

Aus dem Institut für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité –
Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Literaturuntersuchung zur Vergleichbarkeit von in-vitro und klinischen
Untersuchungen von dentalen Metall-Keramik-Systemen

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin

von

Miron Koßert

aus Berlin

Datum der Promotion: 21.06.2020

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	6
Abbildungs- und Tabellverzeichnis	7
1 Zusammenfassung	9
1.1 Abstract	9
2 Einleitung und Fragestellung	11
3 Schriftum	13
3.1 Dentallegierungen	13
3.1.1 Definition	13
3.1.2 Herstellung von Legierungen	13
3.1.3 Einteilung	14
3.1.3.1 Einteilung nach Zusammensetzung	15
3.1.3.2 Einteilung nach Indikation	16
3.1.3.3 Einteilung nach Verarbeitung	17
3.1.4 Biokompatibilität	18
3.2 Keramiken	19
3.2.1 Definition Dental-Keramik	19
3.2.2 Anforderungen und Eigenschaften dentaler Keramiken	19
3.2.3 Einteilung nach Zusammensetzung	20
3.2.3.1 Silikatkeramik	20
3.2.3.2 Oxidkeramik	20
3.2.4 Einteilung nach Verarbeitungsverfahren	21
3.2.4.1 Gießkeramik	21
3.2.4.2 Presskeramik	21
3.2.4.3 Schichtkeramik	22
3.2.4.4 CAD/CAM	22
3.2.5 Einteilung nach Verwendung	22
3.2.5.1 Verblendkeramiken	23
3.2.5.2 Gerüstkeramiken	23
3.2.6 Eigenschaften dentaler Keramiken	23
3.2.6.1 Wärmeausdehnungskoeffizient	23
3.2.6.2 Brenntemperatur	24
3.2.6.3 Hohe Brenntemperatur	24

3.3	Metall-Keramik-Verbund	25
3.3.1	Chemische Bindungen	25
3.3.1.1	Ionenbindung	25
3.3.1.2	kovalente Bindung	26
3.3.1.3	Metallbindung	26
3.3.1.4	Mischoxidbildung	27
3.3.2	Zwischenmolekulare Kräfte	27
3.3.2.1	Elektrostatische Wechselwirkungen	27
3.3.2.2	Dipol Wechselwirkungen	27
3.3.2.3	Wasserstoffbrückenbindung	27
3.3.2.4	Weitere Wechselwirkungen	28
3.3.3	Physikalische Kräfte	28
3.3.3.1	Mikromechanische Retention	28
3.3.3.2	Makromechanische Retention	29
3.3.3.3	Festigkeit des Gerüsts	29
3.3.3.4	Wärmeausdehnungskoeffizient	29
3.3.3.5	Druckspannung	30
3.3.3.6	Zusammenfassung über die Kraftarten	31
3.3.4	Einfluss der Verarbeitung	31
3.3.4.1	Präparation	31
3.3.4.2	Modellation	31
3.3.4.3	Materialfehler	32
3.3.4.4	Verarbeitung	32
3.3.5	Prüfung von Metall-Keramik-Systemen	34
3.3.6	in-vitro Prüfverfahren	35
3.3.6.1	Verfahren nach Schwickerath	36
3.3.6.2	Vierpunktbiegeversuch	37
3.3.6.3	Bruchlastversuche	37
3.3.6.4	Dauerfestigkeitstests	37
3.3.6.5	Zugversuche	37
3.3.6.6	Torsionsversuche	37
3.3.6.7	Scherversuche	38
3.3.6.8	thermische Belastung	38
3.3.6.9	chemische Belastungen	38
3.3.6.10	kombinierte Versuche	38
3.3.6.11	Vergleich der in-vitro Prüfverfahren	39
3.3.7	in-vivo Prüfverfahren	39
3.3.8	Klinische Studien	40
3.3.8.1	Definition der klinischen Studienarten	40

4	Methodik	42
4.1	Auswahl der in-vitro Studien	42
4.1.1	Kriterien zur Studienauswahl mit statischen Testverfahren	42
4.1.2	Kriterien zur Studienauswahl mit dynamisch zyklischen Testverfahren	43
4.2	Auswahl der in-vivo Studien	45
4.2.1	Kriterien zur Auswahl der Studien	45
4.2.1.1	Patienteninformationen	45
4.2.1.2	Dauer der Studie	45
4.2.1.3	Überwachung der Studie	46
4.2.1.4	Restauration	46
4.2.1.5	Einteilung der Prüfgruppen	47
4.2.2	Studienauswahl	47
5	Ergebnisse	48
5.1	Übersicht über die ausgewählten In-vitro Studien	48
5.1.1	Studien mit statischen Versuchsaufbau	48
5.1.1.1	Detailinformationen Studie 1 von Vernekar et al.	49
5.1.1.2	Detailinformationen Studie 2 von O'Boyle et al.	49
5.1.1.3	Detailinformationen Studie 3 von Fahmy et Salah	50
5.1.1.4	Detailinformationen Studie 4 Yoon et al.	50
5.1.1.5	Detailinformationen Studie 5 von Vrijhoef et al.	50
5.1.1.6	Detailinformationen Studie 6 von Bulbule et Motwani	51
5.1.1.7	Detailinformationen Studie 7 von Ku et al.	51
5.1.1.8	Detailinformationen Studie 8 von Turk et al.	51
5.1.1.9	Detailinformationen Studie 9 von Bonfante et al	52
5.1.1.10	Detailinformationen Studie 10 und 11 von Lim et al.	52
5.1.1.11	Detailinformationen Studie 12 von Gardner et al.	53
5.1.1.12	Detailinformationen Studie 13 von Potiket et al.	53
5.1.1.13	Detailinformationen Studie 14 von Sun et al.	53
5.1.1.14	Detailinformationen Studie 15 von Swati et al.	54
5.1.1.15	Detailinformationen Studie 16 von Rudolph	54
5.1.1.16	Detailinformationen Studie 17 von Mietko	54
5.1.1.17	Detailinformationen Studie 18 von M. Jacobs	55
5.1.1.18	Detailinformationen Studie 19 von Krug	56
5.1.1.19	Detailinformationen Studie 20 von Y. Jacobs	56
5.1.1.20	Detailinformationen Studie 21 von Schwalbe	57
5.1.1.21	Detailinformationen Studie 22 von Schultheis	58
5.1.1.22	Vergleich der statischen Versuchsaufbauten	58

5.1.2	Übersicht über die ausgewählten Studien mit zyklischem Testverfahren	59
5.1.2.1	Detailinformationen zur Studie 23 von Heydecke	60
5.1.2.2	Detailinformationen zur Studie 24 von Beschnidt und Strub	61
5.1.2.3	Detailinformationen Studie 25 von Geminiani	61
5.1.2.4	Detailinformationen Studie 26 von Schultheis:	62
5.1.2.5	Detailinformationen Studie 27 von Guo	62
5.1.2.6	Detailinformationen Studie 28 von Krug	63
5.1.2.7	Detailinformationen Studie 29 von Heintze	63
5.1.2.8	Detailinformationen Studie 30 von Michalakis:	64
5.1.2.9	Vergleich der zyklischen Versuchsaufbauten	64
5.2	Übersicht über die ausgewählten klinischen Studien	65
5.2.1	Studien mit Goldlegierung	65
5.2.1.1	Detailinformationen Studie 1 von Shi et al.	67
5.2.1.2	Detailinformationen Studie 2 von Rinke et al.	67
5.2.1.3	Detailinformationen Studie 3 von Vigolo et al.	67
5.2.1.4	Detailinformationen Studie 4 von Ohlmann et al.	67
5.2.1.5	Detailinformationen Studie 5 von Nicolaisen	68
5.2.1.6	Detailinformationen Studie 6 von Abou Tara	68
5.2.1.7	Detailinformationen Studie 7 von Christensen	68
5.2.2	Studie mit Palladiumlegierung	69
5.2.2.1	Detailinformationen Studie 8 von Esquivel-Upshaw	69
5.2.3	Studien mit Kobalt-Chromlegierung	70
5.2.3.1	Detailinformationen Studie 9 von Pelaez	70
5.2.3.2	Detailinformationen Studie 10 von Örtorp	70
5.2.3.3	Detailinformationen Studie 11 von Abou Tara	71
5.2.4	Nickel-Chromlegierung	71
5.2.5	Studien mit Titanlegierungen	71
5.2.5.1	Detailinformationen Studie 12 von Böckler und Hey	71
5.2.6	Vergleich der klinischen Studien	72
5.3	Gegenüberstellung	73
5.3.1	Gegenüberstellung von in-vitro- und in-vivo-Studien	73
5.3.2	Gegenüberstellung der Studien zu Shi et al	74
5.3.3	Gegenüberstellung der Studien zu Vigolo	74
5.3.4	Gegenüberstellung der Studien zu Ohlmann	75
5.3.5	Gegenüberstellung der Studien zu Pelaez	75
5.3.6	Gegenüberstellung der Studien zu Abou Tara	76
5.3.7	Gegenüberstellung der Studien zu Örtorp	76
5.3.8	Gegenüberstellung der Studien zu Hey	77
5.3.9	Vergleich der Quotienten der Studien	78

5.3.10	Spearman-Korrelation	79
5.3.11	Student- <i>t</i> -Test	80
5.3.11.1	Studienarten	80
5.3.11.2	Legierungsarten	80
6	Diskussion	81
6.1	Wertung der Methodik	81
6.1.1	in-vitro Prüfverfahren	81
6.1.2	klinische Studien	84
6.1.3	Impact Faktor	85
6.1.4	Studiendesign	85
6.2	Wertung der in-vitro Ergebnisse	86
6.3	Wertung der in-vivo Ergebnisse	87
6.4	Wertung des Vergleiches	88
6.5	Relevanz für den Anwender	89
	Literatur	90
	Anhang	99
	Eidesstattliche Versicherung	106
	Lebenslauf	107
	Danksagung	108

Abkürzungsverzeichnis

CAD computer-aided design

CAM computer-aided manufacturing

SD Standardabweichung

EM-Legierung Edelmetallegierung

E-Modul Elastizitätsmodul

EMF-Legierung edelmetallfreie Legierung

GCP good clinical practice= engl. gute klinische Arbeit

PSI Parodontal Screening Index

RCT randomized-controlled clinical trial

SLM selektive Laserschmelzen

TMCL zyklische thermomechanische Belastungstest

VMK Metall-Keramik-Verbund

WAK Wärmeausdehnungskoeffizient

Abbildungs- und Tabellverzeichnis

Abbildungsverzeichnis

1	Spannungs-Dehnungs-Diagramm	30
2	Flussdiagramm verschiedener Werkstoffprüfungen	36
3	Spearman-Korrelation	79

Tabellenverzeichnis

1	Einteilung von Edelmetalllegierungen (EM-Legierungen) nach Zusammensetzung [4]	15
2	Einteilung von edelmetallfreien Legierungen (EMF-Legierungen) nach Zusammensetzung [4]	15
3	Verwendung von metallischen Werkstoffen nach Indikation	16
4	Einteilung dentaler Keramiken [11]	20
5	durchschnittliche Kräfte der Bindungsenergetypen [21]	28
6	Übersicht über die ausgewählten, statischen In-vitro-Studien	49
7	Zusammenfassende Darstellung der einzelnen Prüfgruppen der M. Jacobs-Studie	55
8	Zusammenfassende Darstellung der einzelnen Prüfgruppen der Y. Jacobs-Studie	57
9	Zusammenfassende Darstellung der einzelnen Prüfgruppen der Schwalbe-Studie	58
10	Überblick über die Studien des zyklischen Testverfahrens Tabelle 1	59
11	Überblick über die Studien des zyklischen Testverfahrens Tabelle 2	60
12	In-vivo Studien mit Goldlegierung Tabelle 1	65
13	In-vivo Studien mit Goldlegierung Tabelle 2	66
14	In-vivo Studien mit Goldlegierung Tabelle 3	66
15	In-vivo Studie mit Palladiumlegierung	69
16	In-vivo Studien mit Kobalt-Chrom-Legierung	70
17	In-vivo Studie mit Titanbasis	71
18	Vergleichbare in-vivo und in-vitro Studien	73
19	Gegenüberstellung in-vitro Studien mit der Studie Shi	74
20	Gegenüberstellung in-vitro Studien mit der Studie Vigolo	75
21	Gegenüberstellung in-vitro Studien mit der Studie Ohlmann	75
22	Gegenüberstellung in-vitro Studien mit der Studie Pelaez	76
23	Gegenüberstellung in-vitro Studien mit der Studie Abou Tara	76
24	Gegenüberstellung in-vitro Studien mit der Teilstudie für Seitenzähne von Örtorp	77

25	Gegenüberstellung in-vitro Studien mit der Teilstudie Frontzähne von Örtorp	77
26	Gegenüberstellung in-vitro Studien mit der Studie Hey	77
27	Vergleich der Quotienten der Studien	78
28	Spearman Korrelation	79
29	Vergleich der statischen in-vitro Studien nach Legierungsart	100
30	Vergleich der VOSS in-vitro Studien nach Legierungsart	101
31	Spearman Korrelation	101
32	<i>t</i> -Test Gruppenstatistik Voss- zu statischen Studien	101
33	<i>t</i> -Test Gruppenstatistik statische Studien zu zyklischen Studien	102
34	<i>t</i> -Test Gruppenstatistik Voss-Studien zu zyklischen Studien	102
35	<i>t</i> -Test bei unabhängigen Stichproben Voss- zu statischen Studien	103
36	<i>t</i> -Test bei unabhängigen Stichproben statische Studien zu zyklischen Studien	103
37	<i>t</i> -Test bei unabhängigen Stichproben Voss- zu zyklischen Studien	103
38	<i>t</i> -Test Gruppenstatistik Au-Legierungen zu Co-Cr-Legierungen	104
39	<i>t</i> -Test Gruppenstatistik Au-Legierungen zu Ti-Legierungen	104
40	<i>t</i> -Test Gruppenstatistik Co-Cr-Legierungen zu Ti-Legierungen	104
41	<i>t</i> -Test bei unabhängigen Stichproben Au-Legierungen zu Co-Cr-Legierungen	105
42	<i>t</i> -Test bei unabhängigen Stichproben Au-Legierungen zu Ti-Legierungen . . .	105
43	<i>t</i> -Test bei unabhängigen Stichproben Co-Cr-Legierungen zu Ti-Legierungen .	105

1 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, anhand der vorliegenden Studien mit keramisch verblenden Metallkronen die Übertragbarkeit von In-vitro auf In-vivo Versuche herauszuarbeiten und Unterschiede zwischen den verschiedenen Legierungstypen zu untersuchen.

Dazu wurden zuerst die existierenden in-vitro Studien mit Metall-Keramik-Verbund Kronen und Brücken herausgesucht und auf die geforderten Kriterien hin untersucht. Die Studien wurden daraufhin nach ihren Versuchsaufbauten und Legierungen eingeteilt. Im nächsten Schritt wurden in-vivo Studien herausgesucht. Diese mussten natürlich ebenfalls Metall-Keramik-Versorgungen aufweisen und genügend Informationen über die Versuchsaufbauten bereithalten. Anschließend wurden den zahlenmäßig niedrigeren in-vivo Studien passende in-vitro Studien gegenübergestellt und die Überlebenswahrscheinlichkeiten miteinander verglichen. Dabei wurde unter anderem die Spearman-Korrelation als statistisches Mittel zur Schaffung vergleichbarer Werte eingesetzt.

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass die vorhandenen in-vitro Prüfverfahren trotz sorgfältiger Auswahl nur eine Tendenz der Übertragbarkeit auf in-vivo Ergebnisse zulassen. Dies liegt an der fehlenden statistischen Signifikanz der gefundenen Werte. Außerdem sind zwischen den Legierungstypen keine signifikanten Unterschiede zu beobachten.

Um eine Vergleichbarkeit beweisen zu können, sind wesentlich mehr vergleichbare in-vivo und in-vitro Studien notwendig. Um dies zu erreichen, sollten folgende Studien auf einheitliche Studiendesigns mit gleichen Testmethoden und gleichen Kronendesigns achten.

1.1 Abstract

The aim of the present study was to investigate the extrapolation of in-vitro to in-vivo experiments and to investigate differences between the different types of alloys on the basis of the present studies with ceramic-veneered metal crowns.

For this purpose, the existing in-vitro studies with ceramic-veneered metal crowns and bridges were first selected and examined for the required criteria. The studies were then classified according to their experimental setups and alloys. In the next step in-vivo studies were selected. These, of course, also had to have metal-ceramic restorations and provide enough information about the experimental setups. Subsequently, in-vitro studies were compared with the numerically lower in-vivo studies and the survival probabilities were compared. Among other things, the Spearman-correlation was used as a statistical tool to create comparable values.

In summary, it should be noted that, despite careful selection, the available in-vitro test

methods only allow a tendency for transferability to in-vivo results. This is due to the lack of statistical significance of the values found. In addition, the differences between the types of alloys can not be worked out, since they also have no significance.

In order to prove comparability, much more comparable in-vivo and in-vitro studies are necessary. To achieve this comparability, the following studies should pay attention to standardized study designs with the same test methods and crown designs.

2 Einleitung und Fragestellung

Die Zahnmedizin hatte sich lange Zeit nur darauf konzentriert, dem Patienten neben der Füllungstherapie die Schmerzen und tief zerstörte Zähne durch Extraktion zu nehmen. Für eine ästhetische und bedingt funktionelle Restauration wurde dabei lange Zeit auf Zahnersatz aus Elfenbein oder auch auf Echtzähne von Menschen zurückgegriffen. Als 1710 die Porzellanherstellung in Meißen auch außerhalb Chinas möglich wurde, kam es innerhalb Europas zur Ausbreitung des europäischen Porzellans [1]. Erst dadurch konnte der französische Apotheker Alexis Duchateau und später der Zahnarzt Nicolas Dubois de Chémant Zahnersatz auf der Basis von Porzellan im 18. Jahrhundert herstellen und vermarkten, um den Wunsch und die Notwendigkeit des Zahnersatzes mit möglichst langer Funktion und natürlichem Aussehen gerecht zu werden [2]. Funktionell war dabei lange die in den 60er Jahren zur Marktreife gebrachte Metall-Keramik-Krone und Brücke das Maß der Dinge [3].

Die Frage, welche in dieser Literaturarbeit angegangen werden soll, beruht auf einem einfachen Problem: Dem Zahnarzt bleibt es verwehrt, einen angefertigten Zahnersatz oder eine Zahnrestauration innerhalb des Patientenmundes nach Normen und Richtlinien auf die genaue Erfolgswahrscheinlichkeit zu überprüfen, ohne die angefertigte Arbeit dabei zu zerstören oder dem Patienten Schaden zuzufügen. Dies führt dazu, dass der Erfolg einerseits auf Laborstudien beruht, andererseits aber auf die sehr ungenau gehaltene Aussage des Misserfolges von klinischen Studien, die wiederum viele Faktoren beinhalten, die außerhalb des errechenbaren liegen. Dazu zählen unter anderem Fehlbelastungen wie Bruxismus, Habits, individuell konditionierte Kauzyklen und Frühkontakte in habitueller Okklusion, die unter anderem nicht mit der zentrischen Okklusion übereinstimmen.

Die Hersteller von Gerüst- und Verblendmaterialien müssen bevor die Materialien auf den Markt gebracht werden sicherstellen, dass sie funktionieren. Daher sind sie auf In-vitro Prüfungen angewiesen. Dazu müssen die grundlegenden Parameter die einen Verbund charakterisieren bekannt sein. Diese können dann mit spezifischen Versuchsanordnungen geprüft werden. Auch muss vor Versuchsbeginn klar sein, was das Ziel der Untersuchung sein soll. Ist die Verbundzone von Interesse, oder soll die Festigkeit der gesamten Restauration untersucht werden? Daher muss der Versuchsaufbau auch in der Lage sein, die Fragestellung zu beantworten. Um eine Vergleichbarkeit der Versuche zu gewährleisten, ist es sinnvoll auf standardisierte Verfahren zurückzugreifen.

In-vitro Versuche hängen unter anderem von den betrachteten Materialien sowie deren Verarbeitung ab. Je nach Ort der Belastung entstehen unterschiedliche Kaukräfte, sodass auch eine Unterscheidung zwischen Front- und Seitenzahnbereich von Interesse ist. Damit einhergehend spielt auch die Versorgungsart (Kronen, Brücken, sowie deren Spannweite) eine große Rolle.

Ist es schon schwer einzelne In-vitro Versuche miteinander zu vergleichen, wird dies noch schwieriger, wenn es sich um klinische Studien handelt, da hier die Parameterauswahl und

deren Bewertungskriterien noch komplexer sind. Letztendlich sind es aber die klinischen Studien, die die Eignung von Materialien und Prozessen nachweisen. Die Bedeutung von In-vitro Untersuchungen soll jedoch nicht geschmälert werden, da sie eine Vorhersage des klinischen Verhaltens ermöglichen. Außerdem können sie gezielter den Einfluss bestimmter Parameter (die Bedeutung einzelner Verarbeitungsschritte wie die Brenntemperatur) herausarbeiten. Aktuelle in-vitro Studien stützen sich dabei auf verschiedene Modelle zur Simulation der Kaukräfte, beispielsweise mit Tests der Härte, Festigkeit sowie Scherversuchen. Dabei werden immer nur mittelwertige Bewegungen berücksichtigt, obwohl bei jedem Patienten die Belastung durchaus unterschiedlich ausfällt und die Aussagekraft im Grunde nur für den eugnathen Patienten gelten kann. Daraus ergibt sich für den Patienten keine genaue Möglichkeit der Voraussage zur Haltbarkeit einer zahnmedizinischen Arbeit. Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, anhand der vorliegenden Studien mit Kronen aus Metall-Keramik-Verbund, die Übertragbarkeit von In-vitro auf In-vivo Versuche herauszuarbeiten und Unterschiede zwischen den verschiedenen Legierungstypen zu untersuchen.

3 Schriftum

3.1 Dentallegierungen

3.1.1 Definition

Da die meisten reinen Metalle eine nicht ausreichende Festigkeit aufweisen, muss eine Kombination von Elementen zur Steigerung der Festigkeit genutzt werden. Metalle werden dabei nach ihrer Dichte in Leicht- und Schwermetalle, nach ihrem Schmelzpunkt in niedrig- und hochschmelzende Metalle und nach ihrer chemischen Reaktionsfähigkeit in Edelmetalle und Nichtedelmetalle unterschieden. Legierungen¹ sind Werkstoffe, die mindestens aus zwei Elementen bestehen, wobei mindestens eines ein Metall sein muss. Eine Legierung weist metallischen Charakter auf und verfügt über entsprechende Eigenschaften, wie Mischbarkeit mit anderen Legierungen und Metallen, plastische Formbarkeit, Undurchsichtigkeit und für sich hohe elektrische und thermische Leitfähigkeit. Bei einer Legierung werden die Eigenschaften der alleinigen Elemente stark verändert. So können Legierungen härter, zäher, fester und dichter als die einzelnen Ausgangselemente sein. Die metallischen Anteile mit dem größten Massenanteil einer Legierung werden als Hauptbestandteile bezeichnet. Diese beeinflussen maßgeblich die physikalischen und chemischen Eigenschaften und Werte. Bei dentalen Legierungen zur Verwendung in Metall-Keramik-Systemen werden zusätzlich Haftoxidbinder zum Verbund zwischen Metall und Keramik hinzugefügt. Bei edelmetallfreien Legierungen (EMF) ist dies hauptsächlich Chrom [4]. Des Weiteren müssen Dentallegierungen im Unterschied zu anderen Legierungen korrosionsresistent, sowie feinkörnig und damit mundbeständig sein. Außerdem verbietet sich verständlicher Weise jegliche Art von Legierungen mit nachweisbar schädigender Wirkung auf den Organismus. Dabei ist jedoch zu beachten, dass auch ein für sich gefährlicher Stoff wie Kobalt, das nach der Verordnung (EG) Nr. 1272/2008 nach H334, H317, H413 und GHS08 nicht nur eine Gesundheitsgefahr mit allergener Wirkung bei Kontakt mit der Haut und den Atemwegen ist, sondern auch eine langfristige Schädigung für Wasserorganismen darstellt, innerhalb einer stabilen Legierung keine schädigende Wirkung hat [5].

3.1.2 Herstellung von Legierungen

Bei der Verarbeitung von Komponenten zu Legierungen gibt es verschiedene Ergebnisse. Wenn Metallpulver unter Hitzeeinwirkung zusammengepresst (zusammengesintert) wird, entstehen so genannte Pseudolegierungen. Diese weisen für den zahnärztlichen Gebrauch nicht ausreichende physikalische Eigenschaften auf. Als homogene Legierung werden Legierungen

¹lat.: legare = vereinigen

bezeichnet, in denen die kristalline Zusammensetzung an jedem Ort gleich ist. Heterogene Legierungen sind solche, in denen örtlich unterschiedliche Zusammensetzungen zu finden sind. Auf atomarer Ebene spricht man von Mischkristallen. Es werden dabei Substitutionsmischkristalle von Einlagerungsmischkristallen unterschieden.

Bei den Substitutionsmischkristallen sind in der Matrix, die aus dem Hauptbestandteil besteht, einzelne Atome durch Fremdatome ersetzt. Diese Fremdatome sitzen dann auf den Gitterplätzen des Wirtsgitters. Dies ist jedoch nur möglich, wenn sie etwa den gleichen Atomradius und ähnliches chemisches Verhalten aufweisen. Weiterhin müssen die Fremdatome im selben Gittertyp, wie das Wirtsgitter kristallisieren. Bei den Einlagerungsmischkristallen hingegen lagert sich die eine Komponente der Legierung in die Lücken zwischen den wesentlich größeren Atomen der anderen Komponente.

3.1.3 Einteilung

Legierungen lassen sich nach unterschiedlichen Kriterien einteilen. Dabei entstehen durch die verschiedenen Massenanteilen und Kombinationsmöglichkeiten der Bestandteile Unmengen an unterschiedlichen Legierungen und Subtypen.

Bei dentalen Legierungen werden zwei große Gruppen unterschieden. Auf der einen Seite sind die EM-Legierungen zu nennen. Diese haben als Hauptbestandteil ein oder mehrere Edelmetalle, während auf der anderen Seite die EMF-Legierungen stehen, die keinen Edelmetallanteil aufweisen.

Im Folgenden wurde sich auf die Einteilung nach Zusammensetzung, Indikation und Verarbeitung beschränkt [6].

3.1.3.1 Einteilung nach Zusammensetzung

Nachfolgend sind für die Zahntechnik relevante EM-Legierungen und EMF-Legierungen tabellarisch aufgelistet:

EM-Legierungen
Goldlegierungen
Goldbasislegierung
mit reduziertem Goldanteil, aufbrennfähig
mit reduziertem Goldanteil, nicht aufbrennfähig
mit hohem Silberanteil
Palladiumlegierung
Palladium-Kupferlegierungen
Palladium-Silberlegierungen
Silberlegierungen
Silber-Zinnlegierung
Silber-Palladiumlegierungen
Silber-Palladium-Indium-Legierungen
Quecksilberlegierungen
Kupferarmes Amalgam
Kupferreiches Amalgam

Tabelle 1: Einteilung von EM-Legierungen nach Zusammensetzung [4]

EMF-Legierungen
Kobaltbasislegierungen
Nickelbasislegierungen
Eisenbasislegierungen
Eisen-Kohlenstofflegierungen (Stahl)
Eisen-Chromlegierungen (Edelstähle)
Titan
reines Titan
Titanlegierungen

Tabelle 2: Einteilung von EMF-Legierungen nach Zusammensetzung [4]

3.1.3.2 Einteilung nach Indikation

Die Indikation von dentalen Legierungen variiert je nach Ausdehnung und angewandter Technik der Restauration. Zur Einteilung der Indikationen wird im Folgenden die Indikation von metallischen Werkstoffen aus der DIN EN ISO 22674 nach ihrem Verwendungszweck in sechs Typen verkürzt dargestellt [7].

Typ	Verwendung	Beispiel
0	für vb fs EZE mit geringer BEL	kleine einflächige vb Inlays, vb Kronen (durch Galvano- oder Sintertechnik)
1	für nicht oder vb fs EZE mit geringer BEL	einflächige vb oder nicht vb Inlays, vb Kronen
2	für festsitzenden Einzelzahnersatz	Inlay, Kronen
3	für festsitzenden mehrgliedrigen Zahnersatz	Brücken
4	Werkstücke mit dünnen Querschnitten	Teilprothesen, Klammern, dünne vb Kronen
5	Werkstücke, die hohe Steifigkeit und Dehngrenze erfordern	dünne Teilprothesen

Tabelle 3: Verwendung von metallischen Werkstoffen nach Indikation; fs=festsitzend; EZE=Einzelzahnersatz; vb=verblendet; BEL=Belastung [7]

Weiterhin können Legierungen bei der Indikation zur Verblendung in aufbrennfähige und nicht aufbrennfähige unterteilt werden, wobei auch nicht oxidierbare Legierungen mittels Haftbonder indirekt aufbrennfähig werden können. Physikalisch ist zu beachten, dass aufbrennfähige Legierungen fünf Punkte erfüllen müssen:

- es muss eine Oxidschicht ausbildbar sein, oder ein Haftbonder benutzt werden;
- sie müssen eine Solidustemperatur haben, die wesentlich über der Temperatur liegt, die zum Aufbrennen der Keramik genutzt wird, da es sonst zu einem Aufschmelzen des Metallgerüsts und somit zu einem Verzug beim Aufbrennen kommt;
- sie müssen einen zur Keramik etwas höheren Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) aufweisen, um Abplatzungen zu verhindern;
- während des Brennvorgangs muss die Gesamtstabilität der Legierung gewahrt bleiben. Es darf zu keiner Deformation kommen, da sonst die Passung verhindert wird;

- nach dem Brennvorgang darf es ebenfalls zu keiner weiteren Formänderung kommen, da sonst die Keramik abplatzen würde.

Aus ästhetischen Gründen dürfen Legierungen für den Metall-Keramik-Verbund (VMK) außerdem keine farbigen Oxide bilden, da diese die Farbgebung der Verblendkeramik ungünstig beeinflussen können [8]. Unedle, oxidierbare Elemente der Legierungen wandern während des Brennens zur Oberfläche und bilden eine Oxidschicht. Diese kann wiederum über das Silizium des Quarzes, das sehr sauerstoffaffin ist, eine Verbindung zur Keramik eingehen. Es entstehen dabei Silizium-Sauerstoffketten bestehend aus einer kovalenten Bindung des Siliziumdioxides und eine Ionenbindung zwischen Sauerstoff und einem unedlen Legierungselement. Durch die gezielte Beimischung von unedlen Anteilen in die EM-Legierung und gegebenenfalls durch den Oxidationsbrand vor dem Aufbrennen der Keramik macht man sich diesen Effekt zu Nutze. Bei aufbrennfähigen EMF-Legierungen werden dementsprechend keine weiteren unedlen Komponenten hinzugefügt, dort reichen die schon anwesenden Anteile (hauptsächlich das Chrom) aus, um eine Oxidschicht zu erzeugen.

Indiziert sind EM-Legierungen vor allem im Frontzahnbereich. Trotz Opaquerschicht kann es nämlich bei edelmetallfreien Restaurationen dort zu einem bläulichen Durchschimmern des Metallgerüsts kommen, was auf Oxidationsprodukte zurückzuführen ist. Generell sind für Inlays, Kronen und Brücken EM-Legierungen weiterhin das Mittel der Wahl, da sie nur wenig korrodieren, die Form gleich bleibt und es somit während des Eingliederns und der Lebenszeit des Zahnersatzes zu wesentlich weniger Problemen kommt [4].

3.1.3.3 Einteilung nach Verarbeitung

Die Verarbeitung von Legierungen lässt sich in gegossene und gefräste Restaurationen unterscheiden. Zu gießende Restaurationen werden dabei nach der Abdrucknahme und der Modellherstellung im ersten Schritt aus Wachs modelliert und danach wird diese Positivform mit Hilfe von Einbettmasse in eine Negativform umgewandelt. Um eine optimale Passung zu gewährleisten, muss die Expansion der Einbettmasse exakt die Schrumpfung der Legierung beim Erstarren der Schmelze kompensieren. Dafür müssen die einzelnen Komponenten aufeinander abgestimmt sein. Die Legierung muss außerdem hohe Fließeigenschaften aufweisen, damit die Negativform vollständig und genau nachgebildet wird. Gefräste Restaurationen werden aus einem vorhanden Legierungsblock herausgefräst. Dabei kommt es zu keiner weiteren Schrumpfung, wodurch die Passgenauigkeit erhöht wird. Als Grundlage wird dabei computer-aided design (CAD) und computer-aided manufacturing (CAM) genutzt. Die dafür verwendbaren Legierungen müssen keine hohen Fließeigenschaften aufweisen. Als Sonderart ist das selektive Laserschmelzen (SLM) zu nennen, das ein additives CAM-Verfahren darstellt. Dabei wird Legierungspulver durch einen Laser punktgenau und schichtweise zum Schmelzen gebracht. Dabei können alle Arten von Legierungstypen genutzt werden [9].

3.1.4 Biokompatibilität

Laut CRAIG et al. wirken Metalle wie Gold, Palladium und Titan am wenigsten zytotoxisch auf das umliegende Gewebe, gefolgt von Silber und Nickel und schlussendlich Kupfer. Einphasige Legierungen mit wenig Palladium und Gold, dafür aber mehr Kupfer weisen eine erhöhte Toxizität auf, genauso wie mehrphasige Legierungen, auch wenn diese einen hohen Gold oder Silberanteil aufweisen. Palladium scheint eine höhere Biokompatibilität zu besitzen als Silber. Zusammenfassend sagt CRAIG et al. aus, dass Legierungen des Einphasensystems, so wie diese auch bei Metall-Keramik-Konstruktionen genutzt werden, eine hohe Biokompatibilität aufweisen, genauso wie jene Standardlegierungen der zahnärztlichen Werkstoffkunde, die Oxidschichten für den Verbund mit Keramiken bilden [10].

3.2 Keramiken

Keramiken bezeichnen im eigentlichen Sinne gebrannte Werkstücke aus Ton. Im weiteren Sinne lassen sich Keramiken nach Keramik mit überwiegend kristalliner Struktur, mit überwiegend Glasphasen und amorpher Struktur, sowie Tongut unterscheiden. Letzteres ist für Dentalkeramiken nicht von Bedeutung, die beiden erstgenannten finden jedoch in unterschiedlichen Bereichen Verwendung [8].

3.2.1 Definition Dental-Keramik

Zu den dentalen Keramiken gehören jene der silikatischen und oxidkeramischen Werkstoffgruppe sofern sie zahntechnische wichtige Eigenschaften und Anforderungen erfüllen. Diese Eigenschaften werden im Folgenden genauer beschrieben, woraus im Weiteren auch eine Einteilung nach der Zusammensetzung abzuleiten ist.

3.2.2 Anforderungen und Eigenschaften dentaler Keramiken

Dentale Keramiken müssen sich nach dem zahnärztlichen Verwendungszweck richten. Sie müssen biologisch unbedenklich gegenüber den angrenzenden Geweben und mundbeständig sein. Während der Verarbeitung ist auf eine möglichst geringe Volumenänderung zu achten, da sonst die Passgenauigkeit sinkt. Die Festigkeit auf Druck ist werkstoffbedingt sehr hoch. Jedoch sollte auch die Biegefestigkeit dentaler Keramiken höher sein als von anderer Industriekeramik. Außerdem sollten Keramiken für den Gebrauch in der Mundhöhle frei von Poren sein, eine hohe Dichte aufweisen und leicht zu polieren sein, damit es nicht zu einer erhöhten Akkumulation von Plaque kommen kann. Dentale Keramiken verschiedener Arten bestehen meist aus Feldspat, Quarz und Flußmitteln wie Natriumtetraborat, Natriumcarbonat oder Kaliumcarbonat. Die prozentuale Verteilung variiert dabei stark je nach Produkt und Verwendungszweck. Weitere Zusätze werden für die Farbgebung und für eine erhöhte Festigkeit verwendet. Dabei werden unter anderem Aluminiumoxid, Siliziumdioxid, Haftoxide, expansive Stoffe und Bindemittel benutzt. Die Druckfestigkeit von dentalen Keramiken ist durchschnittlich mit 800 MPa genau wie die Härte nach Vickers (4000 MPa) sehr hoch, wobei die Zugfestigkeit mit 40 MPa und Biegefestigkeit mit 60 MPa gering ausfallen. Dies ist für die Konstruktion von entscheidender Bedeutung [4]. Daraus folgt eine hohe Gesamthärte, aber geringe Elastizität der Keramiken. Des Weiteren ist die chemische Widerstandsfähigkeit im Vergleich zu anderen Restaurationsmaterialien hoch.

3.2.3 Einteilung nach Zusammensetzung

Bei der Einteilung der dentalen Keramiken kann die folgende Struktur gewählt werden. Die Bezeichnungen sind teils jedoch irreführend, da durch neue technische Möglichkeiten Durchmischungen der einzelnen altbekannten Aufteilungen möglich werden.

Silikatkeramiken	Feldspatkeramiken	z.B. VITABLOCS [®] Mark II
	Glaskeramiken	z.B. Dicor [®] , Empress [®]
Oxidkeramiken	glasinfiltrierte	z.B. In-Ceram [®] Zirconia
	polykristaline	z. B. Procera [®] AllCeram und teilstabilisierte Zirkoniumdioxide

Tabelle 4: Einteilung dentaler Keramiken [11]

3.2.3.1 Silikatkeramik

Silikatkeramiken sind mehrphasig: sie bestehen aus einer amorphen Glasmatrix, die mit kristallinen Phasen durchsetzt ist. Die eingelagerten Leuzitkristalle machen dabei in der Regel weniger als 20 % aus.

- Feldspatkeramik besteht vornehmlich aus Feldspat, Quarz und geringen Mengen Kaolin. Feldspat sorgt dabei für eine gute Transluzenz der keramischen Masse. Quarz dient während des Brennvorganges als Magerungsmittel, also ein Stoff der zu einer besseren Volumentreue führt und dadurch die durch thermische Dehnung bedingte Rissbildung minimiert. Kaolin erhöht an sich die Festigkeit des Gefüges - verringert jedoch andererseits die Transluzenz, weshalb es in der Dentalkeramik kaum vorhanden ist.
- Glaskeramiken imitieren den natürlichen Zahnschmelz durch natürliche Transluzenz, bestehend aus einem mehrphasigen Gefüge. Die anfängliche alleinige Glasphase bildet durch gezieltes Aufheizen eine kristalline Phase aus. In Verbindung mit einem erhöhten Leuzitgehalt von circa 35 % ergibt sich eine erhöhte Festigkeit. Die Sintertemperatur ist mit unter 1000 °C relativ niedrig [12].

3.2.3.2 Oxidkeramik

In der Dentaltechnik bestehen Oxidkeramikrestaurationen aus Metalloxiden wie Aluminiumoxid oder wesentlich häufiger aus teilstabilisierten Zirkoniumdioxid, die je einen Masseanteil von bis zu 90 % ausmachen. Sie besitzen keinen Glasanteil. Dadurch erhöht sich die

Bruchfestigkeit und verringert sich die Porosität der Keramik. Durch Oxide wird diese Keramik wesentlich opaquer als Feldspatkeramik und erfordert den Einsatz von hochtransluzenter Silikatkeramik als Verblendmaterial, um eine höhere Ästhetik zu erreichen. Vorallem die Metalloxide Magnesium- und Titandioxid werden als Zuschlagsstoffe bei den Silikatkeramiken verwendet. Prinzipiell gibt es zwei verschiedene Arten der Oxidkeramiken:

- glasinfiltrierte Oxidkeramik besteht aus angesintertem Aluminiumoxidpulver (sog. Weißkörper), das mit Lanthanglas infiltriert wird und dementsprechend manchmal ebenfalls Glaskeramik genannt wird. Das Infiltrieren geschieht durch das Ausnutzen des Kapillareffektes. Es liegt nach dem Abkühlen ein heterogenes Mikrogefüge vor, welches äußerst bruchfest ist.
- polykristalline Oxidkeramik ist glasfrei und sehr homogen kristallin. Aluminiumdioxid oder Zirkoniumdioxid sind in ihrer Dauerfestigkeit glashaltigen Keramiken überlegen, da die Glasphase als Schwachpunkt der Keramiken gilt. Dabei kommt den Zirkoniumdioxiden mit einer durch Yttriumoxid stabilisierten tetragonalen Phase ein hoher Stellenwert bei [12].

3.2.4 Einteilung nach Verarbeitungsverfahren

3.2.4.1 Gießkeramik

Bei der Gießkeramik wird nach Präparation, Abformung und Modellherstellung zuerst eine Restauration aus Wachs angefertigt und anschließend wird Glaskeramik mit Hilfe einer Gußschleuder bei 1350 °C in eine aus der Wachsmodellation erstellten Negativform aus spezieller und exakt zur Keramik passenden Einbettmasse gegossen. Es erfolgt ein Brennvorgang bei 1075 °C über mehrere Stunden, bei dem es zur Ausbildung von Magnesiumsilikatkristallen der Glasphase der Keramik kommt. Dies hat eine höhere Opazität und mechanische Festigung zur Folge. Es entsteht dabei ein halbkristalliner Zustand. Die finale Farbgestaltung der Keramik erfolgt danach durch das Aufbrennen dünner Glasurmassen [9].

3.2.4.2 Presskeramik

Bei der Presskeramik wird ebenfalls am Anfang eine Restauration aus Wachs modelliert und diese eingebettet. Unter Temperatur- und Drucksteuerung werden dann keramische Massen mit 1050 °C – 1180 °C und 5 bar in die Hohlform gepresst. Bei der verwendeten Keramik handelt es sich um mit Leuzitkristallen versetzte Glaskeramik. Durch unterschiedliche Ausdehnungskoeffizienten kommt es bei der Abkühlung dann zu einem Aufbau von Druckspannung innerhalb des Gebildes, was in einer Steigerung der Festigkeit resultiert. Mit dieser

Technik können auch Silikat-Keramiken als Gerüstkeramiken gepresst werden. Nach dem Pressen müssen die Lithium-Disilikat-Keramiken jedoch noch farblich angepasst werden, da sie aus einer homogenen Masse bestehen und nicht initial natürlich farbliche Nuancen wie mehrschichtige Sinterkeramiken aufweisen [9].

3.2.4.3 Schichtkeramik

Die typischen Schichtkeramiken, auch Sinterkeramiken genannt, bestehen aus Quarz, Feldspat und Kaolin. Aus Sinterkeramik wird zuerst ein Gerüst hergestellt, das danach mit keramischen Massen Schicht für Schicht ergänzt wird. Aus einem Aluminiumoxidkernmaterial wird mit einem dünnfließenden Schlicker das Gerüst gebaut und nach dem Trocknen wird es bei $660\text{ }^{\circ}\text{C}$ – $980\text{ }^{\circ}\text{C}$ gesintert. Der Vorteil der Sinterkeramik ist die sehr individuell gestaltbare Keramik. Die Sinterkeramik wird bei Metall-Keramik-Kronen als Verblendkeramik genutzt. Dabei wird mit opaken Grundmassen zuerst das Metall abgedeckt, sodass anschließend mittels Dentin- und Schmelzmassen unterschiedliche Farbgebungen und optische Effekte erzeugt werden können [9].

3.2.4.4 CAD/CAM

CAD/CAM bezeichnet den Prozess des computerunterstützten Abformens und Herstellens von Restaurationen. Bei den dafür verwendbaren Keramiken werden oftmals Oxidkeramiken und insbesondere Zirkoniumdioxidkeramiken benutzt. Oxidkeramiken, die eine niedrige Transluzenz besitzen, eignen sich alleine für die Gerüstanfertigung. Dabei sind kleine Brücken und Einzelkronen herstellbar, die zuerst circa 25 % größer als die Endversorgung sind, jedoch dann durch den Sinterprozess schrumpfen, was wiederum zu einer verringerten Passung führen kann.

Bei Zirkoniumdioxid fällt durch Nutzung von heiß gepressten und dicht gesinterten Rohlingen die Schrumpfung im Brand weg [13]. Das Fräsen erfordert dann jedoch wesentlich härtere Fräsen. Letztendlich werden die CAD/CAM gefertigten Oxid- und Zirkoniumdioxidkeramiken noch mit Glanzbränden veredelt.

3.2.5 Einteilung nach Verwendung

Je nach gewünschter Form, Farbe und Nutzung, sind unterschiedliche Keramiken verwendbar.

3.2.5.1 Verblendkeramiken

Verblendkeramiken werden für die individuell hochästhetische zahnfarbende Gestaltung von Metallgerüsten, sowie Keramikkrone benutzt. Dabei wird für den Metall-Keramik-Verbund zuerst eine Oxidschicht benötigt. Diese liegt bei aufbrennfähigen Legierungen vor oder wird in Form eines Haftbonders aufgetragen. Anschließend werden deckende Opaquermassen auf das Metall, bzw. den Haftbinder aufgetragen, sodass eine homogene helle Fläche entsteht. Dabei sind Metalloxide untergemischt, um eine bessere Verbindung zu der Oxidschicht der Legierung zu erreichen. Im Anschluss kann mittels Dentinmassen und Schmelzmassen der natürliche Zahn nachgebildet werden. Bei der Verblendkeramik wird vor allem Sinterkeramik genutzt, wobei kristalline Phasen unabdingbar sind [14].

3.2.5.2 Gerüstkeramiken

Zu den Gerüstkeramiken zählen vor allem die hochstabilen Oxidkeramiken und Zirkoniumdioxidkeramiken. Diese können im Seitenzahnbereich unverblendet als Vollkeramikkrone und Brücken benutzt werden. Für Einzelkrone zeigen auch Silikatkeramiken ausreichende Festigkeitswerte zur Gerüstnutzung [14].

3.2.6 Eigenschaften dentaler Keramiken

3.2.6.1 Wärmeausdehnungskoeffizient

Der Wärmeausdehnungskoeffizient beschreibt die Wärmeausdehnung eines Materials ohne Änderung des festen Aggregatzustandes. Dabei gibt der Koeffizient an, um wie viel sich ein Stab von 1 m Länge bei der Erwärmung um 1 K ausdehnt.

$$\alpha = \frac{\Delta l}{l_0 \Delta \cdot K}$$

Bei der Nutzung von Metall-Keramik-Systemen ist es wichtig, dass die keramischen Massen einen niedrigeren Ausdehnungskoeffizient als das Metallgerüst haben. Dadurch wird eine tangentielle Druckspannung in der Grenzfläche zwischen der Legierung und der Keramik aufgebaut, die der Zugspannung, die, durch die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten bedingt, senkrecht auf die Verbundzone wirkt, entgegenwirkt [15].

3.2.6.2 Brenntemperatur

Die Brenntemperatur variiert für jede Keramik, abhängig vom Erweichungspunkt und der Fließfähigkeit der keramischen Massen. Leichtfließende Massen können bei Temperaturen unter 1000 °C, mittelfließende zwischen 1000 °C – 1200 °C und schwerfließende zwischen 1200 °C – 1400 °C gebrannt werden. Der Ausdehnungskoeffizient ist für Keramik die zum Aufbrennen auf Legierungen genutzt werden soll auch von Bedeutung, da eine hohe Brenntemperatur auch eine größere Dehnung zur Folge hat. Somit sind Keramiken mit niedriger Brenntemperatur um 1000 °C zum Aufbrennen geeignet. Organische Reste werden dabei bereits ab 600 °C verbrannt [15].

3.2.6.3 Hohe Brenntemperatur

Bei der Nutzung von hohen Brenntemperaturen entstehen jedoch auch Vorteile. Es kommt zu einer Erhöhung der Biege- und Zugfestigkeiten, sowie Bindungsstärken, sobald die Brenntemperatur angehoben wird. Insgesamt wird die Keramik damit gegen chemische Einflüsse, sowie Druck- und Zugbelastung widerstandsfähig. Dies hat jedoch keinen Effekt auf die Gesamtstabilität [16]. Für die Ästhetik ist eine zu hohe Brenntemperatur jedoch ungünstig, da es zu einer Verrundung von Konturen kommen kann [15].

3.3 Metall-Keramik-Verbund

Als VMK werden Werkstücke bezeichnet, die eine Legierungen als Gerüst aufweisen und auf die durch Aufbrennen (= Sintern) keramische Massen angefügt werden, sodass ein fester Verbund entsteht. Damit dieser Verbund von zwei sehr verschiedenen Werkstoffen auch von Dauer ist, müssen viele Parameter beachtet werden. Der Soliduspunkt des Metalls muss ausreichend oberhalb der Brenntemperatur der Keramik liegen, damit es beim Aufbrennen nicht zu einem Verzug oder gar Aufschmelzen des Gerüsts kommt. Das Metall muss an sich bei Temperaturen in situ formstabil sein und darf keine unerwünschten farbigen Oxide bilden. Außerdem ist es wichtig, die thermischen Ausdehnungskoeffizienten der beiden Werkstoffe aneinander anzupassen. Dabei wählt man für die Legierung einen höheren Ausdehnungskoeffizienten, um sicherzustellen, dass bei der Kontraktion Zugspannung auf die Legierung und dementsprechend Druckspannung auf die Keramik entsteht. Des Weiteren muss die Verbindung zwischen Keramik und Metall sichergestellt werden. Vickery und Badinelli erstellten 1968 eine Aufteilung der Kraftarten, die zum Halt der Keramik an der Legierung führen [17]:

- 25,5 % Druckretention
- 52,5 % chemische Kräfte
- 22,0 % mechanische Retention

Nach neueren Erkenntnissen lassen sich die Kräfte in chemische Kräfte, zwischenmolekulare Kräfte und physikalische Kräfte einteilen, woraus die folgende Erläuterung der Kraftarten resultiert [18].

3.3.1 Chemische Bindungen

Elemente haben das Bestreben, die Elektronenkonfiguration von Edelgasen (vollständig gefüllte Orbitale) zu erreichen. Je nach Elektronegativität der Verbindungspartner werden unterschiedliche Bindungsarten eingegangen. Bei starken Unterschieden der Elektronegativitäten werden ionische Bindung gebildet. Bei niedrigen Differenzen werden kovalente Bindungen eingegangen. Metalle bilden spezielle Bindungen untereinander aus (metallische Bindungen) [19].

3.3.1.1 Ionenbindung

Durch die Abgabe oder Aufnahme von Elektronen werden positiv oder negativ geladene Ionen aus Atomen gebildet, die sich gegenseitig durch die Coulomb-Wechselwirkung anziehen. Diese Kraft ist ungerichtet, weshalb es zwischen den Anlageflächen zu einer gleichmäßigen

Bildung eines ionischen Kristallgitters kommt. Dieser energetisch heterogene Zustand ist die Triebkraft zur Ausbildung von Salzkristallen und Ionenbindung. Die Ionenbindung ist die stärkste chemische Bindungsenergie und sie ist umso stärker je höher die Differenz der Elektronegativitäten der beteiligten Atome ist [19].

3.3.1.2 kovalente Bindung

Kovalente Bindungen liegen vorwiegend zwischen Nichtmetallen oder zwischen Metallen und Nichtmetallen vor. Laut der Molekularorbitaltheorie überlappen sich die Valenzelektronen der Atomorbitale einzelner Atome und bilden dabei ein gemeinsames Molekül-Orbital aus, das nun nicht nur ein einzelnes Atom, sondern die sich verbundenen Atome umfasst. Die Bindungsenergie selbst entsteht dabei aus der Verringerung der kinetischen Energie der Elektronen [19]. Durch diese räumliche Ausrichtung der kovalenten Bindungen lässt sich die Sprödigkeit von Keramiken erklären [20].

3.3.1.3 Metallbindung

In einem Metallgitter geben die einzelnen Metallatome äußere Elektronen ab, die jedoch von keinem anderen Element aufgenommen werden, sondern in der sogenannten Elektronengaswolke frei beweglich um die Atome verbleiben und so die nun positiven Metallionen zusammenhalten (Elektronengas-Modell). Dies führt zu den typischen Eigenschaften von Metallen:

- Die hohe elektrische Leitfähigkeit, da die Elektronen sich frei bewegen und Ladungsänderungen sehr schnell weitergeben.
- Die hohe Wärmeleitfähigkeit, die ebenfalls an den frei beweglichen Elektronen liegt.
- Der metallische Glanz, der auf spezielle Lichtabsorptionseigenschaften der Elektronengaswolke beruht.
- Die plastische Verformbarkeit (Duktilität) aufgrund der ungerichteten metallischen Bindung. Die Bindungsstärke ist im Gegensatz zur kovalenten Bindung in alle Raumrichtungen gleich stark.

Die Metallbindung gehört zu den starken chemischen Kräften, ist jedoch schwächer als die Ionenbindung [19].

3.3.1.4 Mischoxidbildung

Die Mischoxidbildung ist keine eigene Bindungsart, da sie eine Mischung aus kovalenter und Ionenbindung ist. Sie beschreibt die Ausbildung von gemeinsamen Oxiden der Oxidschicht der Legierung und Bestandteilen der Verblendkeramik.

3.3.2 Zwischenmolekulare Kräfte

Zwischen Molekülen kommt es zu Wechselwirkungen untereinander, wenn sie sich einander annähern. Diese Kräfte werden auch Van-der-Waals-Kräfte genannt. Die Wasserstoffbrückenbindung ist dabei als separate Kraftart neben den Van-der-Waals-Kräften zu sehen. Dabei spielt nicht die Masse der Atome eine Rolle, sondern vielmehr die Wahrscheinlichkeit des Ortes der Anwesenheit eines Elektrons (Aufenthaltswahrscheinlichkeitsdichte), die Elektronegativität und das intramolekulare Verhalten zueinander [19].

3.3.2.1 Elektrostatische Wechselwirkungen

Elektrostatische Wechselwirkungen entstehen aus den unterschiedlichen Elektronegativitäten von zwei verschiedenen Atomen. Dabei ist die Aufenthaltswahrscheinlichkeitsdichte des Elektronenpaares näher am elektronegativeren Atom, was dazu führt, dass ein Molekül aus Atomen unterschiedlicher Elektronegativität ein Dipol aus den Partialladungen der einzelnen Atome aufweist [19].

3.3.2.2 Dipol Wechselwirkungen

Dipolwechselwirkungen entstehen aus interatomar temporär elektrischen Dipolen, die auf der Wahrscheinlichkeit beruhen, dass zu einem gewissen Zeitpunkt nicht alle Elektronen gleichmäßig in den Orbitalen verteilt sind. Dies führt dazu, dass auch an sich vollständig unpolare Elemente eine intramolekulare Anziehungskraft entwickeln. Diese Kräfte, beziehungsweise Wechselwirkungen, sind aber verhältnismäßig gering und spielen für den VMK kaum eine Rolle [19], [17].

3.3.2.3 Wasserstoffbrückenbindung

Wasserstoffbrückenbindungen wirken zwischen Wasserstoffatomen und anderen Atomen mit freien Elektronenpaaren. Dabei entstehen Mischzonen mit nicht eindeutiger Bindungsrichtung, wodurch eine Vernetzung zwischen drei Atomen und einem Elektronenpaar entsteht.

Man spricht in diesem Fall von 2-Elektronen-3-Zentren-Bindung. Es kommt zu einer geringen Anziehungskraft, die mit circa 100 kJ/mol etwas größer als die Van-der-Waals Kraft ist. Sie spielen wegen der geringen Bindungsenergie und der Limitierung auf Wasserstoffatome in dentalen Legierungen und Keramiken eine untergeordnete Rolle, sind jedoch als adhäsive Kräfte nicht ohne Wirkung [19].

3.3.2.4 Weitere Wechselwirkungen

Außerdem gibt es die hydrophoben Wechselwirkungen, die im Grund auf das Abstoßverhalten von Wasser basieren. Diese sind wegen der Schwäche und des geringen Wasseranteils in Metall-Keramik-Verbänden ebenfalls vernachlässigbar. Zusammenfassend sind hier die Bindungsenergien der chemischen Bindungen tabellarisch mit der möglichen Kraft und damit auch der Relevanz aufgeführt:

Name	Bindungsenergie in kJ/mol	Richtungsabhängigkeit
Ionenbindung	600 – 2000	ungerichtet
Atombindung	200 – 1000	gerichtet
Metallbindung	100 – 500	ungerichtet
Wasserstoffbrückenbindung	10 – 100	gerichtet
Van-der-Waals Kräfte	0,1 – 10	gerichtet oder ungerichtet

Tabelle 5: durchschnittliche Kräfte der Bindungsenergietypen [21]

3.3.3 Physikalische Kräfte

Physikalische Kräfte wirken sowohl auf beschleunigte Körper in verzögernder oder weiter beschleunigender Weise als auch auf ruhende oder bewegte Körper in verformender Weise [22].

3.3.3.1 Mikromechanische Retention

Durch das Aufrauen einer Legierung vergrößert sich die Oberfläche erheblich, wobei das Abstrahlen dem Beschleifen vorzuziehen ist. Eine vergrößerte Oberfläche bedeutet mehr Adhäsionsfläche und mehr Reibungsfläche und damit höhere Haltewerte. Außerdem kommt es im Zuge der Vergrößerung der Oberfläche zu einer Vergrößerung der Fläche für die chemische Bindung [18].

3.3.3.2 Makromechanische Retention

Makromechanische Retentionen werden im Metall-Keramik-Verbund größtenteils unterlassen, da es dabei durch Blasenbildung zu Zugspannungen auf die Keramik kommen kann, was unweigerlich zu Schäden der Verblendung führen würde. Auch können sich in Unterschnitten Luftblasen bilden, die bei weiteren keramischen Bränden wachsen könnten und so Sollbruchstellen bilden [18].

3.3.3.3 Festigkeit des Gerüsts

Die Festigkeit beschreibt die maximale Spannung eines Systems, die bei einer vorher definierten Dehnung erreicht wird. Sie wird vor allem durch die geometrische Form, die Dicke und das Material des Gerüsts erreicht. Gerade bei Brückenkonstruktionen ist deshalb ein großer Querschnitt der Verbindungen zwischen den Brückengliedern essentiell. Dabei darf die Dehngrenze von 0,2 % nicht überschritten werden und das Elastizitätsmodul muss dementsprechend groß sein. Die Dehngrenze beschreibt die Spannung, der ein Material bei Zugkraft ausgesetzt werden kann, bis zu der es zu keiner plastischen Verformung und vollständiger Rückkehr in die vorige Form, d.h. rein elastischer Verformung, kommt. Das Elastizitätsmodul (E-Modul) beschreibt den Widerstand eines Materials gegen plastische Verformungen. Je größer diese Materialkonstante, desto elastischer ist das Material. Es gilt

$$E = \frac{\Delta\sigma}{\Delta\epsilon}$$

mit σ als Spannung und ϵ als Dehnung [18], [22].

3.3.3.4 Wärmeausdehnungskoeffizient

Unterhalb der Glastemperatur der keramischen Massen ist darauf zu achten, dass die thermischen Ausdehnungskoeffizienten übereinstimmen, um Spannungen an den Grenzflächen zu vermeiden. Da bei den verschiedenen Bränden der Keramik sich auch der Wärmeausdehnungskoeffizient ändern kann, ist man dazu übergegangen, generell der Legierung einen 10 – 15 %igen größeren Ausdehnungskoeffizienten zu geben, damit die Keramik auf jeden Fall unter Druckspannung gerät und nicht die kritische Zugspannung erfährt, die schnell zu Abplatzungen und Rissbildungen führen würde. Die Änderung des WAK bei Keramiken entsteht durch die Bildung von Leucit, das beim Brennen von Kali-Feldspatkeramiken entsteht. Bei anderen Verblendkeramiken ändert sich der WAK nicht [18].

3.3.3.5 Druckspannung

Durch das Aufbrennen der Keramik und der unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten kommt es zur oben genannten Druckspannung, die wie ein Fassreifen die metallische Krone umfasst. Im Grunde ist die Keramik für das Gerüst somit zu klein, wodurch Abzugskräfte direkt auf die metallische Konstruktion übertragen werden.

Ebenfalls förderlich zur Stabilität ist dieser Effekt dafür, dass bei Belastung durch Zugspannung erst die interne Druckspannung eliminiert werden muss, bevor es überhaupt zu einer Zugspannung in der Keramik kommt.

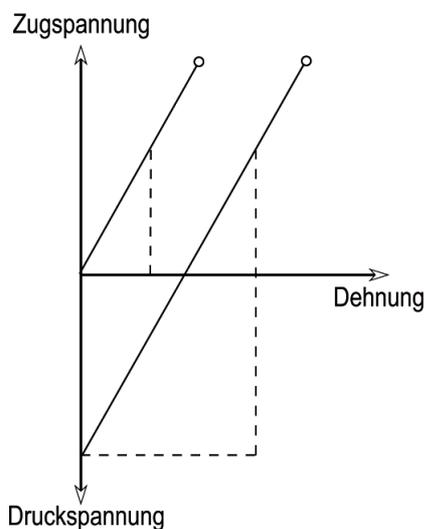


Abbildung 1: Spannungs-Dehnungs-Diagramm

Es zeigt sich in Abbildung 1 das Verhalten zweier Spannungsdehnungskurven im Bereich der Hook'schen Gerade, das heißt in dem Bereich, in dem es zu keiner plastischen Verformung kommt. Beide Kurven sind von der gleichen Keramik, wobei die längere Kurve auf ein Metallgerüst aufgebrannt ist. Beide weisen die gleiche Steigung auf, welche beim Zug-Druck-Dehnungsdiagramm (beziehungsweise Spannungs-Dehnungsdiagramm) dem E-Modul entspricht. Beide Kurven weisen auf gleicher Höhe den Bruchpunkt auf, an dem es zu einem Springen der Keramik kommt. Während die erste Kurve im Nullpunkt beginnt, startet die zweite Kurve im negativen Bereich. Dies ist durch die interne Druckspannung der Keramik bedingt, die erst durch Zugspannung ausgeglichen werden muss, bevor die Nulllinie überschritten wird und keine Druckspannung mehr im Keramiksystem herrscht [8].

3.3.3.6 Zusammenfassung über die Kraftarten

Es zeigt sich, dass für den Metall-Keramik-Verbund nicht nur eine oder wenige Kraftarten eine Rolle spielen, sondern, dass es eine große Anzahl an Kräften und Einflussgrößen im physikalisch-chemischen System gibt. Demnach ist natürlich ein besonders großes Augenmerk auf die exakte Einhaltung optimaler Parameter für jede Keramik und jedes Metall zu richten, damit es nicht zu Qualitätsunterschieden während der Verarbeitung kommt.

3.3.4 Einfluss der Verarbeitung

Wie im vorangegangenen Kapitel dargelegt, ist die exakte Einhaltung bei der Herstellung von Metall-Keramik-Konstruktionen äußerst wichtig, da Ungenauigkeiten zu großen Mängeln bezüglich Stabilität, Elastizität und Verbund führen können. Diese gilt es generell zu vermeiden.

3.3.4.1 Präparation

Der Behandler kann schon bei der Präparation ungünstige Voraussetzungen schaffen, indem der Abtrag vor allem an stark belasteten Stellen zu gering gewählt wird oder eine Präparationsgrenze angelegt wird, die zu einer größeren inneren Spannung des Systems führt. So liegen die Mindestschichtdicken im zervikalen Bereich bei 1 mm und okklusal je nach Material bei 1,5 mm-2 mm [18]. Ein zu geringer Abtrag resultiert in zu geringer Dicke der späteren Versorgung und einer geringen Festigkeit des Systems. Eine Präparationsgrenze mit tangentialer Präparation führt zu dünn auslaufender Keramik, sofern kein Metallrand sichtbar sein soll. Bevorzugen sollte man demnach schräge oder abgerundete Stufen. Außerdem können natürlich die Abdrücke ungenau sein. Diese können Lufteinschlüsse besitzen, die der Techniker nivellieren muss, wodurch Hohlräume oder Überkontakte entstehen können oder Verzerrungen durch unsachgemäße Verwendung des Materials [8].

3.3.4.2 Modellation

Im Labor muss bei der Gerüstmodellation im indirekten Verfahren mit Wachs darauf geachtet werden, dass die Schichtstärke von Kronen, Brückengliedern und insbesondere der Verbinder ausreichend groß ist. Dies ist wichtig, um das E-Modul durch mehr Festigkeit zu unterstützen und damit ein Abplatzen von Keramik durch Dehnungen im Metall zu verhindern. Des Weiteren sollten keine scharfen Kanten und ausreichende Abstützungen für die Keramik vorhanden sein [8].

3.3.4.3 Materialfehler

Legierung

Durch die Wahl der passenden Legierung für eine zahntechnische Arbeit können Probleme frühzeitig reduziert werden. Während Konstruktionen mit großer Spanne gerade durch die hohe Festigkeit der EMF-Legierungen profitieren, ist beispielsweise bei teleskopierenden Arbeiten die exakte Passung der EM-Legierungen ein Vorteil [8].

Keramik

Bei der Wahl der Keramik ist eine zur Legierung passende zu wählen. Dies ist wichtig, damit der WAK abgestimmt ist und die Vorbehandlung des Gerüsts der Keramik richtig ablaufen kann. Es muss außerdem zwischen metallfreien Restaurationsrändern und metallunterstützten Restaurationsrändern entschieden werden. Metall-Keramik-Konstruktionen mit metallunterstützten Restaurationsrändern halten dabei wesentlich höhere Belastungen aus, wobei durch das freiliegende Metall natürlich die Ästhetik beeinflusst wird [23].

3.3.4.4 Verarbeitung

Fehler der Metallverarbeitung

Die gesamte Modellation und der Guss müssen frei von Kanten und Graten sein, um Spannungspunkte zu verhindern. Beim Metallguss gilt hinsichtlich der Qualität das Gleiche wie bei Keramikbränden, und zwar, dass die exakten Temperaturen, Zeiten und Verwendung der richtigen Einbettmassen eingehalten werden müssen. Hierbei ist außerdem zu vermerken, dass ein Wiederverwenden oder Mischen von schon verwendeten Legierungen zu einem erheblichen Stabilitätsverlust der Metallkeramikverbindung führt [24].

Fehler des Metall-Keramik-Verbundes

Eine fehlerhafte Vorbereitung der Metallkonstruktion oder falsches Aufbrennen führt bei diesem Aspekt zu einer minderen Qualität. Nach dem Ausbetten muss die Metallkonstruktion grob bearbeitet werden, um Kanten und Unebenheiten zu entfernen, damit es beim Brennen nicht zum Einschluss von Gasblasen kommt. Das Gerüst muss außerdem mechanisch vorbereitet werden. Dabei kommt es zur Oberflächenbehandlung der zu beschichtenden Fläche. Dies geschieht durch das Abstrahlen der Außenflächen. Darauf folgend werden die Keramikhaftflächen mit feinkörnigen Aluminiumoxid-Pulver (Korund) abgestrahlt, um die vormals

glatte Oberfläche gleichmäßig und fein anzurauen und mehr Mikroretention zu schaffen. Für jede Legierung müssen unterschiedliche Korngrößen und Drücke gewählt werden. Außerdem wird durch das Abstrahlen die Oberfläche gesäubert und die Benetzbarkeit (mit dem Keramikschlicker) erhöht.

Danach kommt es zur thermischen Behandlung, bei der eine Haftoxidschicht entsteht. Die thermische Behandlung ist für alle EM-Legierungen, einige EMF-Legierungen und nie für Titan/Titan-Legierungen notwendig. Dieser Schritt ist der entscheidende, wenn es um den Verbund zwischen Metall und Keramik geht. Bei Nichteinhaltung der Temperatur und Brenndauer kommt es hierbei zu großen Mängeln. Unter Verwendung der richtigen Temperatur treten nichtedele Zusätze aus der Legierung an die Außenflächen und bilden durch Oxidation eine Oxidschicht. Des Weiteren führt dieser Schritt zur Aufhebung innerer Spannungen, Gaspartikel haben die Möglichkeit aus dem Metall zu entweichen und Fremdkörper werden verbrannt. Edelmetalllegierungen müssen zwingend für circa 10 min bei hohen Temperaturen gebrannt werden, um eine ausreichend stabile Oxidationsschicht zu gewährleisten. Die Abkühlung darf unter atmosphärischen Druck passieren. Edelmetallfreie Legierungen müssen, sofern vom Hersteller vorgeschrieben, hingegen nur 5 min gebrannt werden, wofür die Abkühlung jedoch unter Vakuum passieren muss. Nach dem Aufbrennen der Oxidschicht ist ein Entfetten der Metalloberfläche von Nöten, um organische Verunreinigungen restlos zu entfernen [4].

Fehler der keramischen Verblendung

Die Verblendung des Metallgerüsts kann prinzipiell über drei Arten erfolgen. Es kann Presskeramik, Schichtkeramik oder Keramik aus CAD/CAM-Verfahren genutzt werden. Letzteres ist jedoch auf Grund der alleinigen Verbindung mit Haftbonder zum Metall und einer fehlenden Druckspannung auf die Keramik und Zugspannung auf das Metall noch umstritten. Als Vorteil ist jedoch die hohe Qualität der industriell gefertigten Keramikblöcke zu sehen [18]. Pressen und Schichten von Keramik reduziert hingegen das Chipping, wodurch diese beiden Methoden eine höhere Resistenz gegen Frakturen und Scherkräfte haben. Bei der Keramikverarbeitung kann beim Guss- und Pressverfahren sowohl die Einbettmasse als auch die Keramik falsch gewählt sein. Außerdem können zu kurze und zu lange Brände sowie zu hohe und zu niedrige Brandtemperaturen und nicht beachtete Trocknungsphasen zu starken Qualitätsschwankungen führen. Dies gilt für alle Verarbeitungsweisen der Keramiken und kann durch defekte oder nicht kalibrierte Brennöfen passieren. Dazu kommt, dass beispielsweise verschmutzte Brennöfen zur Einlagerung von Fremdkörpern führen können. Eine weitere Fehlerquelle ist das exzessive Beschleifen mit harten Fräsen und ohne Kühlung. Dabei kann es zu Mikrorissen innerhalb der Keramik kommen [18].

Fehler bei der Eingliederung

Beim Zementieren ist darauf zu achten, dass ein passender Befestigungszement genutzt wird. Auch keramisch verblendete Metallgerüste können adhäsiv befestigt werden, sofern eine ausreichende Trockenlegung möglich ist. Bei unzureichender Zementierung drohen Fehlbelastungen durch bewegliche Kronen mit einem langsamen Dezementieren und ebenfalls Bildung einer sekundären Karies. Nach dem erfolgreichen Einsetzen einer Versorgung ist außerdem eine korrekte Okklusion von großer Wichtigkeit, da Hyperbalancen die gesamte Kraft der Kiefermuskulatur aufnehmen und jedes Material überlasten können [18].

3.3.5 Prüfung von Metall-Keramik-Systemen

Vor der generellen Prüfung von Metall-Keramik-Systemen muss bestimmt werden, was als Versagen eines keramisch verblendeten zahnmedizinischen Metallgerüsts zu werten ist. Bevor vollkeramische Materialien auf den Markt kamen, war das Versagen einer Kronen- oder Brückenversorgung einfach zu beurteilen. Die Restauration musste

- das freigelegte Dentin vor Noxen und Abrasion schützen;
- keine okklusale Indifferenz zum Echtzahnbestand aufweisen;
- fest mit der bestehenden Zahnhartsubstanz verbunden sein [25].

Seitdem Keramik als Verblendwerkstoff für Zahnersatz eingeführt wurde, war dies nicht mehr so einfach zu kategorisieren. Es gilt die Art des Zahnersatzschadens zusätzlich wie folgt einzuteilen:

- kohäsives Fraktur (Fraktur innerhalb der Verblendkeramik, so genanntes ‘Chipping’)
- adhäsive Fraktur (Abplatzen der Keramik vom Gerüst)
- Fraktur der Keramik und des Gerüsts [25].

In einigen Studien wird das Chipping schon als Versagen der Restauration gewertet, in anderen nur die komplette Fraktur, beziehungsweise Verlieren der Restauration; einige Journals beziffern Chipping sogar bloß als Komplikation und rechnen dies aus der Verlustrate heraus. ANUSAVICE veröffentlichte deshalb 2012 eine Hilfe zur Erstellung von Richtlinien zur Einteilung der funktionellen Leistung der Keramik. Dabei bezieht sich die Gradeinteilung auf Daten von HEINTZE und ROUSSON, welche die Art der Defektversorgung adhäsiver und kohäsiver Brüche dokumentierten und damit einhergehend eine Einteilung der Frakturen ermöglichten [26], [27].

- Grad 1: frakturierte Oberflächen wurden poliert;

- Grad 2: frakturierte Oberflächen wurden mit Komposit repariert; und
- Grad 3: starke Chipping-Frakturen erforderten eine komplettes Erneuern der prothetischen Versorgung.

3.3.6 in-vitro Prüfverfahren

Mechanische In-vitro Prüfverfahren der Metall-Keramik-Systeme können allesamt die Bruchfestigkeit eines oder mehrerer Werkstoffe testen. Zur Bruchfestigkeit zählen die Zug-, Druck-, Biegezug-, Scher- und Torsionsfestigkeit. Des Weiteren existieren chemische und thermische Versuche zur Materialprüfung. Die einzelnen Festigkeiten können zyklisch mit wiederkehrenden Belastungen oder nicht zyklisch getestet werden. Des Weiteren kann ein Testaufbau statisch oder dynamisch sein. Statisch bedeutet, dass mit gleichbleibender oder langsam ansteigender Belastung getestet wird und dynamische Versuche zeigen eine stetig wechselnde, ggf. plötzliche Belastung auf. Daraus ergibt sich für viele Testverfahren eine mehrfache Zuordnung [15], [4], [8]. Anbei folgt ein Flussdiagramm zur besseren Übersicht der relevanten Testmethoden.

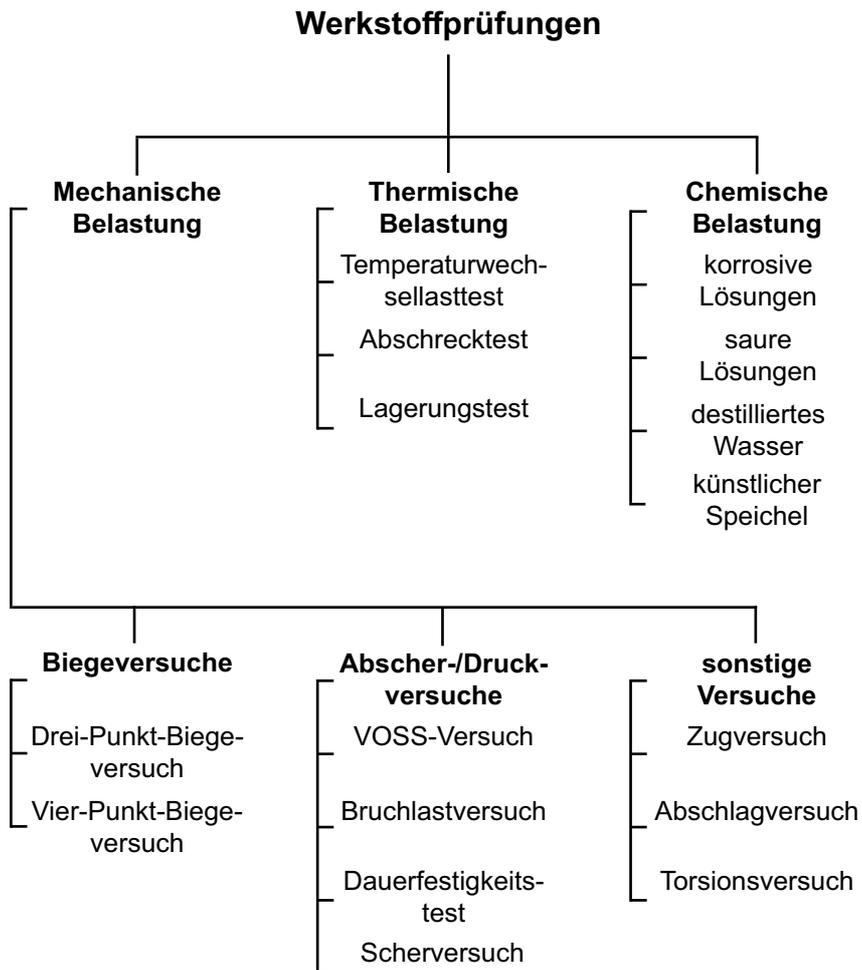


Abbildung 2: Flussdiagramm verschiedener Werkstoffprüfungen

3.3.6.1 Verfahren nach Schwickerath

Beim Verfahren nach Schwickerath handelt es sich um einen Dreipunktbiegeversuch. Hierbei ist das belastete Volumen durch die punktuelle Impression gering, es kommt zu höheren Werten der Biegefestigkeit, als bei Prüfverfahren mit Vierpunktstützung, da dort in einem größeren Volumen mehr Fehler des Gefüges des Prüfkörpers relevant für die Biegefestigkeit sind. Dies ist das einzige genormte Verfahren nach DIN EN ISO 9693–1 [28]. Es testet jedoch explizit die Verbundfestigkeit und Ablöse- und Rissfestigkeit, was gleichbedeutend mit der Scherfestigkeit ist. Es wird also die Biegezugfestigkeit und die Scherfestigkeit getestet [7], [8].

3.3.6.2 Vierpunktbiegeversuch

Der Vierpunktbiegeversuch ist wie im Abschnitt Verfahren nach Schwickerath dargelegt sinnvoller, aber seltener benutzt, da dieser Versuch nicht normiert wurde. Bei diesen Tests wird oftmals die Risszähigkeit gemessen. Diese bezeichnet die Eigenschaft, wie sich ein Werkstoff mit einem im Voraus definierten und versehenen Riss verhält, und ob es zu einer schnellen oder langsamen Ausbreitung der Läsion kommt. Auch hier wird die Biegezugfestigkeit und die Scherfestigkeit getestet [18].

3.3.6.3 Bruchlastversuche

Diese Art der Tests untersuchen die Druckfestigkeit. Druckversuche werden für einfache Vergleichstests bei verblendeten Metallkronen oft genutzt. Für elastisch oder plastisch verformbare Materialien sind sie ebenfalls geeignet. Der Druckversuch gehört je nach Ausführung zu den statischen oder dynamischen Festigkeitsprüfungen [8].

3.3.6.4 Dauerfestigkeitstests

Es handelt sich im Grunde auch um Biegedruckversuche, wobei die statische Belastung dabei eine einmalig bis zum Versagen des Prüfkörpers durchgeführte Belastung ist. Bei periodischen, beziehungsweise zyklischen Belastungen kommt es zur wiederholten mechanischen Belastung (mechanical load) bis zum Bruch des Prüfkörpers oder bis zum Erreichen einer bestimmten Anzahl an Belastungszyklen. Die Anzahl der Belastungszyklen kann mit Kauzyklen gleichgesetzt werden, sodass über die Zyklenzahl eine Lebensdauer geschätzt werden kann [8].

3.3.6.5 Zugversuche

Zugversuche gehören in der Regel zu den statischen Festigkeitsprüfungen. Alleinige Versuche zur Überprüfung der Zugfestigkeit werden für Keramik sehr selten durchgeführt, da die Belastbarkeit auf Zug wesentlich geringer als auf Druck ist. Außerdem wird ohnehin angestrebt, so wenig wie möglich Zugspannung in einem keramischen Körper zu erzeugen. Andere nicht spröde Materialien lassen sich damit jedoch gut überprüfen [4].

3.3.6.6 Torsionsversuche

Mit einem Torsionsversuch zur Torsionsfestigkeit wird eine Verdrehung der Materialien gegeneinander simuliert. Diese alleinige Art der Prüfung ist ausgesprochen selten [4].

3.3.6.7 Scherversuche

Bei Scherversuchen wird meist parallel zur Verbindungslinie von Metall und Keramik Druck appliziert, sodass mit der Scherfestigkeit die Haftwerte zweier Materialien verglichen werden können. Als Stempel dient dabei entweder eine scharfe Schneide, oder eine plane Fläche [4].

3.3.6.8 thermische Belastung

Die durch Temperaturunterschiede entstehende Materialbelastung wird durch Abschrecktests untersucht. Dabei handelt es sich um einen von Keramikherstellern erstellten Test, der durch das Erhitzen und schlagartige Abschrecken die thermischen Zyklen im Leben einer Krone simulieren sollen. Dabei werden Temperaturdifferenzen von über 100 °C getestet. Eine weitere Art der thermischen Belastungstests ist das periodische Ändern der Temperatur von in den in Flüssigkeit gelagerten Zähnen. Diese Art der Tests wird vor allem bei Kausimulatoren benutzt, wobei in der Regel eine Temperaturdifferenz von 50 °C erreicht wird. Auch das einfache Lagern unter einer konstanten Temperatur kann als thermischer Belastungstest angesehen werden [8].

3.3.6.9 chemische Belastungen

Chemische Prüfverfahren können entweder mit korrosiven Lösungen, Lagerung in Säuren, künstlichem Speichel oder destilliertem Wasser durchgeführt werden. Besonders nah an der Realität ist der künstliche Speichel, der aus Kaliumchlorid, Natriumchlorid, Calciumchlorid, Natriumdihydrogenphosphat, Natriumsulfid, Harnstoff und Wasser, sowie je nach pH-Wert Milchsäure oder Natriumhydroxid zusammengestellt wird. Somit ist die Ionenzusammensetzung und der pH-Wert dem durchschnittlichen natürlichen Speichel ähnlich [29]. Der pH-Wert ist als negativer Logarithmus der Wasserstoffionenkonzentration definiert [19].

3.3.6.10 kombinierte Versuche

Oftmals werden verschiedene Versuche miteinander kombiniert. So ist hier der Biegedruckversuch nach VOSS zu nennen, bei dem es sich um einen Biegeversuch, Bruchlastversuch und Scherversuch handelt. Dabei soll ein planer Stempel auf die Keramik einer auf einen polierten Metallstumpf zementierten Oberkieferfrontzahnkrone gesetzt werden. Dieser soll im 45° zur Inzisalspitze, respektive 135° zur Längsachse an der Inzisalkante ansetzen. Danach wird kontinuierlich der Druck gesteigert und gemessen. Sobald der Druck rapide abfällt, ist der Test beendet und der höchste gemessene Druckwert wird registriert. Die Prüfkörper sind dabei als vollwertige Kronen denen von echten Patienten gleich [30], [31].

Ein weiterer kombinierter Test ist der zyklische thermomechanische Belastungstest (TMCL), bei dem durch mehrmaliges Erwärmen und Abkühlen und zyklische statische Belastungen der Restaurationen ein Alterungsprozess simuliert werden soll. So werden dabei thermische Belastungen, Druckversuche, Dauerfestigkeitstests und je nach Ausführung auch Scherverversuche durchgeführt. Bei den thermischen Tests handelt es sich in aller Regel um Wassersprays, die zwischen 5°C - 55°C wechseln. Die zyklischen statischen Belastungen werden meistens fünf Millionen mal wiederholt. Oftmals werden diese Tests noch mit einem Maximalbelastungstest, also einem Druckversuch nach dem Alterungsprozess beendet [8], [32]. Es existiert bei diesen Tests bedingt durch sogenannte Kausimulatoren eine gewisse Homogenität innerhalb der exakten Prüfvorrichtung. Durch verschiedene Versuchsdurchführungen und unterschiedliche Hersteller ergeben sich trotzallem Unterschiede zwischen ähnlichen Versuchen. Bei den meisten Apparaturen werden die Belastungen über eine Kurbelwelle an mehreren Kronen gleichzeitig getestet, wodurch viele Restaurationen gleichzeitig untersucht werden können. Dies geschieht in der Regel bei einer Frequenz von 1 Hz und mit bis zu fünf Millionen Belastungen.

3.3.6.11 Vergleich der in-vitro Prüfverfahren

Das Verfahren nach SCHWICKERATH ist als genormte und damit reproduzierbare Prüfvorrichtung gerade für den direkten Vergleich unterschiedlicher Metall-Keramik-Verbundsysteme interessant. Dabei wurde festgelegt, dass eine klinische Eignung vorliegt, sobald der Kraft von 25 MPa standgehalten wird. Es wird dabei alleine die Haftung zwischen Metall und Keramik getestet. Im Vergleich dazu zeigt der VOSS-Versuch und der TMCL, bedingt durch die Form der Prüfkörper, eine einfache hypothetische Übertragung der Versuchsergebnisse auf die klinische Eignung. Der VOSS-Test und einige TMCLs sind ursprünglich mit nur einem Freiheitsgrad ausgestattet, während inzwischen auch mehrere Studien mit Gleitkontakten arbeiten, wodurch mehr Freiheitsgrade simuliert werden. Dies entspricht somit eher der natürlichen Kaubewegung, die als Kauschleife kein einfaches Öffnen und Schließen darstellt. Die Prüfkörper zwischen zwei verschiedenen VOSS-Versuchen oder TMCLs können in ihrer Form stark variieren, da es dort keine exakten Vorgaben gibt [30], [26]. Der VOSS-Versuch bietet durch seine kurze Prüfzeit von wenigen Sekunden erhebliche Vorteile, sofern nur einige Restaurationen untersucht werden sollen, wohingegen der TMCL durch die Kausimulation für eine Reihenuntersuchung beinahe 60 Tage benötigt.

3.3.7 in-vivo Prüfverfahren

Physikalische Testverfahren mit Apparaturen wie bei in-vitro Studien sind unmöglich. Als Alternative muss der Patient die Restauration über Jahre nutzen und regelmäßig untersucht

werden. Die Wichtigkeit klinischer Studien wird durch die Tatsache unterstrichen, dass eine Markteinführung eines Produktes auch ohne klinische Studien machbar ist, sofern die Eignung der Zusammensetzung schon einmal zugelassen wurde [18]. Verschiedene Institutionen versuchen für klinische Studien Grundregeln der Art und Weise der Überprüfung festzulegen. Diese sind jedoch bis dato nicht einheitlich oder für jede Prüffrage geeignet.

3.3.8 Klinische Studien

Es bieten sich als zerstörungsfreie Prüfverfahren nur die klinischen Studien an. Hierbei werden die Sicht-, Tast- und Röntgenkontrolle als Hilfsmittel herangezogen. Mit den zwei erstgenannten können Metall-Keramik-Verbünde analysiert werden, ohne die Patienten der Exposition mit Röntgenstrahlen zur Studienkontrolle auszusetzen. Da Röntgenstrahlen nachgewiesener Maßen ebenfalls irreversible Schäden am umliegenden Gewebe induzieren können, sollte sich deren Gebrauch nur auf die Diagnostik und Früherkennung beschränken und nur in diesem Zusammenhang in Studien einbezogen werden. Folglich bleibt dem Behandler nur die normale - intraorale, optische und taktile - Untersuchung und die Auswertung von Röntgenbildern, die sowieso während Routinekontrollen und Behandlungen benötigt werden. Hier sind vor allem die alle zwei bis drei Jahre durchzuführenden Bissflügelaufnahmen zu nennen. Es gab bereits einige Versuche diese Kontrollen zu standardisieren. So ist hier als Grundlage das Regelwerk für good clinical practice= engl. gute klinische Arbeit (GCP) des INTERNATIONAL CONFERENCE ON HARMONISATION zu nennen. In der zahnmedizinischen Wissenschaft hat sich jedoch noch keine Kriterienliste durchgesetzt. Dazu kommt, dass die Prüfverfahren noch nichts über das Patientenkollektiv und die Einbeziehung der Fälle in eine Studie aussagen. Deshalb geht der probate Weg zur Differenzierung zwischen brauch- und unbrauchbaren Studien über die Art der Studien [33].

3.3.8.1 Definition der klinischen Studienarten

Randomisierte kontrollierte Studien:

Bei randomisierten kontrollierten Studien werden die Auswirkungen einer Therapie mit Vergleichstherapien oder dem Unterlassen einer Therapie verglichen. Die Auswahl der zu studierenden Therapie erfolgt dabei per Zufall und wird im Verlauf durch regelmäßige Kontrollen auf dessen Wirksamkeit hin untersucht. Diese im Englisch genannten randomized-controlled clinical trials (RCTs) gibt es als einfach verblindete Studien, bei denen der Patient die Therapie nicht kennt, als doppelt verblindete Studien, bei denen Patient und Behandler die Therapie nicht kennen und als nicht verblindete Studien, bei der die Teilnehmer und der Behandler die Therapie kennen. Für doppelt verblindete Studien - dem Goldstandard - gibt es in unserm Fall soweit keinen Grund, da die Beurteilung von Frakturen, Abplatzungen und

Rissen und deren Therapierbarkeit einer objektiven Beobachtung entspringen und nicht der subjektiven Wahrnehmung von Umständen entspricht. Sofern möglich sind einfach verblindete Studien wünschenswert, jedoch nur bedingt praktikabel, da der Patient die Therapieform sehr leicht selbst nachvollziehen kann [34].

Kohortenstudien:

Bei diesen Studien werden vorher bestimmte Gruppen über eine lange Zeit untersucht, um festzustellen, ob ein Parameter ein bestimmtes Ereignis beeinflusst. Dabei sind prospektive und retrospektive Studien zu unterscheiden. Bei Kohortenstudien prospektiver Art sind keine vorher eindeutig festgelegten Parameter vorhanden. Bei Ergebniseintritt wird jedoch beobachtet, welche Parameter für diesen Endpunkt begünstigend gewirkt haben könnten. In einer retrospektiven Kohortenstudie sind Gruppen mit zu untersuchenden Parametern ausgewählt, bei denen man eine Begünstigung des Ergebniseintrittes erwartet. Diese Art der Studien bezieht sich auf viele klinische Studien, bei denen Zahnersatz über Jahre hinweg von einem Behandler beobachtet werden [34].

Fall-Kontroll-Studien:

Zu dieser Studienart gehört jeweils eine Gruppe mit eingetretenem Ergebnis und eine Gruppe ohne Ergebniseintritt aber mit sehr ähnlichen Parametern. Anhand dieser Parameter wird versucht mehr Informationen über das Ergebnis und die Risikoparameter zu gewinnen [34].

Querschnittstudien:

Bei Querschnittstudien werden Patienten auf ein Ergebnis hin untersucht. Dabei werden keine spezifischen Parameter zur Selektion der Patienten definiert [34].

Qualitative Studien:

Diese Art der Studien unterscheidet sich zu den davor genannten, die allesamt quantitative Studien sind, d. h. Studien, die einzelne Parameter mit möglich geringer Beeinflussung anderer Faktoren untersuchen. Qualitative Studien untersuchen dabei komplexe Strukturen ohne starke Eingrenzung von Parametern oder Verblindungen. Dadurch werden meist wesentlich kleinere Probandenzahlen genutzt. Dabei steht auch dem subjektiven Gefühl des Forschers ein hoher Stellenwert bei, was bei quantitativen Studien unmöglich erscheint [34].

Fallbeispiele:

Diese einfache Art der Darstellung von Patientenfällen ist ähnlich wie die qualitativen Studien eine Sonderform der Studien. Dabei werden ausgewählte Situationen einzelner Patienten dargelegt und für relevante Themen aufgearbeitet. Sie dienen oftmals als Grundlage in wissenschaftlichen Kreisen, um gewisse Probleme und Therapien darzustellen und zu diskutieren [34].

4 Methodik

Auf diese Grundlagen aufbauend wurde festgelegt, dass ein Versagen des keramisch verblenden Metallgerüsts eingetreten ist, sobald es zu einer adhäsiven Fraktur der Keramik kommt, die nicht mehr poliert werden kann. Diese Entscheidung basiert auf die Art der Untersuchung, um als diagnostisches Mittel der in vivo-Studien die Sichtkontrolle besser nutzen zu können (s. in-vivo Prüfverfahren). Hinzuzufügen ist außerdem, dass einige Studien darüber hinaus Rissfrakturen in die Beurteilung einbeziehen.

4.1 Auswahl der in-vitro Studien

Aufgrund der geringen Anzahl an allgemein verfügbaren in-vitro Versuchen wurde sich auf den Druckversuch als statische Testmethode, im speziellen nach VOSS und den Tests zur Dauerfestigkeit der dynamischen zyklischen Testmethoden, konzentriert.

- Allgemein gilt dabei für die zu versorgenden Zähne, dass diese eine Reduktion okklusal von 1,5 mm-2 mm und axial zwischen 0,8 mm-2 mm aufweisen sollten, sodass eine gleichmäßige Schichtstärke von mindestens 0,3 mm Gerüstmaterial und 0,5 mm Verblendung entsteht, wobei die maximale Stärke nicht über 2,5 mm liegen soll.
- Die Studien sollen nicht vor 1987 veröffentlicht sein, damit das maximale Alter auf 30 Jahre begrenzt bleibt.
- Da im Fachgebiet der Zahnmedizin der Impact-Faktor meistens nicht allzu hoch liegt, wird erwartet, dass die Zeitschriften in denen die Publikation stattfand einen Impact-Faktor größer als 0,4 aufweist. Die anfängliche selbstgestellte Vorgabe der vorhandenen Zitationszahlen pro Studie von über 5 wurde wieder verworfen, da ansonsten hochwertig aufgestellte und unbekannte Studien nicht Einzug in den Vergleich gefunden hätten.

4.1.1 Kriterien zur Studienauswahl mit statischen Testverfahren

Die Kriterien für die Auswahl der Studien aus der Literatur sahen wie folgt aus:

- Die Studien mussten ausführlich über das Kronendesign, die Kronen- bzw. Brückenzahl und die verwendeten Materialien sowie die Art und Weise der Versuchsdurchführung berichten. So sind außerdem die genauen Lokalisationen der untersuchten Versorgungen zu nennen. Zu den Schichtstärken siehe Abschnitt Auswahl der in-vitro Studien.

Zum Auffinden passender Studien wurde in folgender Weise über Suchmeshs an der National Library of Medicine und dem National Institut of Health gesucht: Zuerst wurde der

Versuchsaufbau als Laborstudie charakterisiert

((((in-vitro) OR in vitro) OR laboratory) OR materials testing).

Nachfolgend wurde die Art der Versorgung genauer beschrieben, welche getestet werden sollte:

AND ((((((((((((((((((metal ceramic) OR metal-ceramic) OR fused to metal) OR fused-to-metal) OR pfm) OR fused to gold) OR fused-to-gold) OR porcelain-fused-to-metal) OR porcelain-fused-to-gold) OR porcelain fused to metal) OR porcelain fused to gold) OR VMK) OR ceramic-fused-to-metal) OR ceramic-fused-to-gold) OR ceramic fused to metal) OR ceramic fused to gold) OR FDP) OR fixed dental prostheses)

Schlussendlich wurde das Ergebnis oder der Endpunkt bestimmt:

AND ((((((((((((((OR fatigue) OR failure) OR fracture) OR load to fracture) OR static load) OR fracture strength) OR fracture resistance) OR mechanical testing) OR crown failure) OR load-bearing) OR strength)

Das erste Suchergebnis ergab 5874 Treffer. Durch eine Begrenzung des Veröffentlichungsdatums auf Studien ab 1987 kam es zu einer Reduktion auf 4942. Nach der Sortierung durch die Titel blieben noch 746 Studien übrig, bei denen wurden jeweils die Abstracts durchgelesen, wonach noch 212 Studien übrig blieben. Nach dem genauen Lesen der Volltexte verblieben 21 Studien für den weiteren Gebrauch übrig, wobei die Studie Lim et al. für die weitere Untersuchung geteilt wurde, sodass 22 Vergleichsstudien entstanden.

4.1.2 Kriterien zur Studienauswahl mit dynamisch zyklischen Testverfahren

Die Inklusionskriterien für die Auswahl der Studien mit dynamisch zyklischen Testverfahren sind in verschiedene Aspekte zu unterteilen. Dabei fließen Empfehlungen von Rosentritt et al., sowie selbst erarbeitete Aspekte mit ein [35]:

- **Studieneigenschaften:** Die Studien sollen mindestens 5 Kronen oder Brücken beinhalten. Da im Fachgebiet der Zahnmedizin der Impact-Faktor meistens nicht allzu hoch liegt, wird erwartet, dass die Zeitschriften in denen die Publikation stattfand einen Impact-Faktor größer als 0,4 aufweist.
- **Kroneneigenschaften:** Angaben über die Materialien müssen exakt sein. Die Schichtstärken für Metall und Keramik müssen den typischen Werten entsprechen, damit eine Vergleichbarkeit zu den klinischen Studien zu gewährleisten ist. Außerdem muss die genaue Lokalisation der Versorgung genannt sein. So sind außerdem die genauen Lokalisationen der untersuchten Versorgungen zu nennen. Zu den Schichtstärken siehe Abschnitt Auswahl der in-vitro Studien.
- Die Studien müssen Daten beinhalten, aus denen eine Überlebenswahrscheinlichkeit

abgeleitet werden kann. Nach DELONG et. al kann von einer jährlichen Zubissrate von 240.000–250.000 ausgegangen werden, wodurch bei Angabe der Anzahl der Belastungen eine Lebenserwartung der Restauration errechnet wird [36]. Sofern es einen thermischen Test gibt, soll dieser mindestens 6000 Zyklen zur Simulation von Alterungsprozessen aufweisen. Weitere zusätzliche Testverfahren sind dabei kein Ausschluss.

Zum Auffinden passender Studien wurde in folgender Weise über Suchmeshs an der National Library of Medicine und dem National Institut of Health gesucht. Zu aller erst wurde der Versuchsaufbau mit

((((in-vitro) OR in vitro) OR laboratory)

als Laborstudie charakterisiert. Anschließend ging es um die Art der zahnärztlichen Versorgungen die gesucht wurden:

AND (((((((((((((((((metal ceramic) OR metal-ceramic) OR fused to metal) OR fused-to-metal) OR pfm) OR fused to gold) OR fused-to-gold) OR porcelain-fused-to-metal) OR porcelain-fused-to-gold) OR porcelain fused to metal) OR porcelain fused to gold) OR VMK) OR ceramic-fused-to-metal) OR ceramic-fused-to-gold) OR ceramic fused to metal) OR ceramic fused to gold)

Schlussendlich wurde noch die Fragestellung über die Art der Testmethoden, beziehungsweise das Ergebnis eingeschränkt:

AND (((((((((((((((((thermo-mechanical cycling) OR thermomechanical) OR fatigue) OR failure) OR fracture) OR chewing simulation) OR chewing simulator) OR dynamic load) OR aging) OR TMC) OR TCMC) OR cyclic loading)

Die zeitliche Einschränkung wurde so gewählt, dass Studien vor 1987 ausgeschlossen wurden. Es ergaben sich daraus 1335 Suchergebnisse. Diese wurden zuerst anhand der Titel aussortiert, dabei blieben 150 übrig. Anschließend wurde durch das Lesen der Abstracts noch einmal die Zahl der Studien reduziert, wodurch insgesamt 10 Studien übrigblieben. Eine Studie war dabei nicht als vollständige Ausgabe zu erhalten. Die zwei Studien von Guo et. al aus den Jahren 2014 und 2015 haben die gleichen Ausgangsdaten, weshalb sie nur einmal aufgelistet sind. Eine weitere Studie von Heintze et al. aus dem Jahr 2016 arbeitet mit den gleichen Werten wie dessen Studie aus dem Jahr 2017, weshalb die ältere nicht weiter erwähnt wird.

4.2 Auswahl der in-vivo Studien

Nach dem PICO- Modell, einem Akronym, werden in der evidenzbasierten Medizin Fragen beantwortet. Dabei stehen die Buchstaben für Patient population (engl.=Patienten mit dem zu untersuchenden Problem), Intervention (engl.=Behandlung), Comparison (engl.=Vergleich zu anderen oder keiner Behandlung), Outcome (engl.=Ergebniseintritt). Bei der Suche nach passenden Studien wurde in diesem Fall nicht nach dem PICO-Modell gearbeitet. Die Patienteninformationen und Behandlung ist zwar gut mit dem Modell darstellbar, jedoch wird kein Vergleich zu anderer Behandlung oder keiner Behandlung angestrebt. Auch der Ergebniseintritt wäre mit der hier vorhandenen Fragestellung möglich, aber nicht eindeutig, da sowohl ein Überleben einer Krone, als auch Chipping in verschiedenen Formen und der Verlust von Kronen als Endpunkt eingeschlossen wurde.

4.2.1 Kriterien zur Auswahl der Studien

Für die Auswahl gelten allgemein gültige Kriterien und die Offenlegung der Prüfcharakteristika. Dazu zählen optische und taktile Kontrolle, Art der Dokumentation bezüglich der Vorgehensweise und Materialien und genaue Angaben zu den Fallzahlen. Des Weiteren sollten die Studien nicht vor 1987 sein. Damit beträgt das maximale Alter 30 Jahre. Der Impact-Faktor soll über 0,8 liegen.

4.2.1.1 Patienteninformationen

Patienteninformationen müssen so gewählt sein, dass generell relevante Informationen Erwähnung finden. Außerdem muss bei problematischen oder fragwürdigen Situationen eine spezielle Einteilung in Gruppen oder der Ausschluss von Fällen aus der Studie genau dokumentiert werden. Dazu zählen wurzelkanalbehandelte Zähne, bruxierende Patienten und Patienten mit einem stark reduzierten Restgebiss und Patienten mit nicht behandelter Parodontitis. Eine Parodontitis wird dabei als solche bezeichnet, sobald der Parodontal Screening Index (PSI) bei 3 oder 4 liegt [37].

4.2.1.2 Dauer der Studie

Für die zu nutzenden in-vivo Studien sieht ROSENTRITT et al vor allem die Studiendauer von 3 Jahre als wichtig an, besser seien jedoch 5 Jahre oder noch länger. Für diese Vergleichsstudie wurde die Mindestdauer der Patientenbeobachtung auf einen Durchschnitt von 30 Monate festgelegt [35].

4.2.1.3 Überwachung der Studie

Die Überwachung wäre unter optimalen Bedingungen eine multizentrische doppelt verblindete Studie. Dies ist in der Realität jedoch kaum durchführbar und für die hiesige Fragestellung auch von geringer Relevanz, weshalb auf die Forderung nach Verblindung und Multizentrumsstudien verzichtet wurde. Für die Auswahl der Studien werden sowohl retrospektive Kohortenstudien und auch randomisierte kontrollierte Studien zugelassen.

4.2.1.4 Restauration

Um ein vergleichbares Bild zu bekommen, sollen sich die Restaurationen der klinischen Studien nach den gefundenen Studien der in-vitro Versuche richten, wobei die Einteilung der Restaurationen in Kronen und Brücken sowie in den anterioren und posterioren Bereich eingeteilt sein soll.

Präparation

Okklusal soll die Reduktion zwischen 1,5 mm-2 mm und axial zwischen 0,8 mm-2 mm liegen, sodass eine gleichmäßige Schichtstärke von mindestens 0,3 mm Gerüstmaterial und 0,5 mm Verblendung entsteht, wobei die maximale Stärke nicht über 2,5 mm liegen soll. Die Restaurationsgrenze soll epigingival \pm 1 mm liegen.

Gerüstmaterial

Die Legierungen müssen mindestens in der genauen Zusammensetzung genannt werden, im besten Falle zusätzlich mit dem Hersteller- und Produktnamen. Es muss angegeben werden, ob das Gerüst gegossen oder durch additives oder subtraktives CAD/CAM-Verfahren hergestellt wurde.

Verblendung

Die Keramikverblendung ist nach der Art genau zu differenzieren und gegebenenfalls ebenfalls mit Hersteller- und Produktnamen zu nennen.

5 Ergebnisse

5.1 Übersicht über die ausgewählten In-vitro Studien

5.1.1 Studien mit statischen Versuchsaufbau

Nummer und Studienname	Gerüstmaterial	Verblendmaterial	Versorgungsart	n	Frakturmittelwert [N]
1 Vernekar et al. [38]	Ni-Cr	Vita VMK 95	Krone I ₁	50	843, 32
2 O'Boyle et al. [39]	Ni-Cr-Mo	Ceramco II	Krone I ₁	20	1736, 45
3 Fahmy et Salah [40]	Ni-Cr	IPS InLine und POM	Krone M ₁	40	1942, 3
4 Yoon et al. [41]	Ni-Cr-Be	Noritake	Brücke 12 – 21	60	1764, 5
5 Vrijhoef et al. [42]	Au-Pd	Vita VMK 68	Krone M	6	2863, 54
6 Bulbule et Motwani [43]	Ni-Cr	Ceramco 3	Krone I ₁	45	625, 75
7 Ku et al. [44]	Ni-Cr	Ceramco II	Krone I ₁	10	1317
8 Turk et al. [45]	Ni-Cr	IPS InLine und POM	Krone m	20	2515
9 Bonfante et al. [46]	Ni-Cr	Super Porcelain EX-3	Krone PM ₁	20	2089
10 Lim et al. [47]	Au-Ag	Creation A4	Krone pm ₁	6	1026
11 Lim et al. [47]	Ti	Vita Titanium Ceramic	Krone pm ₁	18	956, 3
12 Gardner et al. [48]	Ni-Cr	Ceramco II	Krone C	20	1620
13 Potiket et al. [49]	Au-Pt	Vita Omega Metal Ceramics	Krone I ₁	10	405
14 Sun et al. [50]	Co-Cr	Ceramco 3	Krone m ₁	10	2308
15 Swati et al. [51]	Cr-Mo	IPS Design	Krone C	20	823, 1
16 Rudolph [52]	Co-Cr-Mo	Ati-i-motion	Krone I ₁	12	1983, 5

17 Mietko [53]	Co-Cr	VITA	OMEGA	Krone I ₁	50	1965, 85
		900				
18 M. Jacobs [30]	diverse	VITA	OMEGA	Krone I ₁	76	1100, 45
		900				
19 Krug [54]	Co-Cr-Mo	Creation CC		Brücke 14 – 17	16	1186, 12
20 Y. Jacobs [55]	diverse	diverse		Krone I ₁	146	1710, 14
21 Schwalbe [56]	diverse	VITA	OMEGA	Krone I ₁	84	1192, 87
		900				
22 Schultheis [57]	Ni-Cr-Mo	IPS Classic		Brücke PM ₁ -M ₁	8	1966

Tabelle 6: Übersicht über die ausgewählten, statischen In-vitro-Studien und deren wichtigsten Parameter

5.1.1.1 Detailinformationen Studie 1 von Vernekar et al.

Diese Studie stammt aus dem Jahr 2011 und wurde im Journal of Advanced Prosthodontics mit einem Impact-Faktor von 0,52 veröffentlicht und wurde dreimal zitiert.

Zur Versuchsdurchführung: Mit einer universellen Testmaschine wurde unter einem Winkel von 130° die linguale Seite bis zur Fraktur der Keramik gemessen. Der Druck wurde dabei über einen 5 mm breiten Stahlzylinder mit einer Geschwindigkeit von 1 mm/s aufgebaut [38].

5.1.1.2 Detailinformationen Studie 2 von O'Boyle et al.

Die Studie von O'BOYLE wurde im Jahr 1997 in der Zeitschrift Journal of Prosthetic Dentistry mit einem Impactfaktor von aktuell 1,46 veröffentlicht. Seit dem wurde diese Studie 18-mal zitiert.

Zur Versuchsdurchführung: Die gefertigten Kronen wurden auf metallische Stümpfe zementiert (Scotchbond, 3M) und auf der planen Fläche mit vertikaler Kraft parallel zur Zahnachse durch eine Edelstahlkugel 3,81 mm mit 1 mm/min belastet [39].

5.1.1.3 Detailinformationen Studie 3 von Fahmy et Salah

Diese Studie von FAHMY et SALAH stammt aus dem Journal of Prosthodontics des Jahres 2011 mit einem Impact Faktor von 1,133 und wurde bis dato siebenmal zitiert.

Zur Versuchsdurchführung: Für den Frakturtest wurde die Edestahlform 40-mal in Epoxyharz dupliziert. Danach wurden die Kronen darauf mit Glasionomerzement (Vivaglass CEM, Ivoclar Vivadent) befestigt und mit einer computerunterstützten Testmaschine in Längsachse mit 1 mm/s belastet. Als Antagonist diente eine Edelstahlstange mit 3,8 mm Durchmesser und eine Gummiunterlage zur Krone [40].

5.1.1.4 Detailinformationen Studie 4 Yoon et al.

Diese Studie wurde im Jahr 2010 im Journal of Advanced Prosthodontics. Der damalige Impact Faktor ist nicht bekannt, ein Jahr später lag dieser bei 0,52 und stieg bis zum Jahr 2016 auf 1,15. Die Anzahl der Zitierungen beträgt zwei.

Zur Versuchsdurchführung: Die Belastungstests wurden mit einer universellen Testmaschine ausgeführt. Dabei wurde ein Stab mit abgeflachter Fläche mit 6 mm Durchmesser mit 1 mm dicker Aluminiumfolie unterlegt und auf die Inzisalkante des Brückengliedes in Längsachse der Pfeilerzähne mit 0,5 mm/s bis zur katastrophalen Keramikfraktur belastet.[41].

5.1.1.5 Detailinformationen Studie 5 von Vrijhoef et al.

Folgende Studie von VRIJHOEF et al. wurde bereits 1988 veröffentlicht. Dies geschah in der Zeitschrift Dental materials mit einem Impact Faktor von 3,931 im Jahr 2015. Aus dem Jahr der Veröffentlichung liegt kein Impact Faktor vor. Seit der Veröffentlichung wurde die Studie 16-mal zitiert. Die Metall-Keramik-Kronen wurden dabei als Kontrollgruppe getestet.

Zur Versuchsdurchführung: Der Versuchsaufbau sah eine axiale Belastung der Zahnkronen vor. Dabei wirkte ein sphärischer Testkörper mit 4 mm Durchmesser mit einer Geschwindigkeit von 0,5 mm/min auf die Kronen ein. Als Versagen der Restauration wurde dabei die erste messbare Rissbildung gewertet. Die Restaurationen erzielten eine Maximalbelastung von 2863,54 N mit einer Standardabweichung (SD) von 176,52. Die Art der Frakturen waren vor allem kohäsiv an okklusalen Stellen, in wenigen Fällen auch adhäsiv [42].

5.1.1.6 Detailinformationen Studie 6 von Bulbule et Motwani

Im Jahr 2014 wurde diese Studie in der Zeitschrift Journal of clinical and diagnostic research veröffentlicht. Dieses Journal wies in jenem Jahr einen Impact Faktor von 0,44 auf. Die Publikation wurde bis jetzt noch nicht zitiert.

Zur Versuchsdurchführung: Die Belastung auf die Kronen erfolgte im 130° Winkel von palatinal zur Längsachse an der Inzisalkante, so lange bis Frakturen sichtbar wurden. Die Kraft wurde dabei mittels eines Stabes mit 6,35 mm Durchmesser und einer Geschwindigkeit von 2,5 mm/min auf die Krone übertragen [43].

5.1.1.7 Detailinformationen Studie 7 von Ku et al.

Die folgende Studie von KU et al. wurde im Jahr 2002 im Journal of Prosthetic Dentistry mit einem damaligen Impact Faktor von 0,74 veröffentlicht. Die Publikation wurde seitdem 39-mal zitiert. Die Metall-Keramik-Kronen dieser Studie wurden als Kontrollgruppe genutzt.

Zur Versuchsdurchführung: Die Kronen wurden mit einer universellen Testmaschine an der palatoinzisalen Fläche bis zur Fraktur belastet. Der Druck wurde dabei in einem Winkel von 130° zur Zahnlängsachse über einen Stab mit 7 mm Durchmesser und einer Geschwindigkeit von 1 mm/min aufgebracht. Das Ergebnis war ein Frakturmittelwert von 1317 N mit einer Standardabweichung von 220, wobei alle Kronen adhäsive Brüche aufwiesen. Die meisten Kronen zeigten ebenfalls kohäsive Brüche und an drei Kronen reichten die adhäsiven Brüche sogar bis zur Präparationsgrenze [44].

5.1.1.8 Detailinformationen Studie 8 von Turk et al.

Die vorliegende Studie wurde im Journal of Advanced Prosthodontics im Jahr 2015 mit einem Impact Faktor von 1,73 veröffentlicht und seitdem noch nicht zitiert. Sie vergleicht gleichermaßen Metall-Keramik-Kronen mit Vollkeramikronen.

Zur Versuchsdurchführung: Die Kronen wurden allesamt auf ihren Stümpfen adhäsiv mit Panavia F 2.0 befestigt (Kuraray Medical, Okayama, Japan). Danach wurden diese 10.000 thermozyklischen Veränderungen von 5 °C – 55 °C ausgesetzt. Anschließend wurden die Kronen einem Maximalbelastungstest unterzogen, wobei eine 6 mm Edelstahlkugel mit einer Geschwindigkeit von 0,5 mm/min auf die Kronen bis zur Fraktur einwirkte. Die Fraktur wurde anhand der Druckveränderung wahrgenommen, wonach der Test unterbrochen wurde.

Um punktuelle Belastungen auf die Keramik zu reduzieren wurde eine 1 mm dicke Ethylenvinylacetat Folie zwischen Kugel und Krone gelegt. Bei den Kronen gab es 19 adhäsive Brüche und nur einen kohäsiven Bruch in der Gruppe der Presskeramik. Die Maximalbelastung der Gruppe 1 mit konventionell geschichteter Keramik lag bei 2323 N mit einer Standardabweichung von 185 N und bei Gruppe 2 mit einer Presskeramik bei 2707 N mit einer Standardabweichung von 231. Kumuliert ergibt sich damit eine Maximalbelastung von 2515 N mit einer kumulierten Standardabweichung von 148 N [45].

5.1.1.9 Detailinformationen Studie 9 von Bonfante et al

Die vorliegende Studie von Bonfante et al. wurde im Jahr 2009 im European Journal of Oral Sciences veröffentlicht. Damals betrug der Impact Faktor der Zeitschrift 2,74 und die Studie wurde seitdem 25-mal zitiert. Bei der Studie handelt es sich um einen direkten Vergleich von Vollkeramik- und Metall-Keramik-Kronen.

Zur Versuchsdurchführung: Für den Maximalbelastungstest wurden die Kronen mit Rely-X ARC (3M ESPE, St Paul, MN, USA) auf den Metallstümpfen zementiert und für eine Woche bei 37 °C in destilliertem Wasser gelagert. Danach wurden sie in einen Kunstharzblock gefasst und in einer universellen Testmaschine mit einer im Durchmesser 6,25 mm großen Wolframcarbidkugel in der zentralen Fossa mit Kontakt zu den lingualen und bukkalen Höckerflächen belastet. Die Geschwindigkeit betrug 0,5 mm/min und der Test wurde erst bei katastrophalen Frakturen beendet [46].

5.1.1.10 Detailinformationen Studie 10 und 11 von Lim et al.

Die zehnmal zitierte Studie von Lim et al wurde im Jahr 2011 Journal of Prosthetic Dentistry publiziert, das in jenem Jahr einen Impact Faktor von 1,324 hatte.

Zur Versuchsdurchführung: Zur Ausführung der Versuchsreihe wurde eine universelle Testmaschine benutzt, die mit einer Geschwindigkeit von 0,5 mm/s einen abgerundeten Edelstahlstab mit 3 mm Durchmesser an den bukkalen Höcker aufsetzte und so lange Druck aufbaute, bis sich Keramik vom Metall löste. Die Goldgerüste zeigten vorwiegend kohäsive Brüche, während bei den Titangerüsten vermehrt adhäsive Brüche zu sehen waren. Die meisten adhäsiven Brüche zeigte das reine Titangerüst [47].

5.1.1.11 Detailinformationen Studie 12 von Gardner et al.

Im Jahr 1997 wurde im Journal of Prosthetic Dentistry diese Studie von Gardner et al. veröffentlicht. Der damalige Impact Faktor der Zeitschrift lag bei 0,642. Seit der Veröffentlichung wurde die Studie 16-mal zitiert. Sie untersucht gleichermaßen Vollkeramik- und Metall-Keramik-Kronen.

Zur Versuchsdurchführung: Die Prüfkörper wurden in eine universelle Testmaschine eingespannt, die in einem Winkel von 130° von lingual-inzisal zur Längsachse mit einem im Querschnitt 6,25 mm zylindrischen Stab den Test ausführte. Der Stab wurde dabei mit 2,5 mm/min bewegt und mittig auf die Keramik aufgesetzt. Der Test wurde unterbrochen, sobald es zu katastrophalen Frakturen kam. Die Art der Frakturen war in allen Fällen ein adhäsiver Bruch, der von dem Ansatzpunkt des zylindrischen Stabes bis zur Präparationsgrenze zog [48].

5.1.1.12 Detailinformationen Studie 13 von Potiket et al.

Folgende Studie wurde im Jahr 2004 im Journal of Prosthetic Dentistry veröffentlicht und seitdem 48-mal zitiert. Die Zeitschrift wies in jenem Jahr einen Impact Faktor von 0,97 auf. Die untersuchten, keramisch verblendeten Metallkronen waren hierbei die Kontrollgruppe bei insgesamt 40 angefertigten Kronen.

Zur Versuchsdurchführung: Für die Versuchsdurchführung wurden die Kronen mit Panavia 21 (Kuraray Medical) adhäsiv befestigt und anschließend für sieben Tage bei 20 °C mit einer Luftfeuchtigkeit von 100 % aufbewahrt. Mit einer universellen Testmaschine und einer Geschwindigkeit von 2 mm/min setzte bei dem Maximalbelastungstest der Prüfstab mit einer glatten Fläche über eine Zinnfolie an der Inzisalkante der Kronen im 30° Winkel zur Längsachse an. Die Kraft wurde solange erhöht, bis es zur katastrophalen Fraktur kam [49].

5.1.1.13 Detailinformationen Studie 14 von Sun et al.

Diese Studie von Sun et al. aus dem Jahr 2014 wurde im Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials mit einem Impact Faktor von 3,86 veröffentlicht. Die Studie wurde seitdem 20-mal zitiert. Bei dieser Studie waren die Metall-Keramik-Kronen die Kontrollgruppe weiterer Prüfgruppen. Die absolute Anzahl der getesteten Kronen lag bei 40 Stück.

Zur Versuchsdurchführung: Für den Maximalbelastungstest wurden die Kronen in eine universelle Testmaschine eingespannt, die eine Stahlkugel mit 6 mm als Antagonist und eine Geschwindigkeit von 0,5 mm/s hatte. Zwischen Kronen und Stahlkugel wurde eine Polyethylenfolie mit 1 mm Dicke gelegt und der Kopf der Testmaschine auf die zentrale Fossa ausgerichtet [50].

5.1.1.14 Detailinformationen Studie 15 von Swati et al.

Im Jahr 2010 wurde im International Journal of Dentistry mit einem Impact Faktor von 0,42 diese Studie von Swati et al. publiziert. Seitdem wurde sie insgesamt zweimal zitiert.

Zur Versuchsdurchführung: Mit einer universellen Testmaschine wurden die Kronen in einem Winkel von 130° zur Längsachse von palatoinzisal mittig auf der Keramik belastet. Über einen Stab mit 6,35 mm Durchmesser wurde dabei mit einer Geschwindigkeit von 2,5 mm/min bis zur Fraktur Druck aufgebaut [51].

5.1.1.15 Detailinformationen Studie 16 von Rudolph

Bei den Daten dieser Studie handelt es sich um einen Teilbereich aus einer Doktorarbeit von 2006, die lasergeschmolzene Gerüste für Metall-Keramik-Kronen untersuchte.

Zur Versuchsdurchführung: Die Kronen wurden in eine universelle Testmaschine eingespannt, sodass der Druckstempel mit schmal zulaufender Kante auf die Inzisalkante gesetzt werden konnte. Mit einer Geschwindigkeit von 0,5 mm/s wurde dieser solange in Richtung der Zahnachse abgesenkt, bis die Verblendkeramik abplatzte [52].

5.1.1.16 Detailinformationen Studie 17 von Mietko

Diese Studie wurde in einer Doktorarbeit im Jahr 2008 erstellt.

Zur Versuchsdurchführung: Die Kronen wurden in eine universelle Testmaschine im Winkel von 45° eingespannt und mit einem planen Stempel an inzisaler Stelle so lange belastet, bis ein Druckabfall von 20 % wahrnehmbar war. Die Brüche wiesen ähnliche Verläufe von der Inzisalkante zum labialen Kronenrand auf. An allen Kronen traten adhäsive und kohäsive Brüche auf. Der Versuch wurde explizit nach den Kriterien eines VOSS-Versuches durchgeführt [53].

5.1.1.17 Detailinformationen Studie 18 von M. Jacobs

Hierbei handelt es sich um eine Studie aus einer 2013 veröffentlichten Doktorarbeit, bei der keramisch verblendet Metallkronen mit Vollkeramikronen im Vosstest verglichen wurden.

Kroneneigenschaften: In dieser Studie wurden 76 Oberkiefer Frontzahnkronen für den Zahn 21 in 11 Gruppen mit unterschiedlichen Gerüstmaterialien der Firma BEGO hergestellt. Die Präparation erfolgte zirkulär mit einer Hohlkehle. Dabei wurde eine gleichmäßige Schichtstärke der Legierung von 0,4 mm erreicht.

Zur Versuchsdurchführung: Für die Versuchsdurchführung wurden die Kronen mit Zinkoxidphosphatzement (Havard, Havard Zement, Berlin, Deutschland) auf den Metallstümpfen befestigt, anschließend in eine universelle Testmaschine im Winkel von 45° eingespannt und ein planer Stempel wurde auf die keramische Inzisalkante gesetzt. Mit einer Geschwindigkeit von 1,5 mm/s wurde Druck aufgebaut und gemessen. Sobald es zu einem signifikanten Abfall des Druckes kam, wurde der Versuch gestoppt. Der Versuch wurde explizit nach den Kriterien eines VOSS-Versuches durchgeführt. Nachfolgend findet sich die Tabelle mit den Frakturwerten und den einzelnen Namen und größten Bestandteilen der Legierungen [30].

	Legierung	Zusammensetzung	Frakturmittelwert [N]	SD
EMF	Wirobond 280	Co-Cr-Mo	1080	396
	Wirobond C	Co-Cr-Mo	1182	216
	Wirobond SG	Co-Cr-Mo	968	225
	Wirobond C+	Co-Cr-Mo	902	320
	Wiron 99	Ni-Cr-Mo	1034	209
	Wirocer plus	Ni-Cr-Mo	1236	143
EM	Bio PontoStar	hochgold Au-Pt	1036	279
	Bio PontoStar XL	hochgold Au-Pt	1090	251
	PontoLloyd P	hochgold Au-Pt-Pd	1098	224
	BegoCer G	goldreduziert Au-Pd-In	1194	199
	BegoPal 300	Palladium-Basis Pd-Ag-Au	1285	147
	kummiert		1100,45	

Tabelle 7: Zusammenfassende Darstellung der einzelnen Prüfgruppen der M. Jacobs-Studie; Elementabkürzungen für Elemente mit mehr als 5 Masse-%

5.1.1.18 Detailinformationen Studie 19 von Krug

Diese Studie stammt aus dem Jahr 2014 und wurde sechsmal zitiert. Sie wurde in der Zeitschrift *Clinical Oral Investigations* mit einem Impact-Faktor von 2,207 im Jahr 2015 abgedruckt.

Zu den Restaurationseigenschaften: Die Kronen wurden mit einer isogingivalen Hohlkehlpräparation mit 0,8 mm, einem Konvergenzwinkel von 6° und einer okklusalen Reduktion von 1,6 mm – 2,0 mm versehen.

Zur Versuchsdurchführung: Der Maximalbelastungstest wurde mit der universellen Testmaschine Z030 von Zwick durchgeführt. Dabei lag die Geschwindigkeit bei 2 mm/min [54].

5.1.1.19 Detailinformationen Studie 20 von Y. Jacobs

Diese Studie entstammt einer Doktorarbeit aus dem Jahr 2014, bei der verschiedene Metallgerüste und Keramiken mit dem Vossstest verglichen wurden.

Kroneneigenschaften: Die Gesamtdicke aller Kronen lag dabei inzisal bei 1,82 mm – 2,5 mm, palatinal bei 1 mm – 1,5 mm und vestibulär bei 1,05 mm – 1,45 mm; wobei die Dicke der Metallkappchen bei 0,4 mm lag.

Zur Versuchsdurchführung: Die Stümpfe mit den Restaurationen wurden nacheinander in einer universellen Testmaschine im 45° Winkel befestigt, sodass der plane Prüfstempel an der palatinalen Seite der Inzisalkante angesetzt werden konnte. Nachfolgend wurde der Test mit einer Geschwindigkeit von 1,5 mm/s begonnen und als beendet erklärt, sobald es zu einem starken messbaren Abfall der Kraft kam. Der Versuch wurde explizit nach den Kriterien eines VOSS-Versuches durchgeführt. Im Folgenden sind die Materialien, Frakturmittelwerte und Standardabweichungen aufgeführt, wobei jede Zeile eine Prüfgruppe mit sieben Kronen darstellt [55].

	Legierung	Zusammensetzung	Keramik	Frakturmittelwert [N]	SD
EMF	Wirobond 280	Co-Cr-Mo	Vita Omega 900	1823	438
	Wirobond 280	Co-Cr-Mo	VM 13	1764	258
	Wirobond 280	Co-Cr-Mo	Noritake EX-3	1593	443
	Wirobond 280	Co-Cr-Mo	Duracem KISS	1604	264
	Wirobond 280	Co-Cr-Mo	Vintage Halo	1568	240
	Wirobond 280	Co-Cr-Mo	Vintage	1349	175
	Wirobond 280	Co-Cr-Mo	Creation	1114	296
	Wirobond C	Co-Cr-Mo	Vita Omega 900	1956	296
	Wirobond SG	Co-Cr-Mo	Vita Omega 900	1876	350
	Wirobond C+	Co-Cr-Mo	Vita Omega 900	1196	135
	Wirobond LFC	Co-Cr-Fe	Response	1647	344
	Wiron 99	Ni-Cr-Mo	Vita Omega 900	1618	453
	Wirocer plus	Ni-Cr-Mo	Vita Omega 900	1981	226
	EM	Bio PontoStar	hochgold Au-Pt	Vita Omega 900	1952
Bio PontoStar XL		hochgold Au-Pt	Vita Omega 900	1628	128
PontoLloyd P		hochgold Au-Pt-Pd	Vita Omega 900	1943	254
BegoCer G		goldreduziert Au-Pd-In	Vita Omega 900	2203	369
BegoPal 300		Palladium-Basis Pd-Ag-Au	Vita Omega 900	2078	507
BioPlatinLloyd		hochgold Au-Ag-Pt	Response	1533	439
BegoLloydLFC		hochgold Au-Ag-Pd	Response	1797	235
Eco d'Ór		Silber-Basis Ag-Au-Pd	Response	1690	450
		kumuliert		1710,14	

Tabelle 8: Zusammenfassende Darstellung der einzelnen Prüfgruppen der Y. Jacobs- Studie

5.1.1.20 Detailinformationen Studie 21 von Schwalbe

Bei dieser Studie handelt es sich um den Inhalt einer Doktorarbeit aus dem Jahr 2009, wobei verschiedene Tests anhand von Metall-Keramik-Kronen miteinander verglichen wurden.

Kroneneigenschaften: Die Gerüste aus Edelmetallegierungen waren 0,4 mm und die Gerüste für edelmetallfreie Legierungen 0,3 mm dick. Die für die Keramik erforderlichen Opaquer-, Wasch-, Dentin- und Glanzbrände wurden herstellerkonform durchgeführt.

Zur Versuchsdurchführung: Die Kronen wurden auf die jeweiligen Metallstümpfe mit einem Zinkoxidphosphatzement befestigt (Hoffmann, Berlin) und in eine universelle Testmaschine

eingespannt. Dabei wurden die Kronen im Winkel von 45° eingespannt, sodass der plane Prüfkörper die Inzisalkante von palatinal berühren konnte. Nach massivem Einbruch der gemessenen Kraft wurde der Test beendet. Der Versuch wurde explizit nach den Kriterien eines VOSS-Versuches durchgeführt [56].

	Legierung	Zusammensetzung	Frakturmittelwert [N]	SD
EMF	Wirobond 280	Co-Cr-Mo	1149,96	287,65
	Wirobond SG	Co-Cr-Mo	1986,92	784,42
	Wiron 99	Ni-Cr-Mo	1599,77	522,26
	Wirocer plus	Ni-Cr-Mo	992,26	250,78
EM	Bio Ponto StarXL	hochgold Au-Pt	1051,23	176,09
	BegoCer G	goldreduziert Au-Pd-In	943,56	197,25
	BegoPal 300	Palladium-Basis Pd-Ag-Au	626,38	249,63
	kummiert		1192,87	

Tabelle 9: Zusammenfassende Darstellung der einzelnen Prüfgruppen der Schwalbe-Studie; Elementabkürzungen für Elemente mit mehr als 5 Masse-%

5.1.1.21 Detailinformationen Studie 22 von Schultheis

Die folgende Studie wurde im Jahr 2013 im Clinical Oral Investigation mit einem Impact-Faktor im Jahr 2012 von 1,98 veröffentlicht, seitdem sind 20 Zitationen vermerkt worden.

Zu den Restaurationseigenschaften: Für die Präparation mit einer 1,2 mm Hohlkehle, okklusaler Reduktion um 2 mm und einem Konvergenzwinkel von 12° wurden Metall-Keramik-Brücken mit einer Metallausdehnung von 0,4 mm als Kontrollgruppe hergestellt. Das restliche Volumen wurde keramisch verblendet.

Zur Versuchsdurchführung: Es wurde ein Maximalbelastungstest mit einer 3,18 mm Stahlkugel und einer Geschwindigkeit von 2 mm/min vollzogen [57].

5.1.1.22 Vergleich der statischen Versuchsaufbauten

Bei Betrachtung der einzelnen statischen Prüfgruppen sind Unterschiede sichtbar. So zeigt sich bei den summierten Werten für Nickel-, Chrom- und Goldlegierungen ein auffallend ähnlicher Wert, wobei Kobalt-Chrom- und Goldpalladiumlegierungen deutlich höhere Werte aufweisen. Titan-, Silber- und Gold-Platinlegierungen sind dabei auffallend unterdurchschnittlich. Siehe Tabelle 29 im Anhang.

5.1.2 Übersicht über die ausgewählten Studien mit zyklischem Testverfahren

Die nach dem Filtern verbliebenen acht Studien sind im Folgenden tabellarisch zusammengefasst. Außerdem folgt noch eine schriftliche Zusammenfassung der einzelnen verwendeten Studien zum Aufzeigen von Detailinformationen.

Studienparameter	23 Heydecke [58]	24 Beschnidt [59]	25 Geminiani [60]	26 Schultheis [57]
Art des Testverfahrens	Tm, Ma	Tm	Tm, Ma	Tm, Ma
Mech. Belastung	49 N	49 N	49 N	49 N
Mech. Zyklen in Mio.	1, 2	1, 2	2	1, 2
Simulierte Zeit in a	5	5	8, 3	5
Überlebensrate	100 %	40 %	100 %, 83, 3 %	100 %
Rekonstruktion	16 Krone M	10 Krone I ₁	je 20 Krone I ₁	8 Brücken PM ₁ -M ₁
Gerüstmaterial	hochgold	Gold-Platin	Gold-Palladium, Nickel-Chrom	Nickel-Chrom
Keramikart	Vita Omega	Vita Omega	IPS Classic	IPS Classic
Maximalbelastungstest	2415,5 N	-	4741 N, 3551,5 N	1818 N

Tabelle 10: Überblick über die Studien des zyklischen Testverfahrens Tabelle 1; Tm=thermomechanisch, Ma=Maximalbelastung, M=Molar OK, I= Inzisivus OK

Studienparameter	27 Guo [61]	28 Krug [54]	29 Heintze [62]	30 Michalakis [23]
Art des Testverfahrens	Tm	Tm, Ma	Tm	Ma
Mech. Belastung	350 N	50 N	150 N, 170 N, 200 N und 250 N	200 N
Anzahl der mech. Zyklen	2,4 Millionen	1,2 Millionen	0,2 Millionen	0,6 Millionen
Simulierte Zeit in a	10	5	0,83	2,5
Überlebensrate	100 %	100 %	0 – 83,75 %	100 %
Rekonstruktion	80 Krone m ₁	8 Brücken 14 – 17	24 Kronen M	24 Krone I ₁
Gerüstmaterial	Nickel-Chrom	Kobalt-Chrom-Molybdän	Nickel-Chrom	Gold-Palladium
Keramikart	manuell geschichtet	manuell geschichtet	ge-manuell geschichtet	ge-manuell geschichtet
Maximalbelastungstest	-	4766,18 N	-	996,7 N

Tabelle 11: Überblick über die Studien des zyklischen Testverfahrens Tabelle 2; Tm=thermomechanischer Test, Ma=Maximalbelastungstest, M=Molar OK, I=Inzisivus OK, m=Molar UK

5.1.2.1 Detailinformationen zur Studie 23 von Heydecke

Dies ist eine in-vitro Studie aus dem Jahr 2006. Sie erschien in der Zeitschrift Dental Materials im Jahr 2007 und wurde seitdem in 17 weiteren Artikeln zitiert. Diese Zeitschrift hat einen Impact-Faktor von 3,931.

Zu den Kroneneigenschaften: Es wurden 16 Molarenkronen auf kariesfreien, extrahierten Zähnen aus hochgoldhaltige Legierung V-Classic mit 0,4 mm – 0,5 mm Dicke hergestellt. Als Keramik nahm man Vita Omega mit okklusal 1,5 mm, seitlich 0,7 mm – 1,0 mm Schichtstärke.

Zur Versuchsdurchführung: Es wurde ein thermomechanischer Test mit 1,2 Million Zyklen durchgeführt, um eine 5-jährige Nutzung zu simulieren. Die Durchläufe des thermomechanischen Tests wurden in einem computerkontrollierten Kau-Simulator (Willytec, Deutschland) simuliert. Dieser führt eine Keramikugel mit den Durchmesser von 6 mm in das Zentrum der Zentralfissur und belastet diese mit 49 N. Die vertikale Bewegung wurde dabei auf 0,5 mm

und die horizontale Bewegung auf 6 mm beschränkt, woraus eine Frequenz von 1,3 Hz entstand. Während des Tests wurden die Kronen abwechselnd mit Temperaturschwankungen von 5 °C – 55 °C für je 60 s mit 2 s Pausen strapaziert.

Zweimal täglich wurden dabei die Kronen auf Frakturen kontrolliert. Am Ende des Zyklus hatten die Kronen eine Überlebensrate von 100 %.

Abschließend wurde noch ein maximaler Belastungstest mit einer universellen Belastungsmaschine (Zwick Z010/TN2S, Zwick, Deutschland) durchgeführt, bei dem die Konstruktionen eine mittlere Belastungsgrenze von 2415,5 N mit einer Standardabweichung von 801,8 erreichten [58].

5.1.2.2 Detailinformationen zur Studie 24 von Beschmidt und Strub

Dies ist eine in-vitro Studie aus dem Jahr 1999 und sie erschien im Journal of Oral Rehabilitation. Der Impact-Faktor dieser Zeitschrift liegt bei 1,926 und die Studie von Beschmidt und Strub wurde insgesamt 73-mal zitiert. Kroneneigenschaften:

Von elf kariesfreien, extrahierten mittleren oberen Schneidezähnen wurden zwei bis drei Millimeter inzisal reduziert, lingual wurde die Zahnhartsubstanz um 1 mm – 1,5 mm reduziert und 1,2 mm wurden zirkulär zur Anlegung einer Stufe in Hohlkehlenform präpariert. Dabei entstand ein Präparationswinkel von 4° – 6° entstand.

Versuchsdurchführung: Die dynamische Belastung erfolgte mit 1,7 Hz 1,2 Millionen Mal im 15° Winkel mit einer Kraft von 49 N. Dieser ganze Vorgang wurde von 3.000 thermischen Zyklen begleitet, welche die Temperatur von 5 °C – 55 °C änderte. Bei dreifünftel der Kronen kam es zu Frakturen, wodurch eine Überlebensrate von 40 % entstand. Ein Maximalbelastungstest wurde nicht durchgeführt [59].

5.1.2.3 Detailinformationen Studie 25 von Geminiani

Hierbei handelt es sich um eine in-vitro Studie aus dem Jahr 2010, die im Journal of Prosthetic Dentistry erschien. Sie wurde insgesamt achtmal zitiert und der Impact-Faktor der Zeitschrift liegt bei 1,515.

Zu den Kroneneigenschaften: Die Schichtstärke der Legierung variierte bei dieser Studie zwischen 0,5 mm – 1,5 mm, die Keramik wurde dabei dazu passend aufgetragen.

Zur Versuchsdurchführung: Bei 37 °C wurden die Restaurationen für eine Woche aufbewahrt. Danach folgte der thermomechanische Test mit zwei Millionen zyklischen, mechanischen Be-

lastungen a 49 N mit einer Stahlkugel und 1.000 thermischen Zyklen mit der Temperaturänderung von 5 °C – 55 °C. Danach wurde noch ein Maximalbelastungstest an den unbeschädigten Kronen mit einem 8 mm Stahlkolben durchgeführt [60].

5.1.2.4 Detailinformationen Studie 26 von Schultheis:

Diese Studie basiert auf der gleichnamigen, weiter oben genannten Studie, die jedoch an dieser Stelle um eine zyklische Testmethode erweitert wurde.

Zur Versuchsdurchführung: Mit einem computerüberwachten, zyklischen Belastungstest mit 49 N und 5208 thermischen Schwankungen von 5 °C – 55 °C wurden die Brücken untersucht. Der Antagonist war dabei eine Keramikugel mit dem Radius von 3 mm, die während der vertikalen Bewegung mit 1,6 Hz eine leichte horizontale Bewegung von 0,5 mm aufwies. Der anschließende Maximalbelastungstest wurde mit einer 3,18 mm Stahlkugel und einer Geschwindigkeit von 2 mm/min vollzogen [57].

5.1.2.5 Detailinformationen Studie 27 von Guo

Dies ist eine Studie aus dem Jahr 2016, erschienen im Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials und wurde fünfmal in anderen Artikeln zitiert. Der Impact-Faktor der Zeitschrift liegt bei 2,876.

Zu den Kroneneigenschaften: Die Kronen wiesen eine okklusale um 2 mm und seitliche um 1 mm Reduktion auf. Als Präparationsgrenze wurde eine Hohlkehlpräparation gewählt. Der Divergenzwinkel betrug dabei in etwa 12°.

Zur Versuchsdurchführung: Die thermische und mechanische Testung wurde gleichzeitig betrieben. Die Temperaturdifferenz von 5 °C – 55 °C wurde dabei durch jeweils zwei minütiges Aufsprühen von Wasser erzeugt. Beim mechanischen Test wurde jeweils die Kaukraft mit einer durch eine Nockenwelle komprimierte Feder über eine metallische Kugel auf die Zahnkronen übertragen. Diese Kugeln waren aus Edelstahl und hatten einen Durchmesser von 10 mm.

Der Erstkontakt war dabei auf dem distobukkalen Höcker mit der nach lingual gerichteten Seite, um dann passiv in die Zentralfissur zu gleiten. Die Belastungsgrenze lag dabei in der finalen Position bei 350 N. Diese Belastung wurde dabei 2,4 Millionen Mal durchgeführt, um eine 10-jährige Nutzungsdauer zu simulieren [63]. Während und nach dem Belastungstest zeigten keine der Kronen Frakturen oder Chipping. Der Autor untersuchte jedoch auch die mikroskopische Struktur und stellte im Verlauf des Belastungstests eine zunehmende Ausdehnung kleiner oberflächlicher Defekte fest [61].

5.1.2.6 Detailinformationen Studie 28 von Krug

Diese Studie ist ein Teilbereich der oben erwähnten Studie 19 von KRUG mit zyklischer Belastung.

Zur Versuchsdurchführung: Die zementierten Restaurationen wurden zuerst für 24 Stunden in destilliertem Wasser bei 37 °C gelagert. Danach wurde eine thermische Testreihe mit 10.000 Zyklen und einer Temperaturänderung von 5 °C – 55 °C mit einem Gerät der Firma Willytec durchgeführt. Im nächsten Testverfahren wurde ein Kausimulator, ebenfalls von Willytec, mit einer 4 mm Stahlkugel versehen. Diese wurde so positioniert, dass sie zwischen Zahn 15 und 16 mit einer Kraft bis 50 N 1,2 Millionen Mal und einer Geschwindigkeit von 10 mm/s auf die Brücke einwirkte. Während des Testens wurden die Brücken konstant feucht gehalten. Da alle Konstruktionen durch den Alterungsprozess ohne jeglichen Schaden gingen, konnte an allen Einheiten ein anschließender Maximalbelastungstest durchgeführt werden. Dabei lag die Geschwindigkeit bei 2 mm/min [54].

5.1.2.7 Detailinformationen Studie 29 von Heintze

Diese Studie stammt aus dem Jahr 2016, wurde bis jetzt noch nicht zitiert. Jedoch erschien sie 2017 im Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials mit dem Impact-Faktor von 2,876.

Zu den Restaurationseigenschaften: Die Metallbasis besteht aus der Nickel-Chrom-Legierung 4 all von Ivoclar Vivadent mit einer Schichtstärke von 0,3 mm. Das Keramikdesign garantierte approximal Dicken von 1,7 mm und in den Fissuren eine Dicke von 2,2 mm.

Zur Versuchsdurchführung: Nach 24-stündiger Aufbewahrungszeit bei 37 °C wurden die Kronen in einen Kausimulator eingesetzt. Ein Stahlangtagonist mit 4 mm Durchmesser wurde dabei mit einer vertikalen Geschwindigkeit von 20 mm/s auf den distobukkalen Höcker gesetzt. Nach einer Gleitphase von 0,7 mm wurde die Zentralfissur erreicht. Die Frequenz betrug dabei 0,9 Hz. Die thermische Belastung wurde für die Dauer der Testung mit umfließendem Wasser mit 5 °C und 55 °C für je 105 s simuliert. Die zyklische Belastung wurde dabei 200.000 Mal durchgeführt. Insgesamt wurden je vier Kronen eines Typs mit Kräften von 250 N, 200 N, 170 N und 150 N belastet.

Bei 250 N Belastung kam es bei allen Restaurationen innerhalb der Testzyklen zu Frakturen. Also eine Überlebensrate von 0 %. Bei 200 N kam es zu Defekten an elf Kronen, d.h. einer Überlebensrate von 31,25 %. Bei 170 N kam es zu Defekten an vier Kronen, d.h. einer Überlebensrate von 75 %. Bei 150 N kam es zu Defekten an zwei Kronen, d.h. einer Überlebensrate von 87,5 % [62].

5.1.2.8 Detailinformationen Studie 30 von Michalakis:

MICHALAKIS Studie ist aus dem Jahr 2009 und erschien im Journal of Prosthetic Dentistry mit dem Impact-Faktor von 1,515. Seitdem wurde diese Studie 17-mal zitiert.

Zu den Kroneneigenschaften: Bei dieser Studie wurden zwölf obere mittlere Schneidezähne mit Gold-Palladium-Legierung getestet (Au: 54,2 %, Pd: 31 % mit 0,4 mm Dicke von V-Dentaloy, Metalor Dental AG).

Zur Versuchsdurchführung: Es wurde ein computergestützter, zyklischer Belastungstest mit einem Texturanalysierer (TA.XT2i; Stable Micro Systems, Ltd, Godalming, Surrey, UK) eingesetzt. Um eine Zeit von 2,5 Jahren zu simulieren wurden Kräfte von 0 N – 200 N über 600.000 Mal bei einer Frequenz von 1 Hz ausgeführt. Die Kraft wirkte dabei 3 mm unterhalb der Inzisalkante in einem Winkel von 130° über eine im Durchmesser 2 mm breite Edelstahlkugel auf die Krone ein. Das gesamte Konstrukt war während der Versuchsdurchführung dabei in destilliertes Wasser getaucht.

Anschließend wurde noch ein Maximalbelastungstest durchgeführt, bei dem eine universelle Testmaschine mit der gleichen Kugel des anderen Tests mit 2,5 mm/min Druck aufbaute. Es kam nur zu kohäsiven Brüchen. Die Kronen erreichten eine mittlere Belastungsgrenze von 996,7 N mit einer Standardabweichung von 46,8 [23].

5.1.2.9 Vergleich der zyklischen Versuchsaufbauten

Bei Betrachtung der einzelnen zyklischen Prüfgruppen sind keine klaren Unterschiede sichtbar. So treten für Nickel-Chromlegierungen bei SCHULTHEIS unterdurchschnittliche Maximalbelastungswerte und bei GEMINIANI überdurchschnittliche Werte auf. Das gleiche gilt für die Werte von Gold-Palladiumlegierungen bei GEMINIANI und MICHALAKIS. Auch die Überlebensraten sind, sofern Unterschiede sichtbar sind, sehr konträr. Beispielsweise die Kronen von GUO und HEINTZE, die beide im Molarenbereich mit hohen Belastungen versehen wurden. Während es bei GUO zu keinem Chipping kam, wiesen die Kronen von HEINTZE schon bei niedrigeren Belastungen von 0 N – 150 N, aber maximal bei 0 N – 250 N Chipping auf. Diese Inhomogenität zieht sich weiter durch alle Prüfgruppen.

5.2 Übersicht über die ausgewählten klinischen Studien

5.2.1 Studien mit Goldlegierung

	Shi	Rinke	Vigolo
Legierung	Degunorm	Degunorm	Valcambi
Zusammensetzung	Au-Pt-Ag	Au-Pt-Ag	Au-Pt
Verblendkeramik	Duceragold Kiss	Duceragold Kiss	Noritake EX-3
Restaurationszahl und Art	71 Einzelkronen an I ₁ (25) ₂ (19) und C(27)	41 Einzelkronen an M ₁ (10) ₂ (16) und m ₁ (10) ₂ (3) ₃ (2)	20 Einzelkronen an m ₁
Überlebensrate (und Verlustrate)	nach 30 Monaten 98,6 % (1,4 %)	nach 64 Monaten 95,1 % (4,9 %)	nach 60 Monaten 100 % (0 %)
Komplikationen (absolut)	Gesamt: 7 % (5) Grad 1: 2,8 % (2) Grad 2: 0 % (0) Grad 3: 1,4 % (1) Weitere: 2,8 % (2)	Gesamt: 17,1 % (7) Grad 1: 4,9 % (2) Grad 2: 7,3 % (3) Grad 3: 2,4 % (0) Weitere: 4,9 % (2)	Gesamt: 20 % (4) Grad 1: 10 % (2) Grad 2: 10 % (2) Grad 3: 0 % (0) Weitere: 0 % (0)

Tabelle 12: In-vivo Studien mit Goldlegierung Tabelle 1; Großbuchstaben=OK, Kleinbuchstaben=UK

	Ohlmann	Nicolaisen	Abou Tara
Legierung	IPS d.Sign96	BioPontoStar Bego	BioPontoStar+ Bego
Zusammensetzung	Au-Ag-Pt	Au-Pt	Au-Pt
Verblendkeramik	IPS d.Sign	VITA VM 13	IPS d.Sign
Restaurationszahl und Art	37 Einzelkronen Seitenzähne	17 Brücken, dreigliedrig Seitenzähne	29 Einzelkronen Seitenzähne
Überlebensrate (und Verlustrate)	nach 48 Monaten 86,5 %(13,5 %)	nach 36 Monaten 100 %(0 %)	nach 47 Monaten 96,5 %(3,5 %)
Komplikationen (absolut)	Gesamt: 22 %(8) Grad 1: 0 %(0) Grad 2: 5 %(2) Grad 3: 11 %(4) Weitere: 5 %(2)	Gesamt: 24 %(4) Grad 1: 12 %(2) Grad 2: 6 %(1) Grad 3: 0 %(0) Weitere: 6 %(1)	Gesamt: 7 %(2) Grad 1: 0 %(0) Grad 2: 0 %(0) Grad 3: 0 %(0) Weitere: 7 %(2)

Tabelle 13: In-vivo Studien mit Goldlegierung Tabelle 2; Großbuchstaben=OK, Kleinbuchstaben=UK

	Christensen	Christensen	Christensen
Legierung	Argedent 65 SF	Captex	UltraCrown™ SF
Zusammensetzung	Au-Pt-Pd	Au-Pd	Au-Pd
Verblendkeramik	Pulse interface	Creation	Ceramco SoftWear
Restaurationszahl und Art	30 Brücken Seitenzähne	27 Brücken, dreigliedrig Seitenzähne	30 Brücken Seitenzähne
Überlebensrate (und Verlustrate)	nach 36 Monaten 100 %(0 %)	nach 36 Monaten 84 %(16 %)	nach 36 Monaten 100 %(0 %)
Komplikationen (absolut)	Gesamt: 23,3 %(7) Grad 1: 0 %(0) Grad 2: 23,3 %(7) Grad 3: 0 %(0) Weitere: 0 %(0)	Gesamt: 93 %(25) Grad 1: 7 %(2) Grad 2: 48 %(13) Grad 3: 19 %(5) Weitere: 19 %(5)	Gesamt: 57 %(17) Grad 1: 27 %(8) Grad 2: 27 %(8) Grad 3: 0 %(0) Weitere: 3 %(1)

Tabelle 14: In-vivo Studien mit Goldlegierung Tabelle 3; Großbuchstaben=OK, Kleinbuchstaben=UK

5.2.1.1 Detailinformationen Studie 1 von Shi et al.

Diese Studie, bei der 48 Patienten mit Metallkeramikkrone nach durchschnittlich 30 Monaten im Recall in einer retrospektiven Kohortenstudie untersucht wurden, wurde im Jahr 2016 im Journal of Prosthodontics mit dem Impact-Faktor von 1,06 veröffentlicht. Seitdem wurde die Veröffentlichung dreimal zitiert. Die zwei weiteren Komplikationen basieren auf einer sekundären Karies und einem Verlust der Retention [64].

5.2.1.2 Detailinformationen Studie 2 von Rinke et al.

Bei der vorliegenden Studie von RINKE et al. handelt es sich um eine prospektive Fall-Kontroll-Studie aus dem Jahr 2016 aus dem Journal of Oral Rehabilitation. Dieses weist einen aktuellen Impact-Faktor von 2,098 auf, wobei der Artikel 19-mal zitiert wurde.

Die Präparation erfolgte mit 0,8 mm – 1 mm starker Hohlkehle mit Bildung einer ausreichenden axialen Retention und einer okklusale Reduktion um circa 1,5 mm. Die Metalldicke betrug mindestens 0,3 mm. Die zwei als weitere Komplikationen bezeichneten Defekte sind einerseits eine sekundäre Karies und ein periapikales Granulom gewesen [65].

5.2.1.3 Detailinformationen Studie 3 von Vigolo et al.

Die Studie von VIGOLO et al. wurde 2012 im Journal of Prosthodontics mit einem damaligen Impact-Faktor von 1,0 veröffentlicht. Es handelt sich um eine prospektive Kohortenstudie die seit Veröffentlichung 32-mal zitiert wurde.

Präpariert wurde so, dass eine Reduktion von okklusal um 1,5 mm, axial um 1 mm – 1,5 mm und ein Präparationswinkel von 10° entstand. Eine 0,5 mm Metalldicke wurde dadurch garantiert [66].

5.2.1.4 Detailinformationen Studie 4 von Ohlmann et al.

OHLMANNNS randomisierte, kontrollierte Studie wurde im Journal of Dentistry im Jahr 2014 bei einem Impact-Faktor von 2,7 veröffentlicht und seitdem einmal zitiert.

Es wurde dabei eine okklusale Reduktion von 1,5 mm und einer Hohlkehlpriparation von 0,8 mm bei einem Präparationswinkel von 6° angelegt. Die zwei als weitere Komplikationen bezeichneten Defekte waren eine gelockerte Krone, die nicht wieder rezementiert werden konnte und eine erfolgreiche, endodontische Behandlung [67].

5.2.1.5 Detailinformationen Studie 5 von Nicolaisen

NICOLAISENS Artikel wurde im Jahr 2016 im International journal of prosthodontics mit einem Impact-Faktor von 1,85 veröffentlicht und seitdem zweimal zitiert.

Es wurde eine okklusale Reduktion von 2,0 mm – 2,5 mm und eine zirkumferente Präparationsgrenze mit einer 1,0 mm Hohlkehle angelegt. Der Konvergenzwinkel betrug 15°, sodass eine minimale Dicke des Metallgerüsts von 0,5 mm entstand. Der als weitere Komplikation aufgeführte Misserfolg war eine notwendige und erfolgreiche Wurzelkanalbehandlung [68].

5.2.1.6 Detailinformationen Studie 6 von Abou Tara

ABOU TARA et al. veröffentlichten im International Journal of Prothodontics mit einem Impact Faktor von 1,94 im Jahr 2011 ihre bis heute 24-mal zitierte Studie.

Es wurde eine Hohlkehlpräparationsgrenze mit 0,8 mm circumferenten Abtrag und einer okklusale Reduktion um 1,5 mm angefertigt. Dadurch entstand eine Mindestschichtdicke von 0,5 mm für die Legierung. Die weiteren Komplikationen beliefen sich auf eine Extraktion in Folge einer erfolglosen Wurzelkanalbehandlung und einer sekundären kariösen Läsionen [69].

5.2.1.7 Detailinformationen Studie 7 von Christensen

Diese standardisierte teilverblindete Multicenter-Studie wurde im Jahr 2010 im Journal of the American Dental Association mit einem Impact-Faktor von 1,69 publiziert. Sie wurde seitdem 99-mal zitiert.

Die Brücken dieser Studie wurden okklusal um 1,5 mm – 2,0 mm und axial um 1,5 mm reduziert, sodass eine 1,2 mm abgerundete Präparationsgrenze entstand. Die Brücken mit UltraCrown™ SF-Legierung wiesen, als weitere Komplikationen klassifizierte Defekte, eine sekundäre Karies und fünf Keramikrisse auf. Bei den Versorgungen der Captek-Legierung trat hingegen nur ein Riss auf [70].

5.2.2 Studie mit Palladiumlegierung

	Esquivel
Legierung	Argedent 62
Zusammensetzung	Pd-Au-Ag
Verblendkeramik	IPS d.SIGN
Restaurationszahl und Art	12 Seitenzähne
Überlebensrate (und Verlustrate)	nach 36 Monaten 100 %(0 %)
Komplikationen (absolut)	Gesamt: 25 %(3) Grad 1: 25 %(3) Grad 2: 0 %(0) Grad 3: 0 %(0) Weitere: 0 %(0)

Tabelle 15: In-vivo Studie mit Palladiumlegierung; Großbuchstaben=OK, Kleinbuchstaben=UK

5.2.2.1 Detailinformationen Studie 8 von Esquivel-Upshaw

Die Studie von EEQUIVEL-UPSHAW et al. wurde im Journal of Prothodontics mit einem Impact Faktor von 1,2 im Jahr 2013 veröffentlicht und seitdem 15-mal zitiert.

Es wurde eine okklusale und circumferente Reduktion um 1,5 mm durchgeführt [71].

5.2.3 Studien mit Kobalt-Chromlegierung

	Pelaez	Örtorp	Abou Tara
Legierung	Heraenium Pw	Wirobond C Bego	Wirobond C+
Zusammensetzung	Co-Cr	Co-Cr-Mo	Co-Cr
Verblendkeramik	VITA VM 13	Noritake Ex3	IPS d.Sign
Restaurationszahl und Art	20 Brücken dreigliedrig Seitenzähne	90 Einzelkronen Front(6)- und Seitenzähne(84)	31 Einzelkronen Seitenzähne
Überlebensrate (und Verlustrate)	nach 50 Monaten 100 %(0 %)	nach 48 Monaten SZ: 90,3 %(9,7 %) FZ: 100 %(0 %)	nach 47 Monaten 100 %(0 %)
Komplikationen	Gesamt: 10 %(2)	Gesamt FZ: 0 %(0) Gesamt SZ: 8,9 %(8)	Gesamt: 6,5 %(2)
(absolut)	Grad 1: 10 %(2) Grad 2: 0 %(0) Grad 3: 0 %(0) Weitere: 0 %(0)	Grad 1 SZ: 0 %(0) Grad 2 SZ: 1,1 %(1) Grad 3 SZ: 0 %(0) Weitere SZ: 7,8 %(7)	Grad 1: 0 %(0) Grad 2: 0 %(0) Grad 3: 0 %(0) Weitere: 6,5 %(2)

Tabelle 16: In-vivo Studien mit Kobalt-Chrom-Legierung; Großbuchstaben=OK, Kleinbuchstaben=UK

5.2.3.1 Detailinformationen Studie 9 von Pelaez

Diese Studie aus dem Jahr 2012 wurde 33-mal zitiert, nachdem sie im International Journal of Prothodontics veröffentlicht wurde. Der damalige Impact-Faktor lag bei 1,83.

Die Zähne wurden mit einer Hohlkehlpräparation von 1 mm Weite und einer okklusalen Reduktion von 1,5 mm – 2 mm bei einem Konvergenzwinkel von 10° – 12° versehen [72].

5.2.3.2 Detailinformationen Studie 10 von Örtorp

Die Studie von ÖRTORP aus dem Jahr 2012 wurde sechsmal zitiert, nachdem sie im International Journal of Prothodontics mit einem Impact-Faktor von 1,83 veröffentlicht wurde.

Die Kronen wurden von zwei Behandlern annähernd gleich unter Erstellung einer Hohlkehlpräparation angefertigt [73].

5.2.3.3 Detailinformationen Studie 11 von Abou Tara

ABOU TARA et al. veröffentlichten im International Journal of Prothodontics mit einem Impact Faktor von 1,94 im Jahr 2011 ihre bis heute 24-mal zitierte Studie.

Es wurde eine Hohlkehlpräparationsgrenze mit 0,8 mm circumferenten Abtrag und eine okklusale Reduktion um 1,5 mm angefertigt, sodass eine Mindestschichtdicke von 0,35 mm für die Legierung bestand. Die als weitere Komplikationen klassifizierten Defekte waren zwei sekundäre kariöse Läsionen [69].

5.2.4 Nickel-Chromlegierung

Passende Studien zu Nickel-Chromlegierungen wurden nicht gefunden.

5.2.5 Studien mit Titanlegierungen

	Hey	
Legierung	Everest T-Blank	
Zusammensetzung	Ti	
Verblendkeramik	Vita Titanium Porcelain	
Restaurationszahl und Art	29 Einzelkronen SZ	12 Einzelkronen FZ
Überlebensrate (und Verlustrate)	nach 72 Monaten SZ: 90,5 %(9,5 %) FZ: 100 %(0 %)	
Komplikationen (absolut)	Gesamt: SZ: 37,9 %(11)	FZ: 8,3 %(1)
	Grad 1: SZ: 4,8 %(1)	FZ: 8,3 %(1)
	Grad 2: SZ: 27,6 %(8)	FZ: 0 %(0)
	Grad 3: SZ: 9,5 %(2)	FZ: 0 %(0)
	Weitere: SZ: 4,8 %(1)	FZ: 0 %(0)

Tabelle 17: In-vivo Studie mit Titanbasis; Frontzahnbereich=FZ, Seitenzahnbereich=SZ

5.2.5.1 Detailinformationen Studie 12 von Böckler und Hey

Diese prospektive klinische Studie wurde zu zwei Zeitpunkten ausgewertet und jeweils in dem Journal of Prosthetic Dentistry mit einem Impact Faktor von 0,91, beziehungsweise 1,46 2009 und 2014 veröffentlicht und seitdem 23- und fünfmal zitiert.

Die Titanschicht der Kronen war 0,5 mm dick und der Zahnstumpf wies eine 1,2 mm breite Hohlkehlstufenpräparation und okklusaler Reduktion von 1,5 mm – 2 mm auf.

Die Studie von Böckler mit den Ergebnissen nach 36 Monaten weist folgende Werte auf: Überlebensrate (und Verlustrate) SZ: 90,5 %(9,5 %), FZ: 100 %(0 %). Komplikationen: Gesamt: SZ: 28,6 %(6), FZ: 8,3 %(1); Grad 1: SZ: 4,8 %(1), FZ: 8,3 %(1); Grad 2: SZ: 14,3 %(3), FZ: 0 %(0); Grad 3: SZ: 9,5 %(2), FZ: 0 %(0); Weitere: keine [74], [75].

5.2.6 Vergleich der klinischen Studien

Die durchschnittlich gesamte Komplikationsrate der klinischen Studien liegt bei 22,9 % mit Werten von 0–92,6 %. Die Durchschnittswerte für Grad 1 Defekte liegen bei 7,1 %, für Grad 2 Defekte bei 14,1 %, für Grad 3 Defekte bei 3,4 % und für die weiteren Defekte bei 5,3 %. Die durchschnittliche Überlebnsquote liegt bei 96,3 %. Bei den Studien wurde ein mittlerer Untersuchungszeitraum von 47,8 Monaten abgedeckt. Insgesamt wurden dabei mit 283 zu 89 mehr als dreimal so viele Seitenzahnkronen wie Frontzahnkronen untersucht. Noch deutlicher wird die Diskrepanz bei den Brückenversorgungen, bei denen keine Frontzahnbrückenpfeiler und 124 Seitenzahnbrückenpfeiler untersucht wurden. Bei den Seitenzahnkronen sind außerdem keine Prämolarenkronen angefertigt worden.

5.3 Gegenüberstellung

Auf Grund der geringen Menge von klinischen Studien die den Anforderungen der Vergleichbarkeit genügen, wird hierbei versucht den klinischen Studien jeweils in-vitro Studien zuzuordnen. Als Kriterium zur Vergleichbarkeit galt dabei jeweils die Legierung in der Zusammensetzung, sowie die Wahl des untersuchten Zahnes. Die Ergebnisse müssen wegen der unterschiedlichen Untersuchungszeiträume dabei auf einen Vergleichswert skaliert werden.

5.3.1 Gegenüberstellung von in-vitro- und in-vivo-Studien

Gerüstmaterial	in-vivo Studie	statische Studien	in-vitro	VOSS-Studien	zyklische Studien	in-vitro
Goldlegierung						
Au-Pt	1 Shi	13		18,20,21	24	
	2 Rinke					
Au-Pt	3 Vigolo				25	
Au-Ag-Pt	4 Ohlmann	10				
Au-Pt	5 Nicolaisen					
Au-Pt	6 Abou Tara					
Au-Pt/Pd	7 Christensen					
Palladiumlegierung						
	8 Esquivel					
Kobalt-Chromlegierung						
	9 Pelaez	19			27	
	10 Örtorp	14,15,16		17,18,20, 21		
	11 Abou Tara	14				
Titanbasis						
	12 Hey	11				

Tabelle 18: Vergleichbare in-vivo und in-vitro Studien

Zum Vergleich der gesammelten Daten werden aus den systemischen Reviewstudien von PJETURSSON und SAILER die Werte gezogen, welche 17 Einzelstudien verglichen und dabei 4663 Einzelkronen einbezogen, während für Brückenkonstruktionen 1796 Brücken aus 15 Studien einbezogen wurden [76], [77].

Daraus ergab sich ein errechnetes, jährliches Kronenversagen von 0,88 Prozentpunkten, das einer Überlebensrate bei einer 5-jährigen Beobachtung von 95,6 % entspricht. Für die Brücken zeigte sich eine jährliche Versagensrate von 1,15 Prozentpunkten, das einer Überlebensrate bei einer 5-jährigen Beobachtung von 94,4 % entspricht.

Die einzelnen Studienwerte werden über lineare Progressionsberechnung auf Fünfjahreswerte standardisiert. Die Werte werden danach mit dem Fünfjahreserwartungswert verglichen und der Quotient $Q_{\text{alternativ}}$ erstellt (hochgerechneter Wert/Erwartungswert E).

Für die Laborwerte werden die angegebenen Maximalbelastungswerte durch den Erwartungswert E_L geteilt. Daraus ergibt sich der Quotient Q . Dieser entspricht bei Studien mit verschiedenen Legierungstypen nur der Summe der Vergleichbaren.

Für den Erwartungswert E_L werden aufgrund des Fehlens passender systemischer Reviews die hier gesammelten Daten genutzt. Daraus ergibt sich bei zyklischen Belastungstests ein Wert beim Maximalbelastungstest, sofern durchgeführt von 2717,7 N für Kronen und für Brücken von 4158,8 N. Beim statischen Maximalbelastungstest ergibt sich ein Wert für Einzelkronen von 1440,9 N und von 1638,9 N für Brücken. Beim VOSS-Test ergibt sich ein Wert von 1494,6 N für Einzelkronen.

Danach wird noch mittels Spearman-Korrelation die Vergleichbarkeit der in-vitro mit in-vivo-Studien untersucht und mittels Student-t-Test untersucht, ob Unterschiede zwischen den einzelnen Prüfverfahren oder Legierungstypen bestehen.

5.3.2 Gegenüberstellung der Studien zu Shi et al

Nach 29,7 Monaten wurde eine Überlebensrate von 98,6 % erreicht. Erwartet wurde bei dieser Beobachtungszeit eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 97,8 %. Fünfjahreshochrechnung: 97,2 %. Die zyklische Studie 24 simulierte 60 Monate mit einer Überlebensrate von 40 %, was auf 29,7 Monate umgerechnet eine Überlebensrate von 81,2 % entspricht.

	Studienwert	Quotient Q	Quotient $Q_{\text{alternativ}}$
klinische Studie			
Shi	98,6 %	1,008	1,017
statische Studien			
13	405	0,261	
Voss-Studien			
18	1074,7	0,719	
20	1770,6	1,185	
21	1051,23	0,703	
zyklische Studie			
24	81,2 %	0,830	

Tabelle 19: Gegenüberstellung in-vitro Studien mit der Studie Shi

5.3.3 Gegenüberstellung der Studien zu Vigolo

VIGOLOS Studie weist nach 60 Monaten eine Überlebensrate von 100 % und eine Komplikationsrate von 20 % (Grad 1: 10 %, Grad 2: 10 %, Grad 3: 0 %, Weitere: 0 %) auf. Die Fünfjahresprognose liegt demnach bei 100 %. Erwartet wurde bei dieser Beobachtungszeit eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 95,6 %. Die zyklische Studie 25 simulierte 60 Monate mit einer Überlebensrate von 100 %.

	Studienwert	Quotient Q	Quotient $Q_{\text{alternativ}}$
klinische Studie Vigolo	100 %	1,046	1,046
zyklische Studie 25	100 % 4741	1,046 3,050	

Tabelle 20: Gegenüberstellung in-vitro Studien mit der Studie Vigolo

5.3.4 Gegenüberstellung der Studien zu Ohlmann

Bei der Studie von OHLMANN überlebten nach 48 Monaten 86,5 % der Restaurationen bei einer Komplikationsrate von 21,6 % (Grad 1: 0 %, Grad 2: 5,4 %, Grad 3: 10,8 %, Weitere: 5,4 %). Der Erwartungswert für die Überlebenswahrscheinlichkeit liegt bei 96,5 % und die Fünfjahresprognose durch die Studienwerte bei 83,1 %.

	Studienwert	Quotient Q	Quotient $Q_{\text{alternativ}}$
klinische Studie Ohlmann	86,5 %	0,896	0,869
statische Studie 10	1026	0,660	

Tabelle 21: Gegenüberstellung in-vitro Studien mit der Studie Ohlmann

5.3.5 Gegenüberstellung der Studien zu Pelaez

Nach 50 Monaten kam es bei Pelaez zu einer Überlebensrate von 100 % mit einer Komplikationsrate von 10 % (Grad 1: 10 %, Grad 2,3 und Weitere je 0 %) Erwartet wurde bei dieser Beobachtungszeit eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 95,2 %. Die Fünfjahresprognose der Studie liegt bei 100 %. Die zyklische Studie 27 simulierte 60 Monate mit einer Überlebensrate von 100 %, das auf 50 Monate umgerechnet ebenfalls einer Überlebensrate von 100 % entspricht.

	Studienwert	Quotient Q	Quotient $Q_{\text{alternativ}}$
klinische Studie pelaez	100 %	1,050	1,059
statische Studie 19	1186,1	0,753	
zyklische Studie 27	100 % 4766,2	1,059 3,024	

Tabelle 22: Gegenüberstellung in-vitro Studien mit der Studie Pelaez

5.3.6 Gegenüberstellung der Studien zu Abou Tara

ABOU TARA zeigte nach 47 Monaten eine Überlebensrate von 96,5 % mit einer Komplikationsrate von 6,9 % (Grad 1: 0 %, Grad 2: 0 %, Grad 3: 0 %, Weitere: 6,9 %) Der Erwartungswert des Überlebens liegt hier bei 96,6 %. Die Fünfjahresprognose ergibt: 95,5 %.

	Studienwert	Quotient Q	Quotient $Q_{\text{alternativ}}$
klinische Studie Abou Tara	96,5 %	0,999	0,999
statische Studie 14	2308	1,485	

Tabelle 23: Gegenüberstellung in-vitro Studien mit der Studie Abou Tara

5.3.7 Gegenüberstellung der Studien zu Örtorp

ÖRTOPRS Studien dauerten 48 Monate und zeigten für Restaurationen im Seitenzahnbereich eine Überlebensrate von 90,3 % mit einer Komplikationsrate von 9,7 % (Grad 1: 0 %, Grad 2: 1,2 %, Grad 3: 0 %, Weitere: 8,5 %). Der Erwartungswert liegt bei 96,5 % und die Fünfjahresprognose der Studie bei 87,8 %.

	Studienwert	Quotient Q	Quotient $Q_{\text{alternativ}}$
klinische Studie			
Örtorp	90,34 %	0,936	0,918
statische Studie			
14	2308	1,485	

Tabelle 24: Gegenüberstellung in-vitro Studien mit der Teilstudie für Seitenzähne von Örtorp

Bei den Frontzähnen erreichte die Studie eine Überlebensrate von 100 % mit einer Komplikationsrate von 0 %. Der Erwartungswert liegt beim gleichen Zeitraum ebenfalls bei 96,5 %. Die Fünfjahresprognose beträgt 100 %.

	Studienwert	Quotient Q	Quotient $Q_{\text{alternativ}}$
klinische Studie			
Örtorp	100 %	1,036	1,046
statische Studien			
15	823,1	0,530	
16	1983,5	1,276	
Voss-Studien			
17	1965,9	1,221	
18	1033	0,691	
20	1584,3	1,060	
21	1568,5	1,049	

Tabelle 25: Gegenüberstellung in-vitro Studien mit der Teilstudie Frontzähne von Örtorp

5.3.8 Gegenüberstellung der Studien zu Hey

Bei dieser Studie erreichten Kronen auf Seitenzähnen nach 72 Monaten eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 90,5 % bei einer Komplikationsrate von 37,9 % (Grad 1: 4,8 %, Grad 2: 27,6 %, Grad 3: 9,5 %, Weitere: 4,8 %). Der Erwartungswert der Überlebenswahrscheinlichkeit liegt rechnerisch bei 94,7 %. Der errechnete Fünfjahreswert liegt bei 92,1 %.

	Studienwert	Quotient Q	Quotient $Q_{\text{alternativ}}$
klinische Studie			
Hey	90,5 %	0,956	0,963
statische Studie			
11	956,3	0,615	

Tabelle 26: Gegenüberstellung in-vitro Studien mit der Studie Hey

5.3.9 Vergleich der Quotienten der Studien

Beim Vergleich der in-vitro Studien mit den in-vivo Studien werden hierbei die Quotienten der Ergebnisse der in-vitro Einzelstudien zum Erwartungswert der klinischen Vergleichsstudie mittels Spearman-Korrelation verglichen. Dabei wurde die Spearman-Korrelation gewählt, da dieses Verfahren einen parameterfreien Vergleich zweier Variablen beschreibt. Dafür benötigt es keine Normverteilung.

in-vitro Studie	Quotient	klinische Vergleichsstudie	Quotient	Q zu $Q_{\text{alternativ}}$
statische Studien				
10	0,660	Ohlmann	0,869	0,759
11	0,615	Hey	0,963	0,639
13	0,261	Shi	1,017	0,257
14	1,485	Örtorp	0,918	1,618
14	1,485	Abou Tara	0,999	1,486
15	0,530	Örtorp	1,046	0,507
16	1,276	Örtorp	1,046	1,220
19	0,753	Pelaez	1,059	0,711
Mittelwert				0,9
VOSS-Studien				
17	1,265	Örtorp	1,046	1,209
18	0,719	Shi	1,017	0,707
18	0,691	Örtorp	1,046	0,661
20	1,185	Shi	1,017	1,165
20	1,060	Örtorp	1,046	1,013
21	0,703	Shi	1,017	0,691
21	1,049	Örtorp	1,046	1,003
Mittelwert				0,921
zyklische Studien				
24	0,830	Shi	1,017	0,816
25	1,046	Vigolo	1,046	1,000
25	3,050	Vigolo	1,046	2,916
27	1,038	Pelaez	1,059	0,980
27	3,024	Pelaez	1,059	2,856
Mittelwert				1,714

Tabelle 27: Vergleich der Quotienten der Studien

Die Mittelwerte der verglichenen Quotienten der Legierungen liegen bei 1,039 für Au-Legierungen, 1,206 für Co-Cr-Legierungen und für die Ti-Legierung bei 0,639.

5.3.10 Spearman-Korrelation

Es gilt das Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$.

		Laborstudien	Qalternativ
Spearman- Rho	Laborstudien Korrelationskoeffizient	1,000	,226
	Sig. (2-seitig)	.	,338
	N	20	20
	Qalternativ Korrelationskoeffizient	,226	1,000
	Sig. (2-seitig)	,338	.
	N	20	20

Tabelle 28: Spearman Korrelation

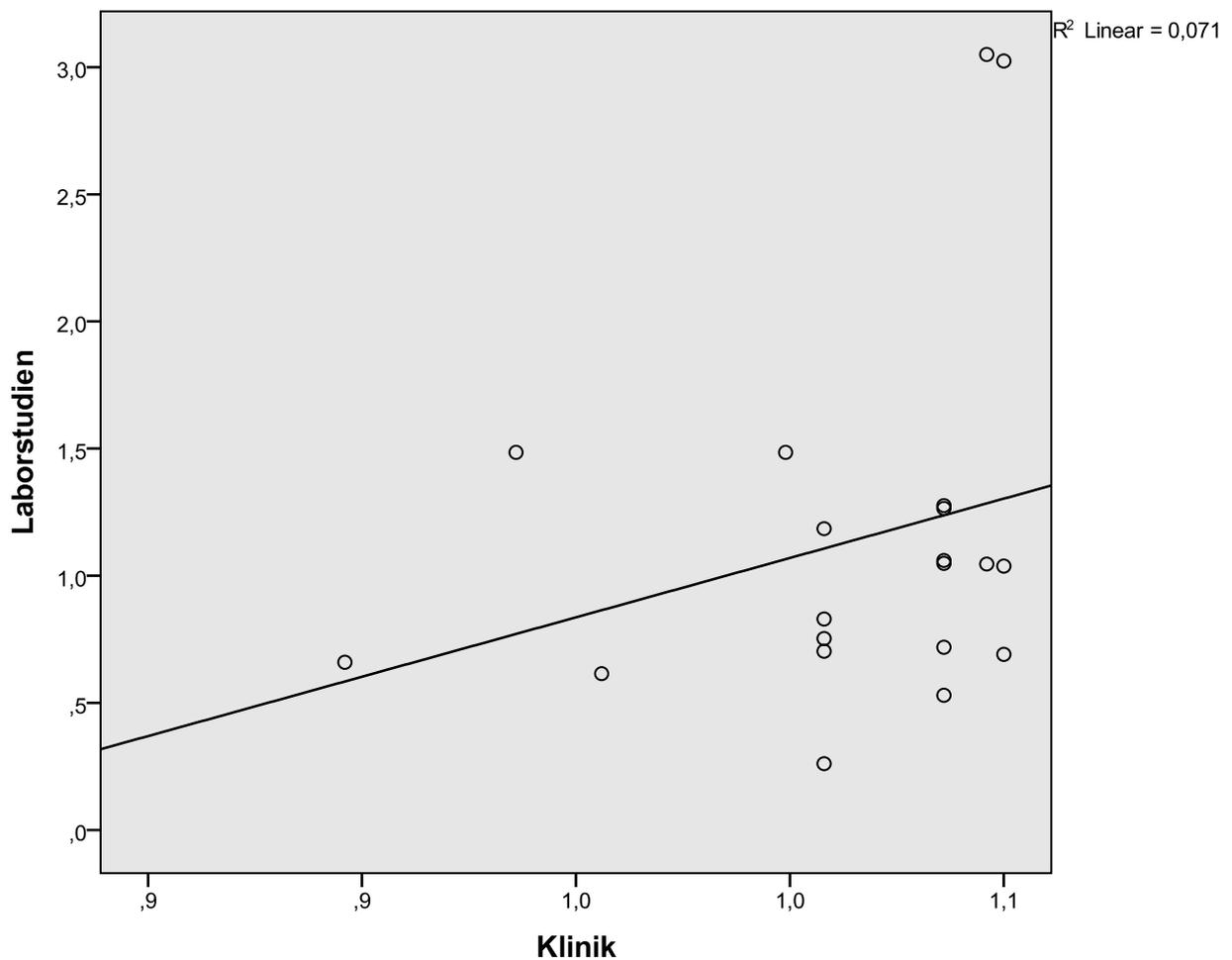


Abbildung 3: Spearman-Korrelation

Es zeigt sich für die ausgewählten Studienpaare, dass der Großteil klinisch längeres Überleben

aufzeigt als die Laborstudien es erwarten würden. Dies ist durch die geringe Zahl der Punkte der Studienpaare oberhalb der Ausgleichsgraden sichtbar. Die Korrelation der in-vitro zu in-vivo-Versuchen ist jedoch statistisch nicht signifikant ($p = 0,338$).

5.3.11 Student-*t*-Test

Um Nullhypothesen zu bestätigen, werden beim Student-*t*-Test unabhängige Stichproben miteinander verglichen. Voraussetzung ist dabei die Bildung von Mittelwerten. Deren Unterschiede werden mittels Levene-Test auf Varianzhomogenität überprüft. Wenn diese vorliegt ist die Signifikanz des Levene-Tests größer als ($\alpha = 0,05$). Dann gilt die obere Zeile des unabhängigen *t*-Tests. Liegt eine Varianzhomogenität vor, ist die Signifikanz des Levene-Tests kleiner als ($\alpha = 0,05$). Dann gilt die untere Zeile des unabhängigen *t*-Tests. Das Ergebnis des unabhängigen *t*-Tests zeigt dann eine Signifikanz auf, falls $\alpha = 0,05$ oder kleiner ist.

5.3.11.1 Studienarten

Statische Studien zu VOSS-Studien:

Es liegt Varianzhomogenität vor. Die Mittelwerte unterscheiden sich, der Unterschied ist jedoch nicht signifikant ($p = 0,892$).

Statische zu zyklischen Studien:

Es liegt Varianzhomogenität vor. Die Mittelwerte unterscheiden sich, der Unterschied ist jedoch nicht signifikant ($p = 0,164$).

Voss- zu zyklischen Studien:

Es liegt Varianzhomogenität vor. Die Mittelwerte unterscheiden sich, der Unterschied ist jedoch nicht signifikant. ($p = 0,153$). Siehe Tabellen 35,36, 37, 32, 33 und 34.

5.3.11.2 Legierungsarten

Gold- zu Kobalt-Chrom-Legierungen:

Es liegt Varianzhomogenität vor, die Mittelwerte unterscheiden sich, der Unterschied ist jedoch nicht signifikant ($p = 0,602$).

Gold- zu Titanlegierungen:

Es ist keine Varianzhomogenität wegen zu geringer Wertanzahl errechenbar. Die Mittelwerte unterscheiden sich, der Unterschied ist jedoch nicht signifikant ($p = 0,442$).

Kobalt-Chrom- zu Titanlegierungen:

Es ist keine Varianzhomogenität wegen zu geringer Wertanzahl errechenbar. Die Mittelwerte unterscheiden sich, der Unterschied ist jedoch nicht signifikant ($p = 0,626$).

Siehe Tabellen 38, 39, 40, 41, 42 und 43.

6 Diskussion

6.1 Wertung der Methodik

6.1.1 in-vitro Prüfverfahren

In dieser Dissertation wurde sich nach der Literaturrecherche auf den Druckversuch und im speziellen den VOSS-Versuch und den TMCL fokussiert. Schon im Jahre 1982 stellte KÖRBER fest, dass die in der Literatur genannten Werte von in-vitro Versuchen - ohne Kenntnis der Versuchsbedingungen - kaum miteinander verglichen werden könnten [4]. Seitdem werden in-vitro Studien immer besser dokumentiert, was dazu führt, dass ein Großteil der Versuchsdurchführungen sich auf dessen Empfehlungen für den Versuchsaufbau stützen und diese rigoros umsetzen. An sich ist das eine positive Entwicklung, jedoch führt das in vielen untersuchten Studien dazu, dass beispielsweise die Kausimulation über 5 Jahre eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 100 % ergab, was jedoch bei kaum einer klinischen Studie erreicht wird. An diesen Stellen wurde vergessen zu hinterfragen woran dies liegt und ob der Versuchsaufbau der zu untersuchenden Probe gerecht wird.

Im Jahr 1990 schrieb WALTER zu den oftmals verwendeten Dreipunkt-Biege-Scherprüfungen und Biegeprüfungen, dass es bei diesem zu gegensätzlichen Ergebnissen käme, da die Elastizitätsgrenze des Metalls überschritten werde und somit nicht die Verbundfestigkeit gemessen würde [78]. Daraus ergab sich, dass dieser Versuch für die Prüfung auf eine Übertragbarkeit von in-vitro zu in-vivo Studien nicht geeignet ist.

Jedoch sind auch solch bekannte Versuchsaufbauten wie der Test nach VOSS nicht über jeden Zweifel erhaben. Dieser ist nicht einheitlich geregelt, da VOSS zwar den groben Versuchsaufbau dokumentierte, jedoch nicht ausreichend ins Detail ging. So wird weder die Vorschubrichtung, noch die exakte Ausdehnung der Kronen und Gerüste genauer spezifiziert. Bereits 1985 verglich KAPPERT et al. den Dreipunkt-Biegeversuch nach SCHWICKERATH und den Versuch nach VOSS und sprach sich hinsichtlich der Prüfvorrichtung für den VOSS-Versuch bei metallkeramischen Verblendkronen aus. Dies spiegelt sich in der höheren Zahl an vorhandenen VOSS-Versuchen nieder [31]. Daraus resultierte die in dieser Dissertation vorgenommene Fokussierung auf den VOSS-Versuch und den TMCL, welche bei weiteren Untersuchungen ebenfalls anzustreben sei.

Bezüglich der Belastung auf Zähne schrieb MARXKORS 2001, dass die Spannungszustände in einer realen Restauration wesentlich komplexer seien als in den bekannten Versuchsaufbauten [15]. Diesbezüglich merkte KUMAGI schon 1993 an, dass es bei der Schließbewegung von lateral kommend, auf der habituellen Kauseite in 36 - 71,1 % der Fälle zu einem umherschweifenden Gleitkontakt komme, bis der zentrische Kontakt erreicht sei [79]. Dies führt zwangsläufig zu wesentlich anderen Krafteinwirkungen als lineare oder exponentiell ansteigen-

de punktförmige Krafteinwirkungen in eine Richtung. Mit den Ergebnissen dieser Studien und dem Grundlagenwissen, das in der Einleitung im Kapitel 3.3.6.11 dargelegt wurde, zeigt sich, dass sowohl der VOSS-Test mit einigen Modifikationen und der TMCL zur Vergleichbarkeit prinzipiell geeignet wären.

Es ist aber anzumerken, dass laut RAABE et al. nicht nur reine Druckkräfte entstehen, sondern ebenso Zug- und Scherkräfte. Neue Untersuchungen sollten demnach mechanische Kaubelastungen mit mehreren Freiheitsgraden bieten, damit Chipping besser vorhersagbar werde [80].

Hinzu kommen die oft gemeinsam zitierten Werte von LOBBEZOO und LAVIGNE, sowie HANAMURA et al., die aussagen, dass höchstens 57 % aller objektiv feststellbaren Bruxierenden sich dessen bewusst seien und laut Selbsteinschätzung 6 bis 22 % der Bevölkerung bruxieren würden [81], [82]. Es kann also von einer gut doppelt so hohen tatsächliche Bruxismushäufigkeit von circa 11 bis 39 % ausgegangen werden. Auch REITMEIER bemerkte, dass in in-vitro Versuchen die Verbindung zwischen dem häufigsten Versagen der Restauration, den Chipping-Frakturen und dem Bruxismus fehle [83]. Bezüglich der zyklischen Versuche zeigt GUO sehr deutlich, dass auch makroskopisch intakte Keramiken im mikroskopischen Bereich bereits Risse und Defekte aufweisen können [61]. Die Belastungstest führen demzufolge zu einer klaren Alterung, jedoch scheint die Belastungsgrenze zu gering, beziehungsweise zu ungenau zu sein, um ein exaktes Bild der klinischen Studien wiederzugeben.

Ebenfalls LUNDEEN zeigte mit synographischen Registrierungen, dass die muskelgeführten Grenzbewegungen verschiedener Patienten zu teils unilateralen Kaukräften führen. Dadurch sei die Teststruktur von primär senkrechter Belastung im Seitenzahnbereich vieler Testmethoden weitestgehend unbrauchbar [84]. Trotz alledem sprechen durch die weite Streuung der Ergebnisse und großen Unterschieden in der Teststruktur die hier aufgezeigten Werte eher gegen die zyklischen Belastungstest.

Um eine bessere Vergleichbarkeit einzelner Studienwerte zu erhalten, sieht folglich die Empfehlung dahingehend aus, dass der VOSS-Test, sowie der Maximalbelastungstest im Seitenzahnbereich modifiziert und erneuert beschrieben werden sollten. Anzumerken ist, dass VOSS keine exakte Aussage über den Abfall der Kraft anführte, sondern nur das Frakturieren per se als Endpunkt ansah. Für eine Erneuerung und Vervollständigung seien hier folgende Parameter für Einzelkronen genannt [32]:

- Prüfmaschine: Druckrichtung der universellen Testmaschine: für den modifizierten VOSS-Test: 45° zur Zahnachse über einen planen Edelstahlstempel 6 mm Breite auf der Inzisalkante mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/s bis zu einem Abfall der

Kraft um 20 %; für den Maximalbelastungstest im Seitenzahnbereich: 0° zur Zahnachse über einen kugelförmigen Edelstahlstempel mit 4 mm Durchmesser in der zentralen Fossa mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/s bis zu einem Abfall der Kraft um 20 %. Zwischen zu testender Krone und Antagonist ist kein Material einzulegen.

- Sicherstellung eines Gleitkontaktes von 0,5 mm
- Verwendung des oberen mittleren Schneidezahnes für den modifizierten VOSS-Test
- Verwendung des oberen ersten Molaren für den Maximalbelastungstest
- Verwendung von Kobalt-Chrom-Molybdän-Stümpfen, die bewegungsfrei fixiert wurden.
- Zementierung mit Glasionomerezement und einer 24-stündigen Setzungszeit bei Raumtemperatur.
- Präparationsregeln: circumferente Hohlkehle von 0,5 mm Breite bei einem Präparationswinkel bei 3° , sodass ein Substanzabtrag labial von 1,3 mm und palatinal von 0,8 mm erreicht wird. Inzisal dabei von 2 mm [6]. Die Kanten sind abzurunden.
- Verblendung: der labialen beziehungsweise der bukkalen Fläche bis über die Inzisalkanthe 2 mm nach zervikal reichend und die Kontaktpunkte überdeckend.
- Vollkeramikronen sollen die gleichen Schichtstärken wie Metallkeramikronen aufweisen.

Für zyklische Testverfahren soll im Grunde dasselbe gelten, jedoch ist hier noch zu erwähnen, dass laut der Metastudie von FONTIJN-TEKAMP et al. normale Kaukräfte im anterioren Bereich zwischen 60 N – 75 N liegen, bei maximaler Kraft diese bis auf 140 N – 170 N ansteigen und im Seitenzahnbereich die normalen Kaukräfte bei 110 N – 125 N liegen, während diese bei Maximalbelastung auf 250 N – 400 N ansteigen können [85]. Diese Werte unterstreichen nochmals die Ergebnisse von GUO über zu geringe Belastungen in den Testverfahren [61]. Damit ist die oftmals gewählte Belastung von 50 N zu gering, weshalb hierbei eine Anhebung auf 110 N im Seitenzahnbereich und 60 N im Frontzahnbereich gefordert wird. Dabei sollten in den Zyklen wiederkehrende und stärkere Belastungen von bis zu 250 N im Seitenzahnbereich, beziehungsweise 140 N im Frontzahnbereich, alle 10.000 Zyklen auftreten. Für alle Versuchsaufbauten sollte außerdem gelten, dass Komplikationen nach der graduellen Einteilung der Reparaturfähigkeit nach ANUSAVICE und HEINTZE dokumentiert werden [26], [27].

- Grad 1: frakturierte Oberflächen können poliert werden;
- Grad 2: frakturierte Oberflächen können mit Komposit repariert werden; und

- Grad 3: starke Chipping-Frakturen erforderten ein komplettes Erneuern der prothetischen Versorgung.

6.1.2 klinische Studien

Klinische Studien weisen eine hohe Heterogenität auf, wodurch kaum vergleichbare Werte zu finden sind. So fehlen oftmals genaue Informationen über den Substanzabtrag, die Ausdehnung der Restaurationen und deren Verblendungen. Uneinheitlich ist ebenfalls das Vorgehen des Ausschlusses bei wurzelkanalbehandelten Zähnen und parodontalen Erkrankungen oder versorgten Antagonisten. Folglich ist auch hier eine Forderung nach größerer Sorgfalt und Einhaltung von standardisierten Vorgehensweisen wichtig. Die Empfehlung lautet diesbezüglich [26]:

- Präparationsregeln: circumferente Hohlkehle von 0,5 mm Breite bei einem Präparationswinkel bei 3°, sodass ein Substanzabtrag labial von 1,3 mm und palatinal von 0,8 mm erreicht wird. Inzisal dabei von 2 mm [6]. Die Kanten sind abzurunden.
- Ausschluss von wurzelkanalbehandelten Zähnen und parodontal erkrankten Patienten mit einem PSI-Wert von 3, 4 oder eines Knochenverlustes von mehr als 20 % am zu behandelnden Zahn.
- Vollkeramikronen sollen die gleichen Schichtstärken wie Metallkeramikronen aufweisen.
- Ausschluss von Fällen, bei denen der Antagonist mit einem Zahnersatz versorgt ist.
- minimale Beobachtungszeit jedes Patienten von mindestens 3 Jahren.
- exakte Auflistung der verwendeten Materialien zur Durchführung der Therapie.
- Kontrolluntersuchungen halbjährlich mit parodontaler und funktioneller Kontrolle, Kontrolle auf Sekundärkaries, Sensibilität und Perkussion sowie Röntgenuntersuchung mit apikaler Darstellung alle zwei Jahre. Die Untersuchung soll mit Lupenbrille erfolgen.

Auch für die klinischen Studien ist eine Einteilung der Komplikationen nach ANUSAVICE und HEINTZE zu wählen [26], [27]. Vorhandene, groß angelegte Studien zielen oftmals auf eine breite Masse an Informationen ab, sind aber in der Feindiagnostik meist nicht ausreichend. Beispielsweise seien hier die Studien von REITMEIER genannt. Unter Umständen verrennen sich die Studienteilnehmer beim Versuch, die Studien zu breit und universell aufzustellen [83].

6.1.3 Impact Faktor

Anfänglich galt für alle zu inkludierenden Zeitschriften ein Impact Faktor von 1,5, was jedoch zu einer starken Einschränkung der Ergebnisse führte. Daraus resultierend wurde der Impact Faktor für klinische Studien auf 0,8 und für Laborstudien auf 0,4 gesenkt. Grundsätzlich ist zu sagen, dass der Impact Faktor wissenschaftlich nicht frei von Kritik ist, da er einerseits jährliche Schwankungen nicht mit abbildet und des Weiteren kleine Themenfelder wie in diesem Fall die Zahnmedizin automatisch mit niedrigen Impact Faktoren straft, da es schlichtweg nicht so viele Publikationen wie in hoch diskutierten Fachrichtungen wie der Onkologie gibt [86]. Die Diskrepanz der Forderung zwischen den Impact-Faktoren von klinischen und nicht-klinischen Studien beruht auf dem subjektiven Bild des Autors, dass Laborstudien nochmals wesentlich weniger Beachtung in der Wissenschaft finden. Außerdem besteht die Gefahr von Selbstzitationen innerhalb von Zeitschriften und Autorengruppen, wodurch der Impact Faktor verfälscht sein kann [87]. Dies betrifft im gleichen Maße die Zahl der Zitationen des Artikels selbst. Aus diesem Grund wurde dieses Kriterium auch wieder verworfen, da es sonst dazu führt, dass stark beachtete Artikel bevorzugt werden und neue oder unbekannte Artikel keine Beachtung finden würden.

6.1.4 Studiendesign

Die Schwierigkeit des Studiendesigns dieser Doktorarbeit liegt zweifelsohne darin, vergleichbare Studien zu finden, die jeweils annähernd vergleichbare Bedingungen aufweisen. Möglich wäre dies mit dem Vorhandensein großer aus zwei Einzelstudien bestehenden Studien, wobei eine Einzelstudie als in-vitro und die andere als in-vivo Studie aufgebaut werden müsste. Erst das Vorhandensein solcher Studiendesigns würde das Problem der fraglichen Übertragbarkeit von in-vitro auf in-vivo Situationen zweifelsfrei ausräumen. Das explizite Problem lag dabei in der zu geringen Anzahl der verfügbaren Studien zum Studieneinschluss und teils mangelhafter Qualität der gesichteten Studien. Übrig blieben insgesamt 12 in-vivo Studien und 30 in-vitro Studien. Daraus resultiert, dass bei mehr Studien das Ergebnis bestenfalls eine höhere statistische Signifikanz ausweisen würde. Ebenfalls könnte es aber auch sein, dass der bei niedriger Studienanzahl noch messbare Unterschied bei höherer Studienanzahl egalisiert werden würde. Gleiches gilt für die Ergebnisse der Unterschiede zwischen den Legierungen. All diese hypothetischen Ergebnisse wären natürlich wiederum auf statistische Signifikanz und schließlich auch klinische Relevanz hin zu untersuchen. Weitere Kritik gilt dem Studiendesign hinsichtlich der statistischen Auswertung, da der Vergleich von Maximalbelastungen wie in den statischen Versuchen und Überlebenswahrscheinlichkeiten zwangsläufig zu einem reinen dimensionslosen Vergleich führt. Dies hat den Nachteil, dass die Vergleichbarkeit auf ganze Zahlen mit der Spearman-Korrelation oder Quotienten heruntergebrochen werden. Der Versuch dieses Dilemma zu umgehen geht nur mit der Verwendung von zyklischen Belas-

tungstest, welche eine gewisse Lebenszeit simulieren. Diese sind jedoch für die Anwender wesentlich zeit- und kostenintensiver.

6.2 Wertung der in-vitro Ergebnisse

Die Anzahl von 30 in-vitro Studien ist prinzipiell ausreichend für einen übergreifenden Vergleich, sofern die Daten fundiert erhoben sind [88]. Da jedoch viele verschiedene Legierungen und verschiedene Kronenversorgungen innerhalb der ausgewählten in-vitro Studien vorkommen und jeweils nur untereinander verglichen werden sollen, verkleinert sich die Zahl der Studien für Einzelvergleiche stark. Dies betrifft vor allem die zyklischen Studien. Dadurch ist die Bildung von Mittelwerten nur bedingt aussagekräftig, was sich in der fehlenden statistischen Signifikanz der Ergebnisse niederschlägt.

Nach Studienarten: Die statischen Studien zeigen durchweg unterschiedliche Ergebnisse. Sie sind allesamt ausreichend dokumentiert, wodurch ersichtlich wird, dass eine Vielzahl an verschiedenen Ausführungen eines statischen Versuchs im Seitenzahnbereich möglich ist, obwohl die Einschränkungen zur Integration für diese Vergleichsarbeit eng gewählt wurden. Einige Studien ähneln sehr dem Versuchsaufbau einer VOSS-Studie, können jedoch nicht exakt dazu gerechnet werden. Der Mittelwert der von statischen Studien erreichten Maximalbelastung liegt bei 1401 N. Siehe Tabelle 6.

Durch die von VOSS beschriebenen Kriterien entstehen klare Möglichkeiten der Abgrenzung zu anderen Studiendesigns. Diese sind jedoch immer noch mit einigen Ungenauigkeiten versehen. Der Mittelwert der von VOSS-Studien erreichten Maximalbelastung liegt bei 1486 N. Die Studien sind jeweils sehr umfangreich mit vielen verschiedenen Legierungen. Auch diese sind mit einer großen Anzahl an Werten zur statistischen Auswertung geeignet, siehe Tabelle 6 und 30.

Die acht zyklischen Studien reichen von der Anzahl für einen Vergleich mit in-vivo Werten prinzipiell aus. Problematisch an den zyklischen Studien ist die hohe Heterogenität der Versuchsaufbauten und verwendeten Materialien. Die meisten dieser Studien zeigen eine 100 % Überlebensraten über Fünf- oder Zehnjahresergebnisse. Dies ist jedoch ein Ergebnis, das nicht mit den Werten der Langzeitstudien übereinstimmt [76], [77]. Dadurch weisen die Studien hohe Einzelwerte im Quotientenvergleich auf. Siehe Tabelle 27.

Nach Materialien:

Mit vier zyklischen, zehn statischen und drei VOSS-Studien gibt es bei den Nickel-Legierungen die höchste Anzahl verfügbarer in-vitro Studien. Da klinische Studien mit Nickel-Legierungen jedoch fehlen, sind diese nicht statistisch untereinander verglichen worden. Kobalt-Chromlegie-

rungen weisen keinen signifikanten Unterschied zu den anderen getesteten Legierungen auf. Es existiert nur eine zyklische und je vier statische und VOSS-Studien. Dies reichte für den statischen und VOSS-Versuch als Mittelwertvergleich. Goldlegierungen weisen ebenfalls keinen signifikanten Unterschied zu den anderen getesteten Legierungen auf. Dabei gab es mit vier zyklischen, drei statischen und drei Voss-Studien mit Goldlegierung aussagekräftige Mittelwerte. Aussagen über die Titanlegierungen sind wegen zu geringer Studienzahl nicht möglich. Wegen des Fehlens von passenden, klinischen Studien ist ebenfalls keine Aussage über die Palladium- und Silberlegierungen möglich, von denen je zwei Voss-Studien existieren. Siehe Tabellen 30, 29, 10 und 11.

6.3 Wertung der in-vivo Ergebnisse

Die in-vivo Studien zeigen allesamt heterogene Untersuchungszeiträume mit 30–72 Monaten mit einem Durchschnitt von 47,8 Monaten. Sie zeigen heterogene Komplikationsraten von 0–92,6 % mit einem Mittelwert von 22,9 % auf. Die Überlebenswahrscheinlichkeiten liegen zwischen 86,5–100 % und liegen damit im Mittel bei 96,3 %. Nach Literaturangaben von PJETURSSON und SAILE für Brücken ergibt sich eine vierjährige Überlebenswahrscheinlichkeit von 95,6 %, für Brücken und für Kronen von 96,5 %. Somit liegen die klinischen Studien sehr nahe an den Durchschnittsüberlebenswerten [76], [77]. Bei den Studien fällt jedoch auf, dass zweidrittel weniger Frontzahnkronen, diese auch nur im Oberkiefer, keine Frontzahnbrücken und keine Prämolarenkronen untersucht wurden. Dies schmälert in der Gesamtbetrachtung die Vergleichbarkeit, da gerade grazile Prämolaren mit der typischen Anatomie eines Isthmus und Frontzähne mit komplizierter statischer Belastung tendenziell öfter Probleme beim Zahnersatz aufweisen [27].

Wertung nach Materialien: Aufgrund der geringen Zahl der Studien wurden hierbei nur Daten von Legierungen mit Gold- und Kobalt-Chromlegierung verglichen. Die Versorgungen mit Goldlegierungen wurden durchschnittlich 45,9 Monate beobachtet und überlebten in 95,6 % der Fälle. Hingegen zeigten die Versorgungen mit Kobalt-Chromlegierungen eine durchschnittliche Beobachtungszeit von 48,25 Monaten und einer Überlebensrate von 97,6 %. Somit zeigen die Versorgungen mit Kobalt-Chromlegierung trotz längerer Beobachtungszeit höhere Überlebenswahrscheinlichkeiten. Diese Tendenz wird durch die Anzahl der Komplikationen bestätigt. Versorgungen mit Goldlegierungen weisen dabei in 22,9 % der Fälle nach der Beobachtungszeit eine Komplikation auf, während Versorgungen mit Kobalt-Chromlegierungen nur zu 6,5 % im Beobachtungszeitraum eine Komplikation aufwiesen.

6.4 Wertung des Vergleiches

Der Unterschied zwischen den in-vivo und in-vitro Versuchen zeigt im Verhältnis geringere Überlebenswahrscheinlichkeiten der in-vitro Studien im Vergleich zu den in-vivo Versuchen mit einem nur gering positiven Korrelationskoeffizienten von 0,226 mittels Spearman-Korrelation. Dabei gibt es insgesamt Unterschiede zwischen den einzelnen in-vitro Versuchsaufbauten, wobei die VOSS-Studien mit 0,921 den größten Übereinstimmungswert zwischen in-vitro und in-vivo Studien zeigen. Gefolgt werden diese von den statischen Studien mit einem Wert von 0,9 und einem Hang zu höheren Überlebenswerten bei den in-vivo Studien, sowie abschließend den zyklischen Studien mit einem Wert von 1,714 und höheren Werten auf Seiten der in-vitro Studien (s. Tabelle 27 und 28). Die zur Verfügung stehenden Studien unterschieden sich bereits in der Summe der einzelnen Legierungen, sodass bei den klinischen Studien vor allem Goldlegierung und Kobalt-Chromlegierungen vorhanden waren, während bei den in-vitro Studien hauptsächlich Nickellegierungen untersucht wurden. Dies lässt sich vermutlich auf die geringen Kosten einer Nickellegierung zurückführen. Dabei entsteht der Nachteil, dass die Masse an in-vitro Studien nicht mit den in-vivo Studien verglichen werden kann, da dort andere Legierungstypen vorherrschen. Bei den untersuchten Legierungen treten Unterschiede zwischen den einzelnen Legierungsgruppen auf. Dabei ist jedoch nur ein statistisch nicht signifikanter Unterschied zwischen Kobalt-Chrom- und Goldlegierungen feststellbar. Die Goldlegierungen liegen hierbei im Quotientenvergleich näher am klinischen Bild mit einem Wert von 1,039, als die Kobalt-Chromlegierungen mit einem Wert von 1,206. Zusammengefasst zeigen der VOSS-Test und Goldlegierungen demnach das der Realität am nächsten liegende Ergebnis. Die Verwendung der Legierung scheint dabei keinen großen Einfluss auf die Abbildung der Realität zu haben. Bei all diesen Ergebnissen ist jedoch festzuhalten, dass durch die sehr geringe Zahl der Studien alle Unterschiede vorhanden aber statistisch nicht signifikant sind.

Bereits BEHR et al. zeigten auf, dass es nur geringe Unterschiede zwischen in-vivo und in-vitro Versuchen gibt. So komme es zu ausreichenden Prognosen mittels Kaplan-Meier Überlebenskurve. Diese seien jedoch durch niedrige Fallzahlen und nur einzelnen Übereinstimmungen nicht uneingeschränkt empfehlenswert [89]. Bei den Untersuchungen von LAMBRECHTS et al. wird erläutert, dass es durch die Fortschreibung von in-vitro Daten auf Grund biologischer Faktoren zu vielen Fehlern komme [90]. Das unterstreicht die in dieser Doktorarbeit erreichten Erkenntnisse, dass die in-vitro Ergebnisse vieler Studien nicht ohne Weiteres mit in-vivo Studien verglichen werden können. Für eine bessere Vergleichbarkeit sind wesentlich mehr modifizierte VOSS-Studien und einheitliche TMCL-Versuche notwendig, sowie dazu passende klinische Studien, die das Studien- und Kronendesign exakt offenlegen. Am besten wären dabei in-vitro und in-vivo Studien aus einer großen Untersuchung, sodass die Gleichheit der Restaurationen gewährleistet wäre. Damit könnte die Vergleichbarkeit auf

breiter, statistischer Basis untersucht werden. Gerade bei einer Verbesserung der TMCL hinsichtlich der Realitätsnähe mit gesteigerten Kräften und Gleitkontakten ergäbe sich durch die mögliche Hochrechnung der Zyklen ein einfacher und dimensionsgetreuer Vergleich der in-vitro und in-vivo Werte.

6.5 Relevanz für den Anwender

Für den Anwender ergibt sich ein gemischtes Bild. So zeigen Laborstudien prinzipiell eine richtige Tendenz der Haltbarkeit der Kronen auf, bilden jedoch die Realität nur teilweise zufriedenstellend ab. Dabei überzeugen die einzelnen Prüfverfahren für direkte Vergleiche innerhalb einer Studie, jedoch nicht für Studienübergreifende Informationen. Bei in-vitro Studien und Produktvorstellungen sollte deshalb stets versucht werden, die relevanten Prüfbedingungen für die Ergebnisse herauszufinden. Kann dies nicht gewährleistet werden, so führt das zu unklaren Aussagen über Haltbarkeit und Zuverlässigkeit von Restaurationmaterialien. Als Anwender muss der Zahnarzt folglich klinische Erfahrung selbst sammeln und kann die Ergebnisse der gestellten Studien nur als grobe Information annehmen. Anders sieht es für klinische Studien aus, die anhand der hier vorliegenden Daten klare Aussagen über Studiendesigns erhalten. So ist zu fordern, dass prinzipiell vergleichbare Studien erstellt werden. Es sollte bei vorhandener Möglichkeit versucht werden sowohl klinische als auch Laborstudien zu kombinieren oder vergleichbare Materialien und Studienkonfigurationen bereits existierender Studien zu verwenden. Damit würde über eine längere Zeit ein Pool an vergleichbaren Studien entstehen und die Aussagekraft von in-vitro Studien langfristig steigen.

Literatur

- [1] Otto Walcha. *Meissner Porzellan. Von den Anfängen bis zur Gegenwart*. 8. Auflage. Dresden: Verlag der Kunst, 1986.
- [2] B. Kurdyk. „Nicholas Dubois de Chémant and the use of porcelain in dentistry“. In: *Le Chirurgen-Dentiste De France* 61.577 19. Sep. 1991, S. 49–50, 53–54.
- [3] Danielle Layton. „A critical appraisal of the survival and complication rates of tooth-supported all-ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses: the application of evidence-based dentistry“. In: *The International Journal of Prosthodontics* 24.5 2011, S. 417–427.
- [4] Karlheinz Körber und Klaus Ludwig. *Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie*. Stuttgart: Thieme, 1993.
- [5] Parlament EU. *VERORDNUNG (EG) Nr. 1272/2008 DES EUROPÄISCHEN PARLAMENTES UND DES RATES vom 16. Dezember 2008 über die Einstufung, Kennzeichnung und Verpackung von Stoffen und Gemischen, zur Änderung und Aufhebung der Richtlinien 67/548/EWG und 1999/45/EG und zur Änderung der Verordnung (EG) Nr. 1907/2006*. 31. Dez. 2008.
- [6] R Marxkors. *Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik*. 5. Deutscher Ärzte-Verlag, 2009.
- [7] Europäisches Komitee für Normierung. *Zahnheilkunde - Metallische Werkstoffe für fest-sitzenden und herausnehmbaren Zahnersatz und Applikationen (EN ISO 22674:2016)*. 2016.
- [8] Karl Eichner und Heinrich Kappert. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Bd. 1. 2008.
- [9] E Hellwig. *Zahnärztliche Propädeutik*. 13. Aufl. Deutscher Ärzte-Verlag, 2015.
- [10] R. G. Craig und C. T. Hanks. „Cytotoxicity of experimental casting alloys evaluated by cell culture tests“. In: *Journal of Dental Research* 69.8 Aug. 1990, S. 1539–1542.
- [11] P. Pospiech, J. Tinschert und A. Raigrodski. „Keramik-Vollkeramik – Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin“. In: *3M Espe* 2004.
- [12] Sven Rinke. „Vollkeramik Ein Praxiskonzept“. In: *Quintessence, Berlin* 2011.

- [13] B. S. Encke, G. Heydecke, M. Wolkewitz und J. R. Strub. „Results of a prospective randomized controlled trial of posterior ZrSiO(4)-ceramic crowns“. In: *Journal of Oral Rehabilitation* 36.3 März 2009, S. 226–235.
- [14] Michael Reise. „Das kleine ABC der Verblendkeramik“. In: *ZWP spezial* 2014, S. 22–25.
- [15] Reinhard Marxkors. *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*. 5. Deutscher Ärzte-Verlag, 2001.
- [16] M. C. Sommer, H. Schwickerath, R. Marx und G. Witt. „Mechanical strength of ceramic materials for fusing on titanium restorations“. In: *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 46.11 Nov. 1991, S. 746–749.
- [17] R.C. Vickery und L.A. Badinelli. „Nature of Attachment Forces in Porcelain-Gold Systems“. In: *Journal of Dental Research* 47.5 Sep. 1968, S. 683–689.
- [18] Martin Rosentritt. *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin*. 2018.
- [19] Carsten Schmuck. *Chemie für Mediziner*. Pearson Studium, 2008.
- [20] Jürgen G. Heinrich. *Physikalische und ychemische Grundlagen der KeramikTeil II: Eigenschaften keramischer Werkstoffe*. 2005.
- [21] Martin Schmidt. *Bindungen in Festkörpern*. 2010. URL: http://www.cumschmidt.de/s_bindungen01.htm (besucht am 15.10.2015).
- [22] Ulrich Haas. *Physik für Pharmazeuten, Mediziner und Studierende mit Physik als Nebenfach ; mit 82 Tabellen ; [Lehrbuch]*. 7., neu bearb. und erw. Aufl. Stuttgart: Wiss. Verl.-Ges, 2012. 759 S.
- [23] Konstantinos X. Michalakis, Athanasios Stratos, Hiroshi Hirayama, Kiho Kang, Foteini Touloumi und Yukio Oishi. „Fracture resistance of metal ceramic restorations with two different margin designs after exposure to masticatory simulation“. In: *The Journal of Prosthetic Dentistry* 102.3 Sep. 2009, S. 172–178.
- [24] Kaleswara Rao Atluri, Tapan Teja Vallabhaneni, Durga Prasad Tadi, Sriharsha Babu Vadapalli, Sunil Chandra Tripuraneni und Premalatha Averneni. „Comparative Evaluation of Metal-ceramic Bond Strengths of Nickel Chromium and Cobalt Chromium Alloys on Repeated Castings: An In vitro Study“. In: *Journal of international oral health: JIOH* 6.5 Sep. 2014, S. 99–103.
- [25] J. R. Strub und J.C. Türp. *Curriculum Prothetik Band I-III*. 3. 2005.

- [26] Kenneth J. Anusavice. „Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses“. In: *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials* 28.1 Jan. 2012, S. 102–111.
- [27] Siegward D. Heintze und Valentin Rousson. „Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review“. In: *The International Journal of Prosthodontics* 23.6 Dez. 2010, S. 493–502.
- [28] NADENT. *Zahnheilkunde - Verbundprüfung - Teil 1: Metall-Keramiksysteme*. 2012.
- [29] Savithri Abey, Mathew T. Mathew, Damian J. Lee, Kent L. Knoernschild, Markus A. Wimmer und Cortino Sukotjo. „Electrochemical Behavior of Titanium in Artificial Saliva: Influence of pH“. In: *Journal of Oral Implantology* 40.1 Feb. 2014, S. 3–10.
- [30] Marten Jacobs. „Vergleichende Untersuchung zum Haftverbund zwischen unterschiedlichen Verblendkeramiken auf Metall- bzw. Keramikgerüsten in vitro auf einer Frontzahnkrone mittels des VOSS-Versuch“. Diss. 2013.
- [31] H. F. Kappert, W. Riedling und J. Weyhmann. „Comparative study of 3 methods for studying the metal-ceramic bond of non-precious metal alloys“. In: *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 40.11 Nov. 1985, S. 1179–1186.
- [32] R Voss. „Festigkeit metallkeramischer Kronen“. In: *Dtsch. Zahnärztl. Z* 24 1969.
- [33] ICH. *GUIDELINE FOR GOOD CLINICAL PRACTICE*. 1996.
- [34] S Mangold. *Arten wissenschaftlicher Publikationen*. 2011.
- [35] Martin Rosentritt, Michael Behr, Jef M. van der Zel und Albert J. Feilzer. „Approach for valuating the influence of laboratory simulation“. In: *Dental Materials* 25.3 2009, S. 348–352.
- [36] R. DeLong, R. L. Sakaguchi, W. H. Douglas und M. R. Pintado. „The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation“. In: *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials* 1.6 Dez. 1985, S. 238–242.
- [37] DG Paro. „PSIDer Parodontale Screening Index zur Früherkennung der Parodontitis“. In: Ratgeber 3 2019.
- [38] Naina Vilas Vernekar, Prithviraj Kallahalla Jagadish, Srinivasan Diwakar, Ramesh Nadgir und Manjunatha Revankar Krishnarao. „Alternate metal framework designs for the metal ceramic prosthesis to enhance the esthetics“. In: *The Journal of Advanced Prosthodontics* 3.3 2011, S. 113.

- [39] Kevin H. O’Boyle, Barry K. Norling, David R. Cagna und Rodney D. Phoenix. „An investigation of new metal framework design for metal ceramic restorations“. In: *The Journal of Prosthetic Dentistry* 78.3 Sep. 1997, S. 295–301.
- [40] Nadia Z. Fahmy und Eman Salah. „An In Vitro Assessment of a Ceramic-Pressed-to-Metal System as an Alternative to Conventional Metal Ceramic Systems: Test of a Ceramic-Pressed-to-Metal System“. In: *Journal of Prosthodontics* 20.8 Dez. 2011, S. 621–627.
- [41] Jong-Wook Yoon, Sung-Hun Kim, Jai-Bong Lee, Jung-Suk Han und Jae-Ho Yang. „A study on the fracture strength of collarless metal-ceramic fixed partial dentures“. In: *The Journal of Advanced Prosthodontics* 2.4 2010, S. 134.
- [42] M.M.A. Vrijhoef, A.J. Spanauf und H.H. Renggli. „Axial strengths of foil, all-ceramic and PFM molar crowns“. In: *Dental Materials* 4.1 Feb. 1988, S. 15–19.
- [43] Nilesh Bulbule und B. K. Motwani. „Comparative study of fracture resistance of porcelain in metal ceramic restorations by using different metal coping designs- an in vitro study“. In: *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR* 8.11 Nov. 2014, ZC123–127.
- [44] Chul-Whoi Ku, Sang-Won Park und Hong-So Yang. „Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns“. In: *The Journal of Prosthetic Dentistry* 88.2 Aug. 2002, S. 170–175.
- [45] Ayse Gozde Turk, Mubin Ulusoy, Mert Yuce und Hakan Akin. „Effect of different veneering techniques on the fracture strength of metal and zirconia frameworks“. In: *The Journal of Advanced Prosthodontics* 7.6 2015, S. 454.
- [46] Estevam A. Bonfante, Nelson R. F. A. da Silva, Paulo G. Coelho, Daniel E. Bayardo-González, Van P. Thompson und Gerson Bonfante. „Effect of framework design on crown failure“. In: *European Journal of Oral Sciences* 117.2 Apr. 2009, S. 194–199.
- [47] Hyun-Pil Lim, Ji-Hye Kim, Kwang-Min Lee und Sang-Won Park. „Fracture load of titanium crowns coated with gold or titanium nitride and bonded to low-fusing porcelain“. In: *The Journal of Prosthetic Dentistry* 105.3 März 2011, S. 164–170.
- [48] F. M. Gardner, K. W. Tillman-McCombs, M. L. Gaston und D. A. Runyan. „In vitro failure load of metal-collar margins compared with porcelain facial margins of metal-ceramic crowns“. In: *The Journal of Prosthetic Dentistry* 78.1 Juli 1997, S. 1–4.

- [49] Narong Potiket, Gerard Chiche und Israel M. Finger. „In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems“. In: *The Journal of Prosthetic Dentistry* 92.5 Nov. 2004, S. 491–495.
- [50] Ting Sun, Shanyu Zhou, Renfa Lai, Ruoyu Liu, Shuyuan Ma, Zhiying Zhou und Shao Longquan. „Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns“. In: *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 35 Juli 2014, S. 93–101.
- [51] Sikka Swati, R. Chowdhary und P. S. Patil. „Marginal Strength of Collarless Metal Ceramic Crown“. In: *International Journal of Dentistry* 2010 2010, S. 1–5.
- [52] Michael Rudolph. „Randspaltmessung und Festigkeitsprüfung von Metallkeramikkrönen mit lasergeschmolzenem Gerüst“. Diss. 2006.
- [53] Manuela Mietko. „Vergleich verschiedener Prüfmethode zur Bestimmung der Verbundfestigkeit zwischen einer Kobalt-Chrom-Legierung und einer Verblendkeramik“. Diss. 2008.
- [54] Klaus-Peter Krug, Andreas W. Knauber und Frank P. Nothdurft. „Fracture behavior of metal-ceramic fixed dental prostheses with frameworks from cast or a newly developed sintered cobalt-chromium alloy“. In: *Clinical Oral Investigations* 19.2 März 2015, S. 401–411.
- [55] Yvonne Jacobs. „Vergleichende Untersuchung der Bruchfestigkeiten von verschiedenen EM- bzw. EMF- Gerüsten mit konventionellen und hochexpandierenden Keramikverblendungen mittels des VOSS-Versuchs“. Diss. 2014.
- [56] Nadine Schwalbe. „Vergleichende Untersuchungen zum SCHWICKERATH-Versuch, VOSS-Versuch und Abschrecktest“. Diss. Freie Universität Berlin, Germany, 2009.
- [57] Stefan Schultheis, Joerg R. Strub, Thomas A. Gerds und Petra C. Guess. „Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue“. In: *Clinical Oral Investigations* 17.5 Juni 2013, S. 1407–1413.
- [58] G. Heydecke, F. Butz, J.R. Binder und J.R. Strub. „Material characteristics of a novel shrinkage-free ZrSiO₄ ceramic for the fabrication of posterior crowns“. In: *Dental Materials* 23.7 Juli 2007, S. 785–791.

- [59] S. M. Beschnidt und J. R. Strub. „Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth“. In: *Journal of Oral Rehabilitation* 26.7 Juli 1999, S. 582–593.
- [60] Alessandro Geminiani, Heeje Lee, Changyong Feng und Carlo Ercoli. „The influence of incisal veneering porcelain thickness of two metal ceramic crown systems on failure resistance after cyclic loading“. In: *The Journal of Prosthetic Dentistry* 103.5 Mai 2010, S. 275–282.
- [61] Jiawen Guo, Beimin Tian, Ran Wei, Weiguo Wang, Hongyun Zhang, Xiaohong Wu, Lin He und Shaofeng Zhang. „Investigation of the time-dependent wear behavior of veneering ceramic in porcelain fused to metal crowns during chewing simulations“. In: *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 40 Dez. 2014, S. 23–32.
- [62] S. D. Heintze, A. Eser, D. Monreal und V. Rousson. „Using a chewing simulator for fatigue testing of metal ceramic crowns“. In: *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 65 14. Sep. 2016, S. 770–780.
- [63] R.L. Sakaguchi, W.H. Douglas, R. DeLong und M.R. Pintado. „The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation“. In: *Dental Materials* 2.6 Dez. 1986, S. 235–240.
- [64] Jun-Yu Shi, Xin Li, Jie Ni und Zi-Yuan Zhu. „Clinical Evaluation and Patient Satisfaction of Single Zirconia-Based and High-Noble Alloy Porcelain-Fused-to-Metal Crowns in the Esthetic Area: A Retrospective Cohort Study: Clinical Evaluation of Single Crowns“. In: *Journal of Prosthodontics* 25.7 Okt. 2016, S. 526–530.
- [65] S. Rinke, K. Kramer, R. Bürgers und M. Roediger. „A practice-based clinical evaluation of the survival and success of metal-ceramic and zirconia molar crowns: 5-year results“. In: *Journal of Oral Rehabilitation* 43.2 Feb. 2016, S. 136–144.
- [66] Paolo Vigolo und Sabrina Mutinelli. „Evaluation of zirconium-oxide-based ceramic single-unit posterior fixed dental prostheses (FDPs) generated with two CAD/CAM systems compared to porcelain-fused-to-metal single-unit posterior FDPs: a 5-year clinical prospective study“. In: *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists* 21.4 Juni 2012, S. 265–269.
- [67] Brigitte Ohlmann, Justo Lorenzo Bermejo, Peter Rammelsberg, Marc Schmitter, Andreas Zenthöfer und Thomas Stober. „Comparison of incidence of complications and aesthetic performance for posterior metal-free polymer crowns and metal-ceramic crowns: results from a randomized clinical trial“. In: *Journal of Dentistry* 42.6 Juni 2014, S. 671–676.

- [68] Maj H. Nicolaisen, Golnosh Bahrami, Lars Schropp und Flemming Isidor. „Comparison of Metal-Ceramic and All-Ceramic Three-Unit Posterior Fixed Dental Prostheses: A 3-Year Randomized Clinical Trial“. In: *The International Journal of Prosthodontics* 29.3 Juni 2016, S. 259–264.
- [69] Milia Abou Tara, Stephanie Eschbach, Frank Bohlsen und Matthias Kern. „Clinical outcome of metal-ceramic crowns fabricated with laser-sintering technology“. In: *The International Journal of Prosthodontics* 24.1 Feb. 2011, S. 46–48.
- [70] Rella P. Christensen und Brad J. Ploeger. „A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report“. In: *Journal of the American Dental Association (1939)* 141.11 Nov. 2010, S. 1317–1329.
- [71] Josephine Esquivel-Upshaw, William Rose, Erica Oliveira, Mark Yang, Arthur E. Clark und Kenneth Anusavice. „Randomized, controlled clinical trial of bilayer ceramic and metal-ceramic crown performance“. In: *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists* 22.3 Apr. 2013, S. 166–173.
- [72] Jesus Pelaez, Pablo G. Cogolludo, Benjamin Serrano, Jose F. L. Serrano und Maria J. Suarez. „A four-year prospective clinical evaluation of zirconia and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses“. In: *The International Journal of Prosthodontics* 25.5 Okt. 2012, S. 451–458.
- [73] Anders Ortorp, Aron Ascher und Per Svanborg. „A 5-year retrospective study of cobalt-chromium-based single crowns inserted in a private practice“. In: *The International Journal of Prosthodontics* 25.5 Okt. 2012, S. 480–483.
- [74] Arne F. Boeckler, Heeje Lee, Anke Stadler und Jürgen M. Setz. „Prospective observation of CAD/CAM titanium ceramic single crowns: A three-year follow up“. In: *The Journal of Prosthetic Dentistry* 102.5 Nov. 2009, S. 290–297.
- [75] Jeremias Hey, Florian Beuer, Tobias Bensele und Arne F. Boeckler. „Single crowns with CAD/CAM-fabricated copings from titanium: 6-year clinical results“. In: *The Journal of Prosthetic Dentistry* 112.2 Aug. 2014, S. 150–154.
- [76] Bjarni Elvar Pjetursson, Irena Sailer, Nikolay Alexandrovich Makarov, Marcel Zwahlen und Daniel Stefan Thoma. „All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs“. In: *Dental Materials* 31.6 Juni 2015, S. 624–639.

- [77] Irena Sailer, Nikolay Alexandrovich Makarov, Daniel Stefan Thoma, Marcel Zwahlen und Bjarni Elvar Pjetursson. „All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs)“. In: *Dental Materials* 31.6 Juni 2015, S. 603–623.
- [78] M Walter. *Zur metallkeramischen Bindung einer nichtedelmetallfreien Dentallegierung*. 1990.
- [79] H. Kumagai. „Clinical study of masticatory movements in complete denture wearers—paths of masticatory movements and occlusal contacts“. In: *Kokubyo Gakkai Zasshi. The Journal of the Stomatological Society, Japan* 60.1 März 1993, S. 15–34.
- [80] D. Raabe, A. Harrison, A. Ireland, K. Alemzadeh, J. Sandy, S. Dogramadzi, C. Melhuish und S. Burgess. „Improved single- and multi-contact life-time testing of dental restorative materials using key characteristics of the human masticatory system and a force/position-controlled robotic dental wear simulator“. In: *Bioinspiration & Biomimetics* 7.1 März 2012, S. 016002.
- [81] F. Lobbezoo und G. J. Lavigne. „Do bruxism and temporomandibular disorders have a cause-and-effect relationship?“ In: *Journal of Orofacial Pain* 11.1 1997, S. 15–23.
- [82] H. Hanamura, F. Houston, H. Rylander, G. E. Carlsson, T. Haraldson und S. Nyman. „Periodontal status and bruxism. A comparative study of patients with periodontal disease and occlusal parafunctions“. In: *Journal of Periodontology* 58.3 März 1987, S. 173–176.
- [83] Bernd Reitemeier, Kristina Hänsel, Christian Kastner, Anke Weber und Michael H. Walter. „A prospective 10-year study of metal ceramic single crowns and fixed dental prosthesis retainers in private practice settings“. In: *The Journal of Prosthetic Dentistry* 109.3 März 2013, S. 149–155.
- [84] H. C. Lundeen und C. H. Gibbs. „Mandibular movement and its clinical significance“. In: *Phillip Journal Für Restaurative Zahnmedizin* 4.2 Apr. 1987, S. 87–97.
- [85] F. A. Fontijn-Tekamp, A. P. Slagter, A. Van Der Bilt, M. A. Van 'T Hof, D. J. Witter, W. Kalk und J. A. Jansen. „Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions“. In: *Journal of Dental Research* 79.7 Juli 2000, S. 1519–1524.
- [86] Christopher Baethge. „Impact factor—a useful tool, but not for all purposes“. In: *Deutsches Arzteblatt International* 109.15 Apr. 2012, S. 267–269.

- [87] Ewan Callaway. „Beat it, impact factor! Publishing elite turns against controversial metric“. In: *Nature* 535 14. Juli 2016, S. 210.
- [88] Jeffrey C. Valentine, Therese D. Pigott und Hannah R. Rothstein. „How Many Studies Do You Need?: A Primer on Statistical Power for Meta-Analysis“. In: *Journal of Educational and Behavioral Statistics* 35.2 Apr. 2010, S. 215–247.
- [89] M. Behr, U. Hindelang, M. Rosentritt, R. Lang und G. Handel. „Comparison of failure rates of adhesive-fixed partial dentures for in vivo and in vitro studies“. In: *Clinical Oral Investigations* 4.1 März 2000, S. 25–30.
- [90] P Lambrechts, E Debels, K Vanlanduyt, M Peumans und B Vanmeerbeek. „How to simulate wear? Overview of existing methods“. In: *Dental Materials* 22.8 Aug. 2006, S. 693–701.

Anhang

Tabelle 29: Vergleich der statischen in-vitro Studien nach Legierungsart

Legierungen	Studien	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	19	22
	Ergebnis																		
Ni-Cr	1565	843		1942			626	1317	2515	2089			1620						
Ni-Cr-Mo	1851		1736																1966
$\sum Ni$	1642	843	1736	1942	1764		626	1317	2515	2089			1620						1966
Co-Cr	2308														2308				
Co-Cr-Mo	1984																	1984	
$\sum Co$	1575														2308	823	1984	1186	
Au-Pt	405													405					
Au-Pd	2864					2864													
$\sum Au$	1432					2864					1026			405					
Ti-Basis	956											956							
Pd-Basis																			
Ag-Basis																			
Mittelwert	1401																		

Tabelle 30: Vergleich der VOSS in-vitro Studien nach Legierungsart

	Studien	17	18	20	21
Ergebnis					
Ni-Cr					
Ni-Cr-Mo	1338		1135	1584	1296
ΣNi	1350		1135	1590	1296
Co-Cr	1966	1966			
Co-Cr-Mo	1467		1033	1799	1568
ΣCo	1591	1966	1033	1799	1568
Au-Pt	1322		1074	1841	1051
Au-Pd	1447		1194	2203	944
ΣAu	1648		1105	1843	1995
Ti-Basis					
Pd-Basis	1682		1285	2078	
Ag-Basis	1158			1690	626
Mittelwert	1486				

Tabelle 31: Spearman Korrelation

		Laborstudien	Qalternativ	
Spearman- Rho	Laborstudien	Korrelationskoeffizient	1,000	,207
		Sig. (2-seitig)	.	,381
		N	20	20
	Qalternativ	Korrelationskoeffizient	,207	1,000
		Sig. (2-seitig)	,381	.
		N	20	20

Tabelle 32: *t*-Test Gruppenstatistik Voss- zu statischen Studien

Typ	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
statische Studien	9	,926	,455	,152
Voss-Studien	6	,901	,221	,090

Tabelle 33: *t*-Test Gruppenstatistik statische Studien zu zyklischen Studien

Typ	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
statische Studien	9	,926	,455	,152
zyklische Studien	5	1,798	1,135	,507

Tabelle 34: *t*-Test Gruppenstatistik Voss-Studien zu zyklischen Studien

Typ	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Voss-Studien	6	,901	,221	,090
zyklische Studien	5	1,798	1,135	,507

Tabelle 35: *t*-Test bei unabhängigen Stichproben Voss- zu statischen Studien

	Levene-Test zur Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere δ	SE der δ	95 % Konfidenzintervall der Differenz	
								Obere	Untere
Varianzen gleich	9,092	,010	,121	13	,906	,024	,201	−,411	,460
Varianzen ungleich			,138	12,213	,892	,024	,177	−,360	,408

Tabelle 36: *t*-Test bei unabhängigen Stichproben statische Studien zu zyklischen Studien

	Levene-Test zur Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere δ	SE der δ	95 % Konfidenzintervall der Differenz	
								Obere	Untere
Varianzen gleich	30,478	,000	−2,075	12	,060	−,872	,420	−1,788	,434
Varianzen ungleich			−1,646	4,729	,164	−,872	,523	−2,257	,513

Tabelle 37: *t*-Test bei unabhängigen Stichproben Voss- zu zyklischen Studien

	Levene-Test zur Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere δ	SE der δ	95 % Konfidenzintervall der Differenz	
								Obere	Untere
Varianzen gleich	62,769	,000	−1,912	9	,088	−,896	,469	−1,957	,164
Varianzen ungleich			−1,739	4,254	,153	−,896	,515	−2,295	,502

Tabelle 38: *t*-Test Gruppenstatistik Au-Legierungen zu Co-Cr-Legierungen

Typ	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Au-Legierungen	8	1,057	,851	,301
Co-Cr- Legierungen	11	1,241	,668	,201

Tabelle 39: *t*-Test Gruppenstatistik Au-Legierungen zu Ti-Legierungen

Typ	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Au-Legierungen	8	1,057	,851	,301
Ti-Legierungen	1	,615	.	.

Tabelle 40: *t*-Test Gruppenstatistik Co-Cr-Legierungen zu Ti-Legierungen

Typ	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Co-Cr- Legierungen	1,241	,668	,201	
11 Ti-Legierungen	1	,6 ⁵	.	.

Tabelle 41: *t*-Test bei unabhängigen Stichproben Au-Legierungen zu Co-Cr-Legierungen

	Levene-Test zur Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere δ	SE der δ	95 % Konfidenzintervall der Differenz	
								Obere	Untere
Varianzen gleich	,170	,685	-,531	17	,602	-,185	,348	-,919	,549
Varianzen ungleich			-,510	12,863	,619	-,185	,362	-,968	,598

Tabelle 42: *t*-Test bei unabhängigen Stichproben Au-Legierungen zu Ti-Legierungen

	Levene-Test zur Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere δ	SE der δ	95 % Konfidenzintervall der Differenz	
								Obere	Untere
Varianzen gleich	.	.	,489	7	,640	,442	,903	-1,693	2,576
Varianzen ungleich						,442			

Tabelle 43: *t*-Test bei unabhängigen Stichproben Co-Cr-Legierungen zu Ti-Legierungen

	Levene-Test zur Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere δ	SE der δ	95 % Konfidenzintervall der Differenz	
								Obere	Untere
Varianzen gleich	.	.	898	10	,390	,626	,697	-,927	2,180
Varianzen ungleich						,626			

Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Miron Koßert, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Literaturuntersuchung zur Vergleichbarkeit von in-vitro und klinischen Untersuchungen von dentalen Metall-Keramik-Systemen“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer un-wahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Danksagung

Ich danke der Firma BEGO und im speziellen Herrn PD Dr. R. Strietzel für die Bereitstellung des Promotionsthemas und der kompetenten Unterstützung bei der Erstellung der Doktorarbeit.

Außerdem gebührt mein Dank meiner Familie, insbesondere meiner Frau Julia für ihre stetige Unterstützung, Motivation und Liebe.