever superstructure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12(2):228-236.
92. Kennedy E (1928) *Partial denture construction*. Brooklyn, N.Y.: Dental Items of Interest Publ. Co.
93. Koeck B, Wahl G (2004) Indikationen, Kontraindikationen und Differentialindikationen. In: Koeck B, Wagner W (Hrsgg.) *Praxis der Zahnheilkunde*, Bd. 13: Implantologie, 2. Aufl. München, Jena: Urban und Fischer, 9-13.
94. Koeck B, Wagner W (Hrsgg.) (2004) *Praxis der Zahnheilkunde*, Bd. 13: Implantologie, 2. Aufl. München, Jena: Urban und Fischer.
95. Koike M, Fujii H (2001) In vitro assessment of corrosive properties of titanium as biomaterial. *J Oral Rehabil* 28:540-548.
96. Körber KH, Ludwig K (1983) Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Lab* 31:55-60

97. Körber K (1995) Zahnärztliche Prothetik, 4., vollständig überarb. Aufl. Stuttgart u. a.: Thieme.
98. Koth DL (1982) Full crown restorations and gingival inflammation in a controlled population. *J Prosthet Dent* 48:681-685.
99. Kovács AF (2000) The fate of osseointegrated implants in patients following oral cancer surgery and mandibular reconstruction. *Head Neck* 22:111-119.
100. Kowollik J (2008) Prophylaxe, Diagnostik und Therapiemodule periimplantärer Erkrankungen. *Zahnärztl Mitt* 98(12):40-46.
101. Kummer B (1972) Biomechanics of bone: Mechanical properties, functional structure, functional adaptation. In: Fung YC (Hrsg.) *Biomechanics. Its foundations and objectives*. Englewood Cliffs, N.J.: Prentice Hall, 237-271.
102. Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PHJ, Pollizi G (1994) Osseointegrated implants for single-tooth replacement: Progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9:49-54.
103. Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Brägger U, Egger M, Zwahlen M (2004) A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years II. Combined toothimplant supported FPDs. *Clin Oral Implants Res* 15(6):643-653.
104. Laurell L, Lundgren D, Falk H, Hugson A (1991) Long-term prognosis of extensive polyunit cantilevered fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 66(4):545-552.
105. Lekholm U, Zarb GA (1985) Patientenselektion und Aufklärung der Patienten. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (Hrsgg.) *Gewebeintegrierter Zahnersatz*. Berlin u. a.: Quintessence, 195-205.
106. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C, Van Steenberghe D (1999) Survival of the Brånemark implants in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14:639-645.

107. Lewinstein I, Banks-Sills L, Eliasi R (1995) Finite element analysis of a new system (IL) for supporting implant-retained cantilever prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10(3):355-366.
108. Lindh T, Gunne J, Tillberg A, Molin M (1998) A meta-analysis of implants in partial edentulism. *Clin Oral Implants Res* 9:80-90.
109. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE (1988) Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 59:59-63.
110. Linkow LI (1968) The blade vent – a new dimension in endosseous implantology. *Dent Concepts* 11(2):3-12.
111. Linkow LI, Rinaldi AW (1988) Evolution of the ventplant osseointegrated compatible implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 3:109-122.
112. Lioubavina-Hack N, Lang NP, Karring T (2006) Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 17:24.
113. Lundgren D, Falk H, Laurell L (1989) Influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentition with implant-supported fixed prostheses occluding with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4(4):277-283.
114. Manly RS (1951) Factors affecting masticatory performance and efficiency among young adults. *J Dent Res* 30:874-882.
115. Manly RS, Braley LC (1950) Masticatory performance and efficiency. *J Dent Res* 29:448-462.
116. Manning KE, Razzoog ME (1990) The use of an anterior cantilever design for an implant retained overdenture: a case report. *J Can Dent Assoc* 56(12):1105-1107.
117. Marxkors R (1998) Stellenwert der klammerverankerten Modellgussprothese. *Dtsch Zahnärztl Z* 53:3-4.

118. Meijer HJ, Kuiper JH, Stramans FJ, Bosman F (1992): Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 68(1):96-102.
119. Mericske-Stern R (1997) Force distribution on implants supporting overdenture: the effect of distal bar extensions. A 3-D in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 8(2):142-151.
120. Misch CE (1999) *Implant Dentistry*. St. Louis: Mosby.
121. Misch CE (2005) *Dental Implant Prosthetics*. St. Louis: Mosby.
122. Misch CE, Qu Z, Bidez MW (1999) Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg* 6:700-708.
123. Misch CE, Wang HL, Misch CM, Sharawy M, Lemons J, Judy KW, (2004) Rationale for the application of immediate load in implant dentistry – Part II. *Implant Dent* 13:310-321.
124. Morgan MJ, James DF (1995) Force and moment distributions among osseointegrated dental implants. *J Biomech* 28:1103-1109.
125. Muche R, Krausse A, Strub JR (2003) Success rates of implant supported prostheses in partially edentulous patients – Part II. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 113(4):404-410.
126. Naert I, Quirynen M, Van Steenberghe D, Darius P (1992) A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses – Part II: Prosthetic aspects. *J Prothet Dent* 68(6):949-966.
127. Naert IE, Duyck JA, Hosny MM, Van Steenberghe D (2001) Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients – Part I: An up to 15-years clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 12(3):237-244.
128. Ney T, Muhlbradt L (1987) Intrusion behavior of bridges supported by implants and natural teeth. *Dtsch Zahnärztl Z* 42:944-948.
129. Noack N, Willer J, Hoffmann J (1999) Long-term results after placement of dental implants: longitudinal study of 1,964 implants over 16 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14:748-755.

130. Oliva J, Oliva X, Oliva JD (2007) One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22:430-435.
131. Olsson M, Gunne J, Astrand P, Borg K (1995) Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant. A five-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 6:114-121.
132. Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM (2005) Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20:769-776.
133. Parein AM, Eckert SE, Wollan PC, Keller EE (1997) Implant reconstruction in the posterior mandible: a long-term retrospective study. *J Prosthet Dent* 78:34-42.
134. Parel S (1986) Tissue-integrated prostheses. *J Oral Implantol* 12:435.
135. Piconi C, Maccauro G (1999) Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20:1-25.
136. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M (2004) A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years – I. Implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res* 15:625-642.
137. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M (2004) A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years – IV. Cantilever or extension FPDs. *Clin Oral Implants Res* 15:667-676.
138. Pjetursson BE, Karoussis I, Burgin W, Braggrer U, Lang NP (2005) Patients' satisfaction following implant therapy. A 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res* 16:185-193.
139. Randow K, Glantz PO, Zoger B (1986) Technical failures and some related clinical complications in extensive fixed prosthodontics. An epidemiological study of long-term clinical quality. *Acta Odontol Scand* 44(4):241-255.
140. Rangert B (1995) Biomechanische Richtlinien für Implantate im Seitenzahnbereich. *Phillip Journal* 12(6):277-285.

141. Rangert B, Jemt T, Jorneus L (1989) Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4:241-247.
142. Rasmussen EJ (1987) Alternative prosthodontic technique for tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 57:198-204.
143. Rasmussen RA (1992) The Brånemark system of oral reconstruction. St. Louis u. a.: Ishiyaku EuroAmerica, 243.
144. Reichart PA, Hausamen JE, Becker J (2002) Curriculum Zahnärztliche Chirurgie 1/3: Bd. 1: Zahnärztliche Chirurgie. Bd. 2: Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten. Bd. 3: Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Berlin u. a.: Quintessence, 96-102.
145. Richter E-J (1992) Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat: Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen [Habilitationsschrift]. Aachen: Technische Hochschule, 97.
146. Richter E-J (2005) Implantologie in der Zahnheilkunde. *Dtsch Zahnärztl Z* 60:915-916.
147. Ring ME (1995) A thousand year of dental implants: a definitive history-Part I. *Compend Contin Educ Dent* 16(10):1060-1069.
148. Ring ME (1995) A thousand year of dental implants: a definitive history – Part II. *Compend Contin Educ Dent* 16(11):1132-1136.
149. Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund PS, Ryther JS, Southard TE (1993) Evaluation of strain at the terminal abutment site of a fixed mandibular implants prosthesis during cantilever loading. *J Prosthodont* 2(2):93-102.
150. Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund PS (1994) Cantilever and implant biomechanics: a review of the literature. Part I. *J Prosthodont* 3(1):41-46.
151. Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund PS (1994) Cantilever and implant biomechanics: a review of the literature. Part II. *J Prosthodont* 3(2):114-118.
152. Romeo E, Lops D, Marguetti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, Vogel G (2003) Implant-supported fixed cantilever prostheses in partially edentulous arches. A seven-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 14(3):303-311.

153. Sadowsky SJ, Capito AA (2004) Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J Prosthet Dent* 92(4):328-336.
154. Sanz M, Lazaro P, Calvo JL, Quirynen M, Van Steenberghe D (1991) Histo-pathologic characteristics of peri-implant soft tissues in Brånemark implants with 2 distinct clinical and radiological patterns. *Clin Oral Implants Res* 2:128-134.
155. Schillingburg HT, Kessler JC (1982) Restauration von wurzelbehandelten Zähnen. Berlin u. a.: Quintessence, 13-44.
156. Schillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Bracket SE (1997) Fundamentals of Fixed Prosthodontics, 3. Aufl. Berlin u. a.: Quintessence.
157. Schnitman PA, Wohrle PS, Rubenstein JE, DaSilva JD, Wang NH (1997) Ten-year results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12:495-503.
158. Schröder A, Buser D (1994) Gewebsreaktionen. In: Schröder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G (Hrsgg.) *Orale Implantologie*, 2. Aufl. Stuttgart u. a.: Thieme, 83-115.
159. Schröder A, Pohler O, Sutter F (1976) Gewebsreaktion auf ein Titan-Holzzyylinderimplantat mit Titan-Spritzschicht-Oberfläche. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 86:713-727.
160. Schröder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G (1994) *Orale Implantologie. Allgemeine Grundlagen und ITI-System*, 2. Aufl. Stuttgart u. a.: Thieme.
161. Schweikert ED (1999) The multiple cantilever system: a solution for a failed precision attachment denture case. *Dent Today* 18(1):78-88, 82-83.
162. Scurria MS, Bader JD, Shugars DA (1998) Meta-analysis of fixed partial denture survival: prostheses and abutments. *J Prosthet Dent* 79, 459-464.
163. Sennerby L, Thomsen P (1993) Early tissue response to titanium implants inserted in rabbit cortical bone. Part I: Light microscopic observations. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 4(3):240-250.

164. Sennerby L, Thomsen P, Lekholm U, Astrand P (1991) Structure of the bone-titanium interface in retrieved clinical oral implants. *Clin oral implants Res* 2:103-111.
165. Sertgoz A, Guvener S (1996) Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent* 76:165-169.
166. Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ (1994): Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent* 71(1):23-26.
167. Silness J (1970) Periodontal conditions in patients treated with dental bridges. 3. The relationship between the location of the crown margin and the periodontal condition; *J Periodontal Res* 5:225-229.
168. Skalak R (1983) Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 49(6):843-848.
169. Smith DE, Zarb GA (1989) Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent* 62:567-572.
170. Spiekermann H (1994) *Implantologie*. (Farbatlanten der Zahnmedizin, Bd. 10) Stuttgart u. a.: Thieme, 317-321.
171. Staab GH, Stewart RB (1994) Theroretical assessment of cross sections for cantilever implant supported prostheses. *J Prosthodont* 3(1):23-30.
172. Steflik DE, Koth DL, Robinson FG, McKinney RV, Davis BC, Morris CF, Davis QB (1995) Prospective investigation of the single-crystal sapphire endosteal dental implant in humans: ten-year results. *J Oral Implantol* 21:8-18.
173. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O (1998) Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13(1):82-90.
174. Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M (1999) *Curriculum Prothetik*, 2. Aufl. Berlin u. a.: Quintessence, 903.

175. Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M (2003) Curriculum Prothetik, 3. Aufl. Berlin u. a.: Quintessence.
176. Takayama L, Amorim MA, Jorgetti V, Pereira RM (2007) Comparative study of axial and femoral bone mineral density and parameters of mandibular bone quality in patients receiving dental implants. *Osteoporos Int* 18(5):703-709.
177. Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ (1996) Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* 76(2):158-64.
178. Taylor TD (1991) Fixed implant rehabilitation for the edentulous maxillar. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6(3):329-336.
179. Van Eijden TM (1991) Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Arch Oral Biol* 36(7):535-539.
180. Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, Higuchi K, Laney W, Linden U, Astrand P (1990) Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5(3):272-281.
181. Van Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E (1995) Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10(1):51-57.
182. Vermeulen AH, Keltjens HM, Van't Hof MA, Kayser AF (1996) Ten-year evaluation of removable partial dentures: survival rates based on retreatment, not wearing and replacement. *J Prosthet Dent* 76(3):267-272.
183. Vesper M, Gbara A, Gehrke G, Hellner D, Schmelzle R (1995) Titanmagnetics als Hilfsmittel zur Verankerung bei anatomisch schwieriger Situation im Oberkiefer. *Z Zahnärztl Implantol* 11:196.
184. Walton TR (1998) The outcome of implant-supported fixed prostheses from the prosthodontic perspective: proposal for a classification protocol. *Int J Prosthodont* 11(6):595-601.

185. Walton TR (2002) An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs – Part I: Outcome. *Int J Prosthodont* 15(5):439-445.
186. Wang S, Hobkirk JA (1996) Load distribution on implants with a cantilevered substructure: an in vitro pilot study. *Implant Dent* 5(1):36-42.
187. Watson RM, Davis DM, Forman GH, Coward T (1991) Considerations in design and fabrication of maxillary implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 4:232-239.
188. Watzek G, Mailath-Pokorny G (2000) Zahnärztliche Implantate. In: Schwenzer N, Ehrenfeld M (Hrsgg.) Zahn-, Mund-, Kiefer-Heilkunde, Bd. 3: Zahnärztliche Chirurgie. Stuttgart u. a.: Thieme, 127-168.
189. Weibrich G, Wagner W (2004) Operatives Vorgehen, In: Koeck B, Wagner W (Hrsgg.) Praxis der Zahnheilkunde, Implantologie, Bd. 13, 2. Aufl. München, Jena: Urban und Fischer, 101-157.
190. Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, Hürzeler MB, Faehn O, Sanavi F, Barkvoll P, Stach RM (2003) A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18:417-423.
191. White SN, Caputo AA, Anderkvist T (1994) Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 71(5):493-499.
192. Wichmann M, Morneburg T (1992) Biomechanische Aspekte zur Planung von implantatgetragenen Zahnersatz; Implantologie. Berlin u. a.: Quintessence.
193. Wild W (1950) Funktionelle Prothetik. Basel: Schwabe.
194. Winkler S, Morris HF, Ochi S (2000) Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol* 5:22-31.
195. Wise DL (1996) Vom Misserfolg in der Rekonstruktion zum Erfolg in der Praxis. Planung und Therapie. Berlin u. a.: Quintessence.
196. Wyatt CCL, Zarb GA (1998) Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13:204-211.

197. Yanase RT, Bodine RL, Tom JF, White SN (1994) The mandibular subperiosteal implant denture: a prospective survival study. *J Prosthet Dent* 71:369-374.
198. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T (2004) The influence of implant location and length on stress distribution for three unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 91(3):234-240.
199. Young FA, Williams KR, Draughn R, Strohaber R (1998) Design of prosthetic cantilever bridgework supported by osseointegrated implants using the finite element method. *Dent Mater* 14(1):37-43.
200. Zarb GA, Lewis DW (1992) Dental implants and decision making. *J Dent Educ* 56(12):863-872.
201. Zarb GA, Schmitt A (1993) The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants in posterior partially edentulous patients. *Int J Prosthodont* 6:189-196.

Eidesstattliche Versicherung

Rajkovic, Slavisa

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Implantatretinierte Extensionsbrücken — Stand der Wissenschaft

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Stuttgart, 28.12.2020

Ort, Datum

Slavisa Rajkovic

Unterschrift