

**Aus der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Tübingen
Abteilung Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik mit Propädeutik
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. H. Weber
Sektion für Medizinische Werkstoffkunde und Technologie Leiter:
Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer**

**Dauerfestigkeit dreigliedriger Frontzahnbrücken
in Stufenlastverfahren**

**Inaugural - Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard- Karls-Universität
zu Tübingen**

**vorgelegt von
Daniel Konrad Wiener
aus
Sulz a.N.**

2005

Dekan:

Professor Dr. C. D. Claussen

1. Berichtserstatter:

Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer

2. Berichtserstatter:

Professor Dr. Lothar Pröbster

3. Berichtserstatter

Professor Dr. W.K. Aicher

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	V
Abbildungsverzeichnis	XI
Tabellenverzeichnis	XIV
1. Einleitung.....	1
1.1 Einführung in die Thematik.....	1
1.2 Die Prüfung von vollkeramischen Zahnersatz.....	2
1.3 Eigener Ansatz/ Ziel der Arbeit.....	4
1.4 Struktur und Aufbau der Abhandlung.....	5
<u>1. Teil</u>	
1.5 Die physiologischen Kaubelastungskomponenten.....	6
1.5.1 Überblick.....	6
1.5.2 Fatigue.....	7
1.5.2.1 Kaukräfte.....	8
1.5.2.2 Kenngrößen einer Kaufolge nach Eichner (1964) [17]	12
1.5.2.3 Anzahl der Zahnkontakte.....	13
1.5.2.4 Abschätzung der Temperaturen in der Mundhöhle.....	14
1.5.3 Chemical Disintegration.....	15
1.6 Problemstellung: Plötzlicher Bruch.....	15
1.7 Grundlagen zur zyklischen Festigkeitsprüfung (Dauerschwellbeanspruchung).....	17
1.8 Die Prüfung von vollkeramischem Zahnersatz II.....	19
1.8.1 In- vitro – Untersuchungsansätze zur Festigkeitsprüfung von IPS Empress II.....	19
1.8.1.1 Bestimmung der Biegefestigkeit.....	20
1.8.1.2 Untersuchungen zur Bestimmung der Bruchzähigkeit K_{IC}	21
1.8.1.3 Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von „Norm“-Kronen / Brücken.....	21
1.8.2 In-vitro-Untersuchungsansätze zur Festigkeitsprüfung von In-Ceram Zirconia.....	22
1.8.2.1 Bestimmung der Biegefestigkeit.....	23
1.8.2.2 Untersuchungen zur Bestimmung der Bruchzähigkeit K_{IC}	23

1.8.2.3 Bruchfestigkeit von „Norm“-Brücken.....	23
---	----

2. Teil

2. Die Entwicklung der Prüfeinrichtung „Conthermocyclinggrad“	24
2.1 Einleitung.....	24
2.1.1 Problemstellung.....	24
2.1.2 Ziel der Prüfeinrichtung – das Pflichtenheft.....	25
2.2 Entwicklung & Herstellung.....	26
2.2.1 Gesamtübersicht „Conthermocyclinggrad“	26
2.2.2 Die Dauerschwinganlage.....	26
2.2.2.1 Übersicht über die einzelnen Komponenten.....	26
2.2.2.2 Funktionsablauf der Dauerschwinganlage.....	27
2.2.2.3 Die Lastkurve (Belastungsfunktion).....	29
2.2.3 Die Stumpfaufnahmen und die Stümpfe.....	30
2.2.4 Die Aufhängevorrichtung.....	31
2.2.5 Temperaturwechsellanlage.....	32
2.2.5.1 Blockschema der Temperaturwechsellanlage und ihrer Komponenten.....	32
2.2.5.2 Beschreibung des Funktionsablaufes.....	34
2.2.5.3 Flussdiagramm: Die Logik hinter der Steuerung.....	39
2.2.6 Testung und Evaluierung von „Conthermocyclinggrad“ in einem Vor- bzw. Zusatzversuch.....	41
2.2.6.1 Erste Versuche mit IPS Empress 2 Brücken.....	41
2.2.6.2 Temperaturmessungen an den beabsichtigt zu prüfenden Keramikbrücken (Zusatzversuch).....	43
2.2.7 Tabelle aller verwendeten Komponenten.....	45
2.3 Ergebnisse.....	46
2.3.1 Anforderungskatalog.....	46
2.3.2 Ergebnisse zur Testung und Evaluierung der Prüfeinheit.....	46

2.3.2.1 Erste Versuche mit IPS Empress 2 Brücken.....	46
2.3.2.2 Ergebnisse: Temperaturmessungen an den Brücken.....	48
2.4 Diskussion	50
2.4.1 Einleitung.....	50
2.4.2 Die Dauerschwinganlage – Simulation klinischen Kauens.....	50
2.4.2.1 Das „Problem“ der Frequenzsteigerung.....	50
2.4.2.2 Die Lastkurve und die Übereinstimmung mit den physiologischen Gegebenheiten.....	51
2.4.2.3 Die Simulation physiologischer Kaubewegungen.....	52
2.4.3 Die Stumpfaufnahme.....	52
2.4.4 Die Aufhängevorrichtung.....	53
2.4.5 Die Temperaturwechseinrichtung.....	53
2.4.5.1 Das Hauptprogramm.....	54
2.4.5.2 Das Sprühprogramm.....	54
2.4.6 Vorversuch: Temperaturmessungen an der Interferenzschicht.....	55

3. Teil

3. Material & Methode.....	56
3.1 Material.....	56
3.1.1 Eigenschaften und Beschaffenheiten der IPS Empress – IPS Empress 2 Keramik.....	56
3.1.1.1 IPS Empress.....	56
3.1.1.2 IPS Empress 2.....	62
3.1.1.3 „experimental glass-ceramic layering material“ (Ivoclar).....	59
3.1.2 Herstellungsverfahren dreigliedriger Frontzahnbrücken (IPS- Empress 2).....	60
3.1.2.1 Die vollanatomischen Frontzahnbrücken.....	60
3.1.2.2 Die Brückengerüste ohne Verblendung.....	64
3.1.2.3 Die Verblendbrücken I (Verblendung konventionell).....	65
3.1.2.4 Die Verblendbrücken II (Verblendung mittels „experimental glass-ceramic layering material“).....	66
3.1.3 Eigenschaften und Beschaffenheit von In-Ceram (Zirconia).....	67

3.1.4 Herstellungsverfahren dreigliedriger Fronzahnbrücken aus I In-Ceram Zirconia.....	68
3.1.5 Proportionen der Brücken.....	69
3.1.6 Zementiermodalitäten In-Ceram Zirconia / IPS Empress 2 Brücken....	70
3.2 Methode.....	71
3.2.1 Die Prüfverfahren – Versuchsanordnung zur Bestimmung der Dauerfestigkeit bei thermischer und mechanischer Belastung.....	72
3.2.1.1 Stufenlastverfahren I/ II.....	72
3.2.1.2 Thermocycling I/ II.....	73
3.2.1.3 Standardisierte Einstellungen am „Conthermocyclingrad“.....	75
3.2.2 Übersicht über die Brückengruppen.....	77
3.2.2.1 Künstliche Alterungsprozesse – Material IPS Empress 2.....	77
3.2.2.2 Künstliche Alterungsprozesse – Material In-Ceram Zirconia.....	79
3.2.3 Fragestellungen zu den einzelnen Hauptgruppen	79
3.2.4(Statistische) Auswertung der Stufenlastwerte / Belastungspaare der einzelnen Brücken und Hauptgruppen zueinander	80
3.2.4.1 Beim Stufenlastverfahren I.....	80
3.2.4.2 Beim Stufenlastverfahren II.....	82
3.2.5 Zusammenfassung über die in der Prüfeinrichtung eingestellten Parameter.....	85

4. Ergebnisse

4.1 IPS Empress 2 Vollkeramik-Fronzahnbrücken.....	86
4.1.1 Ergebnisse für Prüfungen mittels Stufenlast I ohne / mit Thermowechselast.....	86
4.1.1.1 Ergebnisse für IPS Empress 2 vollanatomische Brücken (EP11/12).....	86
4.1.1.2 Ergebnisse für IPS Empress 2 Brückengerüste ohne Verblendung (EP4).....	87
4.1.1.3 Ergebnisse für IPS Empress 2 Verblendbrücken I (Verblendung konventionell) (EP21/22).....	88

4.1.1.4 Ergebnisse für IPS Empress 2 Verblendbrücken II (Verblendung experimentell) (EP31/32).....	88
4.1.2 Ergebnisse für Prüfungen mittels Stufenlast II ohne / mit Thermowechselast.....	89
4.1.2.1 Ergebnisse für IPS Empress 2 vollanatomische Brücken (EP13/14).....	89
4.1.2.2 Ergebnisse für IPS Empress 2 Verblendbrücken I Verblendung konventionell) (EP23/24).....	89
4.1.2.3 Ergebnisse für IPS Empress 2 Verblendbrücken II (Verblendung experimentell) (EP33/34).....	90
4.2 In-Ceram Zirconia Vollkeramik-Frontzahnbrücken.....	90
4.2.1 Ergebnisse für Prüfungen mittels Stufenlast I ohne/ mit Thermowechselast I (IC11/12).....	91
4.3 Ergebnis der statistischen Auswertung der Messergebnisse.....	91
4.4 Darstellung der Messergebnisse im Vergleich und Replik auf Fragestellungen	92
4.4.1 IPS Empress 2 Frontzahnbrücken.....	92
4.4.1.1 IPS Empress 2 Frontzahnbrücken unter Stufenlast I.....	92
4.4.1.2 IPS Empress 2 Frontzahnbrücken unter Stufenlast II.....	96
4.4.2 In-Ceram Zirconia Frontzahnbrücken unter Stufenlast I.....	99
4.4.3 IPS Empress 2 Frontzahnbrücken und In-Ceram Zirconia Frontzahnbrücken im Vergleich.....	101
5. Diskussion.....	103
5.1 Physiologische Belastung von Vollkeramikfrontzahnbrücken und die Studiendesigns: Stufenlast I/II einschließlich Thermowechselast.....	103
5.1.1 Differenzierte Betrachtungen der Belastung von Frontzahnzahnersatz.....	103
5.1.2 Kritische Überlegungen zu Einstellungen am „Conthermocyclingrad“.....	104
5.1.2.1 Der Antagonist.....	104
5.1.2.2 Der Lockerungsgrad.....	105

5.1.2.3 Kraftansatzpunkt /Winkel und die tatsächlich auf die Brücken einwirkenden Kräfte.....	105
5.1.2.4 Stufenlast I (einschließlich Auswertung/ Abstandsmerkmale).....	110
5.1.2.5 Stufenlast II. (einschließlich Auswertung/ Abstandsmerkmale)...	111
5.1.2.6 Thermowechsellastsimulation.....	113
5.2 Standardisiertes Vorgehen beim Herstellen der Brücken.....	114
5.3 Standardisiertes Vorgehen beim Zementieren.....	115
5.4 Interpretation der Bruchwerte von IPS Empress 2 Frontzahnbrücken.....	115
5.4.1 IPS Empress 2 Frontzahnbrücken unter Stufenlast I– Einfluss der künstlichen Alterungsprozesse.	115
5.4.2 IPS Empress 2 Frontzahnbrücken unter Stufenlast II.....	118
5.5 Interpretation der Bruchwerte von In-Ceram Zirconia Frontzahnbrücken unter Stufenlast I.....	119
5.6 Kritische Anmerkungen zum Vergleich von IPS Empress 2 und In-Ceram Zirconia Frontzahnbrücken.....	119
5.7 Die Bedeutung des Verbinders.....	119
5.8 Der Vergleich der Bruchwerte mit anderen Studien.....	120
5.9 Fazit und Ausblick.....	121
6. Zusammenfassung.....	123
7. Literatur.....	125
8. Anhang.....	135
8.1 „Easy“-Pläne.....	135
8.2 Stromlaufpläne der Temperaturwechsellanlage.....	138
8.3. Tabellen der Ergebnisse aus Stufenlastverfahren.....	141
Danksagung.....	XVI
Lebenslauf.....	XVII

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Das Kauorgan als technische Maschine dargestellt [81].....	8
Abb. 2:	Mittlere und maximale Kaukräfte in Abhängigkeit von der Wurzelform am Beispiel eines Prämolaren, Kräfte in Newton [86].....	9
Abb. 3:	Mittlere Kaukraft/Belastbarkeitswerte einzelner Zähne [86].....	10
Abb. 4:	Kenngößen und Kaukurve einer Kaufolge [17].....	12
Abb. 5:	Schematische Bruchhäufigkeitsverteilungen keramischer/ metallischer Werkstoffe.....	16
Abb. 6:	Belastungsarten – statisch/ zyklisch/ dynamisch (schematisch).....	17
Abb. 7:	Dauerschwingbeanspruchung anhand einer Sinusschwingung.....	18
Abb. 8:	Gesamtübersicht der Prüfeinrichtung	26
Abb. 9:	Dauerschwinganlage, Übersicht.....	27
Abb. 10 a:	Belastungsfunktion der Dauerschwinganlage (schematisch).....	29
Abb. 10 b:	Belastungsfunktion der Dauerschwinganlage (schematisch).....	30
Abb. 11 a:	Stumpfaufnahmen mit eingespannten Stümpfen [24].....	31
Abb. 11 b:	Schnittzeichnung der Stumpfaufnahme [24]	31
Abb. 12:	Die Aufhängevorrichtung.....	32
Abb. 13:	Blockschema der Temperaturwechselanlage.....	33
Abb. 14:	Ablaufzyklus Hauptprogramm (schematisch).....	36
Abb. 15:	Ablaufzyklus Sprühprogramm (schematisch)	40
Abb. 16:	Flussdiagramm Zyklus „kalt“	40
Abb. 17:	Messinstrument und Messstelle 22.....	44
Abb. 18:	Mikrogefüge der IPS Empress 2 Glaskeramik nach dem Pressvorgang (mit freundlicher Genehmigung; Prof. Lindemann, Tübingen).....	59
Abb. 19:	Wachsfertigbrücke.....	61
Abb. 20:	Aufgesägte Muffel mit nachträglich eingesetzter Wachsbrücke [24].....	62
Abb. 21:	Silikonform (aufgeschnitten) zum Gießen von Wachsbrücken.....	65
Abb. 22:	Proportionen der vollanatomischen Brücken.....	70
Abb. 23:	Zementiervorrichtung (Ausschnitt) [24].....	71
Abb. 24:	Der gegossene Antagonist.....	75
Abb. 25:	Lage und Winkel des Kraftangriffspunktes (schematisch).....	76

Abb. 26 a: Stufenlastwerte (Abstandsmerkmale) für IPS Empress 2 Brücken beim Stufenlastverfahren I, exemplarisch für Hauptgruppen EP21/22.....	92
Abb. 26 b: Mittelwerte und Standardabweichungen der Abstandsmerkmale (N) (Stufenlastwerte) für IPS Empress 2 Brücken-Hauptgruppen beim Stufenlastverfahren I.....	93
Abb. 26 c: Größe des Alterungsprozesses der einzelnen Hauptgruppen unter Thermowechselast I (IPS Empress 2).....	94
Abb. 26 d: Mittelwerte und Standardabweichungen der Abstandsmerkmale (N) (Stufenlastwerte) für IPS Empress 2 Brücken-Hauptgruppen und unverblendete Brückengerüst-Hauptgruppen beim Stufenlastverfahren I.....	95
Abb. 27 a: Stufenlastwerte (Abstandsmerkmale/Belastungspaare) für IPS Empress 2 Brücken beim Stufenlastverfahren II, exemplarisch für die Hauptgruppen EP13/14.....	96
Abb. 27 b: Mittelwerte der Abstandsmerkmale (Belastungspaare) für IPS Empress 2 Brücken-Hauptgruppen beim Stufenlastverfahren II.....	97
Abb. 27 c: Größe des Alterungsprozesses der einzelnen Hauptgruppen unter Thermowechselast II (IPS Empress 2).....	98
Abb. 28 a: Stufenlastwerte (Abstandsmerkmale) für In –Ceram Zirconia Brücken beim Stufenlastverfahren I, exemplarisch für Hauptgruppen IC11/12.....	99
Abb. 28 b Mittelwerte und Standardabweichungen der Abstandsmerkmale (N) (Stufenlastwerte) für die In –Ceram Zirconia Brücken-Hauptgruppen.....	100
Abb. 28 c: Größe des Alterungsprozesses der einzelnen Hauptgruppen unter Thermowechselast I (In –Ceram Zirconia.....	101
Abb. 29: In –Ceram Zirconia und IPS Empress 2 Brücken – Mittelwerte und Standardabweichungen der Stufenlastwerte I (Abstandsmerkmale)...	102
Abb. 30 a: Kräfte am Keil/ an der Brücke, mit Winkel β ca. 45°(schematisch)...	106
Abb. 30 b: Kräfte am Keil/ an der Brücke, mit Winkel β ca. 22 °(schematisch)...	107

Abb. 31: Axiales Widerstandsmoment (schematisch).....108

Abb. 32: Frontzahnbrücken axial mit inzisalem Kraftansatzpunkt belastet
(schematisch, Frontansicht).....109

Abb. 33 a-h: „EASY“ Steuerungspläne.....135

Abb. 34 a-d: Stromlaufpläne der Temperaturwechseinrichtung.....138

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Verwendete Komponenten der Prüfeinrichtung „Conthermocyclingrad“.....	45
Tabelle 2:	Ergebnisse der Temperaturmessung zur Testung der Temperaturwechsellanlage im Dauerlauf.....	47
Tabelle 3:	Ergebnisse der Temperaturmessung zur Testung der Temperaturwechsellanlage während der Kombinationsprüfung.....	48
Tabelle 4	Ergebnisse der Temperaturmessung beim Hauptprogramm.....	49
Tabelle 5:	Ergebnisse der Temperaturen beim Sprühprogramm nach korrigierten Temperaturwerten auf 3%57°C.....	49
Tabelle 6:	Zusammensetzung der Schichtkeramik: „experimental glass-ceramic layering material“ nach Hersteller Angaben [39].....	60
Tabelle 7:	Parameter des Pressens des Grundgerüsts.....	63
Tabelle 8:	Parameter des Glasurbrandes (konventionell)	64
Tabelle 9a:	Parameter des Washbrandes (konventionell)	65
Tabelle 9b:	Parameter des Dentin-/Schneidmassenbrandes (konventionell).....	66
Tabelle 10a:	Parameter des Washbrandes (experimentell)	66
Tabelle 10b:	Parameter des Dentin-/ Schneidmassenbrandes (experimentell).....	67
Tabelle 10c:	Parameter des Glasurbrandes (experimentell)	67
Tabelle 11:	Serien und Hauptgruppen von IPS Empress 2.....	87
Tabelle 12:	Serien und Hauptgruppen von In-Ceram Zirconia.....	79
Tabelle 13:	Übersicht über eingestellte Parameter am Kaukraftsimulator.....	85
Tabelle 14a:	Dauerfestigkeit dreigliedriger vollanatomischer IPS Empress 2 Frontzahnbrücken, Stufenlast I.....	141
Tabelle 14b:	Dauerfestigkeit dreigliedriger vollanatomischer IPS Empress 2 Frontzahnbrücken, Stufenlast I (aus Vorversuchen).....	142
Tabelle 15a:	Dauerfestigkeit dreigliedriger vollanatomischer IPS Empress 2 Frontzahnbrücken, Stufenlast I mit Thermowechsellast.....	143

Tabelle 15b:	Dauerfestigkeit dreigliedriger vollanatomischer IPS Empress 2 Frontzahnbrücken, Stufenlast I mit Thermowechselast (aus Vorversuchen).....	144
Tabelle 16:	Dauerfestigkeit dreigliedriger IPS Empress 2 Brückengerüste, Stufenlast I.....	145
Tabelle 17:	Dauerfestigkeit dreigliedriger IPS Empress 2 Frontzahnbrücken, konventionell verblendet, Stufenlast I.....	146
Tabelle 18:	Dauerfestigkeit dreigliedriger IPS Empress 2 Frontzahnbrücken, konventionell verblendet, Stufenlast I mit Thermowechselast.....	147
Tabelle 19:	Dauerfestigkeit dreigliedriger IPS Empress 2 Frontzahnbrücken, experimentell verblendet, Stufenlast I.....	148
Tabelle 20:	Dauerfestigkeit dreigliedriger IPS Empress 2 Frontzahnbrücken, experimentell verblendet, Stufenlast I mit Thermowechselast.....	149
Tabelle 21:	Dauerfestigkeit dreigliedriger vollanatomischer IPS Empress 2 Frontzahnbrücken, Stufenlast II.....	150
Tabelle 22:	Dauerfestigkeit dreigliedriger vollanatomischer IPS Empress 2 Frontzahnbrücken, Stufenlast II mit Thermowechselast.....	151
Tabelle 23:	Dauerfestigkeit dreigliedriger IPS Empress 2 Frontzahnbrücken, konventionell verblendet, Stufenlast II.....	152
Tabelle 24:	Dauerfestigkeit dreigliedriger IPS Empress 2 Frontzahnbrücken, konventionell verblendet, Stufenlast II mit Thermowechselast.....	153
Tabelle 25:	Dauerfestigkeit dreigliedriger IPS Empress 2 Frontzahnbrücken, experimentell verblendet, Stufenlast II.....	154
Tabelle 26:	Dauerfestigkeit dreigliedriger IPS Empress 2 Frontzahnbrücken, experimentell verblendet, Stufenlast II mit Thermowechselast.....	155
Tabelle 27:	Dauerfestigkeit dreigliedriger In-Ceram Zirconia Frontzahnbrücken, verblendet, Stufenlast I.....	156
Tabelle 28:	Dauerfestigkeit dreigliedriger In-Ceram Zirconia Frontzahnbrücken, verblendet, Stufenlast I mit Thermowechselast.....	157

1. Einleitung:

Der Evaluation von Restaurationsmaterialien und -techniken kommt in der zahnärztlichen Prothetik eine zentrale Bedeutung zu: Quantitative Grundlagen für die Entwicklung neuer Werkstoffe und für konstruktive Verbesserung bestehender Materialien einerseits, Richtlinien für Indikationen und Anwendungen von restaurativen Konzepten andererseits, lassen sich damit entwickeln. Die experimentellen Techniken sind mannigfaltig. Sie lassen sich grundsätzlich in zwei Hauptgruppen einteilen, nämlich in klinische Tests und in In-vitro-Untersuchungen. Obwohl klinische Tests unter der Voraussetzung einer exakten Messmethodik als sehr aussagekräftig beurteilt werden [15], sind sie mit einer Reihe von Nachteilen behaftet. Dabei stehen insbesondere die sehr lange Zeitspanne zur Gewinnung von Daten, finanzielle Aspekte und die Problematik der Standardisierbarkeit der Testbedingungen, im Vordergrund [50]. Kein Hersteller kann heute noch auf die Evaluation von neuen Materialien vor einer Markteinführung verzichten [50;87].

In-vitro-Tests sind daher unerlässlich, ihrer Konzeption und ihrer Studiendesigns ist besondere Aufmerksamkeit zu widmen.

1.1 Einführung in die Thematik

Bei der Auswahl des Restaurationsmaterials sind Patienten durch z. T. unseriöse Presseinformationen und –Kampagnen sensibilisiert. Die Diskussion um den Werkstoff Amalgam hat dazu beigetragen, dass nahezu alle Metalle, die in die Mundhöhle eingebracht worden waren, jetzt nicht mehr vorbehaltlos vom Patienten akzeptiert werden. Nun geraten auch neben den Halbedelmetallen Edelmetalllegierungen in die Schusslinie der Kritik und der Aversion. Ein allergisierendes Potential wurde für Nickel –und goldreduzierte Metalllegierungen nachgewiesen. Palladiumhaltige Legierungen sind für Stomatitis und für lichenoiden Reaktionen beschrieben worden [34;38]. Toxische Metalllegierungen üben eine ähnliche Wirkung auf das Parodontalgewebe aus wie Antigene, Enzyme und Toxine, die von Bakterien verursacht sind [99]. Jedoch sind die Inzidenzraten gering. Die Suche nach metallfreien Restaurationsmaterialien konzentriert sich auf

biokompatible Materialien, wie etwa Keramik. Dentalkeramiken zeichnen sich durch eine exzellente chemische Beständigkeit aus [1]. Hinsichtlich der Ästhetik bleibt die Dentalkeramik gegenüber anderen Materialien auf Compositebasis unübertroffen [45]. Die hohe Transluzenz, sowie die individuelle Schichtung, machen es möglich, perfekte Zahnimitationen herzustellen. Mit der seit über 30 Jahren bewährten Metallkeramik lassen sich zwar ästhetisch ansprechende Restaurationen herstellen, jedoch ist es kaum möglich, mit metallkeramischen Restaurationen einen natürlichen Zahn bis ins Detail zu imitieren. Beim natürlichen Zahn entsteht der Farbeindruck aus der Tiefe des Zahnes heraus, Dentin und Schmelz bestimmen unterschiedliche Lichtabsorptionsspektren. Das Metallgerüst wird jedoch lediglich mit Opakermasse abgedeckt und mit einer dünnen Schicht Dentin- und Schmelzmasse beschichtet. Besonders im Frontzahnbereich wirken metallkeramische Restaurationen daher unnatürlich [33]. Die Patienten wünschen sich daher metallfreien Zahnersatz, der sich harmonisch in die noch bestehende Zahnreihe eingliedert. Um diesem Wunsch gerecht zu werden, eignet sich besonders die Verwendung von Zahnersatz aus Vollkeramik [10].

1.2 Die Prüfung von vollkeramischen Zahnersatz I

Brücken aus Vollkeramik waren und sind ein angestrebter Indikationsbereich des Zahnersatzes, der immer wieder von zu hohen Erwartungen und Anwendungen außerhalb des empfohlenen Einsatzgebietes (z.B. weitspannige Brücken) Einbrüche erlitt [72;84]. Aber nicht nur zu hohe Erwartungen, sondern auch unzureichende Untersuchungen in Bezug zur Festigkeit der Dentalkeramik führten in der Vergangenheit zu Enttäuschungen.

Grundsätzlich ermöglichen Biegefestigkeitsprüfungen nach DIN 13925 (ISO 6872) einen direkten Vergleich der verschiedenen keramischen Werkstoffe [88;44].

Aufgrund dieser Ergebnisse könnten Dentalkeramiken für ihren indikationsbezogenen Einsatz ausgewählt werden; jedoch eine schlüssige Aussage, ob der damit hergestellte Zahnersatz eine ausreichende Dauerfestigkeit für die mannigfaltigen Beanspruchungen in der Mundhöhle besitzt, kann nicht direkt aus diesen Werten abgeleitet werden [44], da es sich häufig um Verbundsysteme wie

z.B. keramisch verblendete Metallkronen/ Brücken oder eben Vollkeramikronen/ Brücken handelt, die aus ästhetischen Gründen eine Schichtung aus Dentin- und Schmelzmassen auf ein keramisches Hartkerngrundgerüst aufweisen. In diesen Fällen kann nicht ohne weiteres von der Festigkeit der einzelnen Komponenten auf die zu erwartende Festigkeit der Komposition geschlossen werden, denn diese hängt u.a. von den Eigenschaften des Verbunds und der Schichtstärke der beteiligten Materialien ab [86;37]. Es ist leicht nachzuvollziehen, dass die Festigkeit einer Komposition bedeutend höher ausfällt, wenn sich das Material mit höherer Festigkeit im Bereich der Zugspannung, die auf die Komposition einwirkt, befindet [86;37]. Besitzen die verwendeten Materialien nun noch unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizienten, so ist unter Thermowechselbelastung und den wechselnden Dauerbelastungen im Mund eine zusätzliche Gefahrenquelle zu sehen. Es kann also keineswegs eine sichere Aussage für klinische Anwendungen aus einzelnen Festigkeitswerten erzielt werden. In solchen Fällen bietet die Untersuchung von weitgehend identisch hergestellten Zahnersatzes unter den dem „zahntechnischen“ Alltag entsprechenden Bedingungen, eine wichtige Entscheidungshilfe für den praktisch tätigen Zahnarzt, wenn es um die Verwendung neuer Materialien und Systeme geht [37].

Wie die Erfahrung zeigt, mussten in der Vergangenheit Systeme, die noch nicht vollständig ausgereift waren, wieder vom Markt genommen werden. Die Ursache ist besonders in der geringen Biegefestigkeit der eingesetzten Keramiken zu sehen [3; 72; 84].

Den Schaden hatten vornehmlich die Anwender. ***Der einzige, für den Anwender unzweideutige Weg solchen Pannen aus dem Weg zu gehen, ist die nachhaltige Kooperation der Industrie mit firmenneutralen Forschungsinstituten oder Universitäten. Hier, auf unbeteiligtem Boden, muss sich in gezielten Tests verifizieren, was die Werbung verspricht !***

Diese In-vitro-Testverfahren müssen eine möglichst wirklichkeitsgetreue Nachahmung der mechanischen Kaubelastungskomponenten unter gleichzeitiger Einbeziehung eines Wechseltemperaturzyklus in flüssigen Milieu sein [50]. Sie müssen das unabdingbare Ziel verfolgen, die den Zahnersatz schwächenden und oft bis zum Bruch zerstörenden mannigfachen Kräfte zu simulieren.

Genauere Kenntnisse der in der Mundhöhle auftretenden Kräfte, der Anzahl der Kauzyklen, einschließlich ihrer unterschiedlichen Arten von Kaubewegungen, sowie der Temperaturdifferenzen in der Mundhöhle, die alle in ihrer Kombination schädigend auf den Zahnersatz einwirken, sind unabdingbar um ein geeignetes Studiendesign zu entwickeln.

1.3 Eigener Ansatz/ Ziel der Arbeit

Durch Kombination der mechanischen Kaubelastungskomponenten, unter gleichzeitigem Einbeziehen eines der physiologischen Gegebenheiten in der Mundhöhle entsprechenden Wechseltemperaturzyklus, soll ein In-vitro- Prüfmodell erzeugt werden, das in einer straffen Zeitraffung die thermomechanische Alterung von Keramikbrücken simuliert. Dies soll dem Praktiker Hilfen bei der Beurteilung von neuen keramischen Materialien und ihrer Indikationsstellung aufzeigen. In Zukunft soll ein direkter Vergleich von neuen keramischen Materialien für Zahnersatz unter standardisierten Bedingungen ermöglicht werden.

Diese Studie verfolgt im Detail folgende Zielsetzung:

1. Die Entwicklung einer geeigneten Versuchseinheit zur Simulation mechanischer Kaubelastungskomponenten unter Einbeziehung eines Wechseltemperaturzyklus zur Prüfung von vollkeramischem Zahnersatz, unter Anlehnung an die klinischen Anforderungen. Um die klinischen Anforderungen möglichst detailliert in das Studiendesign übernehmen zu können, soll zuerst anhand der in der Literatur vorhandenen Angaben über die Belastungskomponenten in der Mundhöhle gegenüber Zahnersatz, eine Auswertung derselben vorgenommen werden. Dabei soll auch auf bereits durchgeführte Untersuchungen und ihre Methodik an IPS Empress 2 (Ivoclar) und In –Ceram Zirconia (Vita) Vollkeramik-Brücken eingegangen werden.

2. Entwurf eines Studien-Designs zur standardisierbaren Prüfung (Stufenlastverfahren) und eines verifizierbaren Vergleichs neuer keramischer Materialien für Vollkeramikbrücken.

3. Die Prüfung von dreigliedrigen Frontzahnbrücken aus Lithiumdisilicat verstärkter Glaskeramik IPS Empress 2 (Ivoclar, Lichtenstein) und der Oxidkeramik In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Säckingen) als Referenz, unter Einbeziehung einer neuentwickelten Versuchsverblendmasse für IPS Empress 2 Kronen / Brücken, im entworfenen Studien-Design (Stufenlastverfahren). Über Festigkeitswerte der Brücken sollen dabei die bestandenen Laststufen Auskunft geben. Unterschiede in der Festigkeit unter der Prüfung ohne/mit Thermomechanischer Wechsellast, einschließlich einer Steigerung der Festigkeit durch die Versuchsverblendmasse, sollen festgestellt werden. Ferner soll ein Vergleich zwischen den beiden Vollkeramiksystemen bezüglich ihrer Festigkeit vorgenommen werden. Die Frage ob eine Verblendung grundlegend die Dauerfestigkeit eines vollkeramischen Gerüsts schwächt, soll Antwort finden.

4. Es soll der in der neuen Versuchseinheit simulierbare (gleichzeitige) Einfluss von thermomechanischer Wechsellast auf die Dauerfestigkeit der Materialien berücksichtigt und ausgewertet werden.

(Ausdrücklich wird an dieser Stelle darauf hingewiesen, dass primär das keramische Pressverfahren Empress 2 (Ivoclar), sowie eine neue Versuchsverblendmasse und nur als Zusatz die Infiltrationskeramik In-Ceram Zirconia (Vita) getestet werden soll).

1.4 Struktur und Aufbau der Abhandlung

Im **ersten Teil** der Arbeit wird zusammenfassend ein Überblick über die physiologischen Kaubelastungskomponenten und exemplarisch über durchgeführte Untersuchungen (In- Vitro) an Vollkeramikzahnersatz gegeben.

In einem **zweiten Teil** wird die Entwicklung einer Prüfeinheit (Conthermocyclingrad) beschrieben, die sich so nah wie möglich an den klinischen Bedingungen der Belastung von Zahnersatz in der Mundhöhle orientiert. Außerdem sollte in einem „Vorversuch“ eine Testung auf Dauerlauf und Evaluierung der neuentwickelten Prüfeinheit mittels einiger Vollkeramikbrücken (IPS Empress 2) stattfinden. Dabei sollte insbesondere geklärt werden, ob die gewählten Temperaturen beim noch zu

entwickelnden Thermocycling- Verfahren dazu ausreichen, die Grenzschichten der zu prüfenden Keramiken (IPS Empress 2 und In-Ceram Zirconia) zu erreichen.

Im **dritten Teil** der Arbeit erfolgte dann die Prüfung der Dauerfestigkeit dreigliedriger Frontzahnbrücken (IPS Empress 2 und In-Ceram Zirconia) im neu entworfenen Studiendesign - teilweise unter Thermocycling, und die Auswertung und Diskussion der Ergebnisse.

1. Teil

1.5 Die physiologischen Kaubelastungskomponenten

1.5.1 Überblick

Um eine Übersicht der physiologischen Kaubelastungskomponenten zu gewinnen folgen nun Parameter, die zum Versagen von Zahnersatz [55], in diesem Fall Vollkeramikbrücken, führen können.

1. Fatigue (thermomechanische Materialermüdung)
2. Attrition (Verschleiß durch direkten Kontakt mit dem Antagonisten)
3. Abrasion (Drei-Körper-Abrieb, etwa durch Nahrungsbestandteile)
4. Chemical Disintegration (chemische Zersetzung)

Fatigue, auch mit Materialermüdung zu übersetzen, beinhaltet sowohl mechanische (Kaukräfte) als auch thermische (Temperaturunterschiede) Beanspruchungen des vollkeramischen Zahnersatzes. Thermische Beanspruchungen sind nicht zwingend mit Beanspruchungen in flüssigem Milieu gleichzusetzen. Der Einfluss von Flüssigkeiten auf Keramik wird hier unter „Chemical Disintegration“ abgehandelt. Ein Schwerpunkt dieser Arbeit liegt auf mechanischer und thermischer Beanspruchung von Zahnersatz.

Attrition und **Abrasion** besitzen in Bezug auf vollkeramischen Zahnersatz zwar auf ihn negativ einwirkende Faktoren, die von ihrer Gewichtung gegenüber Fatigue und Chemical Disintegration nicht zu vernachlässigen sind. Sie spielen aber bei weitem

nicht eine so große Rolle in Bezug auf Materialermüdung, wie etwa bei Compositrestaurationen [55] und sollen daher nur kurz aufgezeigt werden:

Die Attrition und Abrasion moderner Dentalkeramiken bewegt sich in der gleichen Größenordnung wie die von natürlichem Schmelz [61]; dass nun allein durch Attrition und Abrasion Festigkeitsminderungen im Zahnersatz auftreten können ist nicht zu erwarten. Probleme hingegen bereitet der Abrieb von vollkeramischen Zahnersatz, der durch Malfarben seine endgültige Farbe erhielt. Diese Schicht ist oft nur wenige µm dick und kann durch Attrition und Abrasion verloren gehen. Die Folge davon ist der Verlust an der äußeren farbgebenden Schicht und damit eine Einbuße an Ästhetik.

Chemical Disintegration wird durch das Zusammenwirken von Speichel, Getränken, Nahrung und Bakterien aber auch des pH-Wertes des Speichels selbst bzw. dem der zugeführten Nahrungsmittel hervorgerufen. Chemical Disintegration wirkt schädigend auf den Zahnersatz ein, indem u.a. das Risswachstum innerhalb der Keramik gefördert wird.

1.5.2 Fatigue

Die mechanische Ermüdung, verursacht durch Zahnkontakte mit dem Antagonisten bzw. der Nahrung, wie sie beim Kauen und Schlucken, aber auch bei Parafunktionen wie z.B. Knirschen und Pressen entsteht, muss differenziert werden in:

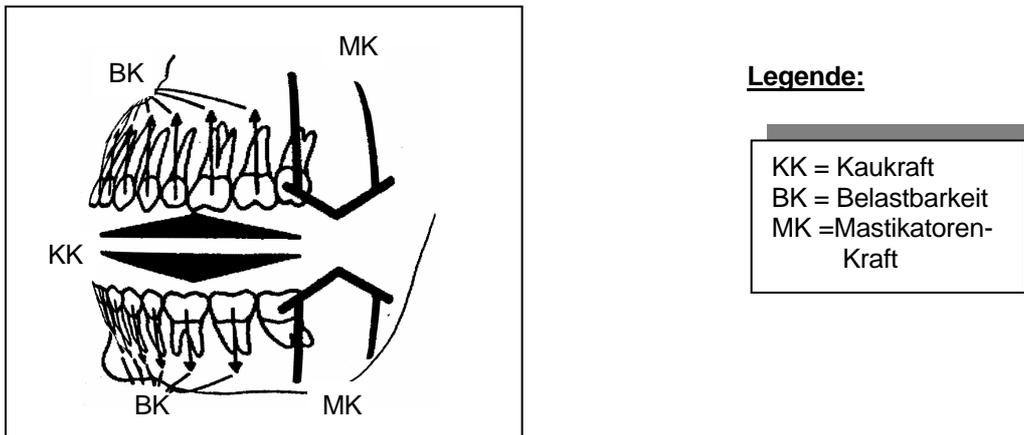
1. Kaukräfte
2. Anzahl der Zahnkontakte, bezogen auf die unterschiedlichen Beträge der Kaukräfte
3. zeitlicher Verlauf des Kautvorganges

Während die unphysiologischen Parafunktionen individuell sehr verschieden und daher in klinischen Studien nur sehr schwer zu erfassen sind, gibt es über die physiologischen Kau- und Schluckvorgänge eine große Anzahl von Untersuchungen [81;86;32;48;49;102].

1.5.2.1 Kaukräfte [81]

In der Literatur finden sich verwirrend viele Bezeichnungen für Kaukraft und Kaudruck. Sie sind weder einheitlich noch irgend einer Normierung unterzogen worden. Deshalb wird hier in Anlehnung an die wegweisenden Arbeiten von H. Schwickerath (1976) folgende Definition der Begriffe übernommen und zur Vereinfachung das Kauorgan als technische Maschine dargestellt [81]:

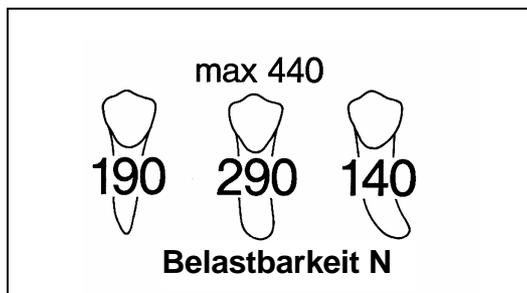
Abb. 1: Das Kauorgan als technische Maschine dargestellt [81]



Zur Zerkleinerung der Nahrung wird ein beweglicher Teil (Unterkiefer) gegen einen feststehenden Teil (Oberkiefer) bewegt. Die Bewegung erfolgt in bestimmten Bahnen bzw. Räumen. Öffnen und Schließen wird durch Muskelkraft bewerkstelligt. Aus dem physiologischen Querschnitt der schließenden Muskeln, der Mastikatoren, lässt sich die maximal aufzubringende Kraft beim Schließen errechnen. Bestimmt man die maximale Kieferschlusskraft aus dem physiologischen Querschnitt der Kaumuskulatur, so erhält man Werte zwischen 2100 und 4000 N [16]. Diese Kraft soll deswegen *Mastikatorenkraft* (MK) genannt werden. Dieser entgegengerichtet, aber gleich groß, ist die *Kaukraft* (KK). Ihre Größe kann aber nicht allgemein angegeben, oder aus der Mastikatorenkraft direkt berechnet werden, denn in den beiden Werkzeugteilen (Ober- und Unterkiefer) sind verschieden geformte Einsätze (Zähne) angebracht, die je nach ihrer Größe und Form unterschiedliche Wirkungen bei der Zerkleinerung der Nahrung haben. Jeder Einsatz (Zahn) ist in den Halterungen (Ober- und Unterkiefer) befestigt. Die Art der Befestigung lässt nur eine bestimmte Krafteinwirkung auf jeden Einsatz (Zahn) zu. Die von einem Einsatz (Zahn) oder auch einer Ersatzkonstruktion (Brücke) maximal ohne Schaden zu ertragende oder zu erreichende Kaukraft soll als *Belastbarkeit* (BK) bezeichnet werden. Die Belastbarkeit von feststehendem Zahnersatz kann bei genügender

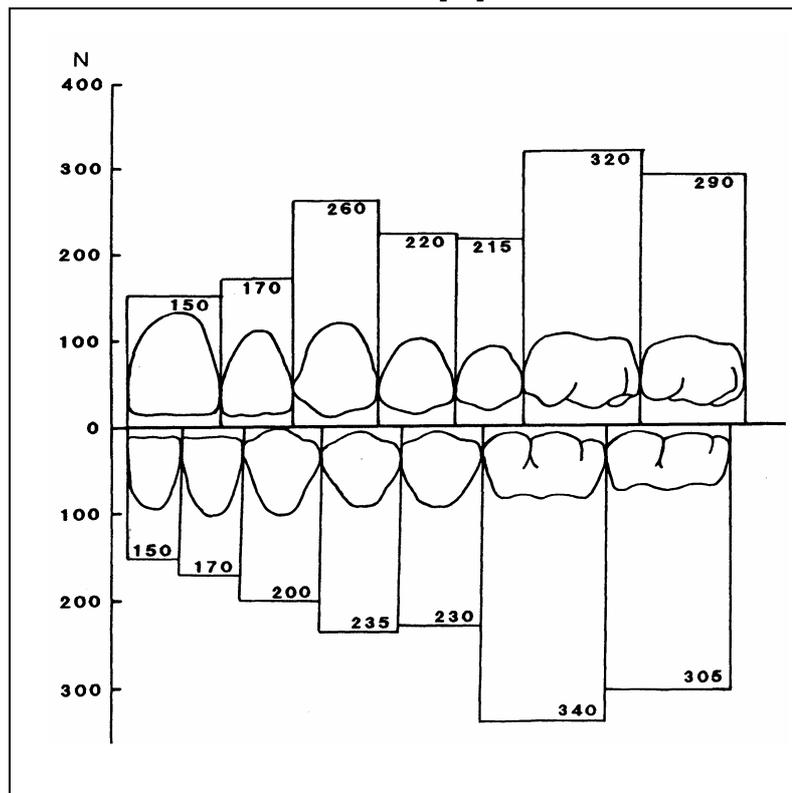
Steifigkeit des Zwischengliedes die Belastbarkeit jedes einzelnen Pfeilers übersteigen. Diese Steigerung liegt bei 25 % höheren Werten als bei Einzelzähnen [49]. Die Belastbarkeit von einzelnen Zähnen (Einsätzen) ist wiederum abhängig von ihrer Wurzelgröße, Form und „Einbettiefe“, d.i. der den Zahn umgebenden Knochen. Spitze Wurzeln und vor allem abgebogene Wurzeln besitzen ein wesentlich geringeres Kraftaufnahmevermögen als Zähne mit zylindrischer Wurzelform [32]. Exemplarisch wird dies am Beispiel eines UK-Prämolaren aufgezeigt. Durch Variationen der Wurzelform kann die maximale Kaukraft von 440 N von Zahn 35 auf 140 N bei gekrümmter Wurzelform sinken, Abb. 2 [86]. (Die Einbettiefe wird hier zuerst nicht berücksichtigt).

Abb. 2: Mittlere und maximale Kaukräfte in Abhängigkeit von der Wurzelform am Beispiel eines Prämolaren. Kräfte in Newton [86].



Außerdem muss der Kraftansatzpunkt und der Winkel der Kraft berücksichtigt werden [81]. Allgemeine Mittelwerte der Kaukraftwerte für die einzelnen Zähne des Ober- und Unterkiefers, die ihrer Belastbarkeit entsprechen, (in Anlehnung an Arbeiten von Schwickerath [86]), sind in Abb. 3 eingetragen.

Abb. 3: Mittlere Kaukraft/Belastbarkeitswerte einzelner Zähne. Kräfte in Newton [86].



Legende

Die Werte gelten für (axial) einzeln belastete Zähne in Newton.

Die Werte im Seitenzahnbereich gelten für axial belastete Zähne. Für den Frontzahnbereich gelten für Kaukraftwerte von einzelnen Zähnen die axial bzw. in einem Winkel von 45° belastet werden, nahezu die gleichen Werte [9]. (Dies bezieht sich ausschließlich auf die mittlere Kaukraft/ Belastbarkeitswerte. Es wird dabei keine Aussage über die Wirkung des Kraftwinkels gegenüber Zahnersatz gemacht).

Die *Kaukraft (KK)*, siehe Abb. 1, bewirkt die Zerkleinerung der Speisen. Sie kann größer sein als die Belastbarkeit eines einzelnen Zahnes, wenn z. B. der Bissen so groß ist, dass er auf bzw. zwischen mehreren Zähnen liegt. Dann aber verteilt sich die *Kaukraft (KK)* auf die Belastbarkeitswerte der einzelnen Zähne. In Bezug auf Brücken ist sie dann selbstverständlich nicht auf eine kleine Fläche zu beziehen, sondern verteilt sich auch hier auf die gesamte Fläche der Brücke. Die im Folgenden unter Kaukraft aufgeführten Kräfte beziehen sich auf axial einzeln belastete Zähne, für z.B. vollständig verblockte Seitenzahnreihen wurden noch bedeutend höhere Werte gemessen. Prinzipiell **ergeben sich kompatible max. Kaukraftwerte von 170N - 200N für den Frontzahnbereich und 320- 400N für den Seitenzahnbereich**, (Verhältnis ca. 1:2) limitiert durch die Belastbarkeitswerte der

einzelnen Zähne. Diese Werte entsprechen weitgehend den sonst in der Literatur angegebenen Werten [32;48;49;102;81;88;59;95]. Abweichungen sind größtenteils in unterschiedlichen Meßsystemen und Methoden zu sehen. Beim Zerteilen oder Zerkleinern des Speisestückes ist die Arbeitsfläche des Zahnes für die aufzuwendende Kaukraft von Bedeutung. Je kleiner die Kaufläche, um so weniger Kaukraft wird zur Zerkleinerung des Bissens benötigt. Die dabei aufgewendete Kraft pro Flächeneinheit soll als *Kaudruck (KD)* (siehe Abb. 1) bezeichnet werden, wobei deren Größe von der Beschaffenheit der Speisen abhängig ist.

Die oben beschriebenen Kaukräfte und Belastbarkeitswerte sind Maximalwerte. Diese treten nicht beim durchschnittlichen Kauen von Nahrung auf. Die durchschnittlich beim Kauen aufgewendete Kraft liegt zwischen 10,5 –22 N [16; 11]. im Seitenzahnbereich. Dies sind mittlere Werte eines Kauzyklus bei der Zerkleinerung von Testnahrung, der durchschnittlich 27 s dauert [16]. Dabei werden die genannten Kräfte in 95 % der Fälle nicht überschritten. Beim Schlucken treten höhere Kräfte auf als beim Kauen. Die durchschnittlichen Kräfte liegen hier bei 44 N [16] wiederum im Seitenzahnbereich. Das bedeutet vereinfacht ausgedrückt, dass die Kräfte beim Schlucken um den Faktor zwei höher liegen als beim Kauen. Für den Frontzahnbereich können geringere Werte angenommen werden, legt man das oben erwähnte Verhältnis von 1:2 auch hier zugrunde, so ergeben sich Werte von 5,2 – 11,0 N vorausgesetzt, der Frontzahnbereich tritt nicht nur beim Abbeißen von Nahrung in Aktion, entscheidend ist auch, ob Kontakte oder auch Parafunktionen in der Schlussbisslage vorliegen.

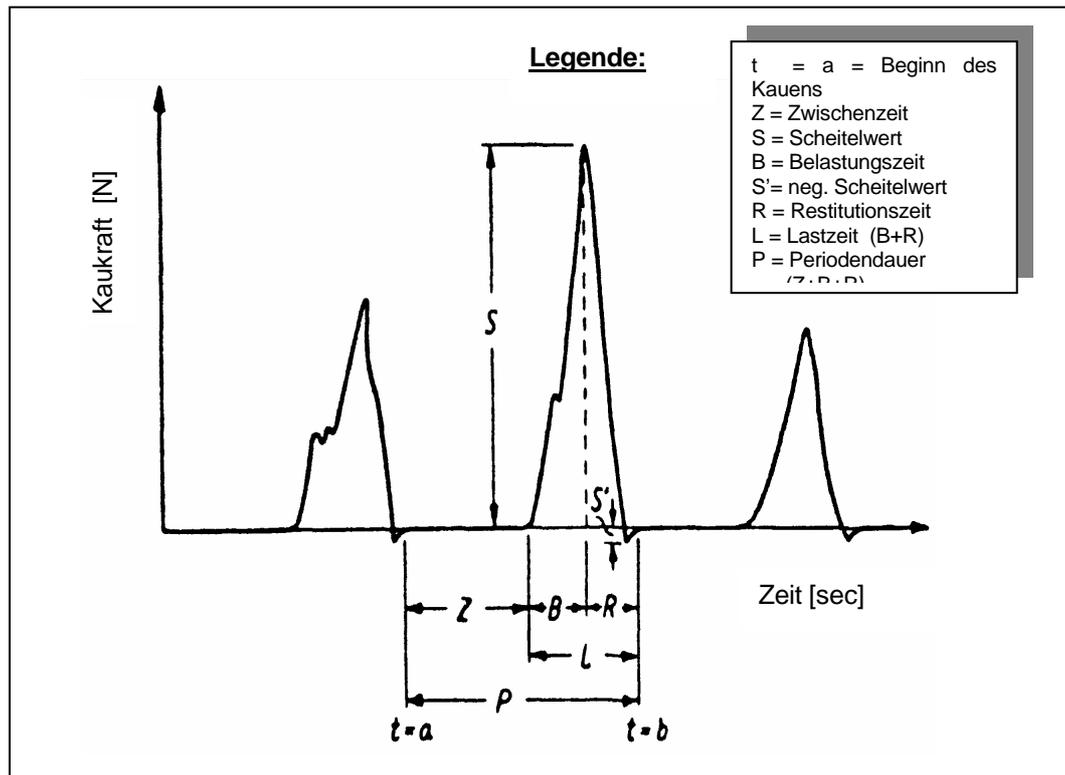
Zusammenfassung der Kaukräfte:

- ✓ *Es ergeben sich kompatible maximale Kaukraftwerte von ca. 200N für den Frontzahnbereich und 320- 400N für den Seitenzahnbereich.*
- ✓ *Die durchschnittlich beim Kauen aufgewendete Kraft liegt zwischen 10,5 –22 N im Seitenzahnbereich und damit näherungsweise bei 5,2 – 11 N im Frontzahnbereich.*
- ✓ *Beim Schlucken treten höhere Kräfte auf als beim Kauen: Die Kräfte liegen hier bei 44 N für den Seitenzahnbereich. Für den Frontzahnbereich können geringere Werte angenommen werden, abhängig vom Vorliegen von Parafunktionen.*

1.5.2.2 Kenngrößen einer Kaufolge nach Eichner (1964) [17]

Zunächst sei erwähnt, dass als Kaufolge diejenige Kurve bezeichnet werden soll, die sich als Funktion der Zeit bei der Messung an einem Zahn ergibt. Betrachtet man einen Ausschnitt aus einer Kaufolge, so ergeben sich folgende Kenngrößen:

Abb. 4: Kenngrößen und Kaukurve einer Kaufolge.
Werte schematisch: Kaukraft in Newton, Zeit in Sekunden [17]



Vom Zeitpunkt $t = a$ an wird die Nahrung von Wange und Zunge auf die Kauflächen geschoben. Während dieser Zeit ist die Kaukraft gleich Null; diese Zeit soll als Zwischenzeit Z definiert werden. Am Ende der Zwischenzeit beginnt die Kaukraft infolge Annäherung der Antagonisten, bei gleichzeitigem Zusammenpressen der dazwischen liegenden Nahrung, bis zum Scheitelwert S der Kaukraft anzusteigen. In dieser Belastungszeit B braucht der Kraftanstieg nicht gleichmäßig zu erfolgen, sondern kann, z. B. durch Zerbröckeln einzelner Nahrungsbestandteile, einen unregelmäßigen Verlauf nehmen. Nach Überschreiten des Scheitelwertes fällt die Kaukraft ab, entweder wegen des Zerspringens der Nahrung (z.B. bei einer Haselnuss) oder wegen des Entferns der Antagonisten voneinander. Dabei kann die Kaukraft durch die Haftung der eingespeichelten Nahrungsmittel an den Kauflächen sogar negativ werden. Der Scheitelwert dieser Haftkraft ist mit S'

bezeichnet. Der Zeitabschnitt vom Erreichen des Scheitelwertes der Kaukraft S bis zur völligen Entlastung der Kauflächen bei $t = b$ kann Restitutionszeit R genannt werden. Belastungszeit B und Restitutionszeit R zusammen ergeben die Lastzeit L . Der gesamte Zeitabschnitt $t = a$ und $t = b$ wird als Periodendauer P bezeichnet. Der Kehrwert $1/P$ wäre die Kaufrequenz.

Legt man die Messkurven von Eichner [17] zugrunde liegt die mittlere Dauer P eines Kauzyklus bei 550 ms. Während Entlastungszeit Z und Lastzeit L etwa gleich lang sind, ist die Restitutionszeit R mit 90 ms deutlich kürzer als die Lastanstiegszeit B mit knapp 140 ms: die Lastzeit L dauert also etwa 230 ms. Dies entspricht im vorliegenden Beispiel einer Kaufrequenz von ca. 1,8 Hz

Solche Zeitangaben sind aber allenfalls Näherungswerte und können nur als Richtschnur dienen [7].

Hervorstechendste Eigenschaft der physiologischen okklusalen Krafteinwirkung ist ihr intermittierender rhythmischer Charakter [71]: Die Kraft pendelt also zwischen völliger Entlastung (eventuell sogar einer Zugbeanspruchung) und einem Druckhöchstwert.

1.5.2.3 Anzahl der Zahnkontakte

Für das Überleben von Zahnersatz (Brücken) ist es nicht allein von Interesse zu wissen, wie hoch die max. Kaukräfte/ Belastbarkeitswerte bzw. ihr zeitlicher Verlauf sind, sondern auch eine Abschätzung der Zahnkontakte ist zur Bewertung der Überlebenszeit wichtig.

Die Werte schwanken sehr stark, so geben einige Studien Werte von 600 [76] -2100 [31] Kontakte pro Tag für alle Zahnkontakte an. Andere Referenzen weisen Werte allein für Kontakte beim Schlucken von 750 – 2500 pro Tag aus [60]. Für die reine Belastungszeit finden sich Werte von 18 min/d, davon entfallen auf das Kauen 12 min, der Rest sind Schluckkontakte [71]. Stellt man nun diesen Werten eine mittlere Kontaktzeit von 250 ms beim Kauen und 750 ms beim Schlucken nach Eichner [17] gegenüber, so ergeben sich 2880 Kaukontakte und 480 Schluckkontakte pro Tag. Hochgerechnet ergeben sich also in erster Näherung $2,2 \times 10^5$ [76] - $1,2 \times 10^6$

Zahnkontakte pro Jahr. Diese Zahlen sind nicht absolut zu setzen, sondern sie sind allenfalls als Orientierung gedacht [46].

1.5.2.4 Abschätzung der Temperaturen in der Mundhöhle

Die Temperaturgrenzen der menschlichen Nahrung haben sich mit fortschreitender Zivilisation immer mehr nach oben und unten ausgedehnt. Suppen und heiße Getränke werden mit Temperaturen von bis zu 75° 85° C serviert, andererseits werden Kaltgetränke wie etwa Eiskaffee und Speiseeis mit Temperaturen von +5° C bis – 12°C in den Mund aufgenommen [28].

Bereits 1960 untersuchte W. Gräf [28] die „thermische Belastung der Zähne beim Verzehr von extrem heißer und kalter Speisen“. Er zementierte dazu Kupferkonstanthahnthermoelemente 0,5 mm tief in Zahnschmelz ein, deren Lötstelle sich in schmelzendem Eis befand. Er konnte bei Nahrungstemperaturen von –7° C und +75° C (Testnahrungsmittel: gekochte Kartoffeln und Speiseeis) Temperaturdifferenzen, 0,5 mm im Schmelz gelegen, von 16°C bis 43°C messen.

Andere Werte, gemessen an den Zahnoberflächen der Schneidezähne, ergeben bei Nahrungstemperaturen von 70° C Oberflächentemperaturen von ca. 55° C an den Schneidezähnen [74].

Nach umfangreichen Versuchsreihen weisen Pfeiffer und Marx (1989) darauf hin, dass in der Klebeschicht von Adhäsivbrücken gemessene Temperaturschwankungen im Normalfall bis zu 50°C, mit einer Spanne von +5° C bis etwa +55° C betragen. Die dabei applizierten Speisen setzen sich aus –8° C kaltem Speiseeis und heißen Kartoffeln mit einer Temperatur von max. 81° C zusammen [66].

Neuere Untersuchungen weisen auf Werte zwischen 1°C und 58,5°C auf der okklusalen Schmelzoberfläche eines ersten oberen Molaren [64] hin. Dabei wurden Testspeisen verwendet, die eine Maximaltemperatur von bis zu 61 °C aufwiesen. In weiteren Versuchen liegen auch hier die Mittelwerte wieder bei 5-55°C [75;4].

Schätzwerte, wie oft dieser Temperaturwechsel während einer klinischen Lebensdauer eines eingegliederten Zahnersatzes von ca. 10- 15 Jahren auftreten, liegen bei 5000 - 50000 Zyklen [36;9].

1.5.3 Chemical Disintegration

In der Mundhöhle herrscht ständig ein feuchtwässriges Milieu; der Zahnersatz ist dieser Umgebung fortwährend ausgesetzt. Zwar liegt die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken im Durchschnitt bei 30 % des Wertes von $100\mu\text{g}/\text{cm}^2$, der in der ISO 6872 für Keramiken als Maximalwert festgelegt wurde [41;4], auf der anderen Seite ist bekannt, dass bereits der Einfluss von Wasserdampf ausreicht, um die Festigkeit von Gläsern herabzusetzen. Dentalkeramiken sind anfällig gegen Risswachstum, welches durch Feuchtigkeitseinwirkung mit der Zeit verstärkt wird. Diese Anfälligkeit gegenüber langsamem Risswachstum in Feuchtigkeit ist als Spannungsrissskorrosion bekannt [73]. Durch Anlagerung und Wechselwirkung der Wassermoleküle, mit der durch einen Riss geschädigten Kristallstruktur an der Risspitze, wird die für das Risswachstum notwendige Energie herabgesetzt. Dies geschieht besonders effektiv, wenn das Material gleichzeitig mechanisch belastet wird [18]. Auf Einwirkungen von Bakterien und des PH- Wertes gegenüber Dentalkeramiken soll hier nicht eingegangen werden. Dies ist an anderer Stelle hinreichend geschehen [4].

1.6 Problemstellung: Plötzlicher Bruch

Ausgangspunkt für das Versagen keramischer Restaurationen sind herstellungsbedingte kleinste Gefügefehler. Aufgrund ihrer Kerbwirkung haben diese einen besonders großen Einfluss auf die mechanische Festigkeit einer Keramik. Kommt es unter der Einwirkung der zyklischen Kaubelastung (Fatigue) und des korrosiven Mundspeichels (Chemical Disintegration) zu weiterem *unterkritischem Risswachstum*, so kann nach einer bestimmten Tragedauer die Festigkeit einer keramischen Restauration so weit vermindert sein, dass diese sogar bei einer „normalen“ Belastung versagt [91;51;3].

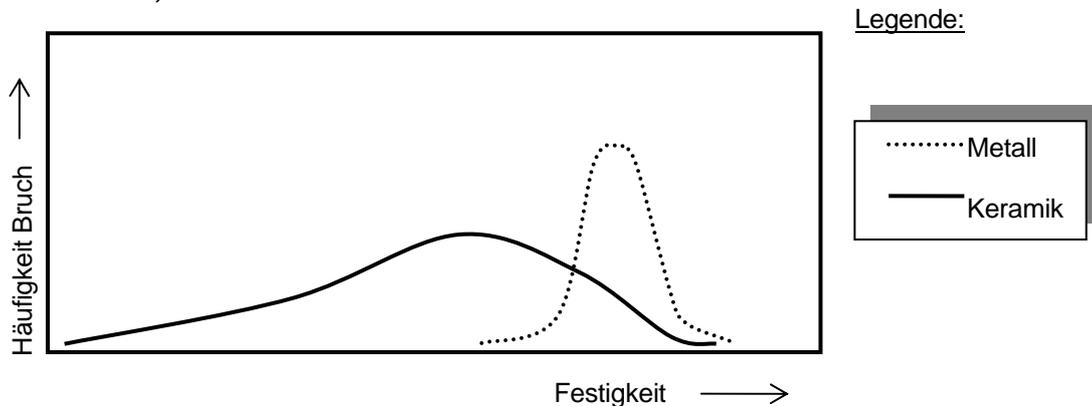
Da sich von außen aufgebrachte Spannungen an den Gefügefehlern konzentrieren, kann sich unter der Einwirkung der zyklischen Kaubelastung und des korrosiven Mundspeichels aus den Gefügefehlern ein Riss entwickeln (s.o.). Dabei bleibt die Spannung im Material noch unter dem Bruchwert. Wird nach einiger Zeit durch weiteres Risswachstum eine bestimmte Risslänge erreicht, so ist die Festigkeit der

Keramik soweit vermindert, dass sie die Spitzenbelastungen, die zuvor ausgehalten wurden, nicht mehr erträgt. Es kommt zum Bruch [92].

Betrachtet man die Festigkeitsverteilung keramischer Materialien, so beginnt die Verteilungskurve bei sehr kleinen Werten von nahezu Null. Die Festigkeit steigt dann bis zu einem Maximalwert an und endet schließlich in einem steileren Abfall, der das Erreichen der Belastungsgrenze markiert.

Die Festigkeitsverteilung für metallische Werkstoffe hat im Gegensatz dazu einen völlig anderen Verlauf. Die Verteilung ist um einen endlichen Mittelwert innerhalb eines schmalen Bereiches in Glockenform konzentriert. Das Ende des linken Astes dieser Verteilungskurve liegt deutlich oberhalb des Nullpunktes. Deshalb gibt es bei Metallen im Gegensatz zu keramischen Werkstoffen prinzipiell keine endliche Wahrscheinlichkeit, eine Restauration der Festigkeit von nahezu Null vor sich zu haben. Bei einer Keramik muss man dagegen auch mit Spezies rechnen, die eine Belastbarkeit nahe Null zeigen (Abb. 5) [98;91].

Abb. 5: Schematische Bruchhäufigkeitsverteilungen keramischer/ metallischer Werkstoffe;



Frakturen können schon bei einer sehr kleinen Belastung, unter Umständen schon bei der Eingliederung, auftreten (siehe dazu auch bruchstatische Auswertungen der Bruchzähigkeitswerte mittels der Weibull-Analyse [91]).

Immer wieder berichten Patienten von „plötzlich“ auftretenden Brüchen der Brücken unter einer Belastung die nicht an die max. Festigkeit der Brücken heranreicht [3].

Auf einen Nenner gebracht bedeutet dies: Die Langzeitstabilität des Werkstoffes Keramik ist durch die materialtypische geringe Duktilität, sowie die Neigung zum Risswachstum, ausgehend von Inhomogenitäten an den Kristallgrenzen, bereits bei subkritischer Belastung begrenzt. Diese

spezifischen Eigenschaften führen zur Ermüdung des keramischen Restaurationsmaterials, so dass geringfügige Belastungen im Rahmen des Nahrungsaufschlusses oder beim Schlucken, bzw. bei der Leermastikation, zu Frakturen führen können. Weiterhin ist ein ungünstiger Einfluss auf die Festigkeit derartiger Brücken durch Mängel bzw. Fehler bei der zahntechnischen Herstellung nicht auszuschließen [58].

1.7 Grundlagen zur zyklischen Festigkeitsprüfung (Dauerschwellbeanspruchung)

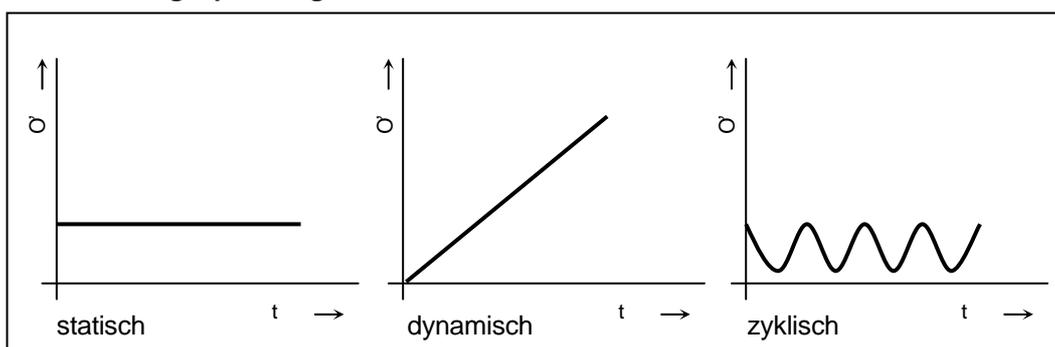
In der Lehre der Festigkeitsprüfung gibt es per definitionem mind. drei Belastungsarten:

1. statisch
2. dynamisch
3. zyklisch

Abb. 6 gibt dazu einen Überblick [23].

Abb. 6: Belastungsarten – statisch/ zyklisch/ dynamisch (schematisch):

σ = Belastungsspannung; t = Zeit



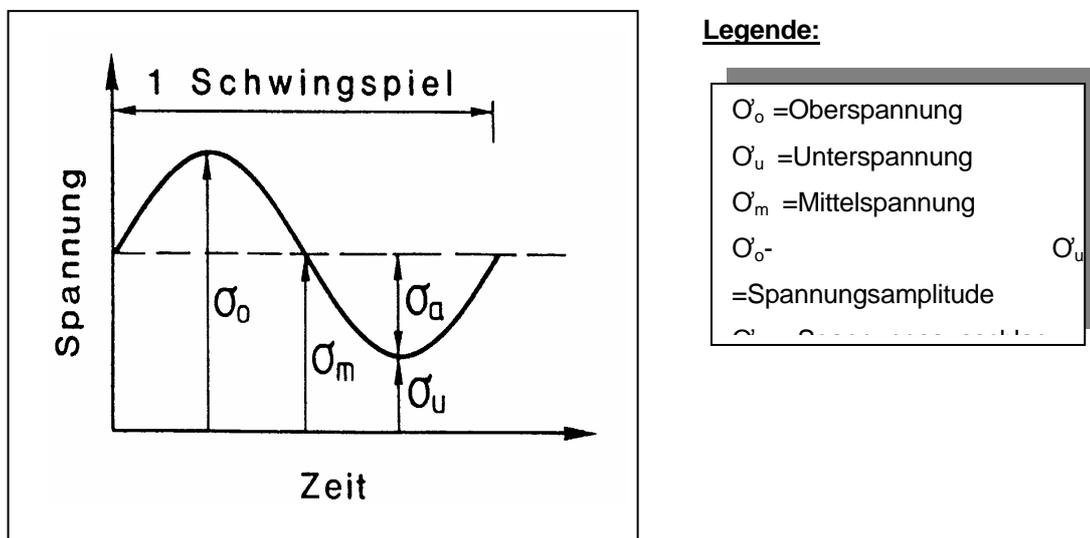
Bei der dynamischen Belastungsart werden die Proben mit konstant zunehmender Belastungsspannung bis zum Bruch belastet, man bezeichnet dies als dynamische Belastungsart, im Gegensatz zur statischen Belastung bei der die Last immer gleich gehalten wird. Die zyklische Belastungsart unterscheidet sich darin, dass die Belastungsspannung ständig zwischen einem minimalen und einem maximalen

Wert schwankt. Hervorstechende Eigenschaft der physiologischen okklusalen Krafteinwirkung ist, wie bereits oben besprochen, ihr intermittierender rhythmischer Charakter [71]. Aus technischen Anwendungen ist schon seit 1870 ein Festigkeitsverlust durch schwingende Beanspruchung gut dokumentiert. Wöhler beschrieb 1870 in seinen „Festigkeitsversuchen mit Eisen und Stahl“, dass es bei geringeren Lasten, als der maximalen Bruchlast, zum Versagen der Probe kommt, wenn diese hinreichend lange einer schwingenden Belastung ausgesetzt ist [100].

Nach *Domke* (1987) [13] wird eine Beanspruchung dann als Dauerschwingbeanspruchung bezeichnet, wenn sie sich mehrmals wiederholt und dabei zwischen einer Ober- und einer Unterspannung wechselt.

Eine Probe wird also einer zeitlich wechselnden zyklischen Belastung ausgesetzt, deren Lastniveau unterhalb der quasistatischen Festigkeit liegt. Der Versuch läuft entweder bis zum entsprechend definierten Versagen der Probe, oder er wird bei einer vorgegebenen oberen Zyklengrenze beendet. Die grundlegenden Begriffe der Dauerschwingbeanspruchung seien an dem Beispiel einer Sinusschwingung (Abb. 7) erläutert.

Abb. 7: Dauerschwingbeanspruchung anhand einer Sinusschwingung [u.a. 25]



Die Probe wird mit einer Oberspannung σ_o belastet, dann wird diese auf eine Unterspannung σ_u reduziert, d.h. die Belastung schwingt um eine Mittelspannung σ_m . Der Spannungsausschlag ist σ_a und $\sigma_o - \sigma_u$ entspricht der Spannungsamplitude. Ist nun $\sigma_u = 0$, so entspricht dies der sogenannten

Dauerschwellbelastung wie sie näherungsweise im Mund auftritt. Die Spannung bewegt sich also zwischen null und einem Maximalwert.

Für viele Werkstoffe lässt sich eine Dauerschwingfestigkeit oder Dauerfestigkeit ermitteln. Darunter wird der größte Ausschlag um eine Mittelspannung verstanden, den eine Probe „unendlich oft“ erträgt, ohne zu brechen. Ein Überschreiten der Dauerfestigkeit führt in der Folge zum Dauerbruch. Ein typischer Dauerbruch zeigt makroskopisch keine Verformungen. Diese Arbeit hat nicht das Ziel die Dauerschwingfestigkeit zu ermitteln. Hier wird lediglich die Dauerschwellbelastung als Beanspruchung äquivalent zu den Anforderungen im Patientenmund gesetzt und im Versuchsdesign verwendet. Der sogenannte „Wöhlerversuch“ und die dazugehörige „Wöhlerkurve“ sind nicht Gegenstand der Untersuchungen. Diese Belastungsfunktion der Dauerschwellbelastung in der Ausführung einer Sinusschwingung folgt in vereinfachter Näherung der unter 1.5.2.2 von Eichner (1964) beschriebenen Kaukurve [17].

1.8 Die Prüfung von Vollkeramischem Zahnersatz II

Im folgenden soll nun auf die Prüfung der vollkeramischen Materialien IPS Empress 2 und In-Ceram Zirconia eingegangen werden. Eine detaillierte Beschreibung der Materialien findet sich unter Teil 3 .

1.8.1 In - vitro - Untersuchungsansätze zur Festigkeitsprüfung von IPS- Empress 2

Das Vollkeramiksystem IPS Empress 2 besteht aus zwei unterschiedlichen Gaskeramiken, einer Gerüst- und einer Schicht-Glaskeramik mit der das Hartkerngerüst verblendet wird. Das Hartkerngerüst besteht aus einer Lithiumdisilicatglaskeramik, welche die hochfeste Komponente des Materialsystems darstellt. Die Verblendkeramik besteht aus herkömmlicher Sinter-Glaskeramik.

Vielfältige Untersuchungen der Materialien IPS Empress und IPS Empress 2 sind bereits durchgeführt worden. Unterschiedliche Studiendesigns und mannigfache Zielvorstellungen erschweren einen direkten Vergleich und machen diesen nahezu

unmöglich. Aus diesem Grunde kann hier nur der Versuch unternommen werden, einige Untersuchungen exemplarisch herauszugreifen. Es werden nur Untersuchungen über IPS Empress 2 Berücksichtigung finden. Diese Aufstellung erhebt keinen Anspruch auf Vollständigkeit. Je nach Richtung der Kraft entstehen im Innern eines vollkeramischen Zahnersatzes Spannungen, welche die Widerstandskraft des Materials übersteigen können und dadurch sofort, bzw. erst nach wiederholter Einwirkung, zu Versagen führen können. Dieses zeigt sich in Form von Rissen, Sprüngen, Bruch oder Abplatzungen. Diese Spannungen lassen sich alle auf gewisse Grundspannungen zurückführen. Es sind dies Zug-, Druck-, Torsions- und Scherbeanspruchungen. Bei der häufig auftretenden Biegebeanspruchung liegt eine Kombination dieser Spannungen vor [4].

1.8.1.1 Bestimmungen der Biegefestigkeit

Zur Beurteilung der Festigkeitseigenschaften werden die Prüfungen auf **Biegefestigkeit** und die Spaltzugfestigkeit herangezogen. Die Prüfkörperherstellung hat unter Laborbedingungen zu erfolgen. Das Material muss sich in dem Zustand befinden, wie es auch beim Zahnersatz vorliegt. In der unter 1.2 bereits erwähnten Normvorschrift ISO 6872/ DIN 13 925 (Drei-Punkt –Biegetest) „Dental-keramische Massen“ (1995) sind genaue Angaben über Prüfkörper und Prüfanordnungen und Herstellung der Prüfkörper enthalten. Die Werte für die Biegefestigkeit in der Literatur (entscheidend ist hier ob der Drei-Punkt Biegetest → ISO 6872 / DIN 13925, oder der Vier-Punkt Biegetest → DIN EN 843-1, Anwendung findet) schwanken hier zwischen 273 MPa (Vier-Punkt Biegetest) [20] bzw. 322 MPa (Drei-Punkt Biegetest) [53] bis 350 MPa (Drei-Punkt Biegetest) [63;26] und 433 MPa (Drei-Punkt-Biegetest) [19;21]. Auf die nur bedingte Aussagekraft von einzelnen Biegefestigkeitsuntersuchungen an Normkörpern, in Bezug auf die tatsächliche Festigkeit von Zahnersatz, wurde bereits hingewiesen. (u.a. Problem der unterschiedlichen Schichtstärken der verwendeten vollkeramischen Komposition und deren differenten Festigkeiten, mannigfache Positionierungsmöglichkeiten in der Komposition und unterschiedliche Ausdehnungskoeffizienten).

1.8.1.2 Untersuchungen zur Bestimmung der Bruchzähigkeit K_{IC}

Als Maß für die Fähigkeit spröder Materialien Verformungsenergien zu absorbieren, wird häufig die Bruchzähigkeit K_{IC} herangezogen. Die Bruchzähigkeit steht im Zusammenhang mit dem Ausmaß der Zugspannung, die in einer Risspitze entstehen muss, damit es zum katastrophalen Bruch kommt [27]. Sie gilt somit als materialspezifische Konstante für den Widerstand einer Keramik gegen Sprödebruch [6]. Die teilweise weit auseinanderliegenden Werte für die Bruchzähigkeit resultieren aus unterschiedlichen Arten der Bestimmung der Bruchzähigkeit. Meistens wird sie unter Zuhilfenahme des Dreipunktbiegetestes (DIN-Entwurf 51109) bestimmt [92]. Die Werte für IPS Empress 2 (Kernmaterial) liegen hierzu in etwa bei $3,2 \text{ MPa m}^{1/2}$ [41]. Es ist auch möglich, die Größe von Rissen, die durch Eindrücke hervorgerufen werden, ohne Zuhilfenahme des Dreipunktbiegetestes zur Quantifizierung der Bruchzähigkeit heranzuziehen [27].

Eine Auswertung gefundener Festigkeitswerte sollte mittels der Weibull-Analyse durchgeführt werden, da die bereits erwähnte Bandbreite, der in einem keramischen Werkstoff vorliegenden Fehler, nur so erfasst werden kann.

(Siehe dazu auch bruchstatische Auswertungen der Bruchzähigkeit mittels der Weibull-Analyse [91]).

1.8.1.3 Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von „Norm“-Kronen/ Brücken

Besteht nun der Wunsch, über die Theorie hinaus die Belastbarkeit von vollkeramischen Zahnersatzkonstruktionen aus verschiedenen Materialien und unter Berücksichtigung verschiedener Herstellungsverfahren bzw. der Anordnung verschiedener Verbundmaterialien zu vergleichen und Aussagen über eine Indikationsstellung zu treffen, so bietet sich die Herstellung von Normkronen bzw. Normbrücken zu Prüfzwecken an. Der Begriff „Norm“ soll hier nicht dazu verleiten anzunehmen, dass es sich hier um offiziell genormten Zahnersatz handeln würde. Es soll lediglich verdeutlicht werden, dass es sich hier um Kronen/ Brücken handelt deren einzelne Exemplare möglichst identisch sind. An diesen Normkronen- bzw. Brücken wird die Bruchfestigkeit bestimmt. Solche Vergleichprüfungen müssen unter

standardisierten Bedingungen, wie Gleichheit der äußeren Form und der Abmessungen des Zahnersatzes, sowie die gleiche Positionierung der Verbundmaterialien innerhalb der Proben stattfinden.

Auch eine Übereinstimmung der Prüfbedingungen, wie etwa gleiche Lagerungsart und identisches Material der Stümpfe, entsprechende Befestigungsart und gleicher Ansatzpunkt des Antagonisten bzw. Angriffswinkels und eine Differenzierung von zyklischen Dauerbelastungen etc. ist gefordert. Diese Übereinstimmung ist in der Mehrzahl der durchgeführten Untersuchungen nicht gegeben. Daraus folgen extreme Abweichungen der einzelnen Festigkeitswerte für „Norm“- Frontzahn-Brücken. Die Höchstwerte liegen bei 1332 ± 131 N [53;93;41].

1.8.2 In-vitro-Untersuchungsansätze zur Festigkeitsprüfung von In-Ceram Zirconia

Die In-Ceram Zirconia Brücken, eine von der Firma Vita (Bad Säckingen) eingeführte zirkonoxidverstärkte In-Ceram Keramik, weisen einen Zirkonoxidgehalt von 33 Gew. % auf, der durch den Zusatz von 16 % Ce_2O_3 stabilisiert wird [94]. Dabei wird im bekannten Hartkern aus glasinfiltrierter Aluminiumoxidkeramik Al_2O_3 Pulver durch einen Zirkonoxidanteil einschließlich Stabilisatoren ersetzt. Die Gerüste werden nach Herstellung mit einem Spezialglas glasinfiltriert. (→ Genauere Angaben zur Herstellung von Vollkeramikbrücken hierzu unter Teil 2, Material und Methodik).

Auch hier erschweren unterschiedliche Prüfvorgehen einen direkten Vergleich der gefundenen Festigkeitswerte. Ebenfalls erfolgt hier eine nicht den Anspruch auf Vollständigkeit erhebende Aufstellung einiger Untersuchungen in Bezug zur Festigkeit von In-Ceram Zirconia Front -und Seitenzahnbrücken. Insgesamt gesehen liegen die Werte für die Bruchzähigkeit, Biegefestigkeit und die Festigkeitswerte für Brücken „gleicher“ Abmessungen für die In-Ceram Zirconia Oxidkeramik über der von IPS Empress 2. Daraus folgt auch ein erweitertes Indikationsspektrum, das sich bis auf dreigliedrige Seitenzahnbrücken erstreckt, die mit konventionellen Zementen befestigt werden können [94].

1.8.2.1 Bestimmung der Biegefestigkeit

Es gelten die unter 1.6.1.1 gemachten Angaben zur Bestimmung der Biegefestigkeit. Entscheidend ist hier wieder die Verwendung des Drei-Punkt Biegetestes oder des Vier-Punkt Biegetestes. Es finden sich Werte von 620 MPa unter Verwendung des Drei-Punkt Biegetestes [30;2].

In Versuchen, in denen In-Ceram Prüfkörper mit 45 Gew. % Zirkonoxid hergestellt wurden (verwendet wurde ein Al_2O_3 / ZrO_2 - Pulvergemisch), fand sich eine Biegefestigkeit von $535,7 \pm 74,3$ MPa (Drei-Punkt Biegetest). Dabei war das eingesetzte Zirkonoxidpulver mit 20% MgO stabilisiert [94]. Für ein gleiches Vorgehen mit einem Verhältnis von 30 Gew. % ZrO_2 werden von Kappert et al (1995) Werte von 515 MPa angegeben [42].

1.8.2.2 Untersuchungen zur Bestimmung der Bruchzähigkeit K_{Ic}

Die in der Literatur angegebenen Werte für die Bruchzähigkeit bewegen sich um $6,2 \text{ MPa m}^{1/2} \pm 0,2$ bei Verwendung von In-Ceram Prüfkörper mit 45 Gew. % Zirkonoxid. Die Bruchzähigkeit wurde hier nach dem 4-Punkt-Biegeversuch in Anlehnung an den Normentwurf DIN 51109 bestimmt [94]. Wo das Al_2O_3 –Pulver mit dem ZrO_2 -Pulver im Verhältnis 70:30 Gew. % gemischt wurde, fanden Kappert et al (1995) Werte von $5,6 \text{ MPa m}^{1/2}$ unter Anwendung des 4-Punkt Biegeversuchs [42]. Für In-Ceram Zirconia selbst liegen die Werte bei $4,0 \text{ MPa m}^{1/2}$ [30].

1.8.2.3 Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von Brücken

Eine Übereinstimmung in der Mehrzahl der durchgeführten Untersuchungen ist nicht gegeben. Daraus folgen extreme Abweichungen der einzelnen Festigkeitswerte für „Norm“- Frontzahn- Brücken. Höchstwerte liegen bei $1692 \pm 262 \text{ N}$ [42; 94;93].

Teil 2

2. Die Entwicklung der Prüfeinrichtung: „Conthermocyclingrad“

2.1. Einleitung

In den nun folgenden Abschnitten wird in Grundzügen die Entwicklung und Evaluierung einer neukonstruierten Prüfeinrichtung beschrieben, mit deren Hilfe In - vitro - Tests von vollkeramischem Zahnersatz (Brücken) ermöglicht werden sollen. Dabei wird insbesondere das Ziel angestrebt, einen Zeitgewinn bezüglich der Versuchsdauer durch Kombination von mechanischer und thermischer Wechsellast zu erhalten. Außerdem soll bei der Entwicklung der Prüfeinheit einer möglichst genauen Übertragung der physiologischen Anforderungen im Patientenmund an Zahnersatz, Rechnung getragen werden.

2.1.1 Problemstellung

Um Proben einem Temperaturwechsel auszusetzen, während sie in einer Prüfmaschine einer Dauerlastprüfung unterzogen werden, wurde eine Vorrichtung mit einem anderen Aufbau als die bisher oftmals benutzten Wechseltauchanlagen benötigt [36]. Nicht die Probe (Brücke) wird vor der Dauerlastprüfung in verschiedenen temperierte Flüssigkeiten getaucht, sondern die Flüssigkeit, im vorliegenden Fall Aqua dest., wird in zwei verschiedenen Behältern jeweils auf 55°C, bzw. auf 5°C erwärmt / gekühlt und dann während des Betriebes der Dauerschwinganlage auf die Probe (Brücke) geleitet. Somit wird eine synchrone Einwirkung von mechanischer und thermischer Wechsellast gewährleistet. Eine Dauerschwinganlage, die eigens in der Sektion für Medizinische Werkstoffkunde und Technologie, Leiter: Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer, Universität Tübingen, gebaut wurde, war vorhanden. Ebenso konnten von Herrn Dr. Fischer konstruierte Stumpfaufnahmen zur Simulation verschiedener Lockerungsgrade [24], sowie Kunststoffstümpfe mit einem E-Modul, ähnlich dem Dentin, übernommen werden. Eine Temperaturwechseinrichtung wurde neu konstruiert und gebaut. Alsdann erfolgte die Kombinierung der Temperaturwechseinrichtung mit der Dauerschwinganlage zur Prüfeinrichtung

„**Conthermocyclingrad**“. Der Begriff „Conthermocyclingrad“ wurde während den Versuchsphasen akkordiert und hier beibehalten.

2.1.2 Ziel der Prüfeinrichtung – das Pflichtenheft

Das Pflichtenheft der zu entwickelnden Apparatur umfasste eine wirklichkeitsgetreue Nachahmung der mechanischen Kaubelastungskomponenten unter gleichzeitiger Einbeziehung eines Wechseltemperaturzyklus im flüssigen Milieu.

Im Einzelnen folgen nun die wichtigsten Kriterien aus dem Pflichtenheft:

- *Stufenlose Einstellung der Temperaturen und Gebrauchszeiten des zugeführten Wassers zur thermischen Wechsellast 5-55°C , sowie ständige Überwachung derselbigen.*
- *Plötzlicher Temperaturwechsel ohne lange Totzeit.*
- *Einerseits vollständige Umspülbarkeit der Proben mit temperiertem Wasser, andererseits Möglichkeit zur kurzzeitigen Berieselung der Proben.*
- *0°-45° Winkel der Krafteinwirkung (Richtung der Kraft) auf die Proben, sowie Einstellbarkeit des Kraftangriffspunktes auf die Proben.*
- *Prüfbarkeit von bis zu fünfgliedrigen Keramikbrücken.*
- *Stumpfaufbauten der Proben (Keramikbrücken) müssen beweglich lagerbar sein. Als Material für die Stümpfe soll ein Werkstoff verwendet werden, dessen E-Modul dem des menschlichen Dentins nahe kommt.*
- *Kraftgesteuerte Dauerschwellbelastung der Proben, einschließlich kontinuierlicher Kraftabgleichung während jedes einzelnen Belastungszyklus und völlige Entlastung zwischen den einzelnen Belastungszyklen.*

2.2 Entwicklung & Herstellung

2.2.1 Gesamtübersicht „Conthermocyclingrad“

Der Kausimulator „Conthermocyclingrad“ besteht aus folgenden Komponenten (siehe Abb. 8):

(8:1) die Dauerschwinganlage mit Probenkammer und Stumpfaufnahme

(8:2) der Steuereinheit für die Dauerschwinganlage

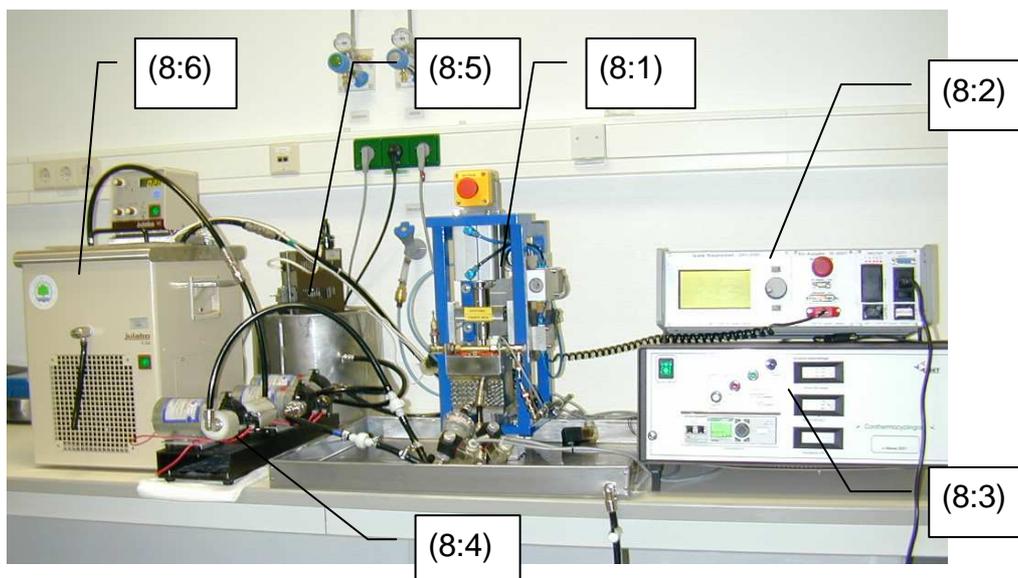
(8:3) der Steuereinheit für die Temperaturwechseleinrichtung

(8:4) der Pumpeneinheit

(8:5) dem Temperaturwasserbad für warmtemperiertes Wasser

(8:6) dem Temperaturwasserbad für kalttemperiertes Wasser.

Abb. 8: Gesamtübersicht der Prüfeinrichtung (Erläuterungen im Text)

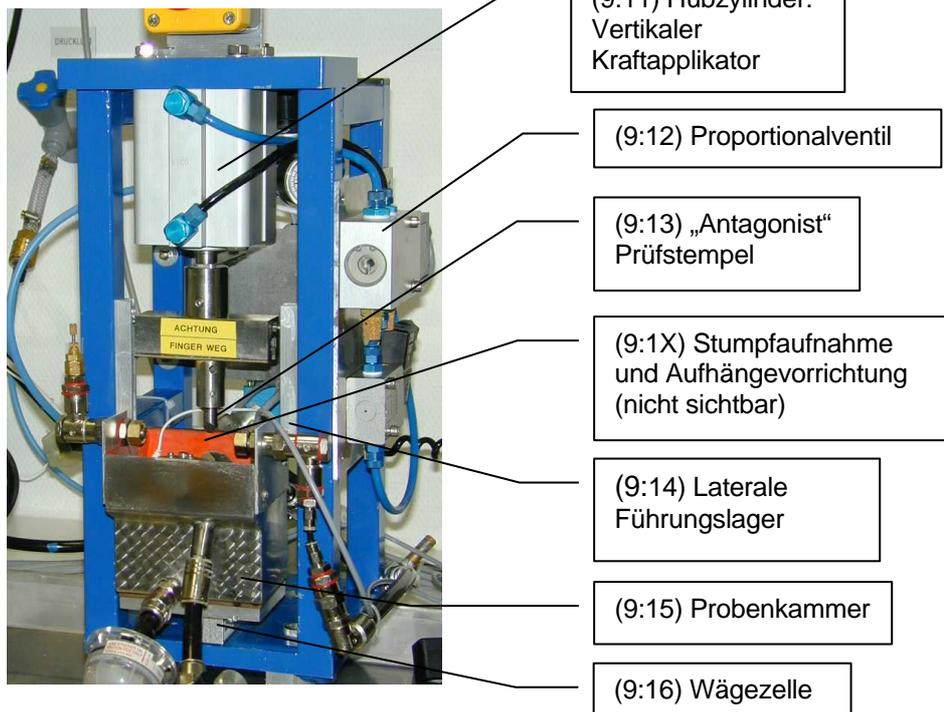


2.2.2 Die Dauerschwinganlage

2.2.2.1 Übersicht über die einzelnen Komponenten

Zur Erzeugung der mechanischen Dauerlastwechsel im Schwellenbereich fand eine Dauerschwinganlage, die im Eigenbau erstellt wurde, Verwendung. Eine Übersicht gibt Abb. 9.

Abb. 9: Dauerschwinganlage, Übersicht



Diese Dauerschwinganlage weist die folgenden Komponenten auf:

(9:11) Hubzylinder: vertikaler Kraftapplikator, pneumatisch gesteuert

Typ: Mader PZDA 63-60-13, Leinfelden (Germany)

(9:12) Proportionalventil: lastabhängige Steuerung; Mader, Leinfelden (Germany)

(9:13) „Antagonist“ = Prüfstempel, der auf die Probe drückt

(9:14) laterale Führungslager mit Spiel, ermöglichen ein Abgleiten des Prüfstempels (Spielpassung)

(9:15) Probenkammer für die Umspülbarkeit der Proben

(9:16) Wägezelle: zur Messung der applizierten tatsächlichen Kraft A

Typ: ABM PW2G -2, 72 kg,

2.2.2.2 Funktionsablauf der Dauerschwinganlage (siehe Abb. 9)

Zur lastabhängigen Steuerung dient eine Wägezelle (9:16) die in einem Bereich bis 500 N genutzt wurde. Die Kraft selbst wird über einen pneumatischen Zylinder (9:11) erzeugt. Die Hubstange des Zylinders ist mit einem Antagonisten (9:13) in gerader Linie verbunden. Seitlich wird ein Abgleiten der Hubstange durch zwei Führungslager

(Spielpassung) (9:14) bewusst nicht vollständig verhindert, um ein physiologisches Abgleiten des Antagonisten (9:13) auf der Probe, wenn diese in einem 45° Winkel zum Antagonisten eingespannt wurde, von bis zu 0,9 mm auf der palatinalen Bahn der Probe (Brücke), zu simulieren [12;50]. Dies entspricht den in der Literatur angegebenen Werten des durchschnittlich abgleitenden Weges der Frontzähne gegeneinander, bezogen auf die Sagittalebene [90]. Diese Werte wurden mit einem Mikrotaster bestimmt. Der Antagonist drückt auf die Proben, die in der Stumpfaufnahme und Aufhängevorrichtung (9:1x) eingespannt werden. Die Aufhängevorrichtung selbst ist fest mit der Wägezelle (9:16) verschraubt. Um die Aufhängevorrichtung befindet sich die Probenkammer (9:15). Pneumatikzylinder und Wägezelle werden mittels einer elektronischen Steuerung (Eigenbau) und eines Proportionalventils (9:12), zu einem kybernetischen Kreislauf verknüpft.

Zu Beginn eines neuen Zyklus erfolgt elektronisch gesteuert ein Nullabgleich der Waage. Dies ist notwendig, um Gewichtslastschwankungen während der Umspülung der Proben mit Wasser auszugleichen, da sonst Ungenauigkeiten in der tatsächlichen Belastung der Proben auftreten würden. Bei einem Bruch der Probe schaltet die Anlage automatisch ab und speichert die Anzahl der gefahrenen Lastzyklen.

Folgende Funktionen sind einstell -und steuerbar:

1. Stufenlose Einstellung der Oberspannung von 0-500 N
2. Stufenlose Einstellung der Frequenz der mechanischen Wechsellast von 0,01 –1.5 Hz
3. Anzahl der gewünschten Lastzyklen von 1-999999

Die elektronische Steuerung zeigt folgende Parameter an:

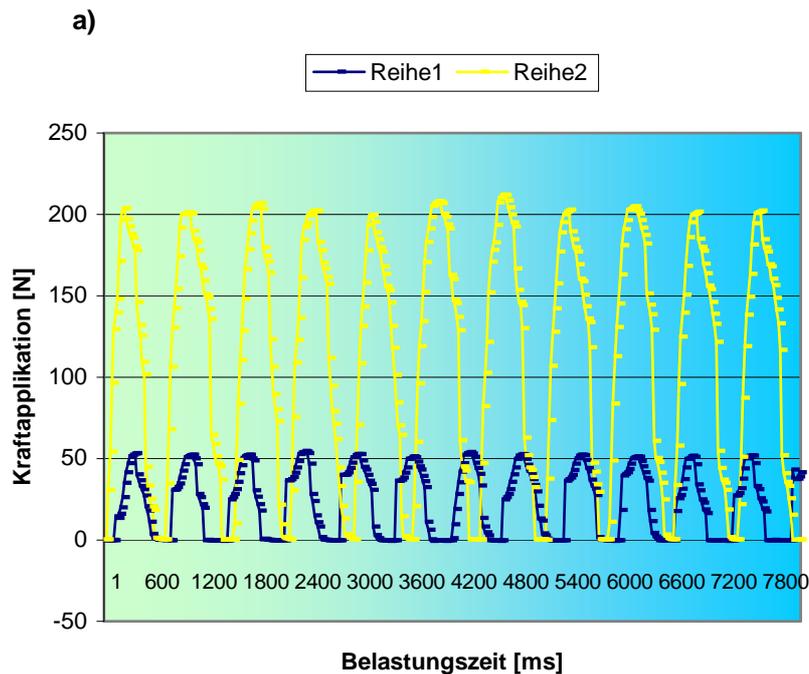
1. Momentan applizierte Kraft auf die Probe
2. Fehlerwert des letzten Zyklus in Bezug zur max. eingestellten Oberspannung
3. Anzahl der eingestellten Lastzyklen
4. eingestellte Oberspannung
5. tatsächliche aktuelle Frequenz
6. noch abzuarbeitende Lastzyklen
7. Bruchzeitpunkt und die Anzahl der bis dahin gefahrenen Lastzyklen

2.2.2.3 Die Lastkurve (Belastungsfunktion)

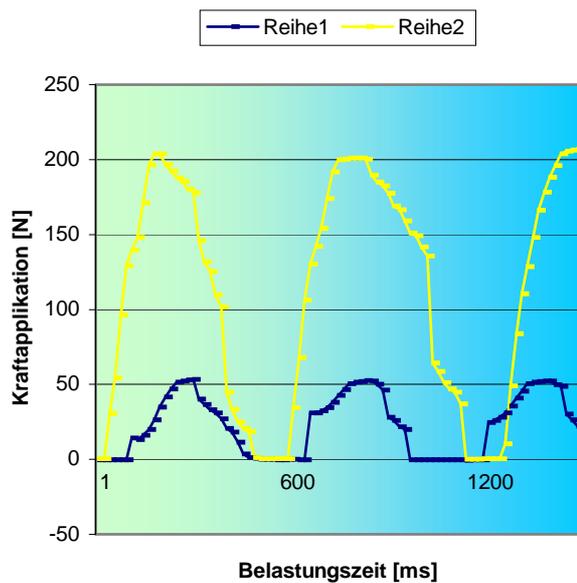
Das Belastungsprofil der hier produzierten schwellenden Belastung ist sinusförmig bis dreieckförmig. Die einzelnen Belastungen folgen erst mit einer Ruhepause von ca. 170 ms aufeinander. Abb. 10 zeigt die Belastungsfunktion.

Abb. 10 a/b : Belastungsfunktion der Dauerschwinganlage (schematisch)

Die Belastungszeit wird in [ms] angegeben.
Reihe 1 zeigt eine Belastung bei 50 N, Reihe 2 bei 200 N.
Abb. 10 b gibt einen vergrößerten Ausschnitt an.



b)



Somit ist Forderung nach: *„Kraftgesteuerte Dauerschwellbelastung der Proben, einschließlich kontinuierlicher Kraftabgleichung während jedes einzelnen Belastungszyklus und völlige Entlastung zwischen den einzelnen Belastungszyklen“*, erfüllt.

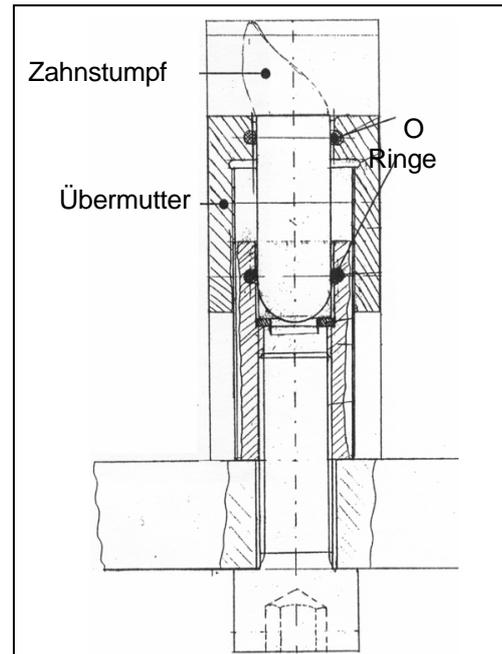
2.2.3 Die Stumpfaufnahmen und die Stümpfe [24]

Das von Dr. Fischer [24] entwickelte und hier verwendete Prüfmodell (Abb. 11 a, b) ermöglicht es die Zahnbeweglichkeit stufenlos vom physiologischen bis in einen Bereich der starken Zahnlockerung zu simulieren. In den Stumpfaufnahmen wird der Zahnhalteapparat mittels O-Ringen simuliert, die durch Variation ihrer vertikalen Distanz zueinander, den Alveolarabbau simulieren und den Stumpf in seiner Aufnahme bis zur Lockerung Grad III freigeben können. Die Stumpfbeweglichkeit ist mittels des Periotest- Gerätes (nach Prof. Schulte) zu ermitteln [78;79;80]. Selbstverständlich besteht die Option, für die einzelnen Stumpfaufnahmen unterschiedliche Lockerungsgrade einzustellen.

Abb. 11a: Stumpfaufnahmen mit eingespannten Stümpfen [24]



Abb. 11b: Schnittzeichnung der Stumpfaufnahme [24]

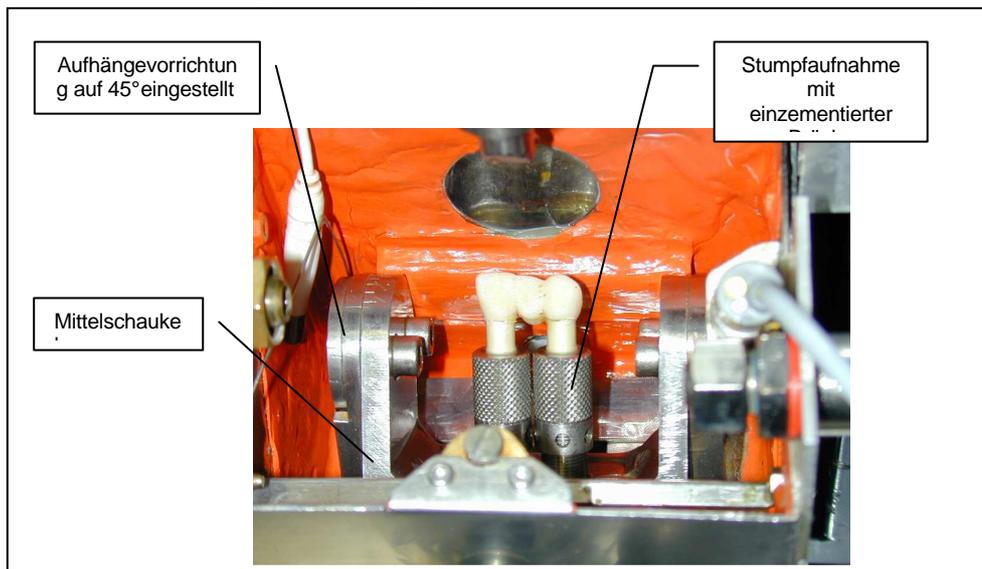


Eine weitere Modifizierung besteht in der Verwendung von Kunststoffstümpfen, die aus LPC (Liquid Kristaline Polymers) hergestellt wurden (Ivoclar Lichtenstein). Die Stümpfe weisen einen Elastizitätsmodul von 23000 MPa auf. (Dieser Wert entspricht weitgehend den in der Literatur beschriebenen Werten von menschlichem Dentin in der Größenordnung von 16000- 20000 MPa.)

Somit ist die Forderung nach: „*Stumpfaufbauten der Proben müssen beweglich lagerbar sein. Als Material für die Stümpfe soll ein Werkstoff verwendet werden dessen E-Modul dem des menschlichen Dentins nahe kommt*“, erfüllt.

2.2.4 Die Aufhängevorrichtung

Um auch einen Belastungswinkel der Frontzahnbrücken von 45° zu gewährleisten musste eine neue Aufnahmevorrichtung entworfen werden. Die Herstellung erfolgte aus V₂A Stahl. Abb. 12 zeigt die Aufhängevorrichtung mit eingespannter Brücke.

Abb. 12: Die Aufhängevorrichtung

Diese Aufhängevorrichtung erlaubt eine stufenlose Einstellung des Kraftansatzwinkels von 0° - 45° durch Schwenken der Mittelschaukel um ihre Drehachse. Die gesamte Aufhängevorrichtung kann in X,- Y.- und Z-Achsenrichtung verschoben werden. Dadurch kann der Kraftangriffspunkt individuell auf die Proben eingestellt werden.

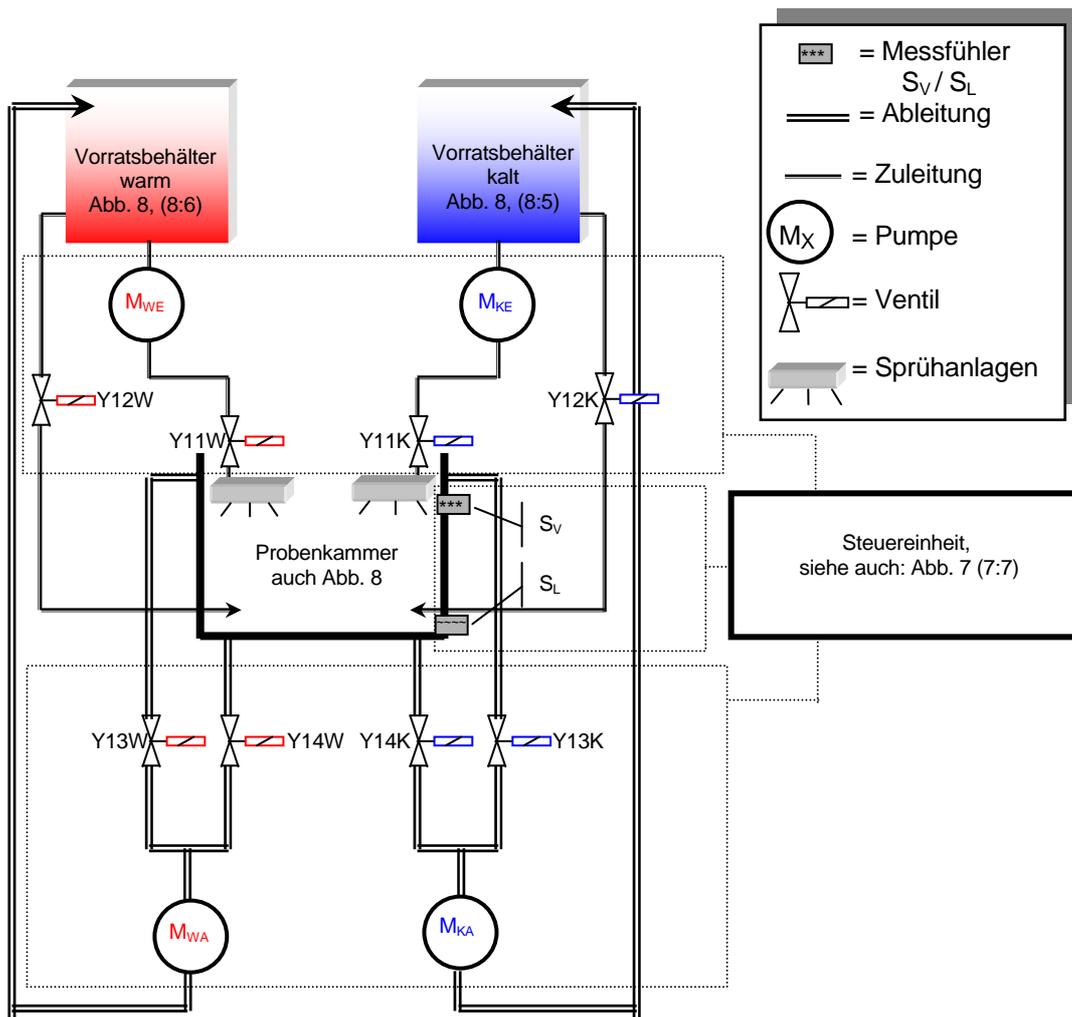
Somit ist die *Forderung nach*: „ 0° - 45° Winkel der Krafteinwirkung auf die Proben, sowie Einstellbarkeit des Kraftangriffspunktes“, erfüllt.

2.2.5 Temperaturwechsellage

2.2.5.1 Blockschaema der Temperaturwechsellage und ihrer Komponenten

Abb. 13 gibt als Blockschaema die Temperaturwechsellage wieder. Detaillierte Erläuterungen unter 2.2.5.2.

Abb. 13: Blockscheema der Temperaturwechselanlage



Die verwendeten Komponenten hier im Einzelnen:

- Die Ventile für den Einlauf warm:
 - Y11K → Sprühventil
 -  Y12K → Einlaufventil
 - Y13K → Überlaufventil
 - Y14K → Auslaufventil
 - Die Ventile für den Einlauf kalt:
 - Y11W → Sprühventil
 -  Y12W → Einlaufventil
 - Y13W → Überlaufventil
 - Y14W → Auslaufventil
- Jeweils Typ W26La, DC 24 V, 8 W (elektromagnetisch), Buerkert Germany
- Die Probenkammer ist mit einem höhenverstellbaren Schieber ausgestattet, sodass der Flüssigkeitspegel, je nach Höhenunterschied, geregelt werden kann. Ein –und Auslaufstutzen für die temperierten Flüssigkeiten sind jeweils getrennt (vergl. Abb. 9 (8:15)).
 - Die Sprühanlage dient jeweils zur Berieselung der Proben von oben.

- Die Steuereinheit regelt den gesamten Ablauf der Temperaturwechselanlage.



Sie steuert die Ventile und Pumpen einschließlich der Messfühler mittels der Steuereinheit EASY 620-DC-TC, (Moeller, Bonn). Genauere Angaben über die vielfältigen Einstellmöglichkeiten finden sich unter

2.2.5.2 und Abb. 8 (8: 3).

- Als Messfühler fanden Verwendung: „S_V“ (☐), dieser Fühler misst den oberen Flüssigkeitspegel (voll) und Fühler „S_L“ (☐), er überwacht den unteren Pegel (leer). Typ REED Electronics AG, Schachen, Schweiz.
- Bei den Pumpen gilt folgende Einteilung:
 - M_{WE} → Einlaufpumpe warm
 - M_{WA} → Auslaufpumpe warm
 - M_{KE} → Einlaufpumpe kalt
 - M_{KA} → Auslaufpumpe kalt

Typ 8000-443, SHURflo, USA

- Im Eigenbau wurde der Vorratsbehälter „Warm“ dessen Temperaturen frei von 20° - 70°C wählbar und elektronisch steuerbar sind, erstellt. Als „Vorratsbehälter Kalt“ fand der Kälteumwälzthermostat F 30-VC (Firma Julabo, Seelbach, Germany) Anwendung. (siehe auch Abb. 8).

2.2.5.2 Beschreibung des Funktionsablaufes

In zwei verschiedenen Vorratsbehältern wird Aqua dest. auf 5° C durch den Kälteumwälzthermostaten, bzw. 55° C durch einen im Eigenbau hergestellten isolierten Behälter mit Heizspule Abb. 8 (8:5), temperiert.

Nachfolgend wird der Ablauf eines Zyklus für den Bereich der Befüllung mit 5° C temperierten Aqua dest. beschrieben. Beide Kreisläufe (5° C und 55°C) sind eigenständig, d.h. dass keine Vermischung der temperierten Flüssigkeiten stattfindet. Es bestehen getrennte Einlauf -und Ablaufpumpen sowie unterschiedliche Ein -und

Ablaufstutzen. Somit ist gewährleistet, dass der Temperaturschock, der auf die Probe trifft, wirkungsvoll gegeben ist.

Das Hauptprogramm

Es soll hier das in den geplanten Versuchsreihen verwendete Hauptprogramm beschrieben werden. Es zeichnet sich dadurch aus, dass die Proben durchschnittlich 30 sec der sie benetzenden/ umgebenden temperierten Flüssigkeit ausgesetzt werden. Die Option der freien Wählbarkeit in Bezug auf die Flutungszeiten bleibt davon unberührt. (Soweit nicht anders angegeben beziehen sich die nun folgenden Erläuterungen auf Abbildung 14).

Nach „Starten“, durch Drücken des Einschalt-Buttons „EIN“ (KALT) der Steuereinheit wird von dem Vorratsbehälter das Aqua dest. über isolierte Kunststoffschläuche zur Probenkammer Abb. 9 (9:15), welche die zu testende Probe umgibt, mittels der Pumpe (M_{KE}). (Abb. 13), gefördert.

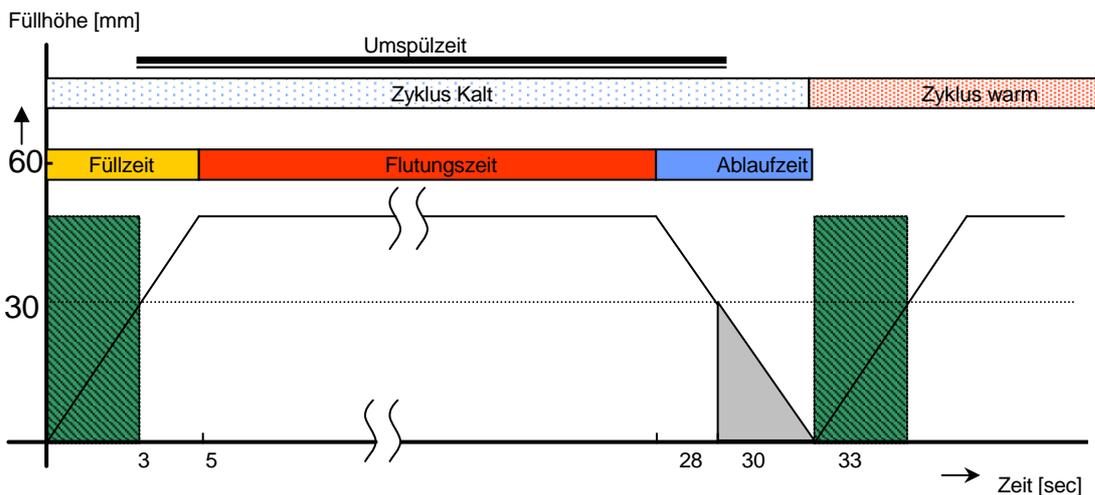
Das Einlaufventil Y12K und das Sprühventil Y11K (Ventile jeweils Abb. 13) für die Sprühanlage sind dabei mit Strom beaufschlagt und geben den Durchfluss frei. Die Probenkammer (Abb. 13) wird durch einen Einlaufstutzen an der Rückwand befüllt. Um die Versuchsbedingungen in Bezug auf plötzliche Temperaturschocks für die Probe zu verschärfen, erfolgt gleichzeitig beim Befüllen des Prüfbehälters ein Besprühen der Probe mit dem entsprechend temperierten Aqua dest. Strahl, mit einem Druck von ca. 0,5 bar durch die Sprühanlage (Abb. 13). Sobald der Füllzustand im Probenbehälter, gemessen durch den Messfühler S_V (Abb. 13) die Probe übersteigt, wird die Einlaufpumpe auf halbe Leistung geschaltet und die Sprühanlage mittels des Einlaufventils abgeschaltet. Das Überlaufventil Y13K wird auf Durchgang geschaltet. Durch den von der Ablaufpumpe M_{KA} erzeugten Unterdruck wird durch den Überlaufstutzen überschüssiges Aqua dest. abgesaugt. Durch diese Maßnahme wird sicher gestellt, dass die Probe auch ständig von einer frischen ausreichend konstant temperierten Flüssigkeit umgeben ist und keine Verluste durch Wärmeabgabe bzw. Aufnahme eintreten.

Über einen einstellbaren Zeitwert kann die Flutungszeit (auf 23 sec. eingestellt) der Probe geregelt werden. Nach Ablauf dieses Zeitwertes wird das Überlaufventil geschlossen und die Einlaufpumpe ausgeschaltet. Gleichzeitig öffnet das Ablaufventil Y14K, und die Ablaufpumpe saugt den Prüfbehälter leer. Über einen

weiteren Messfühler S_L wird bei Erreichen dieses Zustandes, die Meldung „leer“ ausgegeben und der Warmzyklus, in gleicher Weise ablaufend, gestartet. Im Zeitraum von etwa 3 sec. befindet sich die Probe außerhalb des sie umgebenden Mediums. Somit liegt die Umspülzeit der Probe bei 27 sec. Die effektive Zeit mit der die Probe in Kontakt mit der temperierten Flüssigkeit ist, liegt bei 30 sec. (Siehe Abb. 14).

Der Füllzustand im Prüfbehälter ist individuell über einen Stellschieber regelbar. Dadurch kann nochmals bei unterschiedlicher Probenhöhe Zeit beim Befüllen eingespart werden. Breits ab 30 mm Füllhöhe befindet sich eine dreigliedrige Brücke im umgebenden temperierten Medium.

Abb. 14: Ablaufzyklus, Hauptprogramm (schematisch!)



Legende

	Sprühanlage in Betrieb		Füllzeit
	Zeit in der die Probe nicht von temperiertem Aqua dest. umgeben ist		Flutungszeit
	Bei 30 mm befindet sich die Probe bereits voll im umgebenden Medium.		Ablaufzeit
	Umspülzeit		Zyklus kalt
			Zyklus warm

Das Sprühprogramm

Nach Drücken des Buttons „Sprühprogramm“ der Steuereinheit wird ein Programm gestartet, welches eine Testung der Probe über die Sprühanlage durchführt.

(Wenn nicht anders angegeben beziehen sich die Angaben auf Abb. 14)

Nach dem Starten wird hier die Probe mit jeweils kalt bzw. warm temperierten Aqua dest. allein durch die Sprühanlage von oben durch einen Druck von ca. 0,5 bar benetzt. Die Sprühzeit ist wieder frei wählbar. Das Einlaufventil Y11K (Ventile siehe Abb. 13) bleibt ständig geschlossen, dafür aber wird synchron über das geöffnete Ablaufventil Y14K und saugende Ablaufpumpe M_{KA} (Abb. 13) das Aqua dest. abgepumpt. Nach Verstreichen des eingestellten Zeitzyklus erfolgt sofort der Start des nachfolgenden Zyklus (warm) mit dem gegensätzlich temperierten Aqua dest.

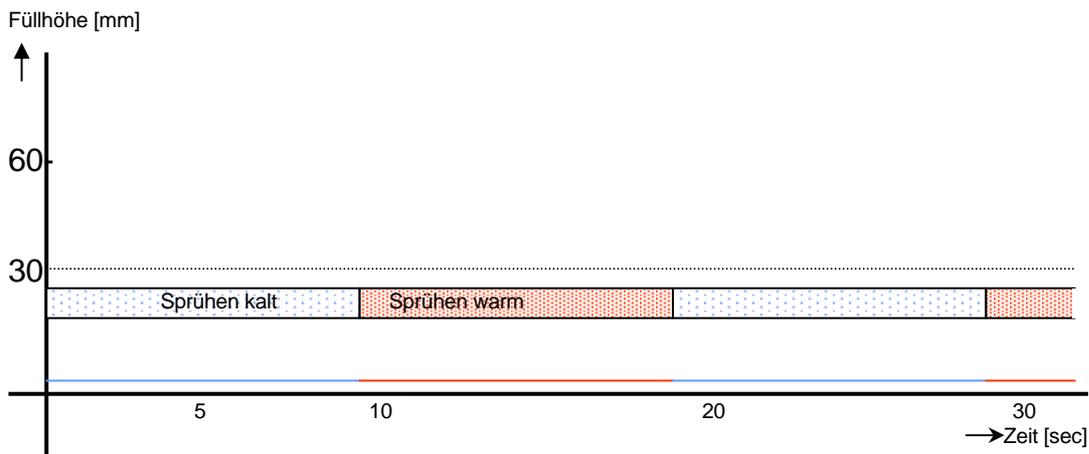
Durch diese Programmführung können Befüllungszeiten bzw. Ablaufzeiten verkürzt werden. Nachteilig ist hier, dass keine vollständige Umspülung der Probe gewährleistet ist.

Dass die obengenannten Überlegungen zur Zeitoptimierung sehr wohl in der praktischen Durchführung der Versuche eine Rolle spielen, zeigt folgende einfache Rechnung:

Bei 10000 Thermocycling - Zyklen gehen jeweils pro Zyklus 6 sec beim Abpumpen verloren (vergl. Abb. 14):

→ $10000 \times 6 \text{ sec} = 60000 \text{ sec}$ entsprechen ca. 16,6 h
da 10000 Thermocycling Zyklen einer Gesamtdauer von ca. 166,6 h ausmachen, entspricht dieser Zeitgewinn immerhin 10%.

Abb. 15: Ablaufzyklus Sprühprogramm (schematisch)

**Legende:**

	Eine Füllhöhe gibt es hier nicht, die Probe wird lediglich mit kalten Aqua dest. besprüht
	Eine Füllhöhe gibt es hier nicht, die Probe wird lediglich mit warmen Aqua dest. besprüht
	Sprühzeit kalt
	Sprühzeit warm

Folgende Parameter sind frei wählbar:

- Hauptprogramm bzw. Sprühprogramm
- Flutungszeit der Probe / Sprühzeit
- Temperaturen der Vorratsbehälter von 1°C - 65°C

Folgende Parameter werden konstant angezeigt: (Abb. 8 (8:3))

- Gefahrene Zyklen
- Temperatur Vorratsbehälter warm/ kalt, sowie die des Prüfbehälters
- Programmart

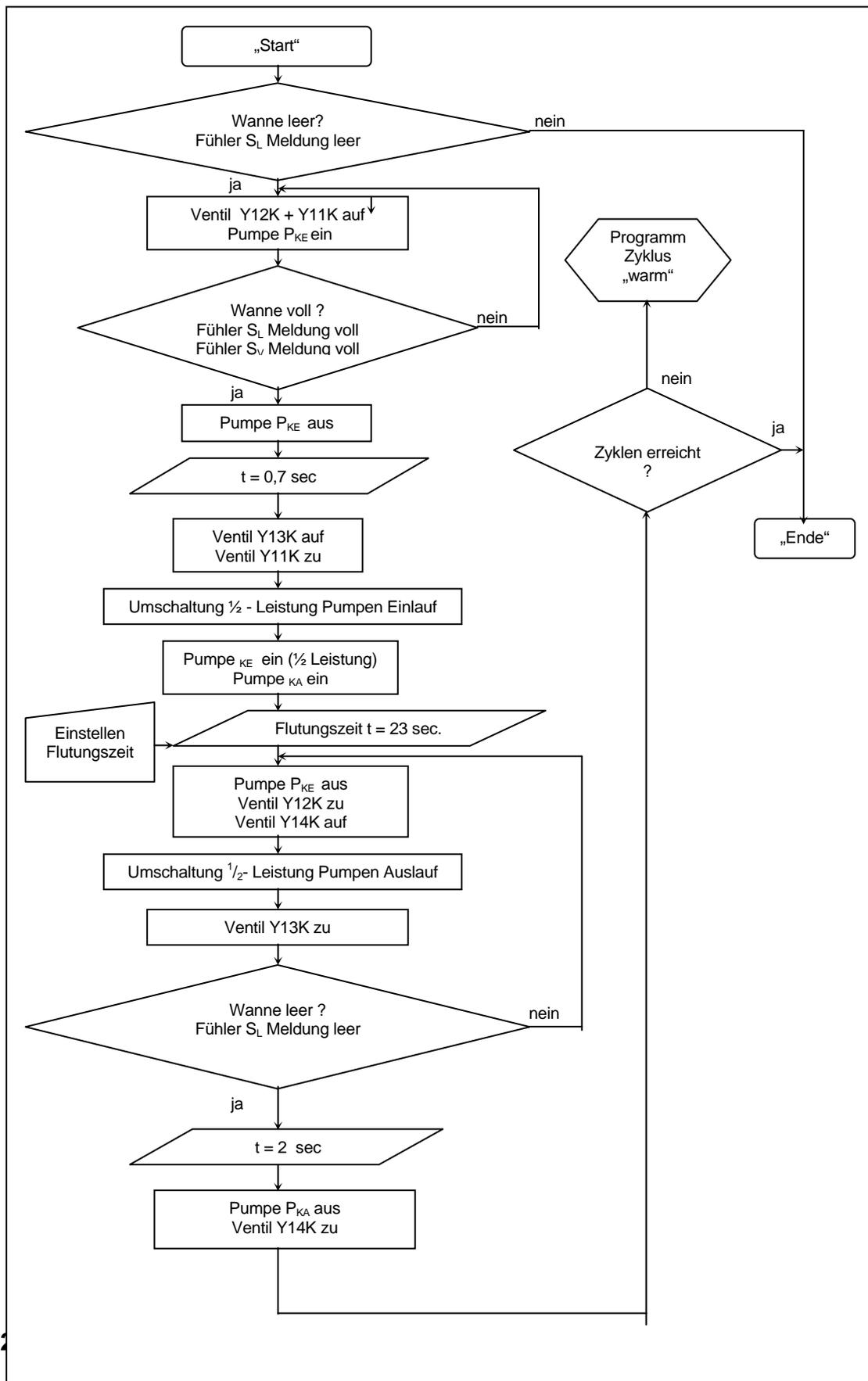
Somit ist die Forderung nach: „*stufenlose Einstellung der Temperaturen und Gebrauchszeiten des zugeführten Wassers zur thermischen Wechsellast 5-55°C und ständige Überwachung derselbigen, sowie plötzlicher Temperaturwechsel ohne lange Totzeit und einerseits vollständige Umspühlbarkeit der Proben mit temperierten Wasser, andererseits die Möglichkeit zur kurzzeitigen Berieselung der Proben*“, erfüllt.

2.2.5.3 Flussdiagramm: Die Logik hinter der Steuerung:

Zum besseren Verständnis des Ablaufs soll hier noch das zur Konstruktion notwendige Flussdiagramm wiedergegeben werden (gemäß DIN 66001).

Es wird wieder das Hauptprogramm, Zyklus „Kalt“ beschrieben, siehe Abb. 16.

Abb. 16: Flussdiagramm, Zyklus „kalt“



2.2.6 Vor –bzw. Zusatzversuch

Um die Praxistauglichkeit und Zuverlässigkeit der neuentwickelten Prüfeinheit zu gewährleisten wurden Vor bzw. Zusatzversuche durchgeführt:

2.2.6.1 Erste Versuche mit IPS Empress 2 Brücken

Zum besseren Verständnis folgt nun eine kurze Zusammenfassung der Brücken, die zur Prüfung beabsichtigt waren. (Diese Brücken werden ausführlich unter 3.1.2 besprochen):

1. Vollanatomische IPS Empress 2 Brücken, d.h. sie bestehen vollständig aus IPS Empress 2 Gerüstmaterial.
2. Verblendete IPS Empress 2 Brücken mit dem herkömmlichen Verblendmaterial beschichtet.
3. In-Ceram Zirconia Brücken (verblendet).

Bevor mit der eigentlichen Versuchsdurchführung begonnen wurde, erfolgte eine dreigeteilte Dauerlastprüfung:

- Die Temperaturwechsellanlage wurde im Dauertest für ca. 70 Stunden ohne Dauerschwinganlage betrieben. Ausgewertet wurde hier mittels digitalem Thermometer (Eigenbau), ob in der Probenkammer über 70 Stunden die geforderten Temperaturwechsel von $5/55^{\circ}\text{C}$ eingehalten werden konnten. Ziel war hier eine möglichst hohe Reproduzierbarkeit der einzelnen Temperaturwechsel im Prüfbehälter.
Es wurden jeweils alle vier Stunden über einen Zeitraum von 70 Stunden pro Temperaturzyklus die niedrigste Temperatur I und die höchste Temperatur II, am Ende der jeweiligen Flutungszeit gemessen. (Die Flutungszeit war auf 23 sec eingestellt, an ihrem Ende war mit der größtmöglichen Temperaturdifferenz in der Prüfwanne zu rechnen). Die Werte wurden in der Mitte der Prüfwanne ermittelt und dokumentiert .
- Mit der Dauerschwinganlage wurden nach gleichen Versuchsbedingungen, wie unter Material und Methodik beschrieben, fünf vollanatomische Brücken

nach dem Stufenlastverfahren I (siehe 3.2.1), ohne Betrieb der Temperaturwechselanlage, getestet. Es folgt eine Kurzfassung der Prüfparameter:

Die Brücke sollten folgenden Belastungsstufen bis zum Bruch unterzogen werden: (Kaufrequenz 0,45 Hz)

1. Stufe: Belastung mit 50N für 10000 Lastzyklen
2. Stufe: Belastung mit 100N für 10000 Lastzyklen
3. Stufe: Belastung mit 150N für 10000 Lastzyklen
4. Stufe: Belastung mit 200N für 10000 Lastzyklen
5. etc.

Die einzelnen gefahrenen Belastungsstufen einschließlich der bestanden Zyklen der max. Kraft, die zum Bruch innerhalb ihrer festgelegten Laststufe führten, sollten notiert werden. Eine genauere Auswertung der einzelnen Lastapplikationen in Bezug zur Prüfeinheit sollte nicht erfolgen, da durch Verwendung der an anderer Stelle bereits getesteten Dauerschwinganlage (Testung erfolgte bereits im hauseigenen Labor) nicht mit größeren Störungen und Ungenauigkeiten zu rechnen war.

- Fünf vollanatomische IPS Empress 2 Brücken wurden mit dem Stufenlastverfahren I und dem Thermolastverfahren I (3.2.1) getestet. Die Auswertung konzentrierte sich hier primär auf die Fragestellung nach Dauerlaufvermögen in Kombination der mechanischen und thermischen Wechsellast. Aufgezeichnet wurden hier die Dauerfestigkeitswerte der getesteten Brücken und die erreichten Temperaturdifferenzen, wie oben bereits beschrieben, hier über einen Zeitraum von 30 Stunden mit einem Messintervall von 2 Stunden, mit eingestellter Flutungszeit von 23 sec.

2.2.6.2 Temperaturmessungen an den beabsichtigt zu prüfenden Keramikbrücken (Zusatzversuch).

Um sicher zustellen, dass eine annähernd vollständige Durchtemperierung der Interface Schicht (d.h. die Grenzschicht zwischen Grundmaterial und Verblendmaterial) der IPS Empress 2 bzw. In-Ceram Zirconia Brücken erfolgt, wurden einige Temperaturmessungen durchgeführt.

Die hier zugrunde gelegten Keramikbrücken und ihre Abmessungen werden unter Teil 3 in Material und Methodik ausführlich besprochen.

Temperaturmessung im Hauptprogramm

Zur Messung wurden die verblendeten IPS Empress 2 Brücken und die In-Ceram Zirconia Brücken jeweils am Zwischenglied mesial und distal von vestibulär mittels eines Diamanten von 0,8 mm Durchmesser im Winkel von ca. 45° zur Zahnachse bis in eine Tiefe von 1,2 mm angebohrt (siehe Abb. 22). Diese Stelle entspricht der stärksten Ausdehnung der Verblendschicht im Bereich des Zwischengliedes und ist somit näherungsweise die Stelle der Grenzschicht, die als letztes voll durchtemperiert wird (Messstelle 21/23). Als Messinstrument diente ein Chrom-Nickel-Chrom Element mit einem Fühlerdurchmesser von 0,5 mm, welches im Eigenbau in der Sektion für Medizinische Werkstoffkunde und Technologie der Universität Tübingen entwickelt wurde. Der Fühler des Messinstrumentes wurde in die Bohrungen eingeführt und das Hauptprogramm gestartet. Als Umspülzeit wurden die unter 2.2.5.2 angebebenen Zeiten und Temperaturen von 30 sec., jeweils für 5° bzw. 55°C temperiertes Aqua dest. (in den Vorratsbehältern), zugrundegelegt. Die Bohrungen wurden während der Temperaturmessung mit Knetmasse verschlossen. Zusätzlich wurde dann noch die stärkste Stelle der Brückenkonstruktion (Kernmaterial + Verblendung) am Zwischenglied mit einer Tiefe von 3,1 mm (Messstelle 22, Abb. 22, Winkel -45° zur Zahnachse) angebohrt und bei gleichen Zeiten/ Temperaturen gemessen. Sollten die Ergebnisse zeigen, dass die Grenzschicht nicht ausreichend durchtemperiert wird, so sollten die Bereitstellungstemperaturen des Aqua dest. auf max./ min. 3° und 57° C korrigiert

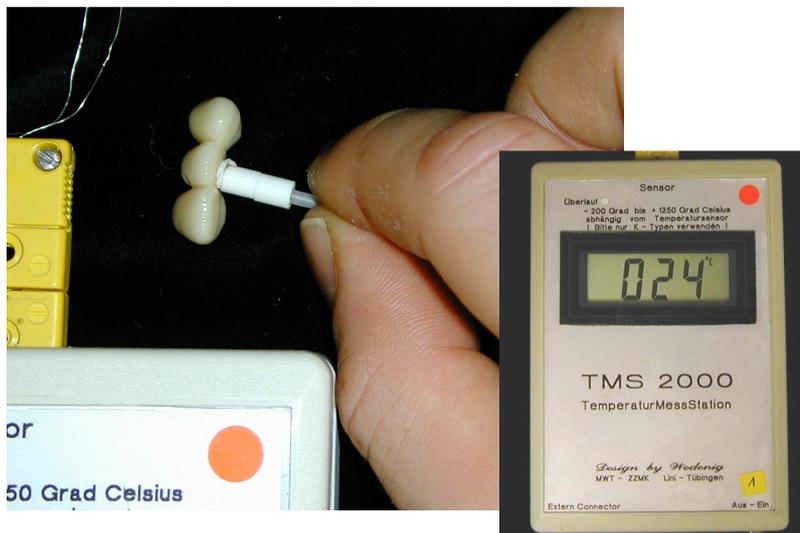
werden. (Höhere Werte waren nicht erwünscht, um ein Vergleich mit anderen Studien nicht zu gefährden [24;44;52;77;8;97], siehe unter 2.4.6).

Die vollanatomischen IPS Empress 2 Brücken wurden nur an der Messstelle 22 und nach der erwarteten Korrektur der Temperaturen vermessen (Abb. 17).

Die gefundenen Temperaturwerte sollten dann als Temperaturwechsellast I definiert werden und für sämtliche weitere Versuche Verwendung finden.

Ein Vergleich der einzelnen Keramiken und der gefundenen Temperaturwerte bzw. deren Unterschiede erfolgte nicht. Abbildung 17 zeigt das Messinstrument und die Bohrung von palatinal (Messstelle 22).

Abbildung 17: Messinstrument und Messstelle 22



Temperaturmessung im Sprühprogramm

Zuletzt wurden noch bei gleicher Anlage der Messpunkte die Temperaturen während des Sprühprogramms, bei eingestellten Parametern von 3°C für 10 sec Sprühzeit und 57 °C für 10 sec Sprühzeit, für verblendete IPS Empress 2 -und In-Ceram Zirconia, einschließlich vollanatomischer IPS Empress 2 Brücken, aufgezeichnet.

2.2.7 Tabelle aller verwendeten Komponenten

Zusammenfassend folgen in tabellarischer Form die wichtigsten verwendeten Komponenten von „Conthermocyclingrad“:

Tabelle 1: verwendete Komponenten der Prüfeinrichtung „Conthermocyclingrad

Lauf-Nr.	Komponente	Hersteller
Temperaturwechselanlage		
8: 3	Steuereinheit	Eigenbau unter Verwendung der Steuerung EASY 620-DC-TC, Moeller, Bonn
8: 4	Pumpeneinheit, 8000-443	SHURflo, USA
8: 5	Vorratsbehälter warm	Eigenbau
8: 6	Vorratsbehälter kalt	Eigenbau
k.A.	Ventile, W26La, DC 24V,8W	Buerkert, Germany
K.A.	Sprühanlage	Eigenbau
k.A.	Messfühler: Reed Schwimmschalter	REED Electronics AG, Schachen Schweiz
Dauerschwinganlage		
9: 11	Hubzylinder	Mader PZDA 63-60-13, Leinfelden (Germany)
9: 12	Proportionalventil	Mader, Leinfelden (Germany)
9: 13	Antagonist	Eigenbau
9: 14	Laterale Führungslager	Eigenbau
9: 15	Probenkammer, höhen- verstellbar	Eigenbau
9: 16	Wägezelle	ABM PW2G -2, 72 kg (Germany)
9: 1X	Stumpfaufnahme und Aufhängevorrichtung	Eigenbau Dr. Fischer [24] Eigenbau

2.3 Ergebnisse

2.3.1 Anforderungskatalog

Unter den einzelnen Punkten in Teil 2 unter „Entwicklung & Herstellung“ wurde jeweils auf die erfüllten Forderungen im Anforderungskatalog eingegangen. Deshalb erfolgt hier nicht noch einmal eine neue detaillierte Beschreibung aller ausgeführten Lösungswege. Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass alle im Anforderungskatalog gestellten Bedingungen erfüllt wurden:

2.3.2 Ergebnisse zu Testung und Evaluierung der Prüfeinheit

2.3.2.1 Erste Versuche mit IPS Empress 2 Brücken

Prüfung der Temperaturwechsellanlage

Es wurde jeweils alle vier Stunden über einen Zeitraum von 70 Stunden pro Temperaturzyklus die niedrigste Temperatur I und die höchste Temperatur II, am Ende der jeweiligen Flutungszeit gemessen

Die Prüfung auf Dauerlauf der Temperaturwechsellanlage über 70 Stunden ergab nach anfänglichen kleineren Störungen ein ausgeglichenes Bild, d.h. die Temperaturen 5/55° C konnten erreicht werden. Nach dem die Vorratsbehälter für die Temperierung der Flüssigkeiten mittels eines Überlaufschlauches verbunden worden waren und nach Austausch der zuerst verwendeten Ventilen durch Ventile der Firma. Buerkert, Germany Typ W26La, konnte auch nach 70 Stunden ein störungsfreier Ablauf gewährleistet werden. Genaue Angaben finden sich in Tabelle 2 nach Beheben der Schwachstellen. Die Temperatur I. (Sollwert 5° C) betrug im Durchschnitt 4,88° C ($\pm 0,57^\circ \text{C}$). Die Temperatur II (Sollwert 55° C) 54,87° C ($\pm 0,62^\circ \text{C}$). Genauere Angaben in Tabelle 2.

Tabelle 2: Ergebnisse der Temperaturmessung zur Testung der Temperaturwechsellanlage im Dauerlauf

Messzeitpunkt in Stunden (h) bestimmt von Zeitpunkt 0; gemessene Temperaturen in °C
Mittelwert ist mit X, Standardabweichung mit SD gekennzeichnet.

Dauerlauf		
Messzeitpunkt [h]	gemessene Temperatur I [°C]	gemessene Temperatur II [°C]
4	4,80	54,10
8	4,90	55,40
12	4,90	55,30
16	4,60	55,90
20	4,50	55,20
24	5,30	54,80
28	4,20	54,00
32	3,80	54,80
26	4,00	55,70
40	4,40	54,70
44	5,70	54,10
48	4,60	54,90
52	5,10	54,80
16	5,30	54,10
60	5,70	54,60
64	5,60	54,30
68	5,50	56,00
72	5,00	55,00
X	4,88	54,87
SD	0,57	0,62

Prüfung der Dauerschwinganlage

Die Prüfung der Dauerschwinganlage verlief zufriedenstellend ohne größere Störanfälle

Die Werte der getesteten Brücken sind aus Tabelle 14 b ersichtlich

Kombinationsprüfung von Dauerschwinganlage/Temperaturwechsellanlage

Die Kombinationsprüfung verlief ohne Komplikationen.

Die Festigkeitswerte dieser ersten 6 Brücken sind aus Tabelle 15 b ersichtlich.

Die Temperaturen I betragen im Durchschnitt 4,65°C ($\pm 0,46^\circ\text{C}$), die Temperaturen II 54,99°C ($\pm 0,54^\circ\text{C}$). Genauere Angaben siehe Tabelle 3.

Tabelle 3: Ergebnisse der Temperaturmessung zur Testung der Temperaturwechsellage während der Kombinationsprüfung

Messzeitpunkt in Stunden (h) bestimmt von Zeitpunkt 0; gemessene Temperaturen in °C
Mittelwert ist mit X, Standardabweichung mit SD gekennzeichnet.

Kombinationsprüfung		
Messzeitpunkt [h]	gemessene Temperatur I [°C]	gemessene Temperatur II [°C]
2	4,80	54,10
4	5,00	54,90
6	4,90	55,40
8	5,40	55,10
10	4,80	54,50
12	4,90	55,30
14	4,70	55,20
16	4,60	55,90
18	4,40	55,40
20	4,50	55,20
22	5,30	54,80
24	4,20	54,00
26	4,40	54,60
28	3,80	54,80
30	4,00	55,70
X	4,65	54,99
S D	0,46	0,54

2.3.2.2 Ergebnisse: Temperaturmessung an den Brücken

Ergebnisse der Temperaturmessung beim Hauptprogramm

Die Ergebnisse der Messung der tatsächlichen Temperatur an der Interface-Schicht, der verblendeten Brücken während der Thermowechselast I (Hauptprogramm), sind aus Tabelle 4 ersichtlich. Die Vermutung, dass die Grenzschichten der Brücken nicht voll durchtemperiert werden würden, bewahrheitete sich. Die Werte lagen für IPS Empress 2 Brücken bei 10%49,5°C an den Messstellen 21/23, bei 27 sec Umspülzeit. Für In-Ceram Zirconia an gleichen Stellen bei 8%50 °C. Nach Korrektur der Bereitstellungstemperaturen in den Vorratsbehältern auf 3%57° C für 23 sec Umspülzeit, lagen die Werte für IPS Empress 2 an den Messstellen 21/23 bei 6%53,5°C, an der Messstelle 22 bei 8%51°C . Bei In-Ceram Zirconia fanden sich Werte von 6%54°C an Messstelle 21/23 und 8%51°C an Messstelle 22.

Tabelle 4 Ergebnisse der Temperaturmessung beim Hauptprogramm

Temp. Interface Schicht		Umspülzeit		3°C für 27 sec (nach Korrektur)	57°C für 27 sec (nach Korrektur)
		5°C für 27 sec	55°C für 27 sec		
Empress 2 Verblendet	Messstelle 21	10 °C	49,5°C	6°C	53,5°C
	Messstelle 23	10 °C	49,5°C	6°C	53,5°C
	Messstelle 22	12 °C	47°C	9°C	51°C
Empress 2 vollanatomisch	Messstelle 21	entf.			entf.
	Messstelle 23	entf.			entf.
	Messstelle 22	entf.		8	52°C
In-Ceram Zirconia	Messstelle 21	8°C	50°C	6°C	54°C
	Messstelle 23	8°C	50°C	6°C	54°C
	Messstelle 22	11°C	48°C	9°C	51°C

Um eine Durchtemperierung von 5° bzw. 55°C tatsächl ich an der Grenzschicht zu erhalten, wurden die Bädertemperaturen bei beibehaltener Umspülzeit auf 3°C bzw. 57°C korrigiert. Doch selbst dann lagen die T emperaturwerte noch über/unter den geforderten 5/ 55°C , insbesondere an der Mess stelle 22 wurden nur Werte von 9/51°C für IPS Empress 2 (verblendet) und In-C eram Zirconia gefunden. Die Werte für vollanatomische IPS Empress 2 Brücken, die nur nach Korrektur der Temperaturwerte gemessen wurden, lag bei 8/52°C a n der Messstelle 23.

Ergebnisse der Temperaturen beim Sprühprogramm:

Es folgen nun die Messergebnisse der Temperaturen beim Sprühprogramm, Tabelle 5.

Tabelle 5: Ergebnisse der Temperaturen beim Sprühprogramm nach korrigierten Temperaturwerten auf 3/57°C

Temperatur Interface Schicht		Umspülzeit	
		3°C für 12 sec	57°C für 12 sec
Empress 2 verblendet	Messstelle 21	8°C	53°C
	Messstelle 23	8°C	53°C
	Messstelle 22	10°C	46°C
In-Ceram Zirconia	Messstelle 21	6°C	53°C
	Messstelle 23	6°C	53°C
	Messstelle 22	10°C	47°C

Es fallen hier deutliche Unterschiede zum Hauptprogramm auf. Die Grenzschichten bzw. Interface-Schichten werden erwartungsgemäß nicht bis auf 5 ° C bzw. 55°C

temperiert. So liegen z.B. die Messwerte für IPS Empress 2 Brücken an der Messstelle 22 bei 107 46°C. Genauere Werte in Tabelle 5.

2.4 Diskussion

2.4.1 Einleitung

Die Bereitstellung einer Testapparatur, welche alle relevanten, auf eine Restauration in der Mundhöhle auftretenden Einflüsse simuliert und sinnvoll kombiniert, ist für die Durchführung eines Testprogramms zur Entwicklung und Optimierung von dentalen Restaurationssystemen unerlässlich. Dennoch stellt jeder noch so raffinierte In-vitro-Test nur eine technisch machbare Annäherung an die klinische Situation dar. Die Resultate aus einem solchen Test werden aber um so aussagekräftiger, je näher die einzelnen simulierten Parameter an die klinische Wirklichkeit herankommen, je vollständiger sie in diesen Test einbezogen werden und je genauer die zur Erfassung der Daten verwendeten Messverfahren sind.

2.4.2 Die Dauerschwinganlage – Simulation klinischen Kauens

Die im Pflichtenheft des zu entwickelnden Kausimulators vorgegebenen klinischen Sollwerte konnten weitgehend konstruktiv realisiert werden.

2.4.2.1 Das „Problem“ der Frequenzsteigerung

Nachteilig in Bezug zur Versuchsdauer kristallisierten sich vor allem zwei Aspekte heraus: Die Begrenztheit der Kaufrequenz auf max. 1,5 Hz und die Tatsache, dass pro Versuchseinheit nur eine Probe gleichzeitig geprüft werden konnte.

Bei einer Frequenz von 1,5 Hz ergibt sich für eine Simulation von 1000000 Zyklen eine Versuchsdauer von ca. 185 Stunden. Diese Zeit könnte über eine Steigerung

der Frequenz gekürzt werden. Doch auch der Steigerung der Frequenz sind Grenzen gesetzt. Insbesondere bei der Testung von Metallen kann eine übermäßige Frequenzsteigerung zu Verfälschung der Messergebnisse führen, weil bei hohen Frequenzen sich eine Festigkeitsminderung einstellt [35]. Bei spröden Materialien, zu der insbesondere auch die hier beabsichtigt zu testenden Keramiken gehören, könnte dieser Sachverhalt auch umgekehrt sein: Allmähliche Risserweiterung durch langsame Rissausbreitung im subkritischen Bereich durch längere Belastungszeiten, könnte zum Abfallen der Festigkeitswerte für Proben führen, die wiederum mit sehr niederen Frequenzen geprüft wurden. Untersuchungen zum Vergleich verschiedener Frequenzen sind hier notwendig. Bei höheren Lasten sinkt im verwendeten Kausimulator bei größtmöglicher Frequenz die Genauigkeit der Lastapplikation und damit die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse.

Zur Minderung der Versuchsdauer einer Versuchsreihe ist zu überlegen, ob in Zukunft nicht mehrere Dauerschwinganlagen zu einer Gesamtanlage zusammen gefasst werden könnten [50]. (Zur Diskussion der tatsächlich geforderten Lastzahlen zur Prüfung für Zahnersatz, siehe unter Teil 3, Diskussion).

2.4.2.2 Die Lastkurve und die Übereinstimmung mit den physiologischen Gegebenheiten

Kraftgesteuerte Dauerschwellbelastung der Proben, einschließlich kontinuierlicher Kraftabgleichung während jedes einzelnen Belastungszyklus und völlige Entlastung zwischen den einzelnen Belastungszyklen, welche einer Unterspannung von null Newton gleichkommt, konnten erreicht werden.

Belastungen von nahezu null bis weit über 400 Newton sind möglich. Diese Spitzenwerte liegen weit über den physiologischen Kaukräftewerten [16;11] und reichen somit aus um das geforderte Kräftespektrum abzudecken.

Die verwendete Lastkufe zeigt einige Abweichungen zur klinischen Kaukurve. So fehlt u.a. die in Abbildung 4 aufgezeigte Zwischenzeit „Z“, auch steigt die verwendete Kaukurve nahezu kontinuierlich an, obwohl die physiologische Kaukurve nicht immer einen durchgängigen Kraftanstieg besitzt. Eine negative Kaukraft, wie etwa durch an

den Zahnreihen haftende Speisen, kann ebenso nicht mit dem Kausimulator erzeugt werden. Um doch eine gewisse Abstufung der verwendeten Kaukräfte zu simulieren wurden verschiedene Stufenlastverfahren entwickelt. Sie werden ausführlich unter Teil 3 beschrieben.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die verwendete Kaukurve in erster Näherung so liegt, dass mit Übereinstimmungen in Bezug zu den physiologischen Anforderungen, bei der Prüfung von Zahnersatz gerechnet werden kann.

2.4.2.3 Die Simulation physiologischer Kaubewegungen

Das durchschnittliche Abgleiten von 0,9 mm in der Incisalregion bezogen auf die Saggitalebene [90] konnte passiv erreicht werden, indem ein Abgleiten des Antagonisten durch eine Spielpassung der lateralen Führungslager ermöglicht wurde. Dieses Abgleiten wurde jedoch nicht durch einen zweiten Zylinder in der vertikalen Richtung arbeitend erreicht. Da es sich somit um eine erzwungene Ausweichbewegung handelt, kann diese Bewegung nicht für Abrasionstests Verwendung finden. Dazu wäre ein zweiter Zylinder oder besser noch Stellmotor (Actuator) notwendig [12].

Somit wird deutlich, dass die vorliegende Prüfeinheit nicht für Abrasionstests geeignet ist.

2.4.3 Die Stumpfaufnahme

Um klinische Verhältnisse zu simulieren ist es unabdingbar, den Lockerungsgrad einzelner Zähne nachzuahmen. Dies wurde durch die Verwendung der von Dr. Fischer konstruierten Stumpfaufnahmen ermöglicht [24]. Unterschiedliche Autoren [52;19;65] verwendeten bisher Prüfmodelle und Prüfverfahren, deren folgende gemeinsame Merkmale waren:

Ein Stempel wurde axial mit steigendem Druck auf das Zwischenglied der Brücke bis zum Bruch gepresst. Bei nahezu allen Prüfmodellen wurden Stümpfe aus Chrom-Kobalt- Molybdän- Legierung verwendet [41;93].

Einige Autoren versuchten, die Zahnbeweglichkeit in ihren Prüfmodellen durch Fixierung der Metallstümpfe durch elastische Gummiringe, umgeben von einem Kunststoffblock, zu simulieren [44]. Hier wurde dieses Detail durch die besondere Konstruktion der Stumpfaufnahmen gelöst, die stufenlos einstellbar sind.

Aus der Literatur ist bekannt, dass eine Erhöhung des Lockerungsgrades zur Minderung der Festigkeitswerte von Zahnersatz (Brücken) führen kann [65;43;44]. Diese erwartete Erniedrigung könnte in der vorliegenden Prüfeinheit verifiziert werden. (Der Lockerungsgrad der einzelnen Stümpfe wird in der unter 3.2 beschriebenen Methodik aus Gründen der Verifizierbarkeit der Ergebnisse in dieser Studie nicht verändert werden. Für weitere Studien steht die Variation des Lockerungsgrades selbstverständlich zur Verfügung).

Da 70 –80 % aller Erwachsenen ab dem 30. Lebensjahr an einer Parodontitis erkranken, die mit einer Zahnlockerung einhergeht [70], ist die Simulierbarkeit der Zahnbewegung ein wesentlicher Aspekt in der Optimierung einer neuen Prüfeinheit zur Testung von Zahnersatz.

2.4.4 Die Aufhängevorrichtung

Die verwendete Aufhängevorrichtung erlaubt ein Schwenken der Basisschaukel um bis zu 45°. Dadurch kann der Kraftansatzwinkel bis auf nahezu 45° gedreht werden. Dass eine nicht axiale Belastung von Zahnersatz (insbesondere Brücken) zur Verminderung der Festigkeit führt, ist ebenfalls bekannt [88;83], (siehe hierzu auch unter 5.1.2.3).

2.4.5 Die Temperaturwechseinrichtung

Mit einfachen Mitteln gelang es, eine vielseitig verwendbare Temperaturwechseinrichtung zu bauen. Die Kombination von

Temperaturwechseleinrichtung und Dauerschwinganlage geht mit verschärften Prüfbedingungen für die Proben einher. Außerdem ist durch die Vereinigung mit einem deutlichen Zeitgewinn bezüglich der Versuchsdauer zu rechnen.

Die konstruierte Prüfeinrichtung „Conthermocyclingrad“ stellt einen Prototyp dar, dessen verwendetes Studiendesign für weitere Prüfung Anwendung finden kann.

2.4.5.1 Das Hauptprogramm

Mit dem Hauptprogramm lassen sich Temperaturdifferenzen von 5/55°C der durch den Patienten aufgenommenen Nahrungen simulieren. Eine Steigerung dieser Temperaturunterschiede mit der Temperaturwechseleinrichtung ist bis zu 1°C und 55°C möglich, indem die Bereitstellungstemperaturen in den Vorratsbehältern erhöht bzw. erniedrigt werden. Die Testung auf Dauerlaufdurchhaltevermögen wurde unter 2.2.6.1 beschrieben. Die Ergebnisse ergaben ein ausgeglichenes Bild. Mit der größten Abweichung von nur $\pm 0,62^\circ\text{C}$ der gewünschten Temperaturen vom Sollwert, ist mit reproduzierbaren Ergebnissen bei weiteren Versuchen zu rechnen. Durch die Kombination von Sprühanlage von oben und Flutung von unten können plötzliche Temperaturschocks für die Proben simuliert werden.

Auch der Zusammenschluss mit der Dauerschwinganlage führte zu keinen nennenswerten Störungen.

2.4.5.2 Das Sprühprogramm

Das Sprühprogramm erlaubt die Benetzung der Proben von oben. Durch alleiniges Benetzen können Laufzeiten eingespart werden; in Kauf genommen werden muss dann aber eine unvollständige Durchtemperierung der Prüfkörper (Brücken).

2.4.6 Vorversuch: Temperaturmessung an der Grenzschicht

zum Hauptprogramm:

Temperaturmessungen an der Grenzschicht der Brücken waren notwendig um reproduzierbare Ergebnisse zu erhalten. Nach Korrektur der Bereitstellungstemperaturen auf 37,5°C konnten an der Grenzschicht nahezu die geforderten Temperaturen erreicht werden. Um Vergleiche mit anderen Studien zu ermöglichen, wurden diese Temperaturen nicht weiter verändert [24;44;52, 77;8]. Eine Möglichkeit, doch noch die geforderten Temperaturen zu erreichen besteht darin, die Umspülzeiten zu erhöhen, dadurch verlängert sich aber wieder die Versuchszeit.

Die Frequenz der Thermowechselast lässt sich also nicht beliebig steigern, da bei zu kurzen Zeiten eine vollständige Durchtemperierung nicht mehr gewährleistet ist. Somit verhindert eine geforderte Durchtemperierung eine Verringerung der Versuchszeit der gesamten Prüfanlage.

zum Sprühprogramm:

Es fallen hier deutliche Unterschiede zum Hauptprogramm auf. Die Grenzschichten bzw. Interface- Schichten werden erwartungsgemäß nicht bis auf 5 °C bzw. 55°C temperiert.

Prinzipiell ist aber zu diskutieren, ob überhaupt eine Temperierung auf 5°C bzw. auf 55°C zu fordern ist, da die extremen Temperaturspitzen von 57 55° C im Mund normalerweise nicht über einen Zeitraum von 27 sec auf die Zähne einwirken [66; 28] , siehe dazu auch unter Teil 2, Diskussion.

Das Sprühprogramm findet in den hier weiter getätigten Versuchen keine Anwendung mehr. Es steht aber selbstverständlich für spätere Variationen des Studiendesigns zur Verfügung.

Teil 3

3. Material und Methodik

3.1 Material

3.1.1 Eigenschaften und Beschaffenheit der IPS Empress - IPS Empress 2 Keramik

3.1.1.1 IPS Empress

Seit 1990 können hochwertige Vollkeramik Restaurationen im IPS Empress Heißpress-Verfahren hergestellt werden. Diese Technik erlaubt die zeitsparende und einfache Herstellung von ästhetisch hochwertigen Veneers, Inlays, Onlays sowie Front- und Seitenzahnkronen, nach dem Prinzip der Wachsausschmelzmethode. Hierbei wird eine Restauration in Wachs modelliert, dann wird von dieser eine Negativform mit einer speziellen Einbettmasse erstellt und danach keramische Masse in den vorhandenen Hohlraum gepresst.

Die IPS Empress Keramik, eine leuzitverstärkte Glaskeramik, konnte zusätzlich zur Maltechnik mit Sinterkeramiken verblendet werden. Ursprünglich wurde dieses Verfahren von dem Zahntechnikermeister Wohlwend entwickelt [101]. Das Verfahren wird seit 1991 von der Firma Ivoclar mit einigen Weiterentwicklungen auf dem Markt angeboten. In Langzeitstudien [51] wurden mit IPS Empress gute klinische Erfolge erzielt, soweit die angegebene Indikationsstellung, d. h. maximal verblendete Einzelkronen im Seitenzahnggebiet, nicht überschritten wurde.

3.1.1.2 IPS Empress 2

Da die Biegefestigkeit von IPS Empress unter 200 MPa liegt, sind mit diesem Material keine Brückenkonstruktionen möglich. Es bestand jedoch der Wunsch nach ästhetischen Vollkeramikbrücken, welche mit der IPS Empress Heiß-Pressstechnik hergestellt werden können. Deshalb wurde eine neue hochfeste IPS Empress 2 Schichttechnikkeramik entwickelt, welche die herkömmliche Schichttechnikkeramik

von IPS Empress ersetzt. Die Materialkomponenten der IPS Empress Maltechnik blieben unverändert bestehen [15;96].

Indikation der IPS Empress 2 Schichttechnik:

- dreigliedrige Brücken im Frontzahn- und Prämolarenbereich
(bis maximal 2. Prämolare als endständiger Pfeiler)
- Einzelkronen im gesamten Zahnbogenbereich.

Grundsätzlich sollte eine adhäsive Befestigung angestrebt werden, ist dies aus klinischen Gründen nicht möglich, können Kronen und Brücken mit ProTec CEM (Vivadent) befestigt werden [15;96].

Das Material [96]:

Die Schichttechnik-Keramik von IPS Empress 2 besteht aus zwei unterschiedlichen Glaskeramiken, einer Gerüst- und einer Schicht-Glaskeramik. Diese Glaskeramiken stellen einen neuen Werkstoff dar, der unter dem werkstoffwissenschaftlichen Aspekt keine Ähnlichkeit mit der Leucit-Glaskeramik IPS Empress besitzt.

Gerüstwerkstoff: Lithiumdisilicat-Glaskeramik:

Der Gerüstwerkstoff der IPS Empress 2 Schichttechnik stellt die hochfeste Komponente des Materialsystems dar. Die Gerüstkeramik ist eine Lithiumdisilicat-Glaskeramik [62], die chemische Basis dieses Werkstoffes stellt das SiO_2 - Li_2O System dar. IPS Empress 2 besitzt gegenüber bisherigen Lithiumdisilicat-Glaskeramiken, welche versuchsweise für die Zahnmedizin verwendet wurden oder in der Technik zur Anwendung kamen, wesentlich verbesserte chemische Eigenschaften. Eine hohe Transluzenz konnte erreicht werden. Gleichzeitig gelang die Herstellung einer Keramik, welche für Zahntechniker/innen sehr vorteilhafte Verarbeitungseigenschaften besitzt: Verpressen der Glaskeramik bei 920°C durch viskoses Fließen im IPS Empress EP 500 Pressofen (Ivoclar AG) [15;96].

Mikrogefüge der Press- Glaskeramik nach dem Pressvorgang [96]

Zur zahntechnischen Verarbeitung der IPS Empress 2 Rohlinge wird die gleiche Pressapparatur (IPS Empress EP 500 Pressofen, Ivoclar) verwendet, wie für die

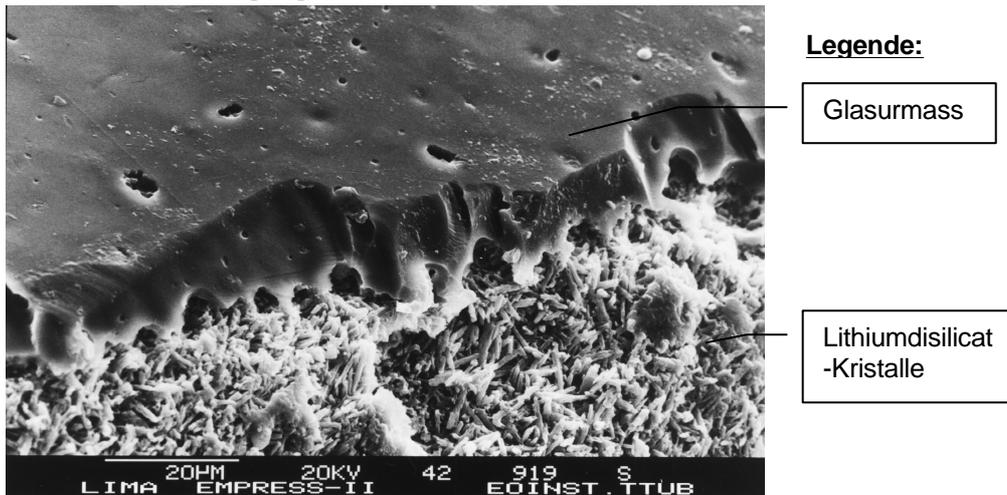
Leucitglaskeramik IPS Empress. Es ist jedoch auf einige Besonderheiten aufmerksam zu machen:

- Die Presstemperatur beträgt 920 °C. Diese Temperatur ist durch die Ofenkalibrierung und durch eine Vergleichspressung zur Herstellung einer dreigliedrigen Standardbrücke exakt einzustellen. (Die Erfahrungen dieser Studie bei der Herstellung der Brücken können diese Forderung nur unterstreichen).
- Das Pressverhalten der Glaskeramik IPS Empress 2 ist anders als das der Leucitglaskeramik. Die Ursache dafür liegt in einer anderen Temperatur-Viskositäts-Funktion von IPS Empress 2 begründet. Somit sind sowohl zu hohe als auch zu niedrige Presstemperaturen nachteilig für die Eigenschaften des Endproduktes (insbesondere der Festigkeitswerte !).

Der Pressvorgang zur Herstellung der Kronen und Brücken dauert 5 - 15 Minuten. Die Einhaltung dieser Presszeit ist gleichzeitig ein wichtiges Charakteristikum für die werkstoffgerechte Herstellung der Glaskeramik.

Die gewünschten Kronen und Brücken, die nach dem Pressvorgang entstehen, werden nach dem Verpressen aus der Einbettmasse ausgebettet. Es kann sofort eine Weiterverarbeitung mit Sinterglaskeramiken erfolgen. Das bedeutet, dass vor dem Auftragen der Sinterglaskeramiken keine weitere thermische Behandlung der Press-Glaskeramik zur Ausbildung des Mikrogefüges erforderlich ist. Das Mikrogefüge der IPS Empress 2 Glaskeramik, das nach dem Pressvorgang und dem Glasurbrand entstanden ist, zeigt Abb. 18. Die rasterelektronenmikroskopische Aufnahme zeigt ein sehr dichtes Gefüge der Lithiumdisilicat-Kristalle bei einer ca. 3000 –fachen Vergrößerung.

Abb. 18: Mikrogefüge der IPS Empress 2 Glaskeramik nach dem Pressvorgang.



(Veröffentlichung mit freundlicher Genehmigung;
Prof. Dr. W. Lindemann, Tübingen)

Schichtkeramik (Sinter-Glaskeramik) [96]:

Die Lithiumdisilicat-Glaskeramik (Gerüstwerkstoff) wird mit Sinter-Glaskeramiken verblendet. Die Sinter-Glaskeramiken sind in speziellen Werkstoffvarianten als Dentin-, Schneide-, Impuls-, Transpa- und Effekt-Massen entwickelt worden und werden in Pulverform geliefert.

3.1.1.3 „experimental glass-ceramic layering material“ (Ivoclar)

In dieser Studie wird eine neue Versuchsverblendmasse (Schichtkeramik) mit in die Untersuchungen einbezogen. Diese Verblendmasse eignet sich zur Verblendung des oben beschriebenen IPS Empress 2 Schichttechnikrohrlings. Die Zusammensetzung ist aus Tabelle 6 ersichtlich.

Tabelle 6: Zusammensetzung der Schichtkeramik: „experimental glass-ceramic layering material“ nach Herstellerangaben [39]

Komponente	Anteil im Schichtmaterial [%]
SiO ₂	60-72
Li ₂ O	1-5
Na ₂ O	0-4
K ₂ O	10-23
CaO	0-10,5
MgO	0-4
ZnO	8.5-20
Al ₂ O ₃	0-8
La ₂ O	k.A.
ZrO ₂	0-6
P ₂ O ₅	0-6
F	0-1
Zusätzliche Komp.	0-5

Die mechanischen Festigkeitsparameter liegen hier nach Angaben des Herstellers bei 100 ± 25 MPa Biegefestigkeit beim Drei-Punkt-Biegetest nach ISO 6872. Für CTE (100-400°C) werden $9,7 \pm 0,25 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$ [39] angegeben. Die genauen Brennparameter sind unter 3.1.2.4 ersichtlich.

3.1.2 Herstellungsverfahren dreigliedriger Frontzahnbrücken (IPS- Empress 2)

3.1.2.1 Die vollanatomischen Frontzahnbrücken:

Sämtliche Brücken wurden nach gründlicher Einarbeitung in den Herstellungsprozess und unter Kontrolle durch den Verfasser von zwei Technikerinnen in einem Zahntechniklabor unter möglichst standardisierten Bedingungen hergestellt.

Wachsmodelation:

Die Firma Ivoclar lieferte Wachsfertigbrücken (21 Brückenpfeiler, 22 tangenciales Zwischenglied, 23 Brückenpfeiler), somit war gewährleistet, dass alle vollanatomischen Wachsbrücken die gleichen Dimensionen besaßen (genaue Abmessungen siehe 3.1.3). Abbildung 19 zeigt eine solche Wachsfertigbrücke.

Als Arbeitsmodell diente das von Dr. Fischer entwickelte Prüfmodell [24] mit den von der Firma Ivoclar gelieferten Fertigstümpfen (siehe unter 2.2.3). Die genauen Abmessungen sind auch hier wieder unter 3.1.3 ersichtlich. Als Verbinderstärke zum Zwischenglied empfiehlt der Hersteller mind. 16 mm². Diese Anforderung wurde selbstverständlich eingehalten. In diesem Zusammenhang ist zu erwähnen, dass eine Mindestschichtstärke der Gerüstmodelation von 0,8 mm laut Hersteller nicht unterschritten werden darf.

Anstiften des Pressobjektes:

Abbildung 19: Wachsfertigbrücke



Den Herstellerangaben entsprechend wurden die Wachsbrücken mit Presskanälen im Rundprofil im Durchmesser von 2- 3 mm und einer Länge von ca. 7 mm in Fließrichtung (45-60 ° Winkel) geliefert.

Einbettung: Die Einbettung erfolgte mit der IPS Empress 2 Spezialeinbettmasse bzw. der IPS Empress 2 Speed Einbettmasse. Die Pressobjekte wurden auf der Muffelbasis aufgewachst und etwaige scharfe Kanten wurden geglättet. Entsprechend den Herstellerangaben wurde eine Papiermanschette zu einem Zylinder geformt, mit einem Kunststoffring stabilisiert und über die Muffelbasis gestülpt. Eingebettet wurde dann mit 200 g IPS Empress Spezialeinbettmasse und Liquid (30 ml Konzentrat + 15ml dest. H₂O), wobei ein Vormischen händisch von 20 sec. und darauf ein Anrühren von 60 sec. unter Vakuum stattfand. Der Papierzylinder wurde bis knapp unter den Stabilisierungsring aufgefüllt, dann wurde dieser durch eine Muffellehre ersetzt. Nach einer Abbindzeit von mind. 60 min. wurden Muffelbasis, Papiermanschette und Muffellehre mit einer Drehbewegung entfernt.

Bei Verwendung der IPS Empress Speed Spezialeinbettmasse wurde analog der oben geschilderten Prozedur verfahren. Die Anmischzeiten und Mengemischvolumina wurden nach den neuen Herstellerangaben durchgeführt.

Abb. 20 zeigt eine aufgesägte Muffel (Einbettmasse) mit nachträglich eingesetzter Wachsbrücke.

Abbildung 20: Aufgesägte Muffel mit nachträglich eingesetzter Wachsbrücke [24]



Vorwärmung IPS 2 Speed Einbettmasse: Der Rohlingsträger wurde im kalten Ofen platziert, die Muffel jedoch erst bei Endtemperatur in den Ofen gestellt und auf 850°C vorgewärmt.

Vorwärmung IPS 2 Spezialeinbettmasse: Muffel und Rohlingsträger wurden im kalten Ofen platziert. Der Temperaturanstieg betrug pro Minute 5°C von Raumtemperatur an. Eine Haltezeit von 30 Minuten bei 250°C und eine Endhaltezeit von 60 Minuten bei 850 °C wurden eingehalten.

Pressung: Die Muffel wurde dann aus dem Ofen genommen und mit dem kalten Schichttechnik-Rohling bestückt. Anschließend wurde der Aluminium- Presskolben eingesetzt. Die so bestückte Muffel wurde genau im Zentrum des Pressofens EP500 (Ivoclar) platziert. Alsdann wurde der Pressofenkopf manuell geschlossen und durch Betätigen der START-Taste wurde der vollautomatische Pressvorgang gestartet. Tabelle 7 zeigt die Parameter des Pressens.

Tabelle 7: Parameter des Pressens des Grundgerüstes

Bereitschaftstemperatur	700 °C
Temperaturanstieg	60°C pro min.
Presstemperatur	920°C
Haltezeit	20 min
Vakuum	500°C – 920°C
Pressdruck	5 bar
Nachpresszeit	entfällt

Es wurde besonderes Augenmerk auf eine genaue und regelmäßige Kalibrierung der Temperatur des Pressofens gelegt. Nach Ende des Pressvorganges wurde die Muffel sofort aus dem Ofen genommen und auf einem grobmaschigen Gitter bis auf Raumtemperatur abgekühlt. Dadurch wurde eine schnelle und gleichmäßige Abkühlung erreicht und ein ungewollter Hitzestau vermieden.

Ausbettung: Auf der abgekühlten Muffel wurde die Länge des Aluminiumoxid-Kolbens markiert, sodann wurde die Muffel mit einer Trennscheibe separiert. Diese Sollbruchstelle ermöglichte eine sichere Trennung zwischen Aluminiumoxid-Kolben und Keramik mit einem Gipsmesser, welches in die Sollbruchstelle eingeführt wurde. Die Grobausbettung erfolgte mit Glanzstrahlmittel (100µm) bei 4 bar, die Feinausbettung erfolgte bei 2 bar. Im Anschluss wurden die Brücken in einem Kunststoffbecher (PE) mit der Invex-Flüssigkeit (Ivoclar) während 10 min im Ultraschallgerät gesäubert, anschließend unter laufendem Wasser abgespült und trockengeblasen. Die weiße Reaktionsschicht wurde mit Spezialstrahlmittel (Al_2O_3 = Typ 100, Ivoclar), bei 1 bar Druck sorgfältig entfernt.

Abtrennen der Brücken von den Gusskanälen: Die Presskanäle wurden mit einer dünnen Diamantscheibe abgetrennt. Ein nasser Schwamm, durch den die Diamantscheibe während des Abtrennens geführt wurde, gewährleistete eine permanente Kühlung. Dadurch wurde eine Überhitzung der Keramik vermieden. Die Ansatzstellen der Presskanäle wurden mit keramisch gebundenen Schleifkörpern überarbeitet

Aufpassen: Bei Störstellen wurden die Brücken mit einer Kontrollfarbe bestrichen und diese mit einem feinen Diamanten unter Wasserkühlung entfernt. Keinesfalls

wurde das Gerüst im Bereich des Zwischengliedes beschliffen oder gar nachsepariert.

Glasurbrand: Nach Abstrahlen mit Wasserdampf wurden die Brücken mit einer Mischung aus Glasurliquid und Glasurpaste (Ivoclar) einmal glasiert. Diese Mischung wurde gleichmäßig dünn von Hand auf die Brücken mittels eines Pinsels aufgetragen. Dann erfolgte der Glasurbrand auf einem Wabenträger im Keramikbrennofen P80 (Ivoclar) mit den in Tabelle 8 notierten Werten.

Tabelle 8: Parameter des Glasurbrandes (konventionell)

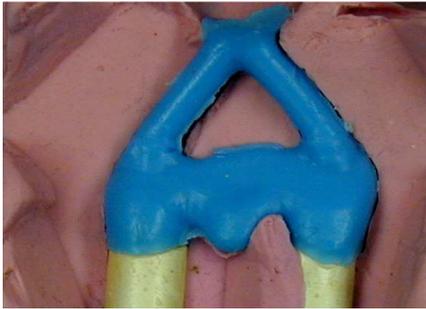
Bereitschaftstemperatur	403 °C
Ofenschließzeit	6 min
Temperaturanstieg	60°C pro min.
Brenntemperatur	770°C
Vakuum	450°C – 769°C
Haltezeit	2 min

Auf diese Weise wurden 40 vollanatomische Empress 2 Brücken hergestellt.

3.1.2.2 Die Brückengerüste ohne Verblendung

Analog dem oben beschriebenen Vorgehen wurden dann sieben Brückengerüste ohne Verblendung mit Glasur hergestellt. Zur Fertigung identischer Brückengerüste aus Wachs wurde ein Full-Wax- Up aus Wachs erstellt. An diesem erfolgte dann gezielt eine Reduktion, d. h. der Anteil, der nach dem Pressvorgang mit Schichtmaterial bei den Verblendbrücken aufgebaut wurde, musste entfernt werden. Eine Mindestschichtstärke des Gerüsts von 0,8 mm wurde eingehalten. Die Verbinderstärke von 16 mm² wurde beachtet, indem das Gerüstmaterial bis an die palatinale Fläche der Brücke modelliert wurde. Diese so entstandene „Meister-Form“ wurde dann mittels einer Siliconform abgeformt und vielfach dupliziert. So konnten nahezu identische Brückengerüste aus Wachs hergestellt werden. Sämtliche oben beschriebenen Vorgehensweisen entsprachen auch hier der Herstellungsprozedur. Abb. 21 zeigt die Siliconform und eine gegossene Wachsbrücke. Abschließend wurden die Brückengerüste nur noch glasiert.

Abb. 21: Silikonform (aufgeschnitten) zum Gießen von Wachsbrücken



3.1.2.3 Die Verblendbrücken I (Verblendung konventionell)

Entsprechend der bereits geschilderten Vorgehensweise zur Herstellung der Wachsgrundgerüste und der oben vergleichbar beschriebenen Herstellungsprozedur für vollanatomische Brücken wurden 28 Brückengerüste hergestellt. Die Brückengerüste wurden nach ihrer adäquaten Ausbettung und Abtrennung der Presskanäle in Invex-Flüssigkeit gereinigt und nach sorgfältigem Abstrahlen mit Al_2O_3 und Säuberung mit Wasserdampf einem Washbrand unterzogen. Das verwendete Dentinpulver wurde mit Modellier-IPS Empress 2 Flüssigkeit angerührt und bei folgenden Parametern gebrannt (Tabelle 9a):

Tabelle 9a: Parameter des Washbrandes (konventionell)

Bereitschaftstemperatur	403 °C
Ofenschließzeit	6 min.
Temperaturanstieg	60°C pro min.
Brenntemperatur	800°C
Vakuum	450°C – 799°C
Haltezeit	1 min.

Daraufhin wurden die Dentin- und Schneidmassen nach gewohnter Schichttechnik unter Verwendung des IPS 2 Modellier-Liquids vorgenommen. Der Dentinbrand wies folgende Parameter auf (Tabelle 9b):

**Tabelle 9b: Parameter des Dentin-/Schneidmassenbrandes
(konventionell)**

Bereitschaftstemperatur	403 °C
Ofenschließzeit	6 min.
Temperaturanstieg	60°C pro min.
Brenntemperatur	800°C
Vakuum	450°C – 799°C
Haltezeit	2 min.

Der Glasurbrand erfolgte wiederum nach der bereits beschriebenen Vorgehensweise. Den Zahntechnikerinnen wurde ein Silikonvorwall, der am Full-Wax-Up genommen wurde, zur Verfügung gestellt.

(Die Verbinder wurden auch bei den verblendeten Brücken nicht mit Verblendmasse überzogen, sondern bestanden voll aus Gerüstmaterial).

3.1.2.4 Die Verblendbrücken II (Verblendung mittels „experimental glass-ceramic layering material“)

Die unter 3.1.2.3 beschriebenen Brückengerüste wurden hier mit dem „**experimental glass-ceramic layering material**“ verblendet (Brücken, die mit diesem Verblendmaterial verblendet wurden, werden im Folgenden kurz als „experimentell verblendet“ bezeichnet). Zu dieser neuen Verblendmasse gehörte selbstverständlich auch eine neue Glasurmasse, die Verwendung fand. Die Brennparameter wurden hier geringfügig nach Herstellerangaben verändert (Tabelle 10 a-c):

Tabelle 10a: Parameter des Washbrandes (experimentell)

Bereitschaftstemperatur	403 °C
Ofenschließzeit	6 min.
Temperaturanstieg	60°C pro min.
Brenntemperatur	755°C
Vakuum	450°C – 754°C
Haltezeit	1 min.

**Tabelle 10b: Parameter des Dentin-/ Schneidmassenbrandes
(experimentell)**

Bereitschaftstemperatur	403 °C
Ofenschließzeit	6 min.
Temperaturanstieg	60°C pro min.
Brenntemperatur	755°C
Vakuum	450°C – 754°C
Haltezeit	2 min.

**Tabelle 10c: Parameter des Glasurbrandes
(experimentell)**

Bereitschaftstemperatur	403 °C
Ofenschließzeit	6 min.
Temperaturanstieg	60°C pro min.
Brenntemperatur	725°C
Vakuum	450°C – 724°C
Haltezeit	1 min.

Alle anderen Parameter und Vorgehensweisen entsprechen der oben beschriebenen Vorgehensweise.

Auf diese Art wurden noch einmal 28 Brücken hergestellt.

3.1.3 Eigenschaften und Beschaffenheit von In-Ceram (Zirconia)

Die von *M. Sadoun*, einem französischen Zahnarzt entwickelte In-Ceram-Keramik, und die von der Firma Vita (Bad Säckingen) weiterentwickelt wurde, nutzt die in der Keramiktechnologie bekannten Methoden der Verfestigung durch Dispersion - Einbringen und gleichmäßiges Verteilen hochfester Kristalle in eine Glasmatrix - und Druckspannungen an den Grenzflächen zwischen Glasmatrix und Aluminiumoxid in optimaler Weise aus [22]. Im Unterschied zu herkömmlicher Keramik werden die Aluminiumoxid-Kristalle nicht in eine bereits vorliegende Glasschmelze eingebracht, sondern es wird zunächst ein trocken gesintertes Aluminiumoxid-Gerüst hergestellt, das in einem zweiten Schritt mit Glas infiltriert wird. Beim Trockensintern der in einer dichten Kornpackung vorliegenden Aluminiumoxid-Partikel werden zwischen den

Partikeln viele Kontakte — Sinterbrücken - geschaffen, die eine Rissausbreitung effektiv behindern [67].

Bei In-Ceram liegt also eine Verstärkung der Keramik durch Misfitspannungen vor, der Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) der Teilchen (Al_2O_3 — Partikel) ist kleiner als der WAK der Glasmatrix, so dass es hier zu tangentialen Zugspannungen und radialen Druckspannungen der Partikel kommt. Ein auf das Teilchen zulaufender Riss wird von diesem eingefangen. Kann jetzt der Riss das Teilchen nicht teilen, stagniert er, oder muss zum weiteren Fortschreiten das Teilchen umlaufen; beides bedeutet eine Erschwerung der Rissausbreitung und somit eine Stabilitätssteigerung [57;24]. Durch Einlagerung feindisperser Zirkonoxidpartikel in die Aluminiumoxid-Matrix können die Festigkeitseigenschaften der In-Ceram Keramik nochmals deutlich gesteigert werden. Hierbei macht man sich die Phasentransformation des Zirkonoxids von der tetragonalen in die monokline Phase zunutze [56;57]. Zirkonoxid liegt in Abhängigkeit von der Temperatur in verschiedenen Modifikationen vor. Aus der monoklinen Tieftemperaturphase entsteht bei Temperaturen oberhalb von 1170°C durch martensitische Umwandlung die tetragonale Modifikation. Durch die Zugabe von oxidischen Gruppen wie z. B. CaO , Y_2O_3 oder Ce_2O_3 ist jedoch eine gezielte Stabilisierung der tetragonalen Phase bis auf Raumtemperatur möglich. Wird das in der tetragonalen Modifikation stabilisierte Zirkonoxid unter der Einwirkung einer äußeren Belastung im Bereich eines Risses hohen Zugspannungen ausgesetzt, so kann, bedingt durch einen verminderten Matrixdruck, wieder eine Umwandlung in die monokline Phase stattfinden. Diese Phasenumwandlung ist mit einer Volumenausdehnung von etwa 3-4 % verbunden und führt zu lokalen Druckspannungen im Material, die dem Rissfortschritt entgegenwirken [94].

3.1.4 Herstellung derdreigliedriger Frontzahnbrücken aus In-Ceram Zirconia

Nach Vorlage der oben bereits erwähnten Wachsfertigbrücken von Ivoclar (unter Verwendung der vollanatomischen Version), stellte die Firma Vita (Bad Säckingen) 14 Brücken aus In-Ceram Zirconia her.

Diese In-Ceram Zirconia Brücken wiesen einen Zirkonoxidgehalt von 33 Gew. % auf, der durch den Zusatz von 16 % Ce_2O_3 stabilisiert wurde [94]. Dabei erfolgte im

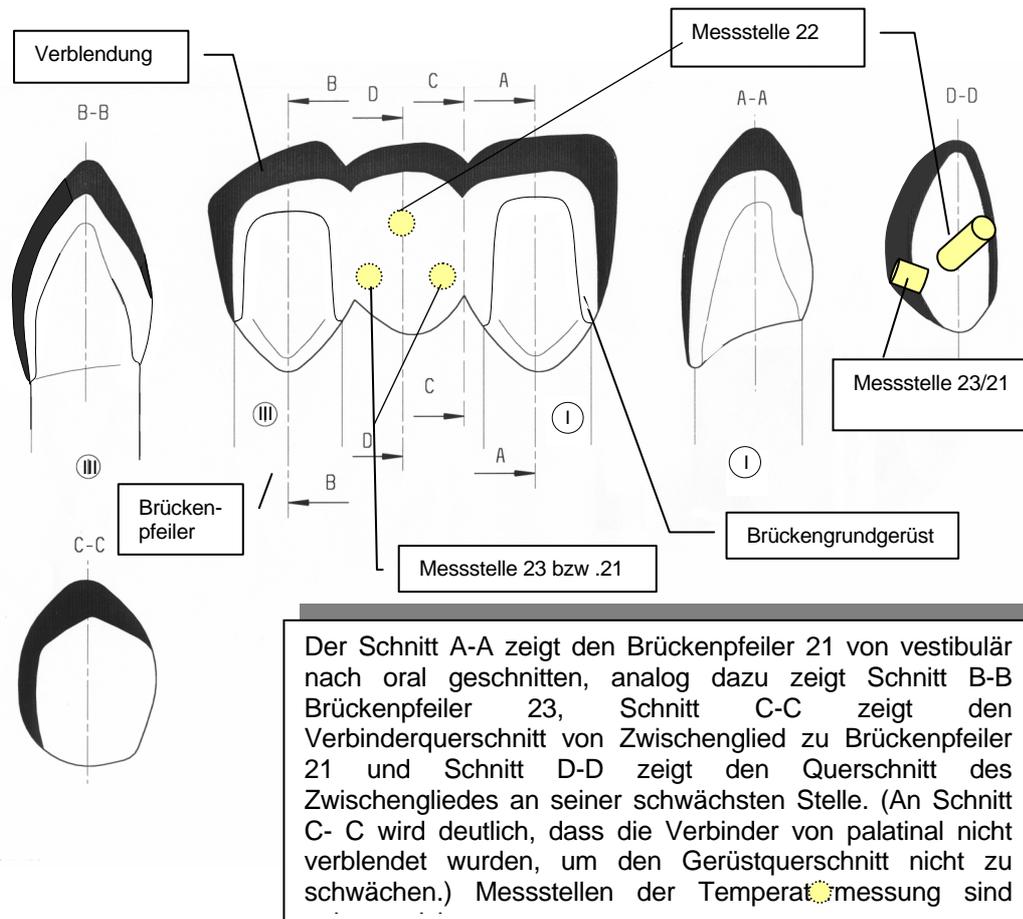
Hartkern aus glasinfiltrierter Aluminiumoxidkeramik ein Ersatz des Al_2O_3 Pulvers durch Zirkonoxid einschließlich Stabilisatoren, d.h. das Al_2O_3 –Pulver wurde mit dem ZrO_2 Pulver im Verhältnis 67 : 33 Gew.% gemischt. Mittels Infiltration eines Spezialglases erfolgte dann der Abschluss der Herstellung der Brücken.

3.1.5 Proportionen der Brücken

Es folgen nun die Proportionen der Brücken unter Abb. 22 für die Brückengrundgerüste der IPS Empress 2 Brücken (verblendet). Die Proportionen der vollanatomischen Brücken sind identisch insofern, als dass die Maße für Verblendung und Grundgerüst der verblendeten Brücken für die vollanatomischen Brücken addiert werden können.

Ausdrücklich wird an dieser Stelle nochmals darauf hingewiesen, dass die Verbinderstärken der vollanatomischen IPS Empress 2 Brücken und der konventionell bzw. experimentell verblendeten IPS Empress 2 Brücken jeweils 16 mm^2 betragen.

Abb. 22: Proportionen der Brückengrundgerüste einschließlich der Verblendung (Skizze)

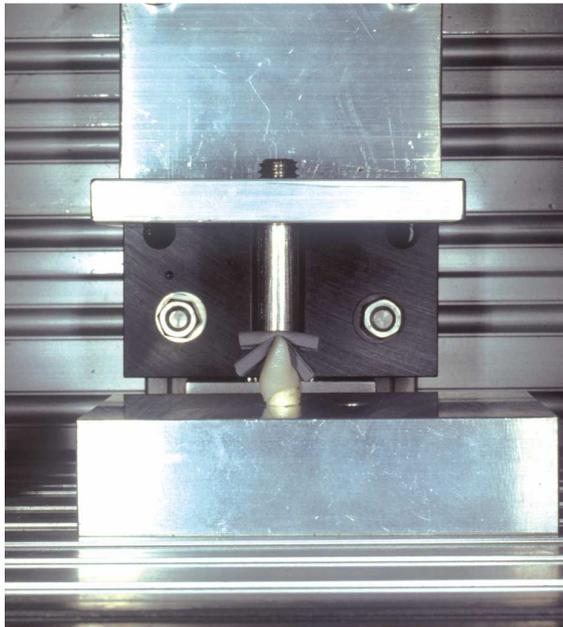


3.1.6 Zementiermodalitäten In-Ceram Zirconia/ IPS Empress 2 Brücken

Die gesamten Brücken wurden unter standardisierten Bedingungen mit Pro Tec CEM (Vivadent) zementiert. Unter Verwendung von Isopropanol wurden die Stümpfe sowie die Brücken entfettet. Der Zement wurde nach den Herstellerangaben angemischt. Auf die Stümpfe wurden die zuvor mit Pro Tec CEM bestückten Brücken von Hand aufgesetzt und in einer Zementiervorrichtung mit einem gleichmäßigen Anpressdruck von 28,7 N für mind. 15 min fixiert [29]. Um dies zu gewährleisten, wurde eine Vorrichtung, bestehend aus einem Stativ mit Schienen, Schlitten, Gewichten und einer Halterung für die Stümpfe verwendet. Dadurch konnte während des Zementierens eine stetige Kraft auf die Inzisalkante des Zwischengliedes 22 appliziert werden. Die Stümpfe wurden jeweils axial vor der Zementierung in der Vorrichtung fixiert. Um eine Beschädigung im inzisalen Bereich

vorzubeugen, wurde eine Gummilasche zwischen Inzisalkante der Brücke und der Auflage der Zementiervorrichtung gelegt. Abbildung 23 zeigt einen Ausschnitt aus dieser Zementiervorrichtung.

Abb. 23: Zementiervorrichtung (Ausschnitt) [24]



3.2. Methode

3.2.1 Die Prüfverfahren – Versuchsanordnung zur Bestimmung der Dauerfestigkeit bei thermischer und mechanischer Belastung

Verschiedene Alterungsprozesse (Stufenlast/Thermocycling) wirkten auf die Brückenserien und ihre Hauptgruppen ein, die zur Ermittlung der Bruchfestigkeit, unter den ihnen individuell zugeordneten Prüfbedingungen, herangezogen wurden. Die Prüfung derselbigen erfolgte unter gleichen, standardisierten Prüfverfahren, die im Einzelnen zuerst näher beschrieben werden sollen. Danach folgen im Detail die einzelnen Hauptgruppen.

3.2.1.1 Stufenlastverfahren I/II

Die Stufenlastverfahren I/II entsprachen vom Prinzip her gesehen einem Drei-Punkt-Biegeversuch ohne seitliche Gleitlager mit komplexem Spannungsmuster. Durch den unter 3.2.1.3 beschriebenen Antagonisten, der ca. 3,0 mm unterhalb der Inzisalkante von Brückenglied 22 die Brücken in einem Winkel von 45° belastete, (siehe Abb. 25) entstand ein Biegeversuch. Die Bruchkraft wurde bei axialer Krafteinleitung gemessen.

Stufenlast I: Wie bereits einleitend erwähnt, ist die physiologische Krafteinwirkung durch ihren intermittierenden, rhythmischen Charakter gekennzeichnet. Klinische Misserfolge treten auf, obwohl die Restauration nie einer maximalen Kaukraft ausgesetzt war. Es wurde nun ein Stufenlastverfahren gewählt, welches sich zwar von der dynamischen Festigkeitsprüfung nach Wöhler [100] unterscheidet, jedoch mit seiner Imitation der physiologischen Bedingungen sehr nahe am „Original“ liegt.

Im Stufenlastverfahren I wurden die Brücken folgenden Belastungsschritten unterzogen:

1. Stufe: Belastung mit 50 N für 10000 Lastzyklen
2. Stufe: Belastung mit 100 N für 10000 Lastzyklen
3. Stufe: Belastung mit 150 N für 10000 Lastzyklen
4. Stufe: Belastung mit 200 N für 10000 Lastzyklen
5. etc.

Als Kaufrequenz wurden hier 0,45 Hz gewählt, so dass die Versuchsdauer mit 10000 Lastzyklen ca. 6 Stunden betrug. Daraus ergab sich eine mittlere voraussichtliche Versuchsdauer von 36 Stunden, mit der Annahme, dass die Brücken durchschnittlich im Laufe der 6. Stufen brechen würden. (Es geht hierbei keinesfalls um eine statistische Berechnung der Anzahl der Lastzyklen, sondern nur in Näherung um eine voraussichtliche Berechnung der Versuchsdauer).

Wie oben ersichtlich, wurde mit der geringsten Belastungsstufe begonnen und dann jeweils die Last um 50 N erhöht. Trat ein Bruch der Brücke auf, so wurde die

erreichte Belastungsstufe, sowie die gefahrenen Lastzyklen dieser Stufe notiert (gemessen) und ausgewertet (siehe 3.2.4).

Stufenlastverfahren II: Beim Stufenlastverfahren II wurde ein differenzierteres Lastverfahren angewandt:

1. Stufe: Belastung mit 125 N für 100000 Lastzyklen
 2. Stufe: Belastung mit 225 N für 1000 Lastzyklen
 3. Stufe: Belastung mit 125 N für 100000 Lastzyklen
 4. Stufe: Belastung mit 225 N für 1000 Lastzyklen
 5. etc.
- bis ein Bruch auftrat oder die Brücke eine Million Belastungszyklen mit 125 N und einschließlich weiteren 1000 Belastungszyklen mit 225 N standhielt.

Die geraden Stufen 2;4;6;8;10 beziehen sich immer auf 225 N, die ungeraden Stufen 1;3;5;7;9 auf 125 N. Die Kaufrequenz betrug hier ca. 1 Hz, dies entspricht bei 100000 Lastzyklen ca. 28 Stunden. Hier wurde eine erwartete Versuchsdauer bei einem Bruch in der 14. Versuchsstufe angenommen, daher wurde die Versuchsdauer pro Brücke bei fast ununterbrochenem Betrieb der Prüfeinrichtung durchschnittlich mit ca. 8 Tagen veranschlagt. Notiert (gemessen) und ausgewertet (siehe 3.2.4) wurden auch hier die bestandenen Laststufen sowie die Lastzyklen.

Die gewählten 225 N liegen unter den von Dr. Fischer (2002) durchschnittlich ermittelten dynamischen (keine zyklischen !) Bruchfestigkeiten [24].

3.2.1.2 Thermocycling I/II

Die Temperaturwerte, die in der Literatur bei den einzelnen Versuchen zu Festigkeitsmessungen unter Thermocycling beschrieben werden, schwanken zwischen 0°C bis über 80°C [47;28;74]. Hier wurde der Bereich von 5°C zu 55°C verwendet.

Die Umspülzeit der Brücken betrug 27 sec., die Zeit, in der die Brücken mit temperiertem Aqua dest. in Berührung waren, betrug jeweils 30 sec., siehe dazu Abb. 14.

Es wurde solange mit der Thermocyclierung fortgefahren, bis ein Bruch das gewählte Stufenlastverfahren abbrach, d. h. das Stufenlastverfahren war das übergeordnete Verfahren und bestimmte die Zyklanzahl.

Vor dem eigentlichen Thermocyclingverfahren I/II wurden die Brücken, welche später unter Thermolastbedingungen getestet wurden, 1500 Thermolastcyclen 5° zu 55°C, jeweils für 30 sec., unterzogen.

Thermocycling I: (dies entspricht dem Hauptprogramm der Temperaturwechsellage unter 2.2.5.2) Korrespondierend zum Stufenlastverfahren I ergibt sich hier:

1. Stufe 333 Thermobelastungen bei 10000 Lastzyklen
2. Stufe 333 Thermobelastungen bei 10000 Lastzyklen
3. Stufe 333 Thermobelastungen bei 10000 Lastzyklen
4. etc.

Daraus folgt eine geschätzte Thermocyclenzahl von ca. 2000 bei einem vermuteten Bruch in Bereich der 6. Stufe, plus 1500 Zyklen vor der eigentlichen Prüfung.

Thermocycling II: (dies entspricht dem Hauptprogramm der Temperaturwechsellage unter 2.2.5.2) Korrespondierend zum Stufenlastverfahren II ergibt sich hier:

1. Stufe 1500 Thermobelastungen bei 100000 Lastzyklen
2. Stufe 15 Thermobelastungen bei 1000 Lastzyklen
3. Stufe 1500 Thermobelastungen bei 100000 Lastzyklen
4. Stufe 15 Thermobelastungen bei 1000 Lastzyklen

Es folgt eine geschätzte Thermocyclenzahl von ca. 10500 bei einem Bruch in der 14. Versuchsstufe.

3.2.1.3 Standardisierte Einstellungen am „Conthermocyclingrad“

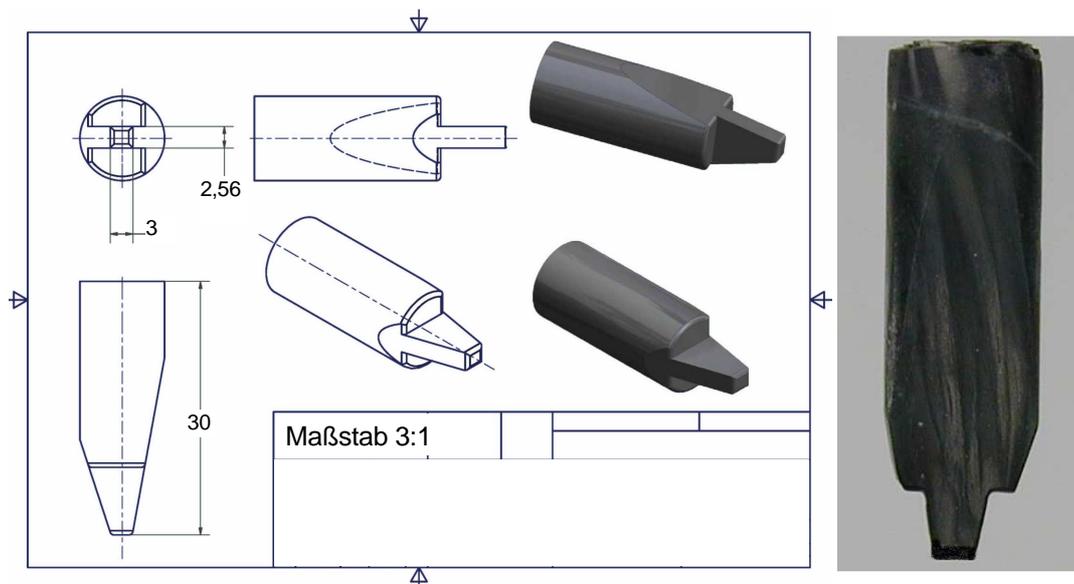
Nachfolgend werden nun einige standardisierte Einstellungen an der Prüfeinrichtung besprochen, d.h. Einstellungen, die bei allen Versuchsreihen und Hauptgruppen von Brücken unverändert belassen wurden:

Der „Antagonist“

Die Simulation des antagonistischen Zahnes wurde mittels eines „Antagonisten“, der im 45°-Winkel auf das Brückenzwischenglied 3 mm unterhalb der Inzisalkante auftraf, simuliert.

Der Antagonist wurde aus Kunstharz (Epoxydharz), in das ein ringförmiges Synthetikband (Carbonfaser - Schlösser & Cramer, Wuppertal, Germany) eingelegt war, hergestellt. Zur Herstellung wurde ein abgerundeter Epoxydharzstempel so modifiziert, dass er eine eindeutige, reproduzierbare Auflagefläche bei Benutzung als Antagonist auf den zu prüfenden Brücken hinterließ. Eine Hohlform aus Silikon wurde vom „Ur“-Antagonisten hergestellt, die dann mit neuem Epoxydharz unter Applikation der Carbonfaser ausgegossen wurde. Abbildung 24 zeigt einen gegossenen Antagonisten und dessen Abmessungen.

Abb. 24: Der gegossene Antagonist, ca. Maße in [mm], rechte Abb. vergrößert



Der Antagonist wurde ausgewechselt, wenn seine Auflagefläche auf dem Zwischenglied der Brücke durch Abnutzung größer als 3 mm wurde. Es wären

keine eindeutigen Messergebnisse mehr möglich gewesen, da eine größere Auflage höhere Kräfte bis zum Bruch impliziert hätte. Die Breite wurde ca. alle 8 h während des Dauerbetriebs kontrolliert.

Zahnstumpf- Lockerungsgrad:

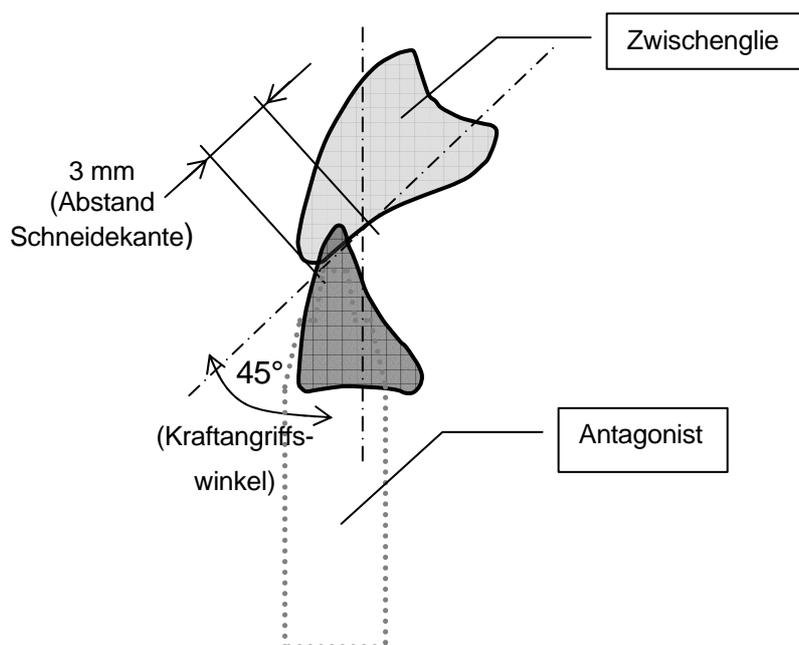
Die mit den Brücken versehenen Stümpfe wurden in die in 2.4.3. bereits besprochenen Stumpfaufnahmen [24] eingespannt. Die Stumpfbeweglichkeit wurde bei allen Brücken (Hauptgruppen) unverändert starr belassen. Dazu wurden die Stumpfaufnahmen auf ihre maximale Härte eingestellt. Dies entspricht einem Lockerungsgrad von Null.

Lage des Kraftangriffspunktes und der Kraftangriffswinkel

Der Kraftansatzpunkt (Abstand Schneidekante) auf dem Zwischenglied 22 betrug ca. 3 mm gemessen von der Inzisalkante. Der Winkel der Richtung des Kraftangriffes (Kraftangriffswinkel) betrug im Durchschnitt 45° zwischen der Achse des Antagonisten und der palatinalen Fläche des Zwischengliedes 22. Genauere Angaben sind aus Abb. 25 zu entnehmen. Abb. 25 zeigt die Versuchssituation um 180° gedreht, um den klinischen Vergleich aufzuzeigen.

Abb. 25 Lage und Winkel des Kraftangriffspunktes (schematisch)

Hier um 180° gedreht zum klinischen Vergleich (Erläuterungen im Text)



Die Lastkurve

Die Lastkurve wurde bereits unter 2.2.2.3 besprochen und unter 2.4.2.2 diskutiert.

3.2.2 Übersicht über die Brückengruppen

Es werden nun die einzelnen Serien bzw. Brückenhauptgruppen und ihre individuellen Alterungsprozesse beschrieben.

3.2.2.1 Künstliche Alterungsprozesse Material IPS Empress 2

Grundsätzlich konnten die Brücken aus IPS Empress 2 in vier Serien unterteilt werden, die dann wieder in Hauptgruppen zu je sieben Brücken aufgeteilt wurden:

Serie	Hauptgruppe
1. vollanatomische Frontzahnbrücken:	(EP11/12/13/14)
2. Brückengerüste ohne Verblendung:	(EP4)
3. Verblendbrücken I (Verblendung konventionell):	(EP21/22/23/24)
4. Verblendbrücken II (Verblendung mittels: „experimental glass-ceramic layering material“)	(EP31/32/33/34)

In der nachfolgenden Tabelle (11) sind im einzelnen die Hauptgruppen und die ihnen zugeordneten Prüfbedingungen dargestellt. (Es galten jeweils zusätzlich die unter 3.2.1.3 genannten standardisierten Einstellungen).

Tabelle 11: Serien und Hauptgruppen von IPS Empress 2

Prüfverfahren Hauptgruppe	Stufenlast I	Stufenlast II	Thermowechselast I	Thermowechselast II
EP11 Empress Vollanatomisch	×			
EP12 Empress Vollanatomisch	×		×	
EP21 Empress 2 Verblendung konv.	×			
EP22 Empress 2 Verblendung konv.	×		×	
EP31 Empress 2 Verblendung exp.	×			
EP32 Empress 2 Verblendung exp	×		×	
EP4 Empress Brückengerüst ohne Verblendung	×			
EP13 Empress Vollanatomisch		×		
EP 14 Empress vollanatomisch		×		×
EP23 Empress Verblendung konv.		×		
EP24 Empress Verblendung konv.		×		×
EP33 Empress Verblendung exp.		×		
EP34 Empress Verblendung exp.		×		×

3.2.2.2 Künstliche Alterungsprozesse In-Ceram Zirconia

Auch hier wurden die Brücken aus In-Ceram Zirconia eingeteilt. Es ergab sich nur eine Serie, die dann in zwei Hauptgruppen, je sieben Brücken, unterteilt wurde:

<u>Serie</u>	<u>Hauptgruppe</u>
1. In-Ceram Zirconia verblendet	(IC11/12)

nachfolgend nun im Einzelnen die Hauptgruppen und die ihnen zugeordneten Prüfbedingungen in Tabelle 12. (Es galten jeweils zusätzlich die unter 3.2.1.3 genannten standardisierten Einstellungen).

Tabelle 12: Serien und Hauptgruppen von In-Ceram Zirconia

Prüfverfahren Hauptgruppe	Stufenlast I	Thermowechselast I
IC11 In-Ceram Zirconia verblendet	×	
IC12 In-Ceram Zirconia verblendet	×	×

3.2.3 Fragestellungen zu den einzelnen Hauptgruppen

Nach Durchführung der jeweiligen Prüfungen der Hauptgruppen mittels der einzelnen Stufenlastverfahren sollen folgende Fragestellungen beantwortet werden:

Zu IPS Empress 2 Frontzahnbrücken unter Stufenlast I:

1. Wie groß ist der Alterungsprozess der einzelnen Hauptgruppen unter Thermowechselast gegenüber der Prüfung ohne Thermowechselast ?
2. Steigert die experimentelle Verblendmasse die Festigkeitswerte ?
3. Schwächt eine Verblendung der Brücken die Festigkeitswerte, wenn die Verbinder von verblendeten und vollanatomischen Brücken nahezu unverändert gleich dimensioniert werden ?

D.h. die unmittelbaren Verbinder bestehen vollständig aus Gerüstmaterial und sind nur von einer Glasurschicht bedeckt.

(Zwischenglieder werden von vestibulär verblendet)

Zu IPS Empress 2 Frontzahnbrücken unter Stufenlast II:

4. Wie groß ist der Alterungsprozess der einzelnen Hauptgruppen unter Thermowechselast gegenüber der Prüfung ohne Thermowechselast ?
5. Steigert die experimentelle Verblendmasse die Festigkeitswerte ?

Zu In-Ceram Zirconia Frontzahnbrücken unter Stufenlast I:

6. Wie groß ist der Alterungsprozess der **In-Ceram** Zirconia Brücken unter Thermowechselast gegenüber der Prüfung ohne Thermowechselast ?

Zum Vergleich von IPS Empress 2 – zu In –Ceram Zirconia Frontzahnbrücken:

7. Welche verblendeten Vollkeramikbrücken besitzen die höchsten Festigkeitswerte ?

3.2.4 (Statistische) Auswertung der Stufenlastwerte / Belastungspaare der einzelnen Brücken und Hauptgruppen zueinander (Abstandsmerkmale)

Gemessen und notiert wurden die bestandenen Laststufen und die erreichte Anzahl der Lastzyklen der letzten Stufe; dabei sei das statistisch relevante Abstandsmerkmal der einzelnen Stufenlastwerte der Brücken folgendermaßen definiert:

3.2.4.1 Beim Stufenlastverfahren I (mit/ohne Thermowechselast):

Erstes Kriterium sei immer das Bestehen einer (nächst)höheren Belastungsstufe (Laststufe), d.h. es muss mind. ein Lastzyklus der

höheren Stufe bestanden worden sein. Dabei werden die einzelnen Laststufen (z.B. 50 N; 100 N; 150 N) direkt als Abstandsmerkmal (konjugierende Einheit: Newton) übernommen und den Brücken zugeordnet.

Zweites Kriterium sei eine Teilung der 10000 Lastzyklen, der einzelnen Stufen in jeweils 3333 Lastzyklen, d.h. in drei Untereinheiten (1. Untereinheit bis einschließlich 3333 Zyklen, 2. Untereinheit bis einschließlich 6666 Zyklen, 3. Untereinheit bis einschließlich 10000 Zyklen). Jeder dieser einzelnen Untereinheiten (Unterstufen) werde erneut ein definiertes Abstandsmerkmal von 0 (N) / 12,5 (N) / 25 (N) zugeordnet. Damit erreicht eine Brücke der gleichen Laststufe, die z.B. 10000 Lastzyklen dieser Laststufe besteht, (aber nicht die nächsthöhere!), einen max. erhöhten Wert von 25 (N) gegenüber einer Brücke die nur einen Lastzyklus dieser Belastungsstufe bestehen würde. (Eine weitere Aufsplitterung erscheint wegen der erwarteten Streubreite nicht sinnvoll).

Besteht eine Brücke eine nächsthöhere Belastungsstufe so sei per definitionem bestimmt, dass diese Brücke bedeutsam über der vorherigen liege. Findet sich nun Gleichheit in der Belastungsstufe, so sollen die einzelnen bestanden Lastzyklen der gleichen Stufe herangezogen werden. Hier erfolgt die oben beschriebene Einteilung nur in die Unterstufen. Sind auch diese gleich, so sollen diese Brücken von ihren Festigkeitswerten her gesehen als identisch betrachtet werden.

Die so ermittelten Abstandsmerkmale gelten als direktes Maß für den Vergleich der Festigkeitswerte. Ein unmittelbarer Vergleich der einzelnen Brücken ist somit gewährleistet.

Beispiel:

a)

Brücke besteht bei Laststufe 250 N, 6670 Lastzyklen

→ zugeordnetes Abstandsmerkmal: $250 \text{ (N)} + 25 \text{ (N)} = 275 \text{ (N)}$

b)

Brücke besteht bei Laststufe 350 N, 2000 Lastzyklen

→ zugeordnetes Abstandsmerkmal: $350 \text{ (N)} + 0 \text{ (N)} = 350 \text{ (N)}$

Um die einzelnen Hauptgruppen miteinander vergleichen zu können, sollen die Abstandsmerkmale der einzelnen Hauptgruppen zusammengefasst werden. Dabei sollen der Mittelwert (\bar{X}) und die Standardabweichung (SD) der Abstandsmerkmale der Hauptgruppen bestimmt werden. Die Unterschiede der mittleren Abstandsmerkmale der verschiedenen Hauptgruppen sollen mittels ungepaartem t -Test auf ihre Signifikanz hin untersucht werden. Es gelten die unter 3.2.3 genannten Fragestellungen.

3.2.4.2 Beim Stufenlastverfahren II (mit/ohne Thermowechselast):

Erstes Kriterium: Hier wird immer ein Belastungspaar aus zwei Belastungsstufen gebildet und der Brücke zugeordnet: die erste Stufe mit 125 N für 100000 Zyklen (ungerader Zahlenwert der Stufen 1;3;5;7;9) wird nur in Kombination mit der zweiten Stufe von 225 N für 1000 Zyklen (gerader Zahlenwert der Stufen 2;4;6;8;10) als Paar gewertet, bei den weiteren Stufen wird genauso verfahren. Die Belastungsstufe mit 225 N dominiert also über die Belastungsstufe mit 125 N, und führt nur in Kombination zur vollen Wertung. Tritt ein Bruch während einer Belastungsstufe mit „100000 Zyklen bei 125 N“ (ungeradene Stufen) auf, so verfallen diese bestandenen Zyklen und es wird auf die 1000 bestandenen Zyklen bei 225 N zurückgegriffen.

Die höchste erreichbare Anzahl von Paaren beträgt für eine einzelne Brücke zehn Paare (da ab 20 Stufe Durchläufer). Die Anzahl der errungenen Belastungspaare gelte hier als Abstandsmerkmal (zugeordnete fiktive Einheit = wp).

Zweites Kriterium sei hier eine Teilung der Laststufe der „1000 Zyklen bei 225 N“ (geradene Stufen). Diese Laststufe werde in jeweils drei Untereinheiten geteilt: Erste Untereinheit bis einschließlich 333 bestandener Lastapplikationen, die zweite Untereinheit bis einschließlich 666, und die letzte Untereinheit bis einschließlich 1000 Lastapplikationen. Der ersten Untereinheit werden daraufhin $1/3$ Wertungspaare zugerechnet, der zweiten Untereinheit entsprechend $2/3$ Wertungspaare und der dritten Untereinheit bereits ein vollwertiges Wertungspaar zugerechnet. (Man beachte den Unterschied zur Auswertung beim Stufenlastverfahren I). Damit erreichen Brücken, die beim

Bestehen der gleichen Laststufe brechen, bereits einen max. Wert wenn sie mind. 667 Zyklen dieser Laststufe bestehen.

Erlangen Brücken die identische Anzahl von Belastungspaaren (die tatsächlich bestandene Zyklenanzahl kann Def. gemäß unterschiedlich sein), so werden sie von ihren Festigkeitswerten her gesehen als gleich gewertet.

Beispiel:

a)

1. Paar	1.	Stufe: Belastung mit 125 N für 100000 Lastzyklen bestanden
	2.	Stufe: Belastung mit 225 N für 1000 Lastzyklen bestanden
2. Paar	3.	Stufe: Belastung mit 125 N für 100000 Lastzyklen bestanden
	4.	Stufe: Belastung mit 225 N für 699 Lastzyklen bestanden

Diese Brücke erhält definitionsgemäß 2 Wertepaare (wp) zugeteilt.

b)

1. Paar	1.	Stufe: Belastung mit 125 N für 100000 Lastzyklen bestanden
	2.	Stufe: Belastung mit 225 N für 1000 Lastzyklen bestanden
2. Paar	3.	Stufe: Belastung mit 125 N für 100000 Lastzyklen bestanden
	4.	Stufe: Belastung mit 225 N für 1000 Lastzyklen bestanden
	5.	Stufe: Belastung mit 125 N bei 14129 Lastzyklen gebrochen

Diese Brücke erhält definitionsgemäß ebenso 2 Wertepaare (wp) zugeteilt.

Zur Beurteilung der bestandenen Belastungspaare pro einzelner Brücke und damit dem Vergleich einzelner Brücken, diene folgendes Auswertungsschema (Werte jeweils von mehr als ... bis einschließlich...):

- 0 Belastungspaare bestanden → *unbrauchbar*
- 0 – 2 Belastungspaare bestanden → *ungenügend belastungsfähig*
- 2 – 4 Belastungspaare bestanden → *schlecht belastungsfähig*
- 4 – 6 Belastungspaare bestanden → *bedingt belastungsfähig*
- 6 – 8 Belastungspaare bestanden → *gut belastungsfähig*
- 8 – 10 Belastungspaare bestanden → *sehr gut belastungsfähig*

Beispiel: die im obigen Beispiel erwähnten Brücken mit 2 wp erhalten somit das Prädikat: „*ungenügend belastungsfähig*“.

Die so ermittelten Prädikate gelten als direktes Maß für den Vergleich der Festigkeitswerte. Ein unmittelbarer Vergleich der einzelnen Brücken ist somit gewährleistet.

Um auch hier die Hauptgruppen miteinander vergleichen zu können, werden die einzelnen Belastungspaare (Abstandsmerkmale) der gleichen Hauptgruppen zusammengefasst. Dabei soll der Mittelwert (\bar{X}) der Wertepaare einer Hauptgruppe bestimmt werden. Die gefundenen Mittelwerte sollen anhand des bereits oben beschriebenen Auswertungsschemas notiert werden. Als Einschränkung gelte hier noch die Bedingung: finden sich in einer Hauptgruppe mind. drei Brücken mit der Einzel-Auswertung „*ungenügend belastungsfähig*“ oder schlechter, so kann das Gesamturteil nicht besser als „*ungenügend belastungsfähig*“ ausfallen.

Die Unterschiede der mittleren Belastungspaare der verschiedenen Hauptgruppen sollen mittels ungepaartem t-Test auf ihre Signifikanz hin untersucht werden. Es gelten die unter 3.2.3 Fragestellungen.

3.2.5 Zusammenfassung über die im Kaukraftsimulator eingestellten Parameter (Tabelle 13).

Tabelle 13: Übersicht über eingestellte Parameter am Kaukraftsimulator

Kaukraft	variabel von 50- 400 N (Stufenlastverfahren I/II)
Kaukraftverlauf	gerundete Sägezahnkurve
Kraftansatzpunkt	2 mm unter Inzisalkante
Kraftangriffswinkel	45°
Kaufrequenz	0,45/ 1 Hz
Antagonist	Epoxydharzstempel verstärkt durch Karbonfaser
Horizontaler Gleitweg	1,1 mm
Stumpflockerungsgrad	Null
Ruhelage	2 mm über Inzisalkante
Temperaturzyklus (kalt – Warm)	27 + 27 sec, effektiv: 30 + 30 sec
Bereitstellungs-Temperaturen	3°C / 57 °C +/- 1,5°C
Flüssiges Milieu	H ₂ O dest.
(Zementierung)	(Pro tec Cem)

4. Ergebnisse

4.1 IPS Empress 2 Vollkeramik-Frontzahnbrücken

Insgesamt wurden 103 dreigliedrige IPS Empress 2 Frontzahnbrücken, mittels zwei unterschiedlicher Stufenlastverfahren - teilweise unter Thermowechselast - auf Ihre Dauerfestigkeit geprüft. Die Messdaten von vier Frontzahnbrücken wurden wegen eines technischen Fehlers der Prüfeinheit nicht erfasst. Somit stehen insgesamt 99 Datensätze über die IPS Empress 2 Frontzahnbrücken zur Verfügung. Aus Übersichtsgründen soll nun zwischen Prüfungen mittels Stufenlast I bzw. Stufenlast II unterschieden werden. In den einzelnen Tabellen finden sich detaillierte Dauerfestigkeitswerte der Stufenlastverfahren und genaue Angaben über den Bruchverlauf jeder einzelnen Brücke. Bei Brücken die unter dem Stufenlastverfahren I getestet wurden, finden sich zusätzlich die korrespondierenden Abstandsmerkmale der einzelnen Brücken und der Mittelwerte (\bar{x}) sowie die Standardabweichung (SD) der Abstandsmerkmale der gesamten Hauptgruppe.

Für Brücken unter dem Stufenlastverfahren II finden sich ferner die zu ihnen gehörenden Belastungspaare (Abstandsmerkmale) und Prädikate je Brücke, sowie der Mittelwert (\bar{x}) der Belastungspaare der gesamten Hauptgruppe und das dazugehörige Prädikat.

4.1.1 Ergebnisse für Prüfungen mittels Stufenlast I ohne/ mit Thermowechselast

Bei der Prüfung unter Stufenlast I wurden alle 61 Frontzahnbrücken bis zum fatalen Bruch belastet. (Sämtliche Tabellen mit Ergebnissen zu den Stufenlastverfahren finden sich im Anhang unter 8. !)

4.1.1.1 Ergebnisse für IPS Empress 2 vollanatomische Brücken (EP11/12)

Die Hauptgruppe (EP11) der vollanatomischen IPS Empress 2 Frontzahnbrücken, die mittels Stufenlast I ohne Thermowechselast getestet wurden, erreichte mit 278,8

(N) \pm 78,1 (N) die höchste Dauerfestigkeit. Niedrigere Werte erreichten die vollanatomischen Frontzahnbrücken, die mit Thermowechselast getestet wurden (Hauptgruppe EP12): 249,0 (N) \pm 64,2 (N). Die genannten Mittelwerte und die Standardabweichungen beziehen sich auf die in 3.2.4.1 definierten Abstandsmerkmale. Die Einzelwerte sind in Tabelle 12 a für Brücken ohne Thermowechselast und in Tabelle 13 a für Brücken mit Thermowechselast dargestellt. Es finden sich dort genaue Angaben der gefahrenen mechanischen Lastzyklen und der sich daraus ergebenden Thermolastzyklen. Zusätzlich zu den je 8 getesteten vollanatomischen Brücken liegen hier jeweils noch 5 Brücken von Vorversuchen vor, die nach den gleichen Bedingungen getestet worden waren. Ihre Bruchdaten flossen ebenfalls in die Wertung ein, siehe dazu Tabelle 12 b und Tabelle 13 b. Die Standardabweichung und der Mittelwert der Abstandsmerkmale wurden für die gesamte Anzahl von jeweils 13 Brücken berechnet.

Von 26 getesteten Brücken brachen 20 am Verbinder, jedoch nur 6 frakturierten am palatinalen Teil eines Brückenankers.

In der Hauptgruppe EP 11 (Tabelle 14a/b) brachen die Brücken mit den höchsten Bruchwerten am palatinalen Teil eines Verbinders (Laufnummer 8/13). In der Hauptgruppe EP12 erreichte die Brücke, die am palatinalen Verbinder brach, den zweithöchsten Wert (Tabelle 15a, Laufnummer 5).

Die Frakturverläufe der am Zwischenglied gebrochenen Brücken nahmen zumeist einseitig, im basalen Bereich der Brückengliedverbinder, oder im marginalen Bereich der Kronenränder in unmittelbarer Nähe zum Brückenglied ihren Ausgang und setzten sich in inzisaler Richtung zum Angriffspunkt der Krafteinleitung fort.

4.1.1.2 Ergebnisse für IPS Empress 2 Brückengerüste ohne Verblendung (EP4)

Die Brückengerüste ohne Verblendung wurden nur mittels Stufenlastverfahren I ohne Thermowechselast getestet. Die Werte lagen bei 285,7 (N) \pm 37,8 (N) siehe Tabelle 16.

Es wurden die Messdaten von sieben Brücken erfasst.

Hier frakturierte nur eine Brücke am palatinalen Teil eines Brückenankers. Diese Brücke erreichte auch die höchsten Bruchwerte ihrer Hauptgruppe (Tabelle 16, Laufnummer 6). Alle anderen Brücken brachen am Zwischenglied.

4.1.1.3 Ergebnisse für IPS Empress 2 Verblendbrücken I (Verblendung konventionell) (EP21/22)

Hier erreichte die Hauptgruppe EP21, d.h. der Brücken, die unter Stufenlast I ohne Thermowechselast getestet wurden, Werte um $260,7 \text{ (N)} \pm 62,3 \text{ (N)}$. Die Messdaten für die Hauptgruppe EP22 der unter Thermowechselast getesteten Brücken liegen bei $227,1 \text{ (N)} \pm 30,0 \text{ (N)}$ (Tabelle 17 und 18). Es wurden jeweils sieben Brücken getestet, doch konnten bei den unter Thermowechselast getesteten Brücken nur sechs Messdaten erfasst werden. Lediglich an einer Brücke, getestet ohne Thermowechselast (Laufnummer 6), wurde eine Fraktur palatinal an den beiden Brückenankern festgestellt. Sie erreichte nur den vierthöchsten Bruchwert.

4.1.1.4 Ergebnisse für IPS Empress 2 Verblendbrücken II (Verblendung experimentell) (EP31/32)

Hier fanden sich erstmalig höhere Werte für die Brücken, die unter Thermowechselast getestet wurden: $285,4 \text{ (N)} \pm 69,1 \text{ (N)}$, als für die Brücken, die ohne Thermowechselast geprüft wurden: $258,9 \text{ (N)} \pm 70,2 \text{ (N)}$. Die unter Thermowechselast getesteten Brücken erreichten insgesamt gesehen die höchsten Werte der unter Stufenlast I getesteten Brücken. Unter Thermowechselast brachen zwei der sechs getesteten Brücken an den palatinalen Brückenankern (Laufnummer 3/5). Sie erreichten in ihrer Hauptgruppe die höchsten Bruchwerte. Genauere Angaben in den Tabellen 19 und 20. Es wurden jeweils sieben Brücken getestet. Der siebte Messwert der unter Thermowechselast getesteten Brücken konnte nicht erfasst werden.

4.1.2 Ergebnisse für Prüfungen mittels Stufenlast II ohne/ mit Thermowechselast

Die Prüfung mittels Stufenlast II wurde an 42 Brücken durchgeführt. Dabei wurden 25 bis zum fatalen Bruch belastet, bei 15 Brücken wurde der Versuch nach Kraftapplikation von zehnmal 100000 Lastzyklen mit 125 N und zehn mal 225N für 1000 Lastzyklen abgebrochen. Diese Brücken wurden als Durchläufer gewertet. Bei zwei Brücken konnten die Messdaten nicht erfasst werden.

4.1.2.1 Ergebnisse für IPS Empress 2 vollanatomische Brücken (EP13/14)

Die Dauerfestigkeit der sieben unter Stufenlastverfahren II ohne Thermowechselast getesteten, vollanatomischen Brücken, lag bei durchschnittlich $5 \frac{3}{7}$ Belastungspaaren (Gesamt-Prädikat: „bedingt belastungsfähig“) bezogen auf die gesamte Hauptgruppe und damit über den sieben mit Thermowechselast geprüften Brücken. Diese Brücken erreichten nur 4 Belastungspaare im Durchschnitt, mit dem Gesamt-Prädikat: „ungenügend belastungsfähig“, da vier Einzelbrücken mit dem Prädikat ungenügend bzw. „schlecht belastungsfähig“ gefunden wurden. (Dies führte zur Abwertung, ansonsten wäre das Prädikat: „schlecht belastungsfähig“ erreicht worden).

Bei beiden Prüfverfahren konnten jeweils zwei Brücken als Durchläufer gewertet werden. Tabellen 21 und 22 geben detaillierte Informationen. Die Brücken brachen einheitlich am Zwischenglied.

4.1.2.2 Ergebnisse für IPS Empress 2 Verblendbrücken I (Verblendung konventionell) (EP23/24)

Die Hauptgruppe EP23 der sieben Brücken, die konventionell verblendet worden waren, erreichte Werte um durchschnittlich $2 \frac{1}{2}$ Belastungspaare (Gesamt-Prädikat: „ungenügend belastungsfähig“ durch Abwertung !). Genaue Angaben in Tabelle 23. Den Status eines Durchläufers erreichte hier eine Brücke.

Mit Applikation von Thermowechselast erreichten die Brücken den Wert von 2 Belastungspaaren im Durchschnitt und damit das Gesamt-Prädikat: „ungenügend belastungsfähig“. Unter Thermowechselast erreichte hier keine Brücke die Kriterien eines Durchläufers (Tabelle 24, Hauptgruppe EP 24). Bei beiden Testverfahren brachen, bis auf die Durchläufer, alle Brücken am Zwischenglied.

4.1.2.3 Ergebnisse für IPS Empress 2 Verblendbrücken II (Verblendung experimentell) (EP33/34)

Die Hauptgruppe EP33 der sechs experimentell verblendeten Brücken erreichte im Durchschnitt Werte von $8 \frac{2}{3}$ Belastungspaaren und damit das Gesamt-Prädikat „sehr gut belastungsfähig“. Als Durchläufer wurden fünf Brücken gewertet (Tabelle 25). Die mit Thermocycling getesteten sieben Brücken erreichten Werte von durchschnittlich $7 \frac{2}{9}$ Belastungspaaren und das Gesamt-Prädikat: „gut belastungsfähig“. Bei beiden Testverfahren brachen alle bis zum Bruch belasteten Brücken am Zwischenglied. In den beiden Hauptgruppen konnten jeweils die Messdaten für eine Brücke nicht erfasst werden.

4.2 In-Ceram Zirconia Vollkeramik-Frontzahnbrücken

Insgesamt wurden 14 dreigliedrige In-Ceram Zirconia Brücken getestet. Die Messdaten für die Brücken mit den Laufnummern 1 der Hauptgruppe IC12 und IC13 wurden nicht erfasst. Insgesamt stehen also 12 Messdaten der Auswertung zur Verfügung.

Zur Prüfung der Dauerfestigkeit der In-Ceram Zirconia Brücken wurde das Stufenlastverfahren I bei der Hauptgruppe IC11 angewandt. Bei der Hauptgruppe IC12 fand außerdem noch gleichzeitig das Thermolastverfahren I Anwendung.

In den einzelnen Tabellen finden sich detaillierte Dauerfestigkeitswerte der Stufenlastverfahren und genaue Angaben über den Bruchverlauf. Zusätzlich werden die korrespondierenden Abstandsmerkmale der einzelnen Brücken und der Mittelwerte (\bar{x}) und die Standardabweichung (SD) der Abstandsmerkmale der gesamten Hauptgruppe dort dargestellt.

4.2.1 Ergebnisse für Prüfungen mittels Stufenlast I ohne/ mit Thermowechselast (IC11/11)

Die Dauerfestigkeitswerte für die Hauptgruppe IC11 liegen bei 216,7 (N) \pm 60,6 (N), für die Prüfung mit Thermowechselast bei 191,7 (N) \pm 66,5 (N), siehe dazu Tabelle 27 und 28.

Bei den Hauptgruppen IC 11/12 fehlen die Werte der ersten Brücken aufgrund eines technischen Fehlers. Die Bruchverläufe aller Brücken lagen einheitlich im Bereich des Zwischengliedes.

4.3 Ergebnis der statistischen Auswertung der Messergebnisse

Der Vergleich der Ergebnisse mittels ungepaartem t-Test (unabhängige Stichproben) sollte die Unterschiede auf Signifikanz überprüfen ($p=0,05$). Die Auswertung erfolgte mittels Excel 2000. Bei der Prüfung unter Stufenlast I fand sich in keinem Bereich der Empress 2 Hauptgruppen zueinander ein signifikanter Unterschied. Unter Stufenlast II ergab sich beim Vergleich von EP23/33 (konv. verbl. ohne Thermowechselast/exp. verbl. ohne Thermowechselast) ein signifikanter Unterschied: $p = 0.00665$. Auch unter Thermowechselast ergab der Vergleich von EP24/34 (konv. verbl. mit Thermowechselast/exp. verbl. mit Thermowechselast) einen Unterschied: $p=0,01279$. Die experimentelle Verblendkeramik erhöhte hier mit einem signifikanten Unterschied die Festigkeit unter Thermowechselast II (weitere Ergebnisse unter 4.3.1.2). Beim Vergleich von Empress 2 und In-Ceram Zirconia Brücken konnte nur ein signifikanter Unterschied zwischen IC 12 und EP32 unter Stufenlast I festgestellt werden ($p = 0,03763$).

4.4 Darstellung der Messergebnisse im Vergleich und Replik auf Fragestellungen

4.4.1 IPS Empress 2 Frontzahnbrücken

4.4.1.1 IPS Empress 2 Frontzahnbrücken unter Stufenlast I

Abb. 26a: Stufenlastwerte (Abstandsmerkmale) für IPS Empress 2 Brücken beim Stufenlastverfahren I, exemplarisch für Hauptgruppen EP21/22

Auf der X- Achse sind schematisch die einzelnen Brücken aufgetragen. Die Y- Achse zeigt die Anzahl der Lastzyklen und die Z- Achse die Laststufen in Newton. Halbtransparent sind die Mittelwerte der Abstandsmerkmale (Stufenlastwerte) der Hauptgruppen EP21/22 als zweidimensionale „Fläche“ hinter den Gruppen aufgetragen. Brücken sind durchnummeriert.

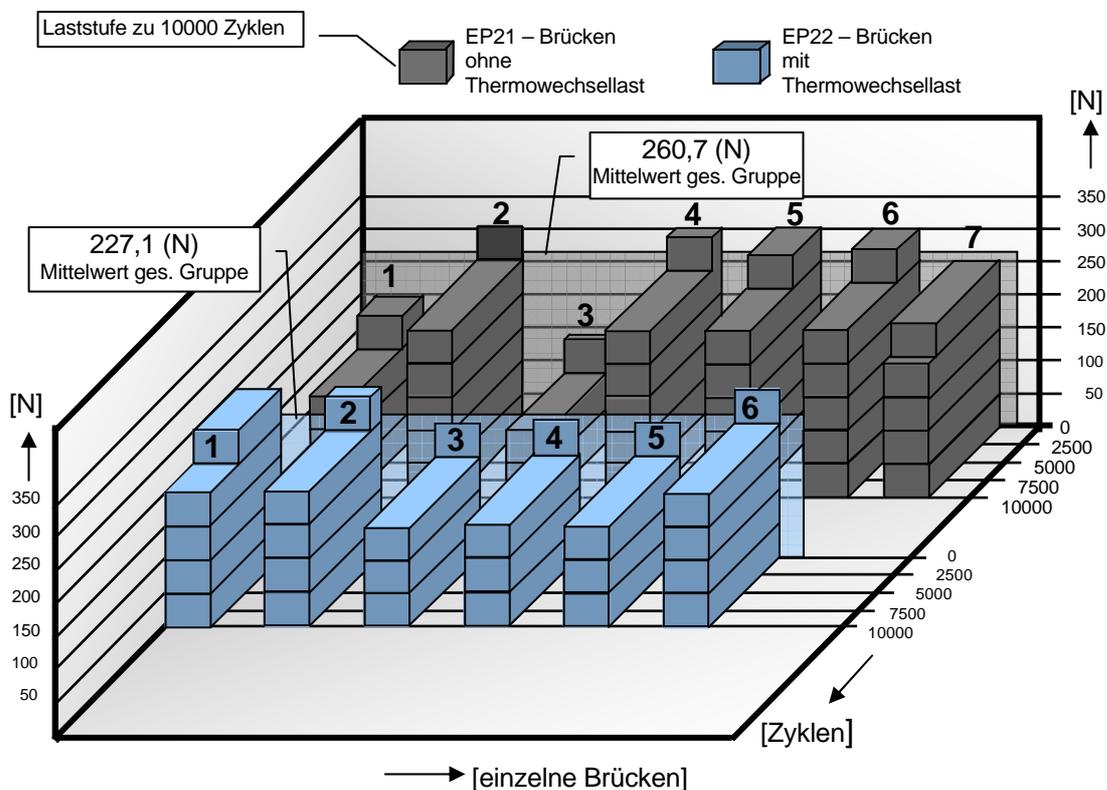
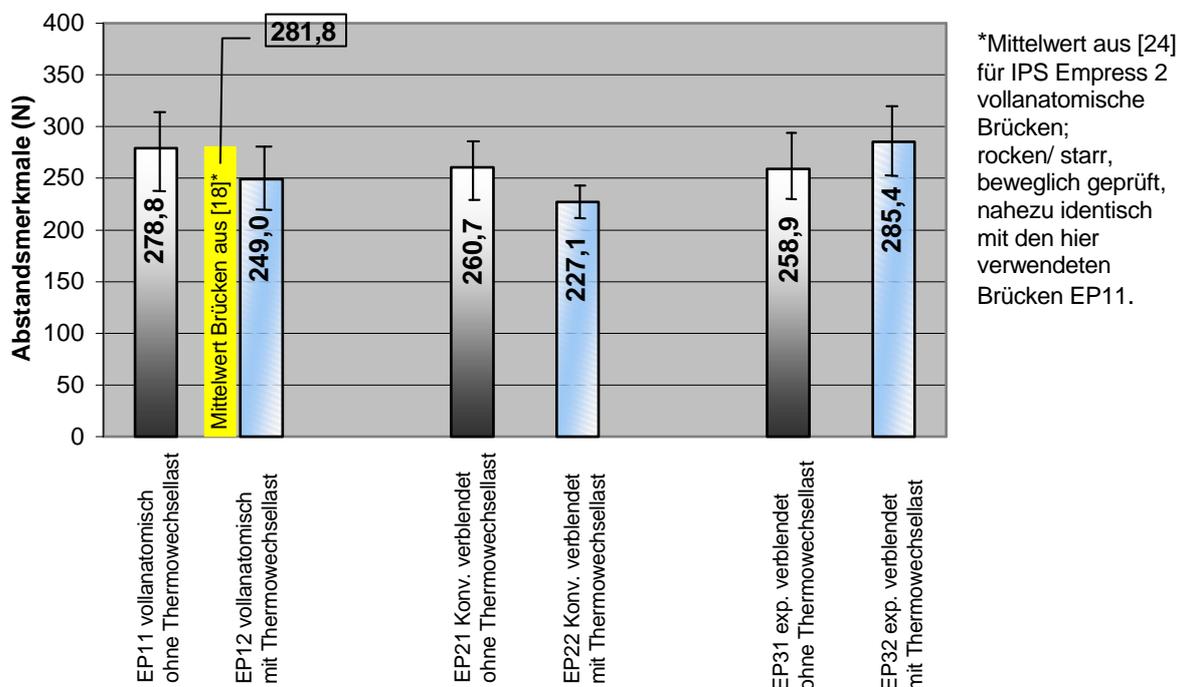


Abb. 26a zeigt exemplarisch die Hauptgruppen EP21/22 (konv. verblendet mit/ ohne Thermowechsellast). Aus der Abbildung ist insbesondere das Stufenlastverfahren I erkennbar. Auf der X-Achse sind schematisch die einzelnen Brücken aufgetragen. Die Y-Achse zeigt die Anzahl der Lastzyklen und die Z-Achse die Laststufen. Jeder einzelne Quader in der Abbildung symbolisiert somit eine Laststufe zu 10000 Zyklen mit der entsprechenden Stufenlast.

Halbtransparent sind die Mittelwerte der Abstandsmerkmale der Hauptgruppen EP21 (260,7 (N)) und EP22 (227,1 (N)) als zweidimensionale „Fläche“ hinter den Gruppen aufgetragen.

Es folgen nun die Mittelwerte und die Standardabweichungen der Abstandsmerkmale (Stufenlastwerte) für die IPS Empress 2 Hauptgruppen die unter Stufenlast I geprüft wurden in Abbildungsform. Abb. 26 b gibt hierzu einen kompletten Überblick.

Abb. 26b: Mittelwerte und Standardabweichungen der Abstandsmerkmale (N) (Stufenlastwerte) für IPS Empress 2 Brücken-Hauptgruppen beim Stufenlastverfahren I



Zur Größe des Alterungsprozesses der einzelnen Hauptgruppen unter Thermowechselast:

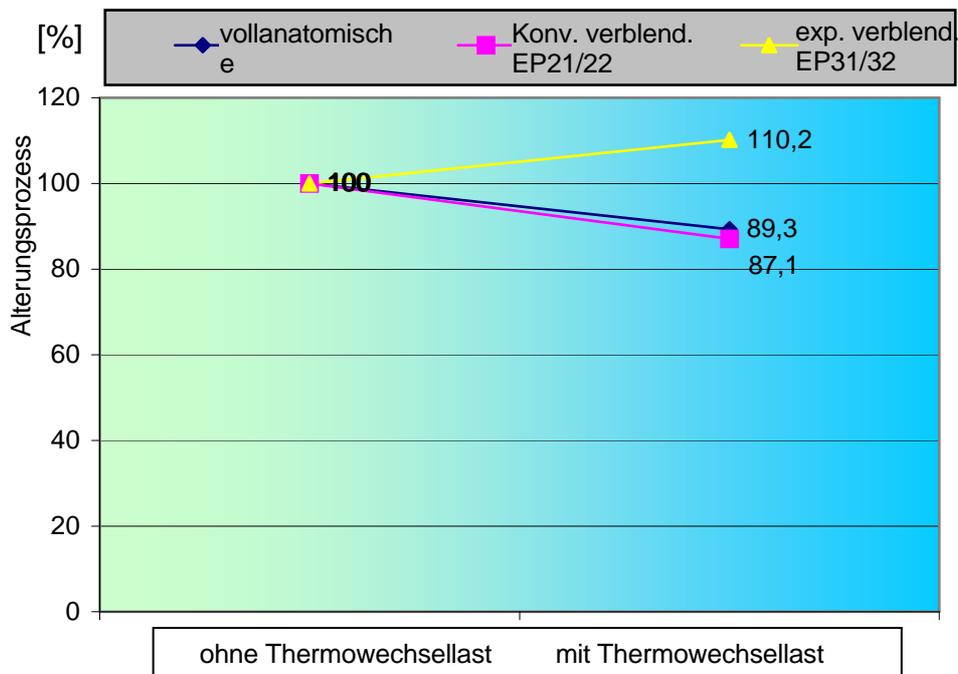
Deutlich fallen hier die erniedrigten Stufenlastwerte unter Thermowechselast bei den vollanatomischen und konventionell verblendeten Brücken auf. ($278,9 \pm 78,1$ (N) zu $249,0 \pm 64,2$ (N) vs. $260,7 \pm 62,3$ (N) zu $227,1 \pm 30,0$ (N)) Hingegen findet sich bei den experimentell verblendeten Brücken eine Erhöhung unter Thermowechselast. ($258,9 \pm 70,2$ (N) zu $285,4 \pm 69,1$ (N)).

Die relativen Festigkeiten sind aus Abb. 26 c ersichtlich, demnach fallen die Werte für vollanatomische und konventionell verblendete Brücken, unter zusätzlicher

Anwendung von Thermowechselast auf 89,3 % bzw. auf 87,1 % ab. Für experimentell verblendete Brücken steigen sie auf 110,2 % an.

Abb. 26 c: Größe des Alterungsprozesses der einzelnen Hauptgruppen unter Thermowechselast I (IPS Empress 2)

Wert ohne Thermowechselast = 100%,

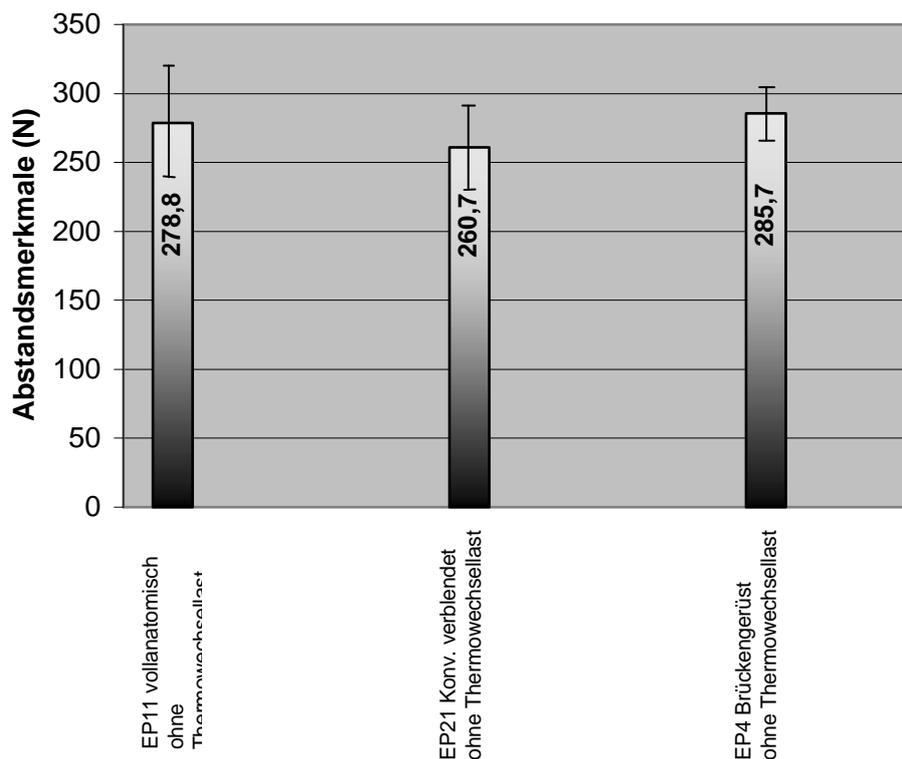


Zur Steigerung der Festigkeitswerte (hier Stufenlastwerte) durch die experimentelle Verblendmasse. (Vergleich der verblendeten Brücken konv. vs. exp.):

Bei der Prüfung ohne Thermowechselast konnte keine Steigerung der Festigkeitswerte durch die neue experimentelle Verblendmasse festgestellt werden. Hingegen können deutliche Steigerungen der Festigkeitswerte durch die experimentelle Verblendmasse unter Thermowechselast verzeichnet werden. Fielen die Werte der konv. Verblendeten Brücken unter Thermowechselast noch auf $227,1 \pm 30,0$ (N) ab, so lagen diese für experimentell verblendete Brücken bei $285,4 \pm 69,1$ (N), siehe dazu Abb. 26 a.

Zur Schwächung der Festigkeitswerte (hier Stufenlastwerte) durch eine Verblendung, wenn die Verbinder von verblendeten und unverblendeten Brücken nahezu unverändert gleich dimensioniert werden:

Abb. 26d: Mittelwerte und Standardabweichungen der Abstandsmerkmale (N) (Stufenlastwerte) für IPS Empress 2 Brücken-Hauptgruppen und unverblendete Brückengerüst-Hauptgruppen beim Stufenlastverfahren I



An Abb. 26 d wird deutlich, dass an den konv. verblendeten Brücken eine Verminderung gegenüber den unverblendeten Brückengerüsten in Bezug auf die Dauerfestigkeit statt fand. Die relativen Festigkeiten belaufen sich dabei auf etwa 91,2 %. Der Unterschied für vollanatomische Brücke als Reverenz erscheint vernachlässigbar klein.

4.4.1.2 IPS Empress 2 Frontzahnbrücken unter Stufenlast II

Abb. 27a: Stufenlastwerte (Abstandsmerkmale/Belastungspaare) für IPS Empress 2 Brücken beim Stufenlastverfahren II, exemplarisch für die Hauptgruppen EP13/14 (Schematisch !)

Auf der X- Achse sind schematisch die einzelnen Brücken aufgetragen. Die Y- Achse zeigt schematisch die durchgeführten Lastzyklen und die Z- Achse die Anzahl der zugewiesenen Belastungspaare (Abstandsmerkmale). Halbtransparent sind die Mittelwerte der Belastungspaare (Abstandsmerkmale) der Hauptgruppen EP13/14 als zweidimensionale „Fläche“ hinter den Gruppen aufgetragen. Brücken sind durchnummeriert. (Brücke 6 mit Thermowechselast zur besseren Übersicht als Gitternetz).

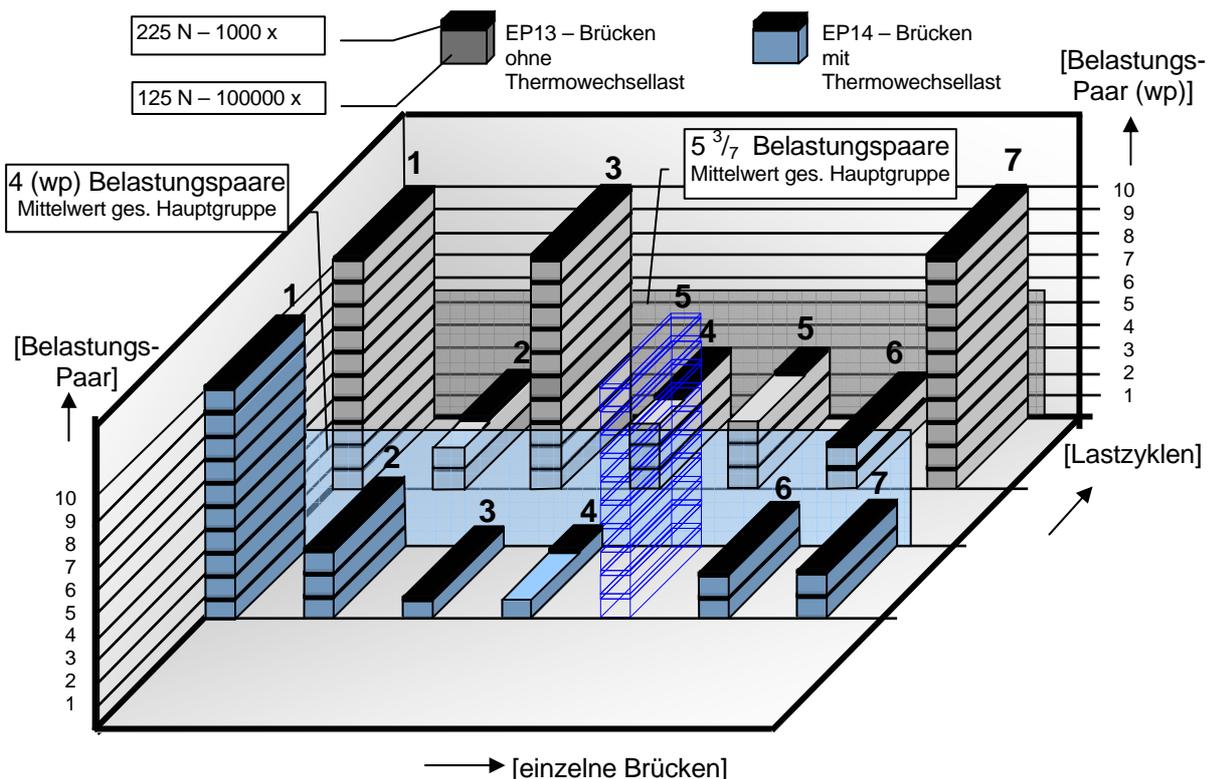
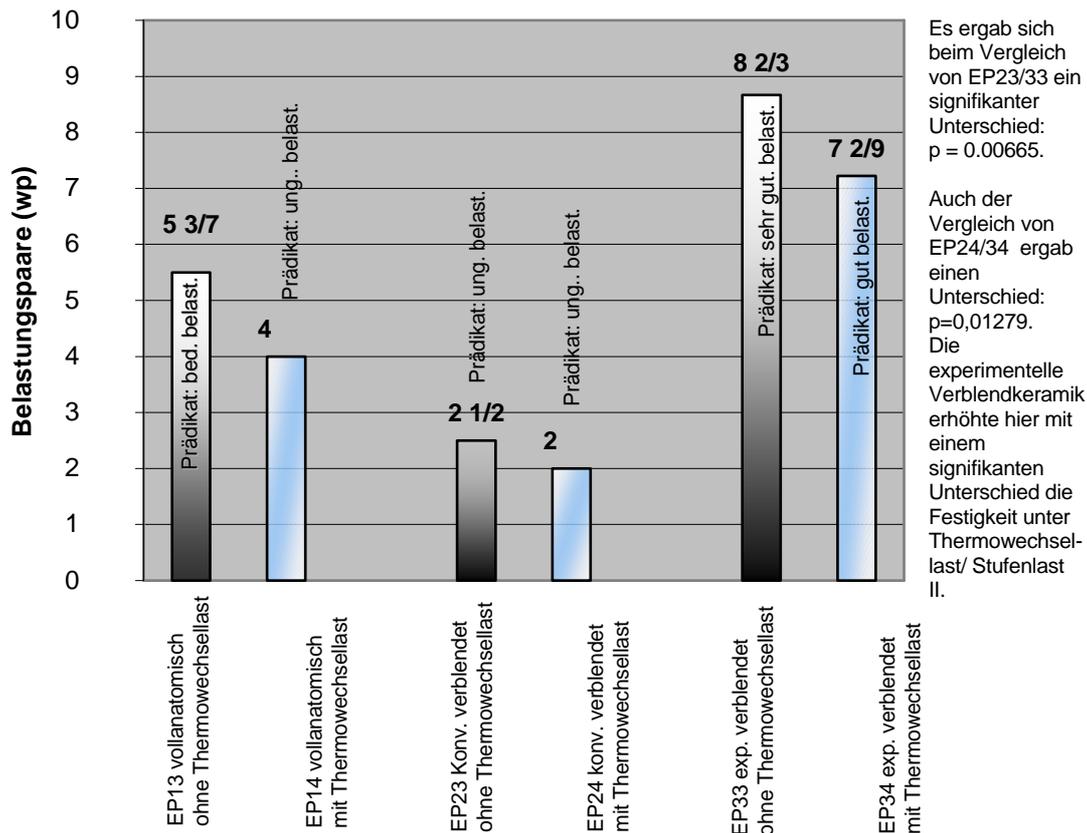


Abb. 27a zeigt exemplarisch die Hauptgruppen EP13/14 (konv. verblendet mit/ ohne Thermowechselast). Auf der X-Achse sind schematisch die einzelnen Brücken aufgetragen. Die Y-Achse zeigt schematisch, im Unterschied zu 26a, die durchgeführten Lastzyklen, lediglich bei Nichterreichen einer vollen Laststufe von 225 N zu 1000 Zyklen wurde hier in 1/3 Segmente unterteilt. Die Z- Achse stellt die Anzahl der zugewiesenen Belastungspaare (wp) (Abstandsmerkmale) dar. Halbtransparent sind die Mittelwerte der Belastungspaare (Abstandsmerkmale) der Hauptgruppen EP13/14 als zweidimensionale „Fläche“ hinter den Gruppen aufgetragen.

Die Mittelwerte der Belastungspaare (Abstandsmerkmale) und die Gesamt-Prädikate der Hauptgruppen die unter Stufenlast II getestet wurden, sind aus Abb. 27 b im Vergleich ersichtlich.

**Abb. 27 b: Mittelwerte der Abstandsmerkmale (Belastungspaare) für IPS Empress 2
Brücken-Hauptgruppen beim Stufenlastverfahren II**



Zur Größe des Alterungsprozesses der einzelnen Hauptgruppen unter Thermowechselast II:

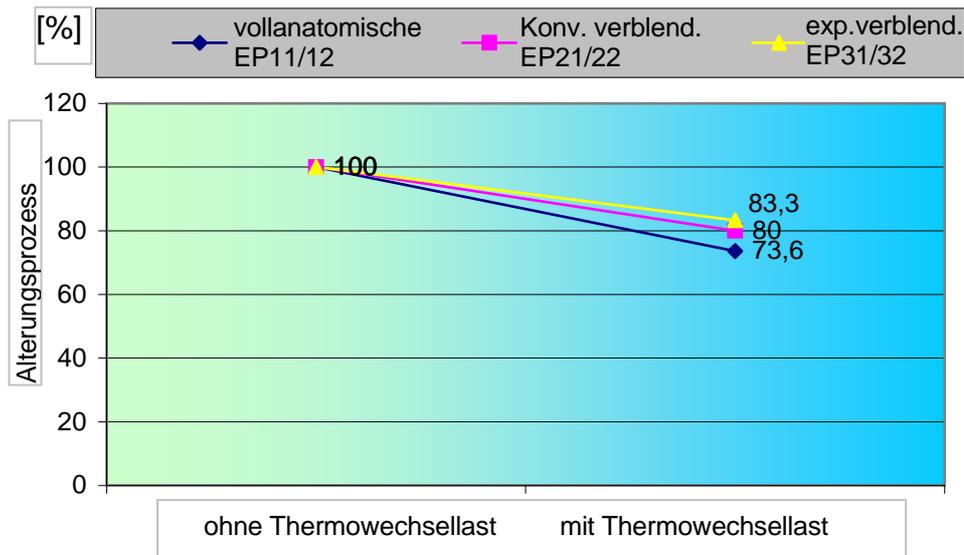
Für vollanatomische, für konv. verblendete Hauptgruppen und auch hier für experimentell verblendete Brücken, fällt eine deutliche Verminderung der bestandenen Belastungspaare unter Thermowechselast-Anwendung auf. Bei den vollanatomischen Brücken sinkt die Anzahl der Belastungspaare um fast $1 \frac{1}{2}$ Paare ab. Bei Betrachtung der konv. verblendeten Brücken findet sich ein Absinken der Belastungspaare um $\frac{1}{2}$ wp, bei den experimentell verblendeten Brücken um $1 \frac{4}{9}$. Die relativen Festigkeiten sind aus Abb. 27 c ersichtlich, demnach fallen die Werte unter zusätzlicher Anwendung von Thermowechselast für vollanatomische und

konventionell verblendete Brücken auf 73,6 % bzw. auf 80 % ab. Für experimentell verblendete Brücken fallen sie auf 83,3 % ab.

Abb. 27 b: Mittelwerte der Abstandsmerkmale (Belastungspaare) für IPS Empress 2

Abb. 27 c: Größe des Alterungsprozesses der einzelnen Hauptgruppen unter **Thermowechselast II (IPS Empress 2)**

Wert ohne Thermowechselast = 100%,



Zur Steigerung der Festigkeitswerte (hier Belastungspaare) durch die experimentelle Verblendmasse (Vergleich der verblendeten Brücken konv./ exp.):

Bei der Prüfung ohne Thermowechselast konnte eine deutliche Steigerung der Festigkeitswerte durch die neue experimentelle Verblendmasse festgestellt werden. Auch unter Thermowechselast dominierten die experimentell verblendeten Brücken mit 7 2/9 Belastungspaaren über die konventionell verblendeten Brücken (4 Belastungspaare). (Siehe dazu Abb. 27 a).

4.4.2 In-Ceram Zirconia Frontzahnbrücken unter Stufenlast I

Abb. 28a: Stufenlastwerte (Abstandsmerkmale) für In –Ceram Zirconia Brücken beim Stufenlastverfahren I, exemplarisch für Hauptgruppen IC11/12

Auf der X- Achse sind schematisch die einzelnen Brücken aufgetragen. Die Y- Achse zeigt die Anzahl der Lastzyklen und die Z- Achse die Laststufen in Newton. Halbtransparent sind die Mittelwerte der Abstandsmerkmale (Stufenlastwerte) der Hauptgruppen IC11/12 als zweidimensionale „Fläche“ hinter den Gruppen aufgetragen. Brücken sind durchnummeriert.

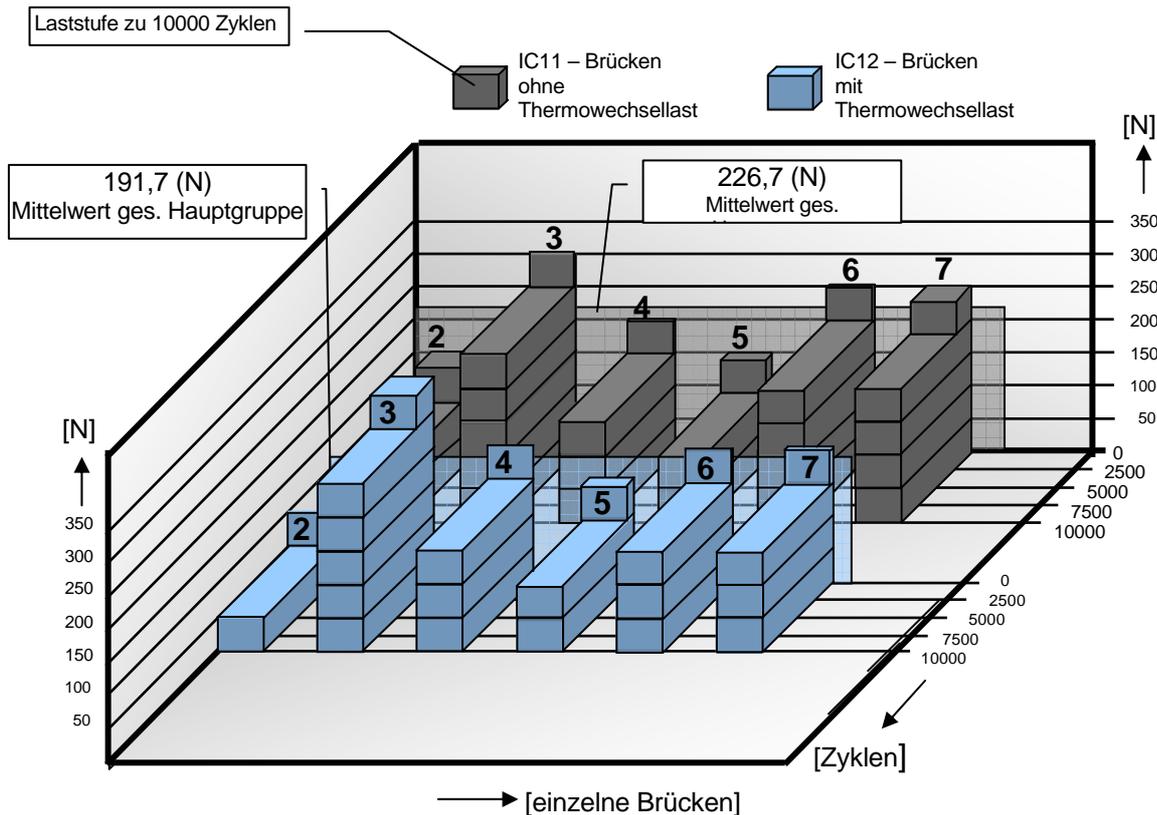


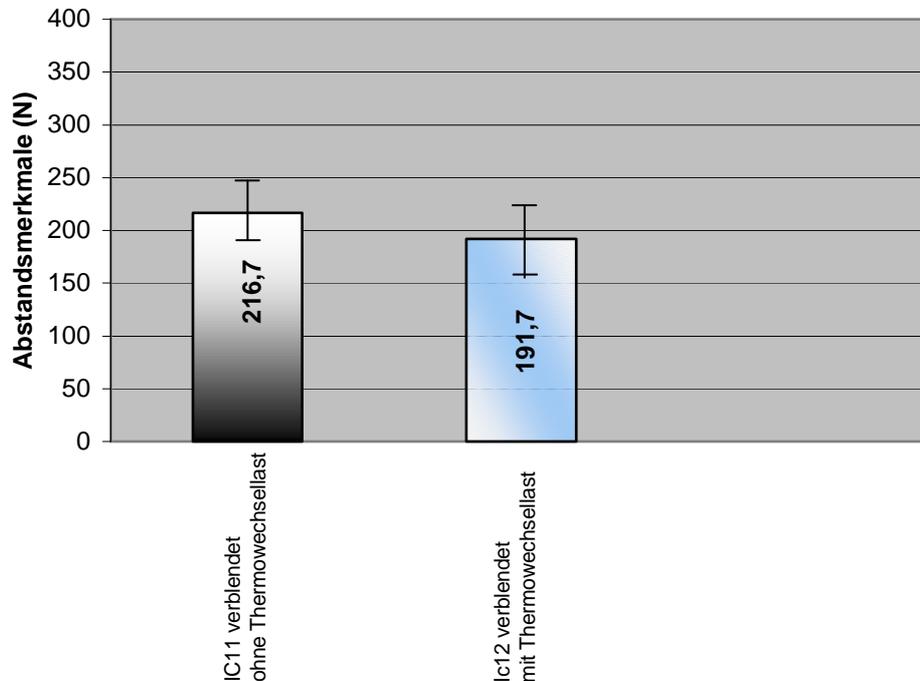
Abb. 28a zeigt exemplarisch die Hauptgruppen IC11/12. Aus der Abbildung ist insbesondere das Stufenlastverfahren I erkennbar. Auf der X-Achse sind schematisch die einzelnen Brücken aufgetragen. Die Y-Achse zeigt die Anzahl der Lastzyklen und die Z-Achse die Laststufen. Jeder einzelne Quader in der Abbildung symbolisiert somit eine Laststufe zu 10000 Zyklen mit der entsprechenden Stufenlast.

Halbtransparent sind die Mittelwerte der Abstandsmerkmale der Hauptgruppen IC11 (216,7 (N)) und IC12 (191,7 (N)) als zweidimensionale „Fläche“ hinter den Gruppen aufgetragen.

Um einen Überblick über die Hauptgruppen der In-Ceram Zirconia Brückenhauptgruppen zu erlangen, folgen die Mittelwerte und die Standardabweichungen der Abstandsmerkmale (Stufenlastwerte) der einzelnen

Hauptgruppen, die unter Stufenlast I u.a. auch mit Thermowechselast geprüft wurden (siehe dazu auch Abb. 28 b).

Abb. 28 b Mittelwerte und Standardabweichungen der Abstandsmerkmale (N) (Stufenlastwerte) für die In –Ceram Zirconia Brücken-Hauptgruppen



Zur Größe des Alterungsprozesses der einzelnen Hauptgruppen unter Thermowechselast:

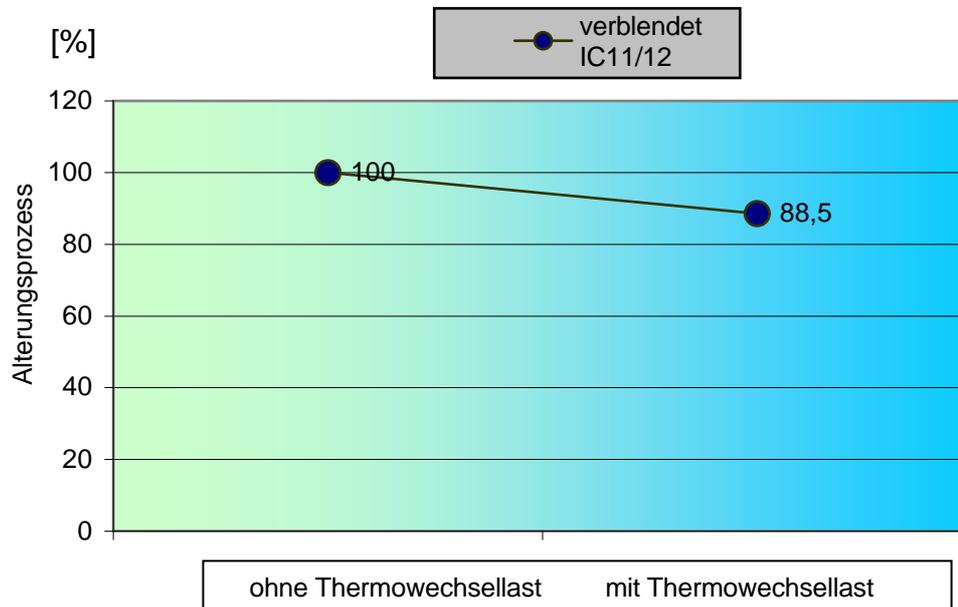
Eine Erniedrigung der Stufenlastwerte unter Thermowechselast bei den In–Ceram Zirconia Brücken wurde bemerkt. Die Werte fallen dabei von $216,7 \pm 60,6$ (N) auf $191,7 \pm 66,5$ (N) ab.

Die korrespondierenden relativen Festigkeiten sind aus Abb. 28 c ersichtlich. Die Werte fallen unter Thermowechselast auf 88,5 % des Ausgangswertes (ohne Thermowechselast).

Abb. 28 c: Größe des Alterungsprozesses der einzelnen Hauptgruppen unter

Thermowechselast I (In –Ceram Zirconia

Wert ohne Thermowechselast = 100 %,

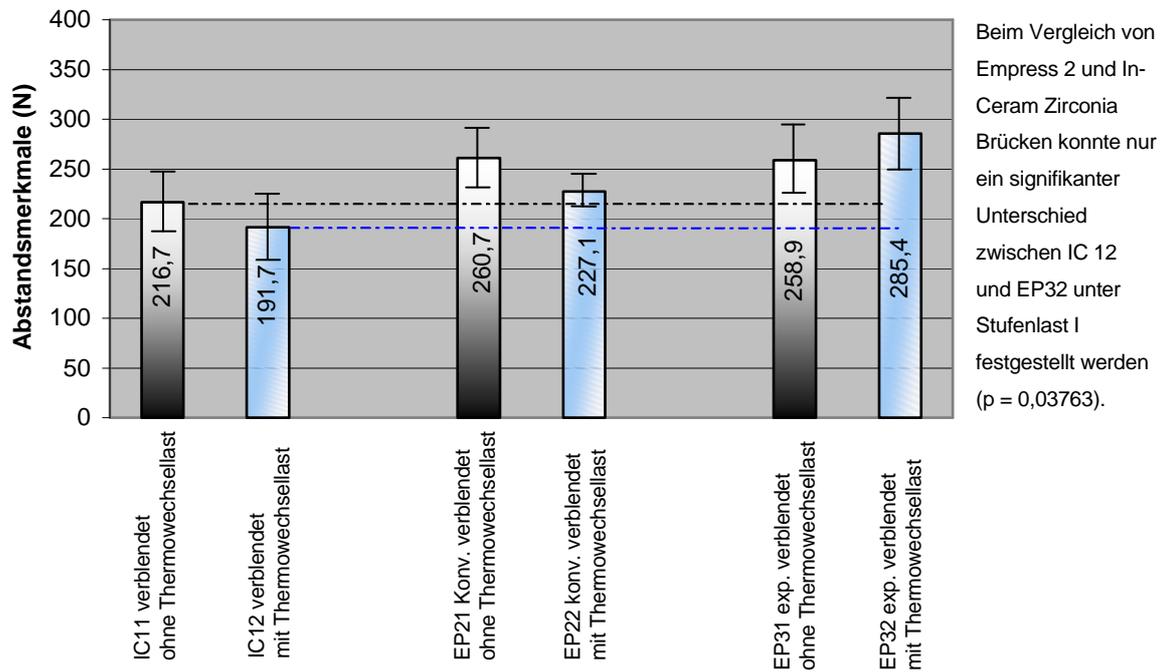


4.4.3 IPS Empress 2 Frontzahnbrücken und In-Ceram Zirconia Frontzahnbrücken im Vergleich

Werden die verblendeten Vollkeramikbrücken aus In–Ceram Zirconia und IPS Empress 2 miteinander verglichen, so findet sich bei der Anwendung des Studiendesigns Stufenlast I eine deutliche Überlegenheit der konv. aber auch der exp. verblendeten IPS Empress 2 Brücken. Dies ist sowohl unter Thermowechselast also auch ohne Applikation derselbigen gegenüber den In – Ceram Zirconia Brücken der Fall. Abb. 29 gibt einen Überblick im Vergleich. Die unter Thermowechselast getesteten IPS Empress 2 Brücken erreichten insgesamt gesehen die höchsten Werte, der unter Stufenlast I getesteten Brücken.

Abb. 29: In –Ceram Zirconia und IPS Empress 2 Brücken – Mittelwerte und

Standardabweichungen der Stufenlastwerte I (Abstandsmerkmale) (N)



Beim Vergleich der relativen Festigkeiten unter Thermowechselast (Festigkeitswerte), liegen die In-Ceram Zirconia Brücken mit einem Wert von 88,5 % in etwa auf der gleichen Stufe der Erniedrigung wie die konv. verblendeten IPS Empress 2 Brücken mit 87,1 %, siehe dazu Abb. 26 c und Abb. 28 c.

5. Diskussion

5.1 Physiologische Belastung von Vollkeramikfrontzahnbrücken und die Studiendesigns: Stufenlast I/ II einschließlich Thermo- Wechselast

5.1.1 Die Belastung von Frontzahnzahnersatz

Im ersten Teil dieser Arbeit konnte über die Belastungen von Zahnersatz in der Mundhöhle aus der vorhandenen Literatur heraus ein detaillierter Überblick gegeben werden. Differenzierte Überlegungen zu diesen Belastungen in Bezug auf Vollkeramik-Frontzahnersatz sind jedoch unumgänglich:

Die **physiologische Kaukraft beim Zerkleinern von Speisen** liegt zwischen **10,5-22 N** [16] im Seitenzahnbereich, **im Frontzahnggebiet darf mit bis zu 50 % niedrigeren Werten** gerechnet werden. Für Schluckkontakte werden 44 N im Seitenzahnggebiet angegeben [16]. Liegt in Schlussbissstellung kein Kontakt vor, so können sämtliche Schluckkontakte in Bezug zur Belastung einer Frontzahnbrücke vernachlässigt werden. Nur bei sehr widerstandsfähiger Nahrung wurden im Seitenzahnggebiet durchschnittliche Kräfte beim Kauen von bis zu 36 N angegeben [40]. Die **durchschnittlichen Zahnkontakte** liegen bei mind. **$2,2 \times 10^5$ Kontakten pro Jahr** [76]. Hinzu kommen individuelle Belastungen bei Parafunktionen, z.B. Knirschen und Pressen, oder auch insbesondere beim plötzlichen Aufbeißen auf unvorhergesehene Fremdkörper (z.B. Kirschsteine, Knorpelanteile). Diese Belastungen sind von ihrer Anzahl her nur sehr schwer qualifizierbar. **Die maximale Kaukraft liegt im Frontzahnbereich bei 200 N** [85;86]. **Genaue Angaben zur Quantifizierung der einzelnen Kaukräfte, d.h. wie hoch der Anteil der Kräfte z.B. unter 15 N ist, fehlen weitgehendst in der Literatur.** Für **Zahnersatz** mit einer angenommenen **Tragedauer von 10 Jahren** bedeutet dies, dass er mit **10,5 N – 22 N mindestens 22×10^5 mal** belastet wird. Hinzu kommt eine **nicht genau zu bestimmende Anzahl** von Belastbarkeitswerten von **bis zu 200 N**. Noch höhere Belastungen sind bei Bruxismus durchaus anzunehmen. Sie müssen bei einer Indikationsstellung von

Vollkeramikzahnersatz berücksichtigt werden. Werden endodontisch behandelte Zähne als Pfeiler mit einbezogen, so ist bekannt, dass die mögliche Kaukraft sich erhöht; fehlende Rezeptororgane in der Pulpa, mit einer dem Desmodont überlegenen Empfindlichkeit, führen zu einer höheren Reizschwelle und zu einer höheren möglichen Belastung. Diesem Sachverhalt muss bei der Dimensionierung Rechnung getragen werden [54].

Der Abstand des **Kontaktpunktes** der Unterkieferfrontzähne auf der palatinalen Fläche der Oberkieferschneidezähne, gemessen von der Inzisalkante der Oberkieferschneidezähne (Zähne 12/22), lag in einer Untersuchung von Schwickerath und Coca (1987) [9] bei 64,9 % der klinisch untersuchten Fälle **zwischen 2- 4 mm**. Der **Kraftangriffswinkel** lag in 77,3 % der Fälle **zwischen 21° und 60°**. Diesem Winkel kommt eine herausragende Bedeutung zu. (Siehe dazu auch Abb. 25.)

Die Temperaturen denen Frontzahnersatz ausgesetzt ist, liegen im Normalfall zwischen -7° - 75° C, bedingt durch die Aufnahme von unterschiedlich temperierten Nahrungsmitteln. Im Schmelz, 0,5 mm gelegen, liegen die dabei gemessenen Temperaturen bei 16° bis 43° C [28]. Im Zahnersatz selbst (Adhäsivbrücken **im Frontzahnbereich**) liegen die gemessenen Werte durchschnittlich **zwischen 5° und 55° C** [66]. Werte für Keramikrestorationen fehlen in der Literatur.

5.1.2 Überlegungen zu Einstellungen am „Conthermocyclingrad“

5.1.2.1 Der Antagonist

Der Antagonist wurde aus Kunstharz (Epoxydharz), in das ein ringförmiges Synthetikband (Karbonfaser) eingelegt war, hergestellt. Dieses Material wurde entgegen den sonst öfter verwendeten Metallstempeln [37;65;44;24] deshalb bevorzugt, weil durch einen nicht exakt positionierten Metallstempel Spannungsspitzen aufgetreten wären, die zur vorzeitigen Bruchermüdung geführt hätten. Auch das Dazwischenlegen einer Zinnfolie [24], um diese

Spannungsspitzen abzubauen, ist in diesem Fall nicht praktikabel, da diese bereits nach einigen Kaubewegungen perforiert worden wären.

Durch das Auswechseln des Antagonisten, sobald seine Auflagefläche größer als 3 mm Breite betrug, wurde sichergestellt, dass keine Messverfälschungen durch vergrößerte Auflageflächen auftraten. Kunstharz besitzt natürlich nicht die mechanischen Eigenschaften von humanem Schmelz. Um die Detailtreue noch zu steigern würde sich die Verwendung von humanem Schmelz empfehlen [50]. Gleichwohl kann ein standardisierter Antagonist, ob aus Kunstharz oder aus humanem Schmelz hergestellt, immer nur sehr unzureichend die unterschiedlichen Kontaktpunkte, die beim Zerkleinern (Abbeißen) von Nahrung entstehen, simulieren, da diese nicht statistisch verifizierbar sind.

5.1.2.2 Der Lockerungsgrad

Unter 2.4.3 wurde bereits auf die wichtige Forderung der stufenlosen Einstellbarkeit des Stumpflockerungsgrades eingegangen. In dieser Studie wurde auf die Variation dessen verzichtet, um nicht noch weitere Parameter einzubringen und dadurch die Anzahl der Brücken der Hauptgruppen noch weiter zu verringern. Weitere Studien sind notwendig, um auch diesen Faktor der Stumpfbeweglichkeit auf die Bruchfestigkeit in diesem speziellen Studiendesign zu untersuchen [65;44;43].

5.1.2.3 Kraftansatzpunkt/ Winkel und die tatsächlich auf die Brücken einwirkenden Kräfte.

Insbesondere dann, wenn Kräfte nicht axial auf Brücken wirken, darf die Kaukraft, die im Frontzahnggebiet auftritt, nicht mit den tatsächlich auf die Brücken einwirkenden Kräfte gleichgesetzt werden. Bei weniger als 1 % der klinischen Fälle liegt eine axiale Belastung der Frontzähne (Kopfbiss) vor [9]. *Je kleiner der Kraftangriffswinkel β ist, desto größer werden die auf den Zahnersatz wirkenden und ihn zerstörenden Kräfte (siehe Abb. 25 und 30-32).*

Bei einem Winkel von 45° effektiv, zwischen palatinaler Fläche der Brücke und Antagonist (Kraftangriffswinkel), berechnen sich *in erster Näherung* die Kräftekomponenten die zum Bruch der Brücke führen unter Annahme, dass der Kraftansatzpunkt sich punktuell auf der palatinalen Fläche des Zwischengliedes befindet, ohne Reibung, folgendermaßen: Das Modell des Keiles soll Verwendung finden. Am Keil gelten die Beziehungen: (siehe Abb. 30a)

$$F_2 = \tan \beta * F_1 \quad (1)$$

$$F_2 = F_G \quad (2) \quad (\text{Herleitung über Berechnung der verrichteten Arbeit}) [25]$$

Wirkt eine Kraft auf eine schiefe Ebene, wirkt diese per definitionem immer senkrecht zu dieser Ebene. Daraus folgt die Kraft F_s (siehe Abb. 30a). Es gilt:

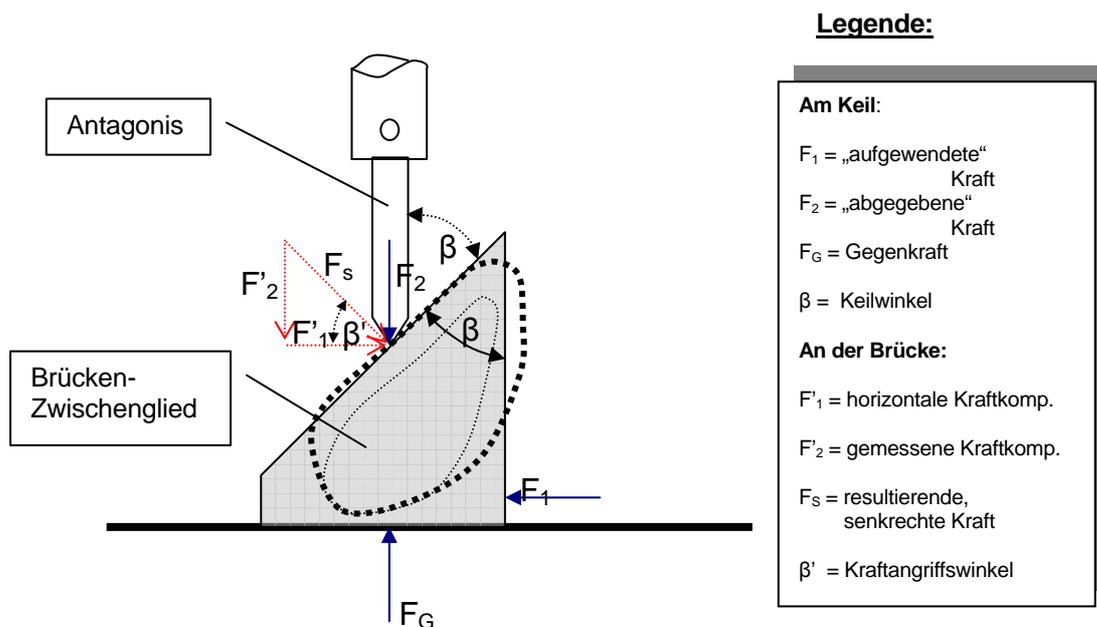
$$F'_2 = \tan \beta' * F'_1 \quad (3)$$

$$\beta = \beta' \quad (4)$$

Es sind also „zwei“ Kräftekomponenten die zum Bruch der Brücke führen: F'_2 , die Kraftkomponente, die die Brücke in vertikaler Richtung belastet, und F'_1 , die Kraftkomponente, die zu einer horizontalen Belastung führt.

In der vorliegenden Prüfeinheit wurde nur die vertikale Kräftekomponente F'_2 gemessen und erfasst !

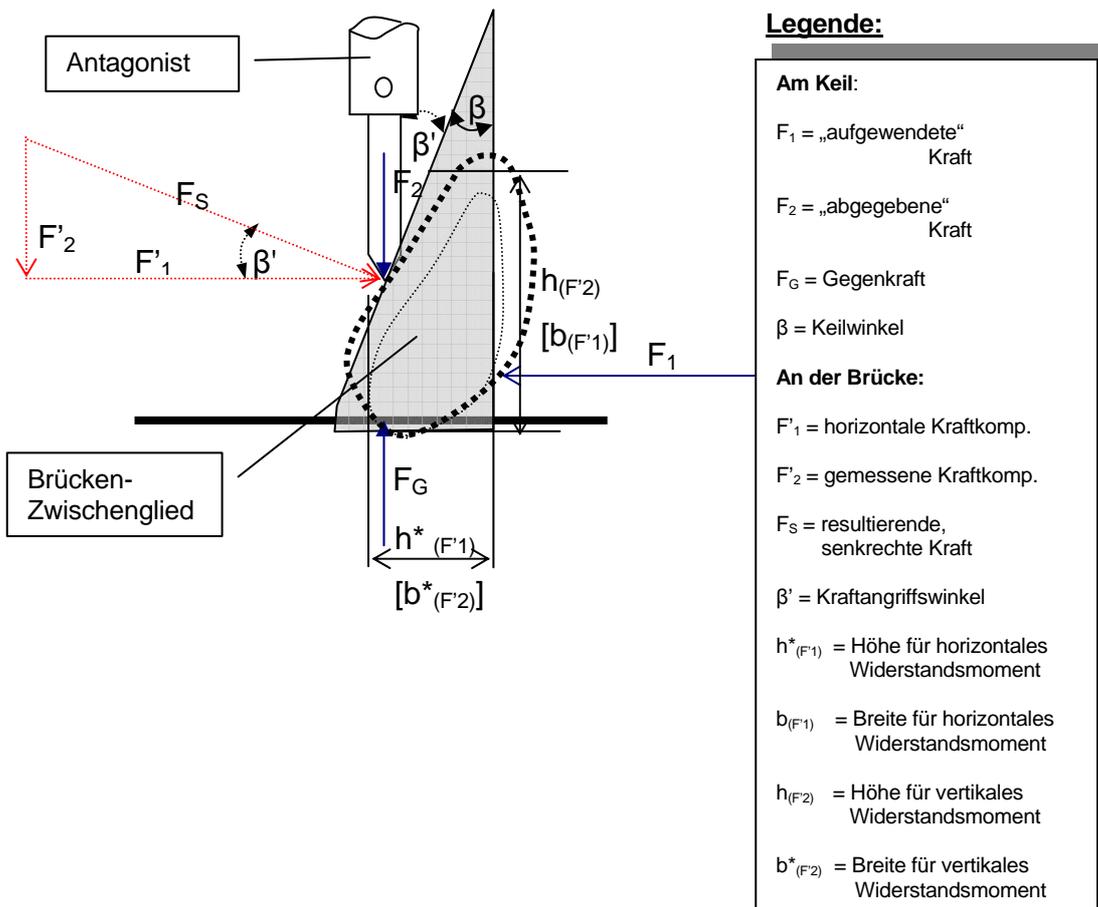
Abb. 30a: Kräfte am Keil / an der Brücke, mit Winkel β ca. 45° (schematisch)



Wird der Winkel $\beta' = \beta$ (Kraftangriffswinkel = Keilwinkel) verkleinert, so wird deutlich, dass die Kraftkomponente F'_1 , bei gleichgroßer Kraftkomponente F'_2 , immer mehr ansteigt, siehe Abb. 30b. Es gilt

$$F'_1 = F'_2 / \tan \beta \quad (5)$$

Abb. 30b: Kräfte am Keil/ an der Brücke, mit Winkel β ca. 22 °(schematisch)



Für die Kräftekomponenten, die zum Bruch der Brücke führen, gilt also in erster Näherung, dass sie sich aus F'_1 und F'_2 zusammensetzen. Diese Kräftekomponenten dürfen nicht einfach addiert werden, da die Brücke in der Realität nicht als quaderartiges „Gebilde“ angenommen werden darf. Die resultierende senkrechte Kraft F_s (keine Kräftekomponente!), ist für eine genauere Berechnung heranzuziehen. Detaillierte Berechnungen sind somit in Finite-Elemente-Studien zu suchen. Die Aufschlüsselung der Kräftekomponenten erfolgte hier, da in der Prüfeinheit nur die senkrechte Kräftekomponente gemessen werden kann, aber die Belastung der Brücken, wie aufgezeigt, deutlich vom Kraftangriffswinkel anhängig ist.

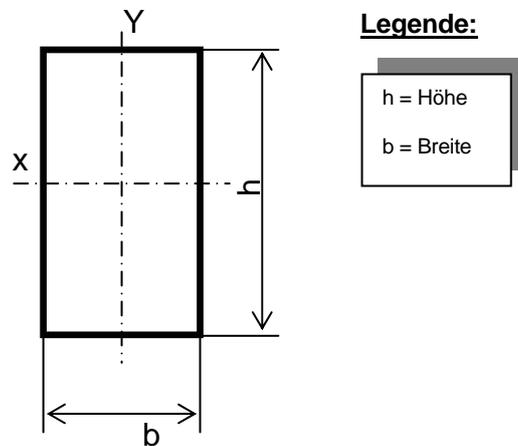
Hier soll nur noch auf die Eigenschaften der beiden Kräftekomponenten hingewiesen werden. Die Kraftkomponente F'_1 ist die den Zahnersatz nicht nur durch die Keilwirkung mehr belastende Kraftkomponente, sie ist auch wegen der relativ geringeren Höhe $h^*_{(F'1)}$ die „gefährlichere“:

Für einen Träger, der mit einer Einzelkraft belastet wird, gilt das axiale Widerstandsmoment (Abb. 31):

$$W_x = b \cdot h^2 / 6 \quad (6) \quad [25]$$

$$W_y = h \cdot b^2 / 6 \quad (7) \quad [25]$$

Abb. 31: Axiales Widerstandsmoment (schematisch)

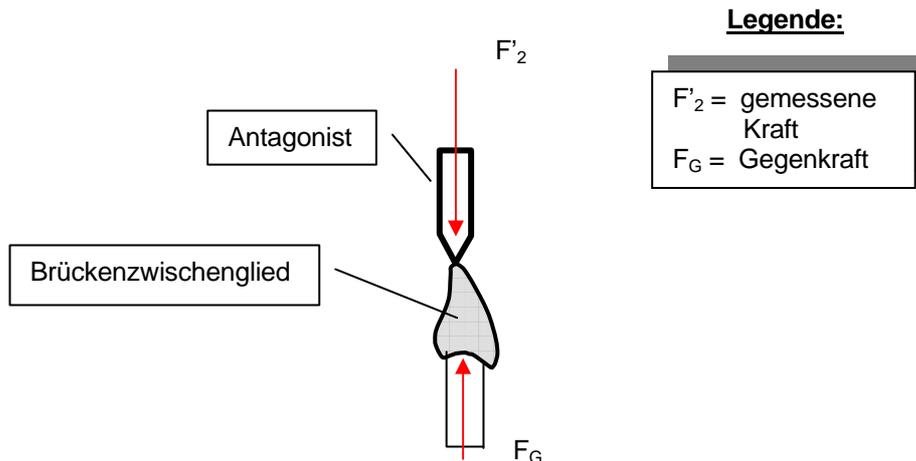


Die Höhe (h) geht also in die Berechnungen mit der zweiten Potenz ein. Nach den Abmessungen der Brücke, die unter Abb. 22 und Abb. 30b ersichtlich sind, wird deutlich, dass für die Kraftkomponente F'_1 und damit für das axiale Widerstandsmoment (W_x) eine geringere Höhe $h^*_{(F'1)}$ zur Verfügung steht als für die Kraftkomponente F'_2 mit der Höhe $h_{(F'2)}$. Die horizontal wirkende Kraftkomponente F'_1 ist demnach die für die Brücken weitaus „gefährlichere“ Komponente. Höhe $h^*_{(F'1)}$ und Höhe $h_{(F'2)}$ sind die Abmessungen des Verbinders an den Brücken. Es wird also deutlich, dass bei Frontzahnersatz nicht nur die Höhe des Verbinders der limitierende Faktor darstellt, sondern gerade bei nicht axial belastetem Zahnersatz spielt auch die Breite (hier in Abb. 30b und 22 a/b) $h^*_{(F'1)}$ eine Rolle. F'_1 ist, wie oben schon aufgezeigt, vom Winkel β abhängig. Je kleiner dieser Winkel, desto größer wird die Kraftkomponente F'_1 . Klinisch bedeutet dies, je größer der Interinzisalwinkel, desto größer die resultierenden horizontalen „Keilkräfte“. Der

Winkel β ist also eine wichtige Angabe beim Vergleich von Bruchdaten anderer Studien. Dies soll an einer einfachen Rechnung exemplarisch aufgezeigt werden:

Werden Frontzahnbrücken axial mit einem inzisalem Kraftansatzpunkt geprüft (z.B. mit 50 N), so ist die gemessene Kraft gleich der tatsächlich auf die Brücken wirkenden Kraft (Abb. 32).

Abb. 32 Frontzahnbrücken axial mit inzisalem Kraftansatzpunkt belastet
(schematisch, Frontansicht)



F'_2 ist die gemessene Kraft, die allein auf die Brücken wirkt. Sie beläuft sich vom Betrag her auf 50 N.

Werden die Brücken nun wie in Abb. 30a mit einem Kraftansatzwinkel von 45° mit 50 N belastet, so gilt für die tatsächlich auf die Brücken wirkenden Kräfte,:

$$F'_2 = 50 \text{ N}$$

$$F'_1 = F'_2 / \tan 45^\circ = 50 \text{ N} / 1 = 50 \text{ N} \text{ siehe aus Gleichung (5)}$$

Die Kräftekomponenten F'_1 und F'_2 dürfen, wie bereits oben erwähnt, nicht einfach addiert werden, da ein nicht regelmäßig angeordneter Querschnitt der Brücken vorliegt, eine Tendenz aber wird in erster Näherung aufgezeigt: Die tatsächlich auf die Brücken wirkende Kraft liegt mind. um den Faktor zwei höher als die gemessene Kraft, wenn auch der Querschnitt der Brücken Beachtung findet.

(Die resultierende Kraft F_s liegt bei einem Kraftangriffswinkel von 45° bei 71,4 N)

Zusammenfassend bedeutet dies:

1. Je kleiner der Kraftangriffswinkel β (je größer der Interinzisalwinkel) desto größer die auf den Zahnersatz wirkenden und ihn zerstörenden Kräfte, bei gleicher Kaukraft (siehe Abb. 25 und 30-32, d.h. die Keilwirkung wird stärker).
2. Limitierende Faktoren der Bruchkraft sind die Höhe und die Breite der Verbinderstärke der Brücke.

5.1.2.4 Stufenlast I (einschließlich Auswertung/ Abstandsmerkmale)

Durch die Stufenlastverfahren wurden die Brücken Druck-, Biege-, Scher-, Zug- und Torsionsspannungen ausgesetzt. Die physiologische Krafteinwirkung wurde durch die Stufenlastverfahren versucht zu imitieren. In der Vergangenheit wurden Dauerfestigkeitsprüfungen oftmals mittels des Wöhlerverfahrens [100] durchgeführt [18;82;41].

Beim Wöhlerverfahren [100] werden völlig gleichwertige Brücken gestaffelten Schwingungsbeanspruchungen unterworfen und die zugehörigen Bruch-Schwingungsspielzahlen notiert. Dabei wird die Spannung von Probenreihe zu Probenreihe so reduziert, dass im Fortgang der Versuche schließlich jene Beanspruchung gefunden wird, die „unendlich oft“ ohne Bruch ertragen wird. Diese Beanspruchung wird als Dauerschwingfestigkeit bezeichnet.

Die gefundene Dauerschwingfestigkeit, angenommen sei hier rein fiktiv ein Beispielwert von 120 N für eine Frontzahnbrücke, kann nicht ohne Weiteres mit der klinischen Realität gleichgesetzt werden: Eine Brücke wird im Patientenmund eben nicht „nur“ unendlich oft mit 120 N belastet, sondern es finden sich auch höhere Laststufen.

Im Sinne des Beispiels bedeutet dies, dass die Brücke während ihrer Liegedauer auch mit Lasten größer 120 N belastet wird. Werte von 250 –300 N, wenn auch nicht in höheren Zyklanzahl, treten auf.

Werden andererseits Probenreihen, die z.B. eine Lastspielzahl von 18000 Zyklen bei 220 N bestanden betrachtet, so fehlen die Belastungen der Brücken bei niedrigeren Werten. Denn physiologisch gesehen werden natürlich die Brücken nicht nur während ihrer Liegedauer 18000 mal mit 220 N belastet, sondern bei niederen Lasten noch häufiger. Diese niedrigeren Lasten finden also hier (Wöhlerversuch) wiederum keine Beachtung.

Um die genannten Nachteile zu kompensieren, wurde das Stufenlastverfahren I entwickelt. Die benötigte Versuchsdauer ist hier gut überschaubar, da die Zyklanzahl nicht ins Unermessliche wachsen kann, wie dies eigentlich beim Wöhlerverfahren für sogenannte „Durchläufer“ notwendig wäre.

Das Stufenlastverfahren I berücksichtigt sowohl niedere Kaukraftwerte bei jeder einzelnen Brücke, sowie auch extreme Belastungen bis zu einem Höchstbruchwert.

Dieser Höchstbruchwert muss aber nicht ein einmalig erreichter Maximalwert sein, sondern er kann in einer Laststufe auch gegen Ende der geforderten 10000 Zyklen auftreten. Das Stufenlastverfahren „tastet“ sich also an einen Höchstwert unter Einbeziehen niedriger Werte heran.

Liegen die untersten zwei Stufen (50 N und 100 N) unter der Dauerschwingfestigkeit (diese wurde für die vorliegenden Brücken noch nicht bestimmt), so könnte auf sie verzichtet werden, da sie nicht zur schädigenden Belastung der Brücken beitragen würden. Da keine Werte vorlagen wurden diese ersten Stufen mit einbezogen. Für das Stufenlastverfahren I wurden die einzelnen bestandenen Laststufen als direktes Maß für die Abstandsmerkmale zur Auswertung herangezogen. Eine Unterteilung der einzelnen Stufen bei der Auswertung erfolgte in Unterstufen, dabei wurden die 10000 Lastzyklen jeder Laststufe nochmals in drei Unterstufen aufgeteilt. Es wurde sichergestellt, dass bei Bestehen von 10000 Lastzyklen der gleichen Stufe, aber nicht der Nächsthöheren, das zugeordnete Abstandsmerkmal der korrespondierenden Stufe max. die Hälfte des Betrages der nächst höheren Stufe annimmt. Damit wurde auch in der Auswertung den Stufenlastwerten nochmals deutlich Rechnung getragen. Eine weitere Aufsplitterung der Unterstufen erschien wegen der erwarteten Streubreite nicht sinnvoll.

Nur sechs der unter Stufenlast I getesteten Brücken brachen beim ersten Zyklus einer neuen, höheren Stufe. Alle anderen brachen nach Bestehen weiterer Zyklen.

Diese Ergebnisse zeigen deutlich die Alterungserscheinungen unter zyklischer Dauerbelastung, wie sie oftmals von Patienten auch beschrieben werden.

5.1.2.5 Stufenlast II (einschließlich Auswertung/ Abstandsmerkmale)

Ein weiteres Stufenlastverfahren wurde entworfen: Alternierend wurde für 100000 Zyklen eine Belastung von 125 N, dann für 1000 Zyklen eine Belastung von 225 N aufgebracht. Bei mehr als 1000000 bestandenen Zyklen wurde der Versuch abgebrochen. Diese Vorgehen findet seine Erklärung in:

1. mit einer Belastung von 125 N wurde eine Last herausgegriffen, die über der durchschnittlich beim Kauen aufgewendeten Kraft von 10,5 – 22 N (siehe 5.1.1) liegt, und sich damit bei etwa der halben Maximalkraft im

Frontzahngebiet bewegt. Mit 125 N für mindesten eine Million Lastzyklen werden in erster Näherung alle in 5 – 10 Jahren auftretenden kleineren Lastwerte abgedeckt. Niedere Lasten um etwa 40 – 60 N wurden hier nicht beachtet, da sie mit großer Wahrscheinlichkeit unter der Dauerschwingfestigkeit liegen. Die Mindestzyklenzahl zur Simulation von 10 Jahren Tragedauer wurde unter 5.1.1 mit 22×10^5 angegeben. Hier wurde der Versuch aus Zeitgründen bei einer Million Zyklen abgebrochen. Doch da mit nahezu zehn mal höheren Werten, als die durchschnittlichen Kaukräfte betragen, geprüft wurde, kann von einer ausreichenden Simulation der Kaukraftwerte ausgegangen werden.

2. mit einer Belastung von 225 N für jeweils 1000 Zyklen wurde versucht Spitzenwerte zu imitieren. Diese Spitzenwerte treten erwartungsgemäß nicht in höherer Zyklenanzahl auf.

Beim Stufenlastverfahren II erfolgte die Auswertung (das Definieren von Abstandsmerkmalen) in Belastungspaaren, die aus den zwei Belastungsstufen (1000 Zyklen zu 225 N und 100000 Zyklen zu 125 N) gebildet wurden und die nur in vollständiger Kombination beider Stufen zur Wertung führten. Dadurch wurde der Überlegung Rechnung getragen, dass Brücken durch eine Ermüdung durch geringe Kräfte, wenn diese nur genügend oft wirken, dann bei Krafterwirkungen brechen, die unter ihrer eigentlichen ursprünglichen Bruchfestigkeit liegen. Die gewählten 225 N liegen unter den von Dr. Fischer (2002) ermittelten dynamischen (keine zyklischen!) Bruchfestigkeiten [24], d.h. es wurde, abgesehen von Streuwerten, bei 225 N nicht mit einem Bruch, ohne vorhergehender zyklischer Ermüdung gerechnet. Im Unterschied zum Stufenlastverfahren I wurde der gedrittelten Untereinheit in ihrer dritten Unterstufe bereits der vollwertige Wert zugeordnet, weil hier nicht mit nächst höheren Belastungsstufen geprüft und ausgewertet wurde, sondern sich die Stufen in ihrer Belastung gleichen.

Nur zwei der unter Stufenlast II getesteten Brücken brachen beim ersten Testdurchgang mit 225 N. Alle Anderen erreichten einige weitere Zyklen mit 225 N, oder sogar viele weitere Stufen mit 125 N. Diese Ergebnisse zeigen ebenso, wie die Auswertungen beim Stufenlastverfahren I, deutlich die Alterungserscheinungen unter zyklischer Dauerbelastung, wie sie oftmals von Patienten auch beschrieben werden.

In erster Näherung soll also das Stufenlastverfahren II die Simulation der Kaubeanspruchung von bis zu 10 Jahren Tragedauer darstellen. In der Literatur finden sich ähnliche Ansätze. So wurde bereits ein Verfahren verwendet, bei dem Brücken einer Belastung von 1200000 Zyklen mit 49 N ausgesetzt wurden [8]. Die aus dieser Studie vorhandenen Durchläufer könnten ebenfalls nochmals auf ihre max. Bruchfestigkeit durch axiale Belastung geprüft werden.

5.1.2.6 Thermowechsellastsimulation

Die Temperaturwerte, in die Proben zu Festigkeitsmessungen unter Thermocycling getaucht werden, schwanken nach Angaben in der Literatur, zwischen 0°C bis über 80°C [47;28;74]. Obwohl angenommen werden kann, dass größere Differenzen als 5°-55°C im Bereich der vorderen Schneidezähne, klinisch für sehr kurze Zeitspannen auftreten [47;29;74], wurde doch wegen der Möglichkeit, zu anderen durchgeführten Versuchen [24;44;52;77;8] vergleichende Überlegungen anzustellen, der Bereich von 5° - 55° C gewählt. Die gewählte Zeitdauer von ca. 30 sec Kontakt der Brücke mit der temperierten Flüssigkeit, bzw. 27 sec. Umspülzeit, ergab sich wie unter 2.2.5.1 und 2.2.6.2 gezeigt, aus der Tatsache, dass die Forderung gestellt wurde, die Grenzschicht zwischen Keramikgerüst und Verblendmaterial voll durchzutemperieren. Unter 2.2.6.2 wurde ausgeführt, dass eine Temperierung des Aqua dest. von 3° - 57° C annähernd ausreichte, um bei einer Umspülzeit von 27 sec die Grenzschicht der Brücken auf nahezu 5° bzw. 55° C zu temperieren. Es ist zu diskutieren, ob überhaupt eine Temperierung auf 5° C bzw. auf 55°C für einen Zeitraum von 27 bzw. 30 sec zu fordern ist. Beim alltäglichen Verzehr von Speisen treten die geforderten Temperaturspitzen selten über einen Zeitraum von 27 bzw. 30 sec auf. Es finden sich immer wieder Zwischenzeiten des Abkühlens bzw. des Erwärmens. [28;66]. Hingegen sind aber die durch temperierte Nahrungsmittel hervorgerufenen Temperaturunterschiede, von ca. 20° zu 40° C, oft deutlich länger als 30 sec [28]. Soh und Selwyn (1992) weisen darauf hin, dass eine Einwirkzeit von 30 sec Zykluszeit, bei verwendeten Temperaturen von 5° zu 55° C, nicht ausreicht, um eine vollständige Durchtemperierung von humanen Frontzähnen zu erreichen [89]. Diese Ergebnisse finden sich in Übereinstimmung mit den Ergebnissen dieser Studie: wie unter 2.3.2.2 aufgezeigt wurde, konnte auch nach Erhöhen bzw.

Erniedrigen der Bereitstellungstemperaturen der Bäder, nicht ganz die Temperaturdifferenz 5° zu 55°C an den Keramikbrücken erreicht werden. Soh und Selwyn (1992) fordern eine Verlängerung der Umspülzeit bis auf 90 sec. [89]. Dies wirkt sich aber nachteilig auf die Versuchsdauer aus. 5000 – 50000 Temperaturwechsel, simulierend für die klinische Lebensdauer eines Zahnersatzes [36] konnten durch das verwendete Studiendesign nicht erreicht werden. Lediglich die unter Thermowechselast II geprüften Brücken, deren Prüfung in der 21. Stufe aus Zeitgründen abgebrochen wurde, erreichten ca. 15000 Temperaturwechsel. Um auch unter Thermowechselast I eine Thermozyklenzahl von mind. 2500 Zyklen zu erreichen, wurden alle Brücken, die unter Thermocycling getestet werden sollten, vor ihrer eigentlichen Prüfung 1500 Thermowechselastzyklen unterzogen (drei Laststufen zu 333 Thermolastzyklen plus 1500 separate Thermolastzyklen ergeben ca. 2500 Zyklen).

5.2 Standardisiertes Vorgehen beim Herstellen der Brücken

Durch ein möglichst standardisiertes Herstellungsverfahren, konnten nahezu identische Brücken hergestellt werden. Sämtliche Gründgerüste der IPS Empress 2 Brücken wurden durch die Verwendung von gleichen Wachsfertigbrücken hergestellt. Die Verblendung der Brücken erfolgte von Hand durch zwei erfahrene Technikerinnen. Da die Verblendung aber nicht durch einzelne unterschiedliche Wachsvorwälle für die verschiedenen Schichtmassen aufgebracht wurde, fanden sich deshalb für die Schichtstärke der Verblendung teilweise individuelle Schwankungen. Insbesondere sollte auf die Schichtstärke vestibulär am Zwischenglied, indem die meisten Frakturverläufe lagen, geachtet werden. Durch unterschiedliche Ausdehnungskoeffizienten von Gerüstmaterial und Verblendmaterial [39;96] kommt es allein schon unter Thermowechselast zu Spannungen, die natürlich auch von der jeweiligen Schichtstärke abhängig sind (siehe 5.4.1). In Zukunft sollte ein „normiertes“ Verfahren auch für die Verblendung entwickelt werden.

5.3 Standardisiertes Vorgehen beim Zementieren

Durch das standardisierte Vorgehen beim Zementieren wurde der Versuch unternommen, vergleichbare Zementstärken zu erreichen. Zur besseren Reproduzierbarkeit erschien die konstante Belastung über den Schlitten der Zementiervorrichtung während des Abbindvorganges besser geeignet, als das Aufpressen der Brücken mit dem Finger auf die Stümpfe.

5.4 Interpretation der Bruchwerte von IPS Empress 2 Frontzahnbrücken

Die Auswertung der Stufenlastwerte erfolgte für die beiden Stufenlastverfahren differenziert. Dadurch ist es gelungen, die sonst unübersichtliche Datenflut der einzelnen Brücken (und Hauptgruppen) sinnvoll zusammenzufassen und einen direkten Vergleich gegeneinander zu ermöglichen.

Prinzipiell ist anzumerken, dass durch Fehler im Herstellungsprozess der Brücken, die gefundenen Werte in ihrer Gegenüberstellung zueinander nicht als absolut zu werten sind. In weiteren Studien ist es wichtig, hier rauf größere Sorgfalt zu legen und insgesamt die Anzahl der getesteten Brücken drastisch zu erhöhen.

5.4.1 IPS Empress 2 Frontzahnbrücken unter Stufenlast I – Einfluss der künstlichen Alterungsprozesse

Zur Größe des Alterungsprozesses unter Thermowechselast:

Die relativen Festigkeitswerte lagen für vollanatomische und für konv. verblendete Brücken bei 89,3 % und 87,1 % unter Thermowechselast. Diese Verminderung der Festigkeitswerte ist konform mit den Ergebnissen anderer Autoren [44;65;43;96]

Unter 1.3.3 wurde bereits das Phänomen von *chemical Disintegration* besprochen. Diese Anfälligkeit von Keramiken gegenüber langsamem Risswachstum in Feuchtigkeit ist als Spannungskorrosion einer der Faktoren der Erniedrigung der Festigkeitswerte unter Thermowechselast. Es ist bekannt, dass diese Spannungsrissskorrosion besonders effektiv ist, wenn das Material, wie im

vorliegenden Fall, gleichzeitig belastet wird [18]. Der Temperaturunterschied von $\Delta_t = 50^\circ \text{ C}$ führt im Material zu Spannungen, da der lineare thermische Ausdehnungskoeffizient für das Gerüstmaterial immerhin noch $10,6 \pm 0,5 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1} \text{ m/m}$ beträgt, werden in den Brücken Spannungen induziert, die wiederum besonders unter gleichzeitiger Anwendung von mechanischer Dauerbelastung zu Schädigungen und zu beginnendem Risswachstum beitragen. Für das Verblendmaterial beträgt der Ausdehnungskoeffizient im Unterschied dazu $9,7 \pm 0,5 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1} \text{ m/m}$, d.h. es besteht eine Differenz zum Gerüstwerkstoff. Dies könnte eine Erklärung zu den noch weiter erniedrigten Werten für die konv. verblendeten Brücken sein. Man beachte aber, dass die Verbinder an ihrer schwächsten Stelle nicht von Verblendmaterial umgeben gestaltet worden waren, um die Fläche des Gerüstmaterials möglichst groß zu gestalten. Dadurch können diese Spannungen nicht so stark in Erscheinung treten. (Vestibulär wurden die Zwischenglieder verblendet, nicht aber die Verbinder!). Gehre (1996) führt dazu an:

„Der mittlere Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) traditioneller keramischer Werkstoffe ist niedrig und liegt im Festkörperbereich mit $4 - 8 \cdot 10^{-6} / \text{K}$ nahe dem von natürlichem Dentin und Schmelz. Dies muss im Blick auf die thermische Wechselbelastung in der Mundhöhle und die damit einhergehende Volumenänderung als günstig für keramische Restaurationen gewertet werden. Da die Wärmedehnung allgemein aber eine materialspezifische Kenngröße ist, muss angenommen werden, dass die einzelnen Strukturkomponenten der dentalkeramischen Massen Unterschiede im Wärmeausdehnungsverhalten aufweisen. Durch Unterschiede in der thermischen Kontraktion können Spannungen zwischen den Phasen aufgebaut werden, die, wenn auch gering gradig die mechanischen Parameter verbessern. Überschreiten sie eine kritische Größe treten [...] Risse auf, die Spannungen auf sich konzentrieren und die Festigkeit herabsetzen. Gerade beim Schichtaufbau keramischer Massen mit unterschiedlicher Zusammensetzung spielt dies eine bedeutende Rolle“ [5].

Diese Studie berücksichtigte nicht den Einfluss des Befestigungsmaterials. Ergebnisse zum Einfluss des Befestigungsmaterials finden sich z. B. bei Nietzsche [B. Nietzsche: Einfluss der Befestigungszemente auf die Bruchfestigkeit von IPS Empress 2 Frontzahnkronen. Dissertation Tübingen 2002]. Generell ist anzumerken, dass Hybridionomerzemente Wasser aufnehmen und quellen, dadurch findet eine mögliche Rissinduktion statt. Dies ist sicherlich auch ein Grund weshalb nahezu alle Brücken die unter Thermowechselast getestet wurden, verminderte Werte zeigten. Doch für exp. verblendete Brücken fanden sich erhöhte Werte auf 110,2 % unter Thermowechselast. Diese Tatsache lässt darauf schließen, dass diese Brücken nicht mehr so anfällig gegenüber chemical Dissintegration sind. Der Ausdehnungskoeffizient für die Verblendmassen scheint keinen größeren

Schwankungen mehr unterworfen zu sein [33]. Die Brenntemperaturen der Verblendung wurden von 800° C auf 755° C erniedrigt; die des Glasurbrandes wurde von 770° C auf 750 °C gesenkt. Die chem. Zusammensetzung wurde variiert (es findet sich z.B. ZrO_2 [39]). Dies könnten Gründe verminderter Anfälligkeit gegenüber Thermowechselast sein.

Zur Steigerung der Festigkeitswerte durch die exp. Verblendmasse:

Die Werte für die Prüfungen ohne Thermowechselast sind fast identisch. Dies erscheint nicht absonderlich, da der Gerüstwerkstoff beider Brückenhauptgruppen der gleiche war und die beiden Verblendmassen eine Biegefestigkeit von 100 ± 25 MPa aufwiesen [39;96]. Die Erhöhung der Festigkeitswerte wurde bereits oben diskutiert, allein bleibt die Frage offen, wie es zu einer Steigerung unter Thermolast kommen konnte. Nahezu gleiche Werte waren erwartet worden. Eine Steigerung der Werte muss also in Messfehlern und Ungereimtheiten bei der Herstellung der Brücke zu suchen sein. *Prinzipiell wird die Empfehlung gegeben, die Anzahl der einzelnen Brücken pro Hauptgruppe bei weiteren Versuchen zu verdoppeln, um sichere Werte zu erhalten.*

Zur Schwächung der Festigkeitswerte (hier Stufenlastwerte) durch eine Verblendung, wenn die Verbinderstärken von verblendeten und unverblendeten Brücken nahezu unverändert gleich dimensioniert werden:

Dessen ungeachtet, dass die Verbinder auch bei den verblendeten Brücken nicht mit Verblendmasse unmittelbar an ihrer schwächsten Stelle überzogen worden waren, sondern voll aus Gerüstmaterial bestanden, fielen die Festigkeitswerte gegenüber den unverblendeten Brückengerüsten ab. (Die Unterschiede von unverblendeten Brückengerüsten zu vollanatomischen Brücken erscheinen vernachlässigbar klein und sind auf Streubreiten zurückzuführen). So schwächt eine Verblendung der Brücken also die Festigkeit derselbigen, auch dann, wenn die Dimensionierung des Hartkerngrundgerüstes der Verbinder selbst nicht durch eine Verblendung reduziert wurde. Die Frakturverläufe lagen mehrheitlich nicht direkt in der Verbinderzone, sondern erstreckten sich über das verblendete Zwischenglied. Die Gründe der Festigkeitsverminderung sind in der Verblendung zu sehen, diese schwächt durch minimale Infiltration des Grundgerüstes und den dadurch entstehenden Spannungen im Material, sogar ohne Applikation von Thermowechselast, die Brücken.

Anzunehmen ist, dass diese Spannungen besonders bei den notwendigen Bränden des Herstellungsprozesses induziert werden und dort bereits ein Risswachstum begünstigen. Es erscheint deshalb nicht legitim, weiterhin vollanatomische Brücken zur Gewinnung der Festigkeitswerte von klinisch einsetzbaren Frontzahnbrücken zu testen. Außerdem sollte auch bei der Brückengestaltung die ästhetische Komponente mit einbezogen werden, die oft aufgrund der klinischen Situation zu Kompromissen zwingt. Angesichts der bereits gewonnenen Ergebnisse ist zu erwarten, dass ein Vergleich von unverblendeten Brückengerüsten mit verblendeten Brücken unter Thermowechselast noch eine deutliche Reduzierung erbringen würde.

5.4.2 IPS Empress 2 Frontzahnbrücken unter Stufenlast II

Zur Größe des Alterungsprozesses unter Thermowechselast:

Bei den vollanatomischen, sowie auch bei beiden verblendeten Hauptgruppen, konnte eine Abnahme der Festigkeitswerte unter Thermowechselast festgestellt werden. Die relativen Werte der Abnahme betragen hier 72,7 % (vollanatomisch), 80,0 % (konventionell verblendet) und 83,3 % (experimentell verblendet). Die erhöhte Abnahme der Festigkeitswerte gegenüber der Prüfung unter Thermowechselast I ist u.a. aus der Tatsache zu erklären, dass eine weit höhere Zyklenanzahl, sowohl Thermowechselast als auch mech. Dauerbelastung, Anwendung fand. Dadurch können sich die Alterungsprozesse, insbesondere in ihrer Kombination, auswirken. Beim Stufenlastverfahren I hingegen fand sich keine Abnahme der Werte für experimentell verblendete Brücken unter Thermowechselast.

Zur Steigerung der Festigkeitswerte durch die experimentelle Verblendmasse:

Die Steigerung der Festigkeitswerte durch die experimentelle Verblendmasse wurde bereits unter 5.4.1 diskutiert. Es kam hier im Gegensatz zur Prüfung unter Thermowechselast I zu keiner Steigerung der Werte unter Thermowechselast, allein die relativen Festigkeiten unter Thermowechselast fielen gegenüber den konv. verblendeten Brücken nochmals deutlich geringer aus (vergl. Abb. 26 c und 27 c).

Auch hierin zeigt sich die Tatsache, dass Alterungserscheinungen unter einer höheren Zyklenanzahl deutlicher hervortreten und berücksichtigt werden müssen.

5.5 Interpretation der Bruchwerte von In –Ceram Zirconia Frontzahnbrücken unter Stufenlast I

Zur Größe des Alterungsprozesses unter Thermowechselast:

Die ermittelte Erniedrigung der Festigkeitswerte beträgt unter Anwendung von Thermowechselast 11,5 % und liegt somit im Vergleich zu IPS Empress 2 Brücken ohne nennenswerten Unterschied vor.

5.6 Anmerkungen zum Vergleich von IPS Empress 2 und In –Ceram Zirconia Frontzahnbrücken

Der Vergleich von IPS Empress 2 und In –Ceram Zirconia Brücken wurde zwar durchgeführt, dabei wurden aber die einzelnen Abmessungen der Brücken nicht in Relation zueinander gesetzt. Bei den Grundgerüsten der IPS Empress 2 Brücken betragen die Verbinderstärken durchschnittlich $4 \times 4 \text{ mm}^2$, das Grundgerüst der In –Ceram Zirconia Brücken wies sehr unterschiedliche Verbinderstärken auf, da diese von Hand ohne Wachsfertigbrücken hergestellt worden waren.

Oft betrug der Querschnitt des Grundgerüsts, welches hauptsächlich für die Stabilität der Brücke Versuch vor Empress 2 . Ein direkter Vergleich ist also nur bedingt aussagekräftig.

5.7 Die Bedeutung des Verbinders

Bei der Betrachtung der Bruchstellen fällt auf, dass nahezu sämtliche Brücken am Verbinder frakturierten. Der limitierende Faktor der Festigkeit ist also der Verbinderquerschnitt. Eine adhäsive Zementierung würde bei den vorliegenden Brücken nur sehr unwesentlich zu einer Steigerung der Festigkeit führen [24]. Zudem steht eine Steigerung der Verbinderstärke contra Ästhetik und parodontaler Reinigbarkeit. Dadurch, dass die Höhe und die Breite des Verbinders den

limitierenden Faktor darstellen (siehe Abb. 32), lässt sich in der klinischen Praxis bei kurzen Kronen eine ausreichende Dimensionierung oft nur schwer verwirklichen. *Es wird die Empfehlung gegeben, die Verbinder keinesfalls palatinal zu verblenden.* Palatinales Verblenden führt zu Festigkeitsverlust einmal dadurch, dass die Verblendmasse einen weitaus erniedrigten Festigkeitswert aufweist [53] und dass durch eine Verblendung und die zusammentreffenden unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten unter Thermowechsellast Spannungen induziert werden. Von materialtechnischer Seite her gesehen bestehen keinerlei Bedenken, wenn das Gerüstmaterial nur von einer dünnen Schicht Glasur bedeckt ist. Interessant erscheint, dass diejenigen Brücken, die in ihrer Hauptgruppe oft die höchsten Festigkeitswerte erreichten, nicht am Verbinder brachen, sondern palatinal am Brückenanker.

5.8 Vergleich der Bruchwerte mit anderen Studien

Die in dieser Studie gefundenen Werte sind, soweit es sich um absolute Werte und nicht um relative Erhöhungen / Erniedrigungen von Festigkeiten handelt, in Zukunft nicht mit anderen Studien zu vergleichen, wenn nicht äußerste Sorgfalt auf ein möglichst identische Studiendesign gelegt wird. Insbesondere die Beachtung des Kraftangriffswinkels, die Auswahl der Stufenlastverfahren, die Lagerungsart und eine genaueste Dimensionierung von „Normbrücken“ sind zwingend erforderlich.

Diese Übereinstimmung ist bislang in den in der Literatur in beschriebenen Studien nicht gegeben. Daher finden sich gerade für Festigkeitsprüfungen an Brücken sehr unterschiedliche Werte und oftmals drastische Widersprüche.

Unter 1.8.2.3 wurden Studien mit Dauerfestigkeiten von etwa 1500 N [42] zitiert. Diese Werte liegen um ein Vielfaches höher als die hier ermittelten Werte. Ein Vergleich ist aber nicht möglich, da das hier verwendete Studiendesign nicht vergleichbar ist. (hier Stufenlast und Abstandsmerkmale, siehe 3.2.1.1 !). Auch die tatsächliche Verbinderstärken variieren. Unter 5.1.1 wurden die im Frontzahnbereich auftretenden Kräfte diskutiert. Bruchfestigkeiten von 200- 300 N liegen im Frontzahnbereich noch im akzeptablem Rahmen. Sicherlich sind neuere Materialien, wie polykristalline Oxidkeramiken, oder Materialien die durch Zirkonoxid verstärkt

sind, belastbarer und werden durch ihre Überlegenheit Lithiumdisilicat-Glaskeramiken vom Markt mehr und mehr verdrängen.

5.9 Fazit und Ausblick

Nach Auswertung sämtlicher in dieser In-vitro-Studie gewonnenen Daten über die vorliegenden Brücken und Hauptgruppen, einschließlich unter Heranziehung der Ergebnisse von Fischer (2002) [24], kann festgestellt werden, dass es durch die Verwendung der Stufenlastverfahren I,II und der Thermowechselastverfahren I,II, in erster Näherung, mit einigen Einschränkungen (siehe unten) gelungen ist, die physiologische Belastung von Frontzahnzahnersatz für eine ca. 10 jährige Tragedauer, innerhalb einer Versuchsdauer von bis zu 8 Tagen pro Probe, zu simulieren.

Durch die Testung von tatsächlich verwendbarem Zahnersatz und nicht nur der Testung von den einzelnen Materialien der Komposition, erscheint es möglich, hier bereits genauere Angaben zu machen, als es durch die Testung einzelner Materialien möglich wäre und dadurch dem Praktiker Hilfen bei der Beurteilung neuer Materialien und Systeme für vollkeramischen Zahnersatz zu geben, bevor umfangreiche Auswertungen aus In-vivo-Studien vorliegen.

Es gilt jedoch zu bedenken, so wichtig die Erfassung einzelner physikalischer Parameter im weitgehend exakten, standardisierten und reproduzierbaren Labortest, vor allem für den Vergleich und die Entwicklung von Materialien und Verarbeitungstechnologien, einschließlich der Testung von Normbrücken ist, so schwierig ist es andererseits, aus den gewonnenen Ergebnissen auf die klinische Bewährung der aus diesen Werkstoffen gefertigten Therapiemittel zu schließen und eine abschließende Wertung abzugeben [5]. Gründe dafür sind:

- die komplexen, individuell stark differierenden und kaum prognostizierbaren biofunktionellen Beanspruchungen [5]
- die individuelle, von anatomischen und funktionellen Gegebenheiten und klinischer Behandlung (Präparation, Abformung, Bisslagebestimmung) abhängige, in ihrer Bedeutung beispielsweise für Krafrichtungen und Spannungsaufbau nicht abschätzbare geometrische Gestaltung des

Therapiemittels und seiner Antagonisten [58].

- der dominierende Einfluss von labortechnischer Verarbeitungsweise [5]
- mangelnde klinische Nachsorge und falsches Patientenverhalten [5]

Trotz aller dieser unbekannt Parameter konnten Aussagen über einen In – vitro –Vergleich zwischen den einzelnen zur Verwendung gekommenen Materialien gemacht und deutliche Empfehlungen für die Praxis gegeben werden. Da die Prüfungen unter verschärfteren Versuchsbedingungen, als es die tatsächliche Realität sie fordert, durchgeführt wurden, kann unter Vorbehalt jeglicher Gewährleistung die Aussage gemacht werden, dass die IPS Empress 2 Frontzahnbrücken unter Beachtung ihres Indikationsgebietes und unter Gewährleistung eines bestimmungsgemäßen Gebrauchs bei guter Patienten-Compliance, 10 Tragedauerjahre durchschnittlich auch beim Patienten bestehen. Weitere durchzuführende Untersuchungen mit der Prüfeinheit „Conthermocyclingrad“ sind notwendig, um die gefundenen Ergebnisse zu erhärten. Dafür werden folgende Vorschläge gemacht:

- Die herzustellenden verblendeten Brücken sollten einem „standardisierteren“ Herstellungsverfahren unterworfen sein. Ein „normiertes“ Verfahren sollte für die Verblendung entwickelt werden.
- Es sollten nur noch verblendete Brücken zum Einsatz kommen.
- Der Antagonist sollte aus humanem Schmelz beschaffen sein.
- Der Kausimulator sollte eine zweite, durch einen Servomotor gesteuerte Achse zur Simulation horizontaler Gleitbewegungen erhalten.
- Der Einfluss des Lockerungsgrades auf die Festigkeitswerte sollte untersucht werden.
- Die Verwendung des Sprühprogramms sollte verifiziert werden.
- Mehrspannige Brücken sollten zum Einsatz kommen.
- Die Anzahl der Brücken pro Hauptgruppen sollte mind. verdoppelt werden, um die Streubreite besser zu erfassen.

Ferner sollten die Ergebnisse dieser Studien zu klinischen Erfahrungen ausgewertet werden, um die Reproduzierbarkeit von In –vitro zu In –vivo -Tests verifizieren und gegebenenfalls das Studiendesign weiter zu modifizieren.

6. Zusammenfassung

Die Dauerfestigkeit dreigliedriger Frontzahnbrücken sollte in Stufenlastverfahren ermittelt werden. Durch Kombination der mechanischen Kaubelastungskomponenten mit gleichzeitigem Einbeziehen eines den physiologischen Gegebenheiten in der Mundhöhle entsprechenden Wechseltemperaturzyklus, sollte ein In-vitro- Prüfmodell erzeugt werden, das in einer Zeitraffung die thermomechanische Alterung von Keramikbrücken simuliert.

Es wurde eine Auswertung anhand der in der Literatur vorhandenen Angaben über die Belastungskomponenten in der Mundhöhle auf Zahnersatz vorgenommen. Insbesondere „Fatigue“ mit max. Kaukräften von 170 – 200 N, durchschnittlichen Kräften beim Kauen von 5,2 – 11 N und ca. $2,2 \times 10^5$ Zahnkontakte, belasten Frontzahnersatz. Hinzu kommen mittlere Temperaturschwankungen von 5° - 55°C. Hergestellt wurden 56 verblendete und 40 unverblendete IPS Empress 2 Frontzahnbrücken unter Einbeziehung einer neu entwickelten experimentellen Verblendmasse. Es wurden weitere sieben unverblendete IPS Empress 2 Brückengrundgerüste getestet. Zusätzlich erfolgte die Prüfung von 14 verblendeten In-Ceram Zirconia Brücken. Die Herstellung der IPS Empress 2 Brücken erfolgte unter standardisierten Bedingungen. Die In-Ceram Zirconia Brücken wurden direkt vom Hersteller gefertigt. Die Brücken erstreckten sich von Zahn 21 auf Zahn 23. Zur Auswertung fanden zwei unterschiedliche Lastverfahren, die jeweils noch mit einem Thermolastverfahren kombiniert worden waren, Anwendung. Ziel dieser Stufenlastverfahren war eine möglichst detailgetreue Imitation der tatsächlichen Belastungskomponenten im Patientenmund. Unter Stufenlast I betragen dann die Stufenlastwerte der Hauptgruppen: Für vollanatomische Brücken $278,8 \pm 78,1$ (N), unter Thermowechselast $249 \pm 64,2$ (N), für konventionell verblendete Brücken $260,7 \pm 62,3$ (N), unter Thermo-wechselast $227,1 \pm 30$ (N), für experimentell verblendete Brücken $258,9 \pm 70,2$ (N), unter Thermowechselast $285,4 \pm 69,1$ (N), für unverblendete Brückengerüste $285,7 \pm 37,8$ (N). Die relativen Festigkeitswerte mittels zusätzlicher Thermowechselast lagen für vollanatomische und für konventionell verblendete Brücken bei 89, 3 % bzw. 87,1 %. Für experimentell verblendete Brücken wurde keine Erniedrigung der Werte unter Thermowechselast gemessen. Die Ergebnisse des Stufenlastverfahrens II bestätigten die oben

aufgeführten Resultate. Generell gilt: Die experimentelle Verblendmasse scheint weniger anfällig gegen Thermowechselast zu sein. Bereits eine Verblendung der Brückengrundgerüste führt gegenüber unverblendet getesteten Brückengrundgerüsten zu Festigkeitsminderungen auf 91,5 %. Zu den Ergebnissen der Prüfungen der In-Ceram Zirconia Brücken können folgende Aussagen gemacht werden: Unter Stufenlast I betragen die Stufenlastwerte der Hauptgruppen: Für verblendete Brücken $216,7 \pm 60,6$ (N), unter Thermowechselast $191,7 \pm 64,2$ (N). Werden die Verbinder nicht direkt verblendet, sind trotzdem Einbußen an Festigkeit durch eine Verblendung gegenüber unverblendeten Brücken festzustellen, wenn die Zwischenglieder verblendet wurden.

Eine detailgetreue Simulation der Belastungskomponenten konnte durch Stufenlastverfahren in Annäherung an eine klinischen Tragedauer von 8-10 Jahren erreicht werden. In Zukunft liegt ein Verfahren vor, welches Hilfen bei der Beurteilung neuer Materialien für vollkeramischen Zahnersatz bietet.

7. Literatur

1. Anusavice, K.J. (1992)
Degradability of dental ceramics
Adv Dent Res 6: 82-89
2. Apholt, W., Bindl, A., Luthy, H., Mormann, W.H. (2001)
Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed In-Ceram-Alumina and In-Ceram
–Zirconia bars
Dent Mater 17 (3) 260-267
3. Bieniek, K. W., Zitzmann, N., Spiekermann, H. (1993)
Innovative vollkeramische Kronen- und – Eine kritische Bewertung.
Quintessenz 44, 689
4. Schwickerath, H., Werkstoffprüfung von Vollkeramiksystemen
In: Kappert H.F., (Hrsg.) (1996)
Vollkeramik
Werkstoffkunde – Zahntechnik- klinische Erfahrung
Quintessenz Verlags GmbH, Berlin, Chicago, London, 87-102,
5. Gehre, G., Keramische Werkstoffe
In: Eichner, K., Kappert, H. F. (Hrsg.) 1996)
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung
Band 1 Grundlagen und Verarbeitung
Hüthig, Heidelberg, (326-372
6. Broek, D. (1978)
Elementary engineering fracture mechanics.
Sijthoff & Noordhoff, Alphen aan den Rijn
7. Calsson, D. E. (1974)
In: Bite force and chewing efficiency.
Front Oral Physiol
Vol.1 265-292 Karger – Verlag Basel
8. Chitmongkolsuk S., Heydecke G., Stappert Ch., Strub J.,R (2002)
Fracture Strength of All-Ceramic Lithium Disilicate and Porcelain-Fused-to-Metal
Bridges for Molar Replacement After Dynamic Load
Eur J Prosthodont Restor Dent 10, 15-22
9. Coca, I., Schwickerath, H. (1987)
Zur Beanspruchung von Kronen im Frontzahnbereich
Dtsch Zahnärztl Z 42 ,338-341

-
10. Carossa, S., Corsalini, M., Lombardo, S., Para, P., Preti, G., Rastello, M., (2001)
Influence of Posts and Cores on Light Transmission Through Different All-Ceramic Crowns: Spectrophotometric and Clinical Evaluation
Int J Prosthodont 14, 9-14
 11. DeBoever, J.A., McCall, W.E., Holden, S., Ash, M.M.(1978)
Functional occlusal forces: An investigation by telemetry
J Prost Dent 40 326-333
 12. DeLong R., Douglas, W. H. (1883)
Development of an Artificial Oral Environment for the Testing of Dental Restoratives: Bi-axial Force and Movement Control
J Dent Res 62(1): 32-36
 13. Domke, W. (1987)
Werkstoffkunde und Werkstoffprüfung
10. verb. Auflage / 2. Druck
Verlag Girardet, Düsseldorf 350-359
 14. Eakle, W. S. (1989)
Effects of thermal cycling on fracture strength and microlleakage in teeth restored with bonded composite resin.
Dent Mater 2: 114-117
 15. Edelhoff, D., Spiekermann, H., Rübber A., Yldirim M. (1999)
Kronen- und Brückengerüste aus hochfester Presskeramik
Quintessenz 50, 2 177-189
 16. Eichner, K. (1963)
Messung der Kräfte bei Kauvorgängen.
Dtsch Zahnärztl Z 18, 915-924
 17. Eichner, K. (1964)
Aufschlüsse über den Kauvorgang durch elektronische Kaukraftmessungen
Dtsch Zahnärztl Z 19, 415-425
 18. Fässler, P.W., (1999)
Untersuchungen zur Bruch –und Dauerfestigkeit der Dentalkeramiken
Zirkonoxid –TZP und **In-Ceram**
Zahnmedizinische Dissertation, Universität Tübingen
 19. Filser, F., Lüthy, H., Kocher. P., Loeffel, O., Schumacher, M., Gauckler, I. (1998)
All-Ceramic Dental Bridges by Direct Ceramic Machining (DCM)
Poster

20. Fischer, H., Dautzenberg, G., Marx, R. (2001)
Nondestructive estimation of the strength of dental ceramic materials
Dental Materials 17 289- 295
21. Fischer, H., Marx R. (1998)
Mechanische Eigenschaften von Empress
Interner Bericht an Ivoclar AG
22. Fischer, J., Schmid, M., Kappert,H.F., Strub, J.R. (1991)
Gefügebildung der dentalkeramischen Kernmasse In-Ceram und thermische
Dehnung ihrer Einzelkomponenten.
Dtsch Zahnärztl Z 46, 461-463
23. Fischer, K.F. (1992)
Konstruktionskeramik: Berechnungsmethoden: Festigkeit, Lebensdauer,
Zuverlässigkeit
Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie, Leipzig
24. Fischer, M. (2002)
Festigkeitsprüfungen an dreigliedrigen Vollkeramik- Frontzahnbrücken
auf einem neuentwickelten Prüfmodell
Zahnmedizinische Dissertation, Universität Tübingen
25. Fischer, U., Heinzler, M., Kilgus, R., Näher, F., Paetzhold, H., Schilling, K.,
Stephan, A. (1999)
Tabellenbuch Metall
41. Auflage
Europa – Lehrmittel, Nourney, Vollmer, Haan-Gruiten
26. Frank, M., Schweiger, M., Rheinberger, V., Höland, W., (1998)
High-strength translucent sintered glass-ceramic for dental restorations.
Proceedings of the Sixth
International Otto Schott Colloquium, Jena, Germany
Glastech Ber Glass Sic Technol 71C, 345-348
27. Geis-Gerstorfer, J., Kanjantra, P., Pröbster, L., Weber, H. (1993)
Untersuchungen der Bruchzähigkeit und des Risswachstums zweier vollkeramischer
Kronen- und Brückensysteme
Dtsch Zahnärztl Z 48, 685-691
28. Gräf, W. (1960)
Die thermische Belastung beim Verzehr extrem heißer und kalter Speisen
Dtsch Zahnärztl Z 15, 30-43
29. Groten, M., Pröbster, L. (1997)
The Influence of Different Cementation Modes on the Fracture Resistance of
Feldspathic Ceramic Crowns
Int J Prosthodont 10, 169-177

30. Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M.V., Irinside, J. (2002)
Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia
Int J Prosthodont 15, (4) 339-346
31. Hawboldt, E. B., McEntee, M.I., (1983)
Effects of fatigue on a soldered base metal alloy
J Dent Res 62 (12), 1226-1228
32. Hessel, J. (1975)
Belastbarkeitsmessungen an Prämolaren in Abhängigkeit von Wurzelform und Einbetttiefe
Med. Diss, Universität Köln
33. Heintze, S.D. (1998)
Brücken aus vollkeramischem Material (IPS Empress 2) – Indikation, klinische Aspekte und Prognosen
Ivovlar – Vivadent report Nr. 12
34. Hensten- Petersen, A. (1992)
Casting alloys side-effects
Adv Dent Res 6: 38-43
35. Herzberg, R.W., Manson, J.A. (1980)
Fatigue engineering plastics
Academic Press New York
36. Hohmann, W. (1983)
Spaltbildung an kunststoffverblendetem Zahnersatz durch Temperaturlastwechsel
Dtsch Zahnärztl Z 38, 1053-1055
37. Hölsch, W., Kappert, H.F. (1992)
Festigkeitsprüfung von vollkeramischen Einzelzahnersatz für den Front- und Seitenzahnbereich
Dtsch Zahnärztl Z 47, 621- 623
38. Hüls, A Wenzel U., Kerl, S. (1996)
Metallfreierzahnersatz aus Infiltrationskeramik
Quintessenz Zahntech 22, 5, 565- 582
39. Ivoclar Vivadent AG Research & Development Scientific Service
Confidential Information
Eris layering material
40. Jäger, K., Graber, G., Schruft, L. (1989)
Aufbau und Testung einer Messkette zur Kaukraftmessung
Schweiz Monatsschr Zahnmed Voll 99.6, 670-675

41. Kappert, H.F.(1998)
IPS Empress Brücke/ in-vitro Studie
Untersuchungsbericht an Ivoclar AG, Schaan
42. Kappert, H.F., Knipp, U., Wehrstein, A., Knitta, M., Knipp,J. (1995)
Festigkeit von Zirkonoxid-verstärkten Vollkeramikbrücken aus In-Ceram
Dtsch Zahnärztl Z 50, 683- 685
43. Kappert, H.F., Knode, H (1990)
In-Ceram auf dem Prüfstand.
Quintessenz Zahntech 16, 8, 980 - 1002
44. Kappert, H.F., Knode, H. Schultheiss, R. (1991)
Festigkeitsverhalten der In-Ceram Keramik bei mechanischer und thermischer
Wechsellast im Kunstspeichel
Dtsch Zahnärztl Z 46, 129-131
45. Kelly, J., R., Nishimura, I., Campell, S.,D. (1996)
Ceramics in Dentistry
J Prosthet Dent 75 18-32
46. Kern, M., Strub, J.R., Lü, X.Y. (1999)
Wear of composite resin veneering materials in an dual- axis chewing simulator
J oral Rehabil 26, 372-378
47. Knorr, Gräf, W., Friedemann, (1958)
Beobachtungen beim Verzehr heißer Speisen
Arch. Hyg. 142, 368
48. Körper, K. H., Ludwig, K. (1983)
Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen
dental-labor 31, 55-60
49. Kraft, E. (1962)
Über die Bedeutung der Kaukraft für das Kaugeschehen
Zahnärztl Praxis XIII, 129-130
50. Krejci, I., Reich, T., Lutz, F., Albertoni, M. (1990)
In-vitro-Testverfahren zur Evaluation Dentaler Restaurationssysteme
Schweiz Monatsschr Zahnmed, Vol. 100: 8, 953-959
51. Lehner C., Studer s., Schärer P., (1998)
Seven-year results of leucite-reinforced glass-ceramic crowns
IADR, Nice, abstract 1368
52. Lu Y. C., Tseng H., Shih Y. H., Lee Y.S. (2001)
Effects of surface treatments on bond strength of glass-infiltrated ceramic
Journal of Oral Rehabilitation 28, 805-813

53. Ludwig, K., Kubick S. (1999)
Vergleichende Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von vollkeramischen Frontzahnbrücken
Dtsch Zahnärztl Z 54, 711-714
54. Ludwig P. (1975)
Die Kraftentwicklung der Kaumuskulatur und ihre sensorische Steuerung
Dtsch Zahnärztl Z 12, 797-802
55. Lutz F., Phillips, J.F., Roulet, J.C., Setcos, J. C. (1984)
In vivo and in vitro wear of potential posterior composites
J Dent Res 63 6 914- 920
56. Maier, H.R. (1991)
Leitfaden technische Keramik; Werkstoffkunde II, Keramik.
Selbstverlag Institut für keramische Komponenten im Maschinenbau,
Aachen
57. Marx, R. (1993)
Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit
Dtsch Zahnärztl Z 48, 229-236
58. Meier, M., Fischer, H., Richter, E.-J., Maier, H.R., Spiekermann, H. (1995)
Einfluß unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Molarenkronen
Dtsch Zahnärztl Z 50, 295-299
59. Morelli, G. (1920)
Über Kaudruck
Wiener Vierteljahresblatt für Zahnheilkunde 36, 240
60. Motsch (1978)
Funktionsorientierte Einschleiftechnik für das natürliche Gebiss
Hansler- Verlag, München
61. Müssner R. (1997)
Ivoclar international report
62. Narcisi E.M. (1999)
Three-unit bridge construction in anterior single-pontic areas using a metal-free restorative.
Compend Contin Educ Dent 2 :109-12, 114, 116-9; quiz 120
63. Oh SC; Dong JK; Luthy H; Scharer P(2000)
Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments.
Int J Prosthodont 13(6):468-72

64. Palmer, D.S., Barco, M.T., Billy, E.J.(1992)
Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids
J Prosthet Dent 67 (3) 325-327
65. Pauli, C., (1996)
Biegefestigkeit dreigliedriger metall- und vollkeramischer
Oberkieferseitenzahnbrücken
ZWR 11, 606-632
66. Pfeiffer, P., Marx, R. (1989)
Temperaturbelastungen von Adhäsivbrücken und ihre Auswirkung auf die
Verbundfestigkeit der Klebeverbindung
Schweizer Monatsschr Zahnmed. 99: 782-786
67. Pröbster, L. (1993)
Metallfreie Keramikbrücken – eine Standortbestimmung
Phillip Journal 6, 271- 278
68. Pröbster, L., Diehl, J. (1990)
Klinik und Technik des keramischen Kronen und Brückensystems In-Ceram.
Quintessenz Zahnärztl Lit 48, 939-947
69. Pröbster, L., Groten, M. (2001)
Vollkeramische Brücken, in:
Innovative Verfahren in der Zahnheilkunde. Moderne Behandlungskonzepte für die
Praxis, Band I, Teil 15
70. Rateitschak, KH und E.M., Wolf H.F. (1989)
Parodontitis
In: Rateitschak, K.H., Farbatlant der Zahnmedizin. Band 1
Parodontologie, S.74
Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York
71. Renggli, H., Mühlemann K., Rateitschak K. (1984)
Parodontologie. 3. Aufl.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart – New York
72. Rinke, S, Hüls, A., Chafzadeh, A.:
Vergleichende Qualitätsbeurteilung kopiergefräster vollkeramischer Kronen und
Brücken (Celay/In-Ceram).
Dtsch Zahnärztl Z 50, 671 (1995).
73. Ritter, J.E.Jr., Laporte, R.P. (1975)
Effect of test environments an stress-corrosion susceptibility of glass
J Am Ceram Soc 58 (7-8) : 265-267

74. Rothwell, P.,S. (1958)
Investigation into temperature changes on the surface of human teeth enamel
Nature 181, 1805
75. Rupp N. W., Venz, S., Cobb, N. (1983)
Sealing the gingival margin of composite restorations
J Dent Res 621: 254, Abstr 765
76. Sauerwein, E. (1981)
In: Zahnerhaltungskunde. Eine Einführung.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York
77. Schuckar, M., Geurtsen, W. (1997)
Proximo-cervical adoption of Class II-composite restorations after thermocycling:
quantitative and qualitative study
J Oral Rehabil 24(10): 766-775
78. Schulte, W. (1988)
Okklusale – parodontale Belastung ist jetzt quantitativ messbar: eine neue
Anwendung des Periotest – Verfahrens
Zahnärztliche Mitteilungen 5, 474- 484
79. Schulte, W. (1989)
Diskussionsbemerkungen zur Abhängigkeit des Periotestwertes von Wurzelform und
Wurzelquerschnitt
Dtsch Zahnärztl Z 44, 681- 682
80. Schulte, W., Lukas, D. (1992)
The Periotest – method
International Dental Journal 42, 433- 440
81. Schwickerath. H. (1976)
Kaukraft – Kaudruck – Belastbarkeit
Dtsch Zahnärztl Z. 31, 870-873
82. Schwickerath, H, (1986)
Dauerfestigkeit von Keramik
Dtsch Zahnärztl Z 41, 264-266
83. Schwickerath H. (1987)
Das Festigkeitsverhalten von Frontzahnbrücken unterschiedlicher Konstruktion
ZWR 96,41-48
84. Schwickerath, H. (1988)
Vollkeramische Brücken. Die Dicor-Glaskeramik.
Dent Lab 36, 433

- 85 Schwickerath, H. (1989)
Zur Beurteilbarkeit von metallkeramischen Restaurationen
Zahnärztl Mitteilungen 77, 2422
86. Schwickerath, H. (1992)
Was der Zahntechniker beachten sollte
Herstellung von vollkeramischem Zahnersatz
Dent Lab XL 1501-1506
87. Schwickerath, H (1994)
Neue Keramiksysteme unter Dauerbeanspruchung
Quintessenz Zahntech 20 1495- 1499
88. Schwickerath, H. Coca, I. (1987)
Einzelkronen aus Glaskeramik
Phillip J 4, 336
89. Soh. G., Selwyn, M.J. (1992)
An Evaluation of Exposure Time an Temperature in the Thermocycling of Dental
Restorative Materials
Clinical Materials 9 37-41
90. Suit, S.R., Gibbs, C. H. and Benz, S. T., (1975)
Study of Gliding Tooth Contacts During Mastikation.
J Periodontol 47:331,
91. Tinschert, J., Dicks, Ch., Färber, H., Marx, R. (1996)
Bruchwahrscheinlichkeit von verschiedenen Materialien für vollkeramische
Restaurationen
Dtsch Zahnärztl Z 51, 406-409
92. Tinschert, J., Marx, R. (1997)
Klinische Bewertung von Materialien für die Volkeramik mit bruchmechanischen
Methoden
Stomatologie 1: 7-12
93. Tinschert, J., Natt, G., Jorewitz, A., Fischer H., Spiekermann H., Marx R., (2000)
Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken
Dtsch Zahnärztl Z 55
94. Tinschert, J., Schimmang, A., Fischer, H., Marx, R. (1999)
Belastbarkeit von zirkonoxidverstärkter In-Ceram Alumina-Keramik
Dtsch Zahnärztl Z 54, 695-699
95. Uhlig, H. (1953)
Über die Kaukraft
Dtsch Zahnärztl. Z. 8, 30

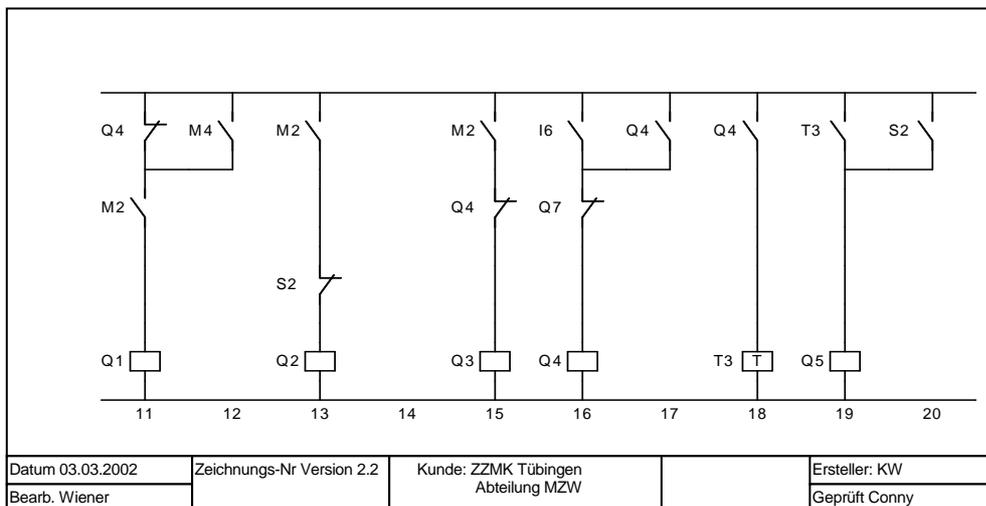
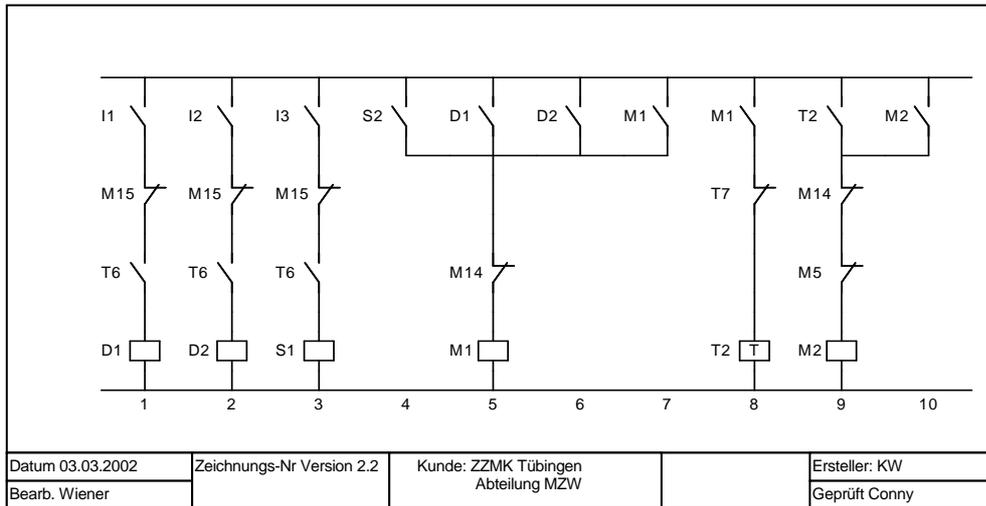
96. Wey M.(1999)
Wissenschaftliche Dokumentation
IPS Empress 2
Forschung und Entwicklung, wissenschaftlicher Dienst/ Januar (Ivoclar)
97. Wichmann, M. (1992)
Spaltbildung bei Modellgussprothesen Abhilfe durch Haftvermittler-Systeme
Dental labor 40, 1907-1909
98. Willmann, G., Wielage, B., Thier, B., (1988)
Technische Keramik,
Vulkan, Essen
99. Witz J., Jäger K., Schmidli F. (1993)
Metallionen im Gewebe.
Quintessenz 44: 1833
100. Wöhler, A (1870)
Ueber die Festigkeitsversuche mit Eisen und Stahl
Z Bauwesen 20 Sp. 73/106
101. Wohlwend, A., Schärer, P. (1990)
Die Empress- Technik, ein neues Verfahren zur Herstellung von vollkeramischen
Kronen, Inlays und Facetten
Quintessenz Zahntech 16, 966-978
102. Wustrow, P. (1923)
Prinzipielle Betrachtung zur Bedeutung der physikalischen Grundlagen für die
Prothetik
Z Stomat 21 299

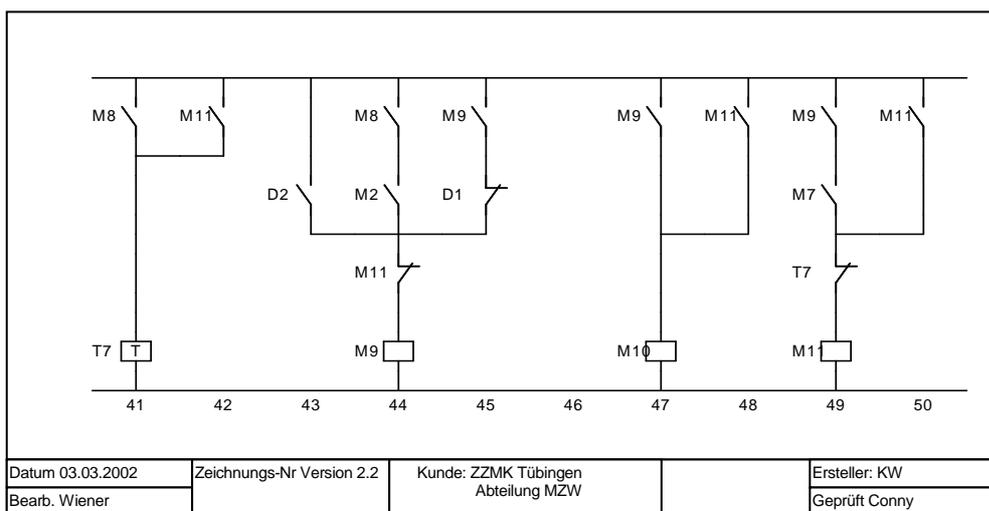
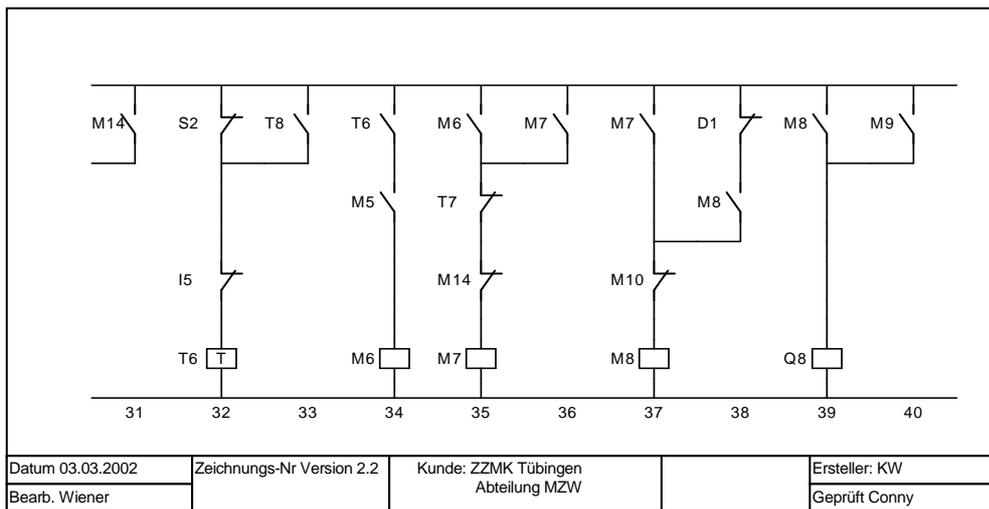
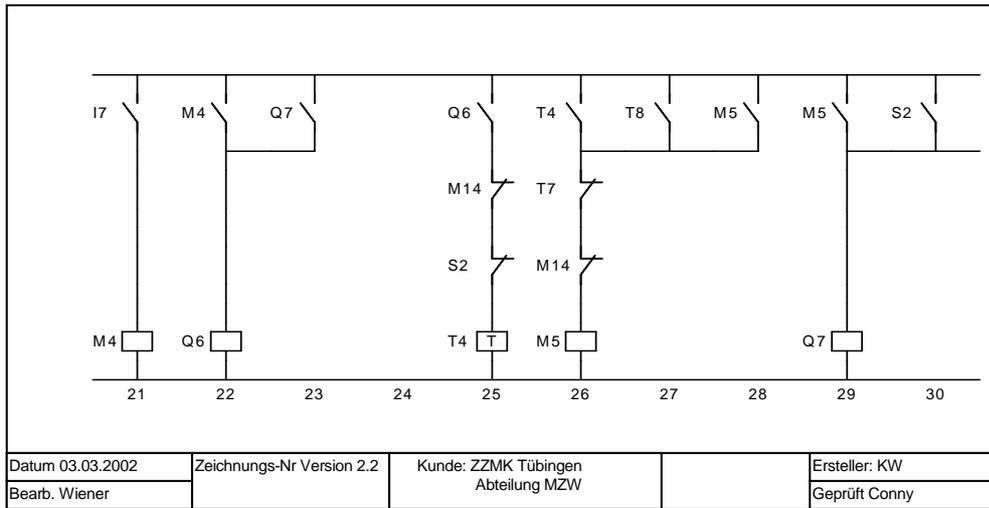
8. Anhang

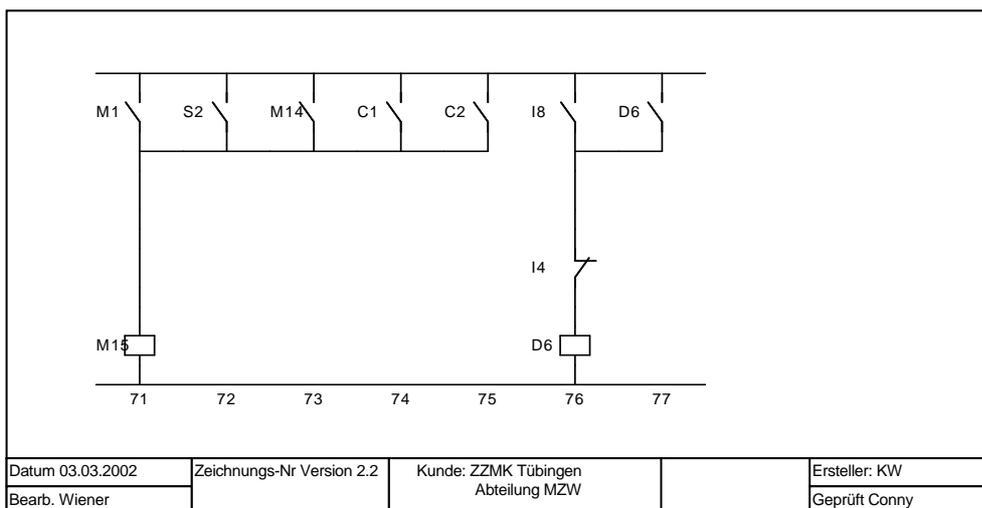
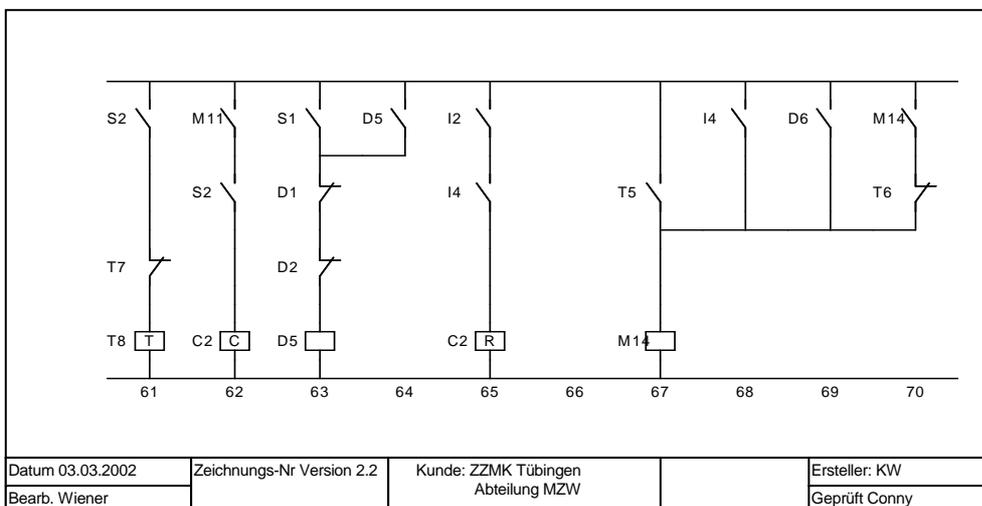
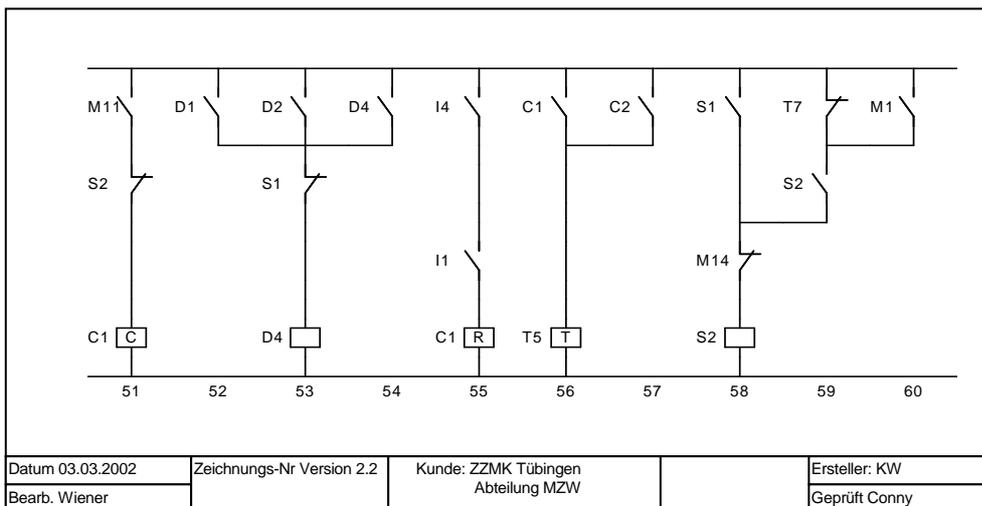
8.1 Easy Pläne

Nachfolgend die Stromlaufpläne der logischen Schaltung im „EASY“

Abb. 33 a-h „EASY“ Steuerungspläne

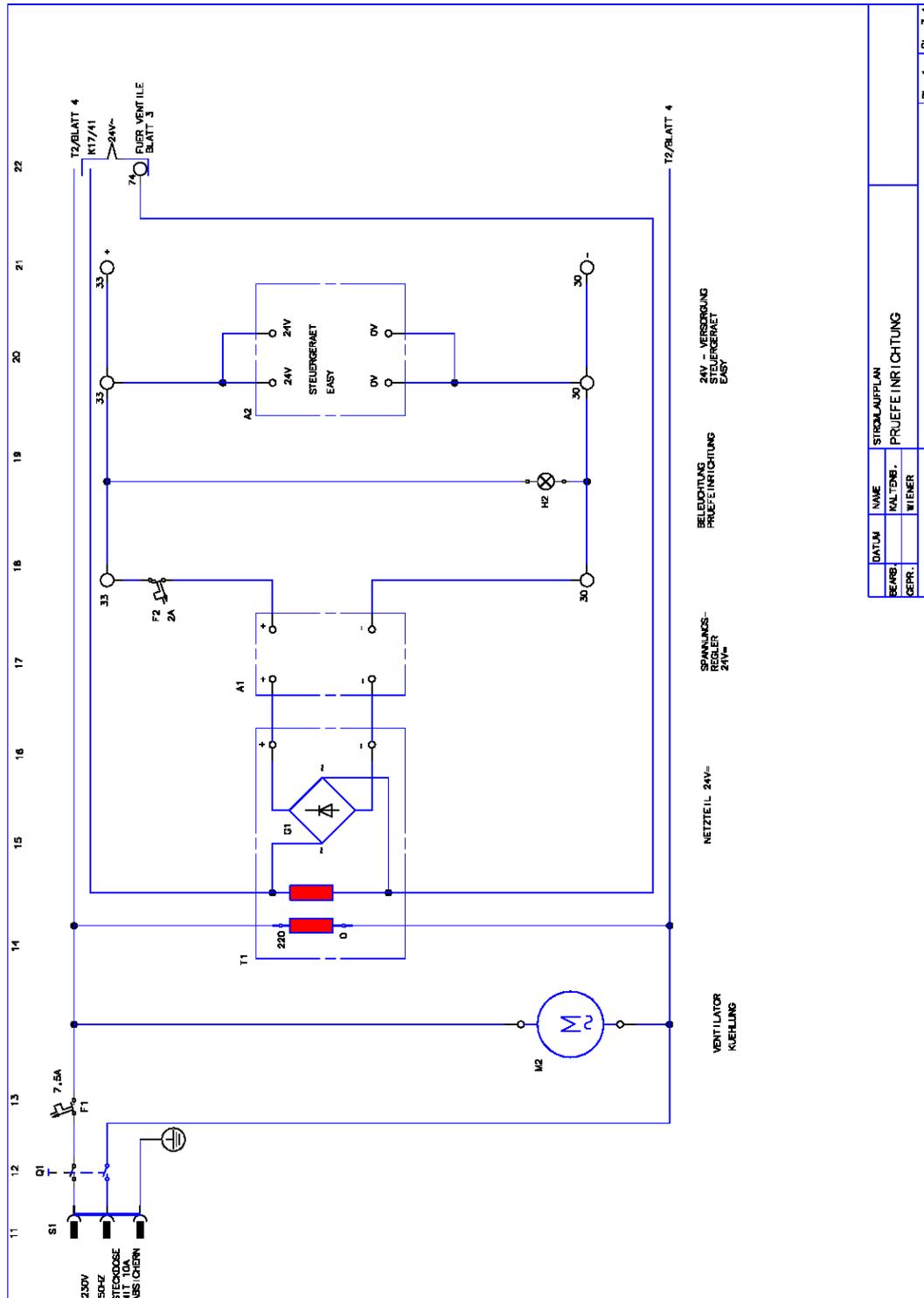


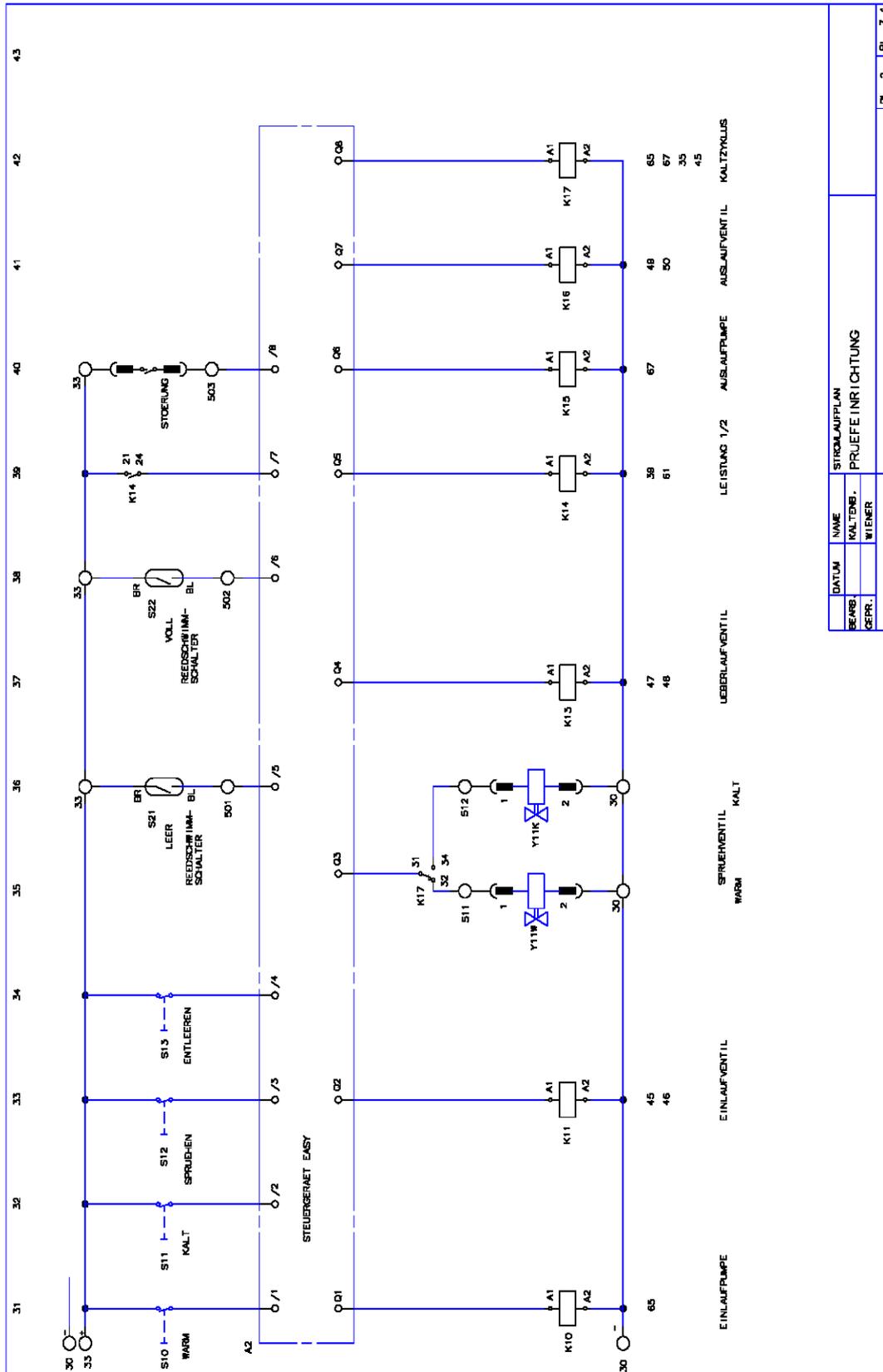




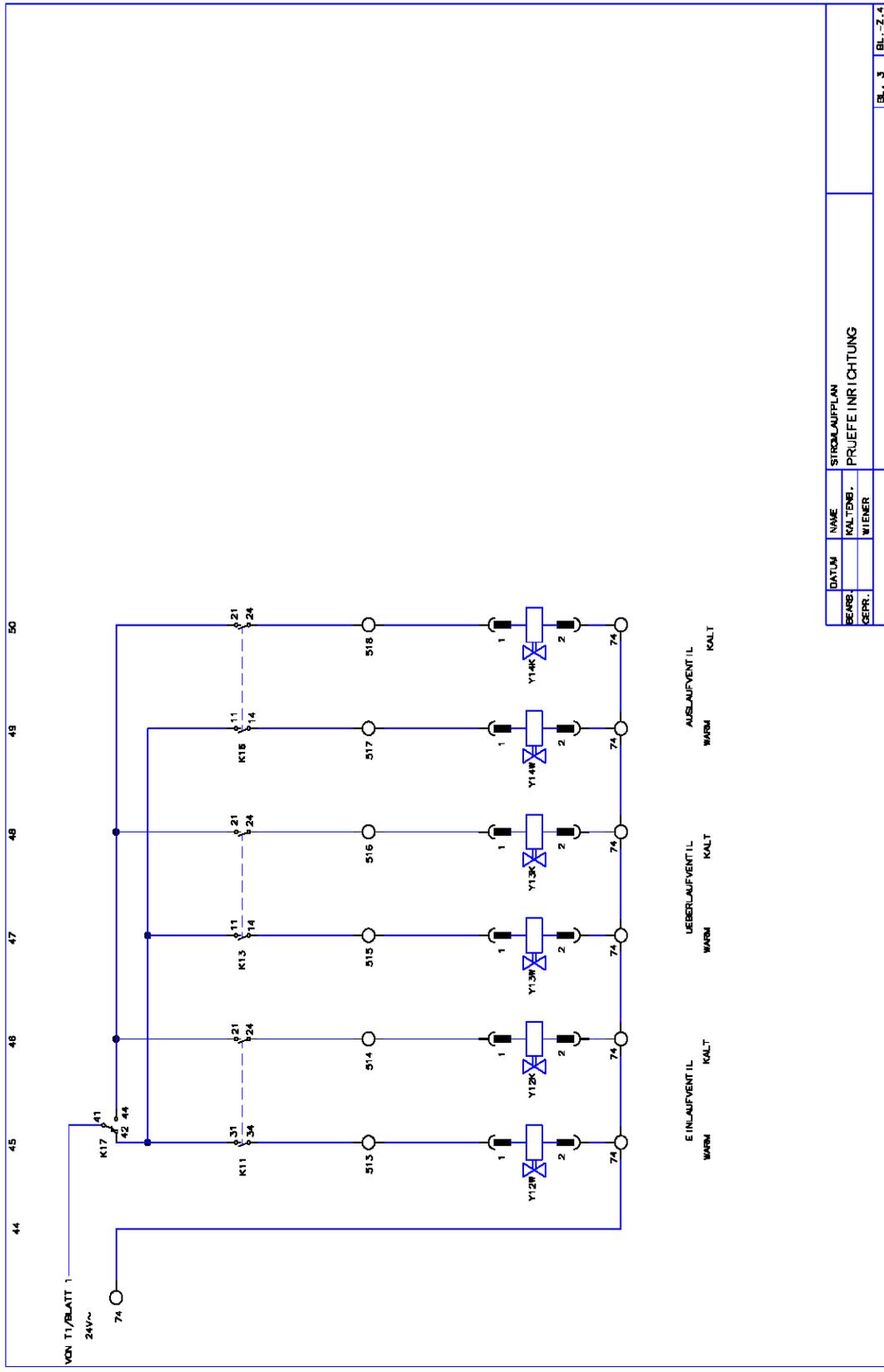
8.2 Stromlaufpläne der Temperaturwechsellanlage

Abb. 34 a-d Stromlaufpläne der Temperaturwechseinrichtung





DATUM		NAME		STROMLAUFPLAN	
BEARB.		KALTENB.		PRUEFE INRICHTUNG	
GEPR.		WIENER			



DATUM	NAME	STROMLAUFPLAN
BEARB.	KALTENB.	PRUEFE INRICHTUNG
GEPR.	WIENER	
		BL. 3 BL.-2.4

8.3. Tabellen der Ergebnisse aus den Stufenlastverfahren

**Tabelle 14a: Dauerfestigkeit dreigliedriger vollanatomischer IPS Empress 2
Frontzahnbrücken, Stufenlast I**

Max. Kräfte in Newton, Zyklen jeweils in Anzahl der bestandenen Lastapplikationen der max. Kraft, Abstandsmerkmale in [N]
Mittelwert der Abstandsmerkmale ist mit (x) und deren Standardabweichungen mit (SD) gekennzeichnet.

Stufenlast: I ohne Thermowechselast		EP11		Bruchverlauf	Abstandsmerkmale [N]
Laufnummer	Zyklen Beiser F max. [N] pro Zyklen[Anz.]	Zyklen Thermo [Anz.]	Summe [Anz.]		
1	50N - 10000 X		entfällt	zw. 21 u.22	250
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 773 X				
2	50N - 10000 X		entfällt	zw. 21 u.22	250
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 100 X				
3	50N - 10000 X		entfällt	zw. 21 u.22	250
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 1 X				
4	50N - 10000 X		entfällt	zw. 21 u.22	312,5
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 10000 X				
	300N - 5631 X				
5	50N - 10000 X		entfällt	palatinal an 23	325
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 10000 X				
	300N - 8000 X				
6	50N - 10000 X		entfällt	palatinal an 23	350
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 10000 X				
	300N - 10000 X				
	350N - 240 X				
7	50N - 10000 X		entfällt	zw. 21 u.22	200
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 3000 X				
8	50N - 10000 X		entfällt	palatinal an 23	400
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 10000 X				
	300N - 10000 X				
	350N - 10000 X				
	400N - 2000 X				

Tabelle 14b: Dauerfestigkeit dreigliedriger vollanatomischer IPS Empress 2**Frontzahnbrücken, Stufenlast I (aus Vorversuchen)**

Max. Kräfte in Newton, Zyklen jeweils in Anzahl der bestandenen Lastapplikationen der max. Kraft, Abstandsmerkmale in [N]
Mittelwert der Abstandsmerkmale ist mit (x) und deren Standardabweichungen mit (SD) gekennzeichnet.

Stufenlast: I ohne Thermowechsellast		EP11		Bruchverlauf	Abstandsmerkmale [N]
Laufnummer	Zyklen Beiser F max. [N] pro Zyklen[Anz.]	Zyklen Thermo [Anz.]	Summe [Anz.]		
9	50N - 10000 X		entfällt	zw. 21 u.22	200
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 2000 X				
10	50N - 10000 X		entfällt	zw. 21 u.22	150
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
11	50N - 10000 X		entfällt	palatinal an 23	400
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 10000 X				
	300N - 10000 X				
	350N - 10000 X				
400N - 780 X					
12	50N - 10000 X		entfällt	zw. 22 u.23	225
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 7000 X				
13	50N - 10000 X		entfällt	palatinal an 23	312,5
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 10000 X				
300N - 6500 X					

x 278,8
SD 78,1

**Tabelle 15a: Dauerfestigkeit dreigliedriger vollanatomischer IPS Empress 2
Frontzahnbrücken, Stufenlast I mit Thermowechselast**

Max. Kräfte in Newton, Zyklen jeweils in Anzahl der bestandenen Lastapplikationen der max. Kraft

bzw. der Thermowechselast, Abstandsmerkmale in [N]

Mittelwert der Abstandsmerkmale ist mit (x) und deren Standardabweichungen mit (SD) gekennzeichnet.

Stufenlast: I						
Thermowechselast: I						
Lauf- nummer	Zyklen Beiser		Zyklen Thermo		Bruchverlauf	Abstands- merkmale [N]
	F max. [N] pro Zyklen[Anz.]	[Anz.]	[Anz.]	Summe [Anz.]		
1	50 N - 10000 X	320	1609	zw. 21 u.22	350	
	100N - 10000 X	320				
	150N - 10000 X	320				
	200N - 10000 X	320				
	250N - 10000 X	320				
	350N - 300 X	9				
2	50 N - 10000 X	320	1280	zw. 22 u.23	250	
	100N - 10000 X	320				
	150N - 10000 X	320				
	200N - 10000 X	320				
	250N - < 2 X	0				
3	50 N - 10000 X	320	1298	zw. 21 u.22	250	
	100N - 10000 X	320				
	150N - 10000 X	320				
	200N - 10000 X	320				
	250N - 564 X	18				
4	50 N - 10000 X	320	1536	zw. 21 u.22	275	
	100N - 10000 X	320				
	150N - 10000 X	320				
	200N - 10000 X	320				
	250N - 8000 X	256				
5	50 N - 10000 X	320	1657	zw. 21 u.22, auch palatinal gebrochen	300	
	100N - 10000 X	320				
	150N - 10000 X	320				
	200N - 10000 X	320				
	250N - 10000 X	320				
	300N - 1788 X	57				
6	50 N - 10000 X	320	1568	zw. 22 u.23	275	
	100N - 10000 X	320				
	150N - 10000 X	320				
	200N - 10000 X	320				
	250N - 9000 X	288				
7	50 N - 10000 X	320	672	zw. 21 u.22	150	
	100N - 10000 X	320				
	150N - 1000 X	32				
8	50 N - 10000 X	320	1600	zw. 21 u.22	300	
	100N - 10000 X	320				
	150N - 2000 X	320				
	200N - 10000 X	320				
	250N - 10000 X	320				
	300N - 1 X	0				

Tabelle 15b: Dauerfestigkeit dreigliedriger vollanatomischer IPS Empress 2**Frontzahnbrücken, Stufenlast I mit Thermowechselast (aus Vorversuchen)**

Max. Kräfte in Newton, Zyklen jeweils in Anzahl der bestandenen Lastapplikationen der max. Kraft

bzw. der Thermowechselast, Abstandsmerkmale in [N]

Mittelwert der Abstandsmerkmale ist mit (x) und deren Standardabweichungen mit (SD) gekennzeichnet.

Stufenlast: I		EP12				
Thermowechselast: I						
Laufnummer	Zyklen Beiser		Zyklen Thermo	Summe [Anz.]	Bruchverlauf	Abstandsmerkmale [N]
	F max. [N]	pro Zyklen[Anz.]	[Anz.]			
9	50 N - 10000 X		320	704	Bruchverlauf nicht reproduzierbar	150
	100N - 10000 X		320			
	150N - 2000 X		64			
10	50 N - 10000 X		320	800	zw. 21 u.22	162,5
	100N - 10000 X		320			
	150N - 5000 X		160			
11	50 N - 10000 X		320	960	zw. 21 u.22	200
	100N - 10000 X		320			
	150N - 10000 X		320			
	200N - 10 X		0			
12	50 N - 10000 X		320	1600	zw. 21 u.22	275
	100N - 10000 X		320			
	150N - 10000 X		320			
	200N - 10000 X		320			
	250N - 9998X		320			
13	50 N - 10000 X		320	1606	zw. 21 u.22	300
	100N - 10000 X		320			
	150N - 10000 X		320			
	200N - 10000 X		320			
	250N - 10000 X		320			
	300N - 202 X		6			

X 249

SD 64,2

Tabelle 16: Dauerfestigkeit dreigliedriger IPS Empress 2 Brückengerüste, Stufenlast I

Max. Kräfte in Newton, Zyklen jeweils in Anzahl der bestandenen Lastapplikationen der max. Kraft, Abstandsmerkmale in [N]
Mittelwert der Abstandsmerkmale ist mit (x) und deren Standardabweichungen mit (SD) gekennzeichnet.

Stufenlast: I		EP4			
ohne Thermowechselast					
Lauf- nummer	Zyklen Beiser	Zyklen Thermo	Summe [Anz.]	Bruchverlauf	Abstands- merkmale [N]
	F max. [N] pro Zyklen[Anz.]	[Anz.]			
1	50N - 10000 X		entfällt	zw. 22 u.23	300
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 10000 X				
	300N - 40 X				
2	50N - 10000 X		entfällt	zw. 21 u.22	300
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 10000 X				
	300N - 400 X				
3	50N - 10000 X		entfällt	zw. 21 u.22	250
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 610 X				
4	50N - 10000 X		entfällt	zw. 22 u. 23	250
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 210 X				
5	50N - 10000 X		entfällt	zw. 21 u.22	300
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 10000 X				
	300N - 1 X				
6	50N - 10000 X		entfällt	palatinal an 21	350
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 10000 X				
	300N - 10000 X				
	350N - 1400 X				
7	50N - 10000 X		entfällt	zw. 21 u.22	250
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 1 X				

x 285,7
SD 37,8

Tabelle 17: Dauerfestigkeit dreigliedriger IPS Empress 2 Frontzahnbrücken,

konventionell verblendet, Stufenlast I

Max. Kräfte in Newton, Zyklen jeweils in Anzahl der bestandenen Lastapplikationen der max. Kraft, Abstandsmerkmale in [N]
Mittelwert der Abstandsmerkmale ist mit (x) und deren Standardabweichungen mit (SD) gekennzeichnet.

Stufenlast: I		EP21			
ohne Thermowechselast					
Lauf- nummer	Zyklen Beiser	Zyklen Thermo	Bruchverlauf	Abstands- merkmale [N]	
	F max. [N] pro Zyklen[Anz.]	[Anz.]			
1	50N - 10000 X		entfällt	zw. 22 u.23	200
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 3000 X				
2	50N - 10000 X		entfällt	zw. 22 u.23	300
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 10000 X				
300N - 10 X					
3	50N - 10000 X		entfällt	zw. 21 u.22	150
	100N - 10000 X				
	150N - 500 X				
4	50N - 10000 X		entfällt	zw. 22 u.23	300
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 10000 X				
300N - 1235 X					
5	50N - 10000 X		entfällt	Bruchverlauf nicht reproduzierbar	312,5
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 10000 X				
300N - 4000 X					
6	50N - 10000 X		entfällt	palatinal an 21 u. 23	300
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 10000 X				
300N - 3040 X					
7	50N - 10000 X		entfällt	zw. 22 u.23	262,5
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
250N - 6000 X					

x 260,7
SD 62,3

**Tabelle 18: Dauerfestigkeit dreigliedriger IPS Empress 2 Frontzahnbrücken,
konventionell verblendet, Stufenlast I mit Thermowechselast**

Max. Kräfte in Newton, Zyklen jeweils in Anzahl der bestandenen Lastapplikationen der max. Kraft bzw. der Thermowechselast, Abstandsmerkmale in [N]

Mittelwert der Abstandsmerkmale ist mit (x) und deren Standardabweichungen mit (SD) gekennzeichnet.

Stufenlast:		EP22				
Thermowechselast:						
Laufnummer	Zyklen Beiser	Zyklen Thermo	Summe [Anz.]	Bruchverlauf	Abstandsmerkmale [N]	
	F max. [N] pro Zyklen[Anz.]	[Anz.]				
1	50 N - 10000 X	320	1472	zw. 22 u.23	262,5	
	100N - 10000 X	320				
	150N - 10000 X	320				
	200N - 10000 X	320				
	250N - 6000 X	192				
2	50 N - 10000 X	320	1332	zw. 22 u.23	250	
	100N - 10000 X	320				
	150N - 10000 X	320				
	200N - 10000 X	320				
	250N - 1644 X	52				
3	50 N - 10000 X	320	960	zw. 22 u.23	200	
	100N - 10000 X	320				
	150N - 10000 X	320				
	200N - 5 X	0				
4	50 N - 10000 X	320	960	zw. 22 u.23	200	
	100N - 10000 X	320				
	150N - 10000 X	320				
	200N - 2 X	0				
5	50 N - 10000 X	320	962	zw. 22 u.23	200	
	100N - 10000 X	320				
	150N - 10000 X	320				
	200N - 60 X	2				
6	50 N - 10000 X	320	1281	zw. 21 u.22	250	
	100N - 10000 X	320				
	150N - 10000 X	320				
	200N - 10000 X	320				
	250N - 29 X	1				
7	durch technischen Fehler der Prüfeinrichtung kein Messwert					

x 227,1
SD 30,3

**Tabelle 19: Dauerfestigkeit dreigliedriger IPS Empress 2 Frontzahnbrücken,
experimentell verblendet, Stufenlast I**

Max. Kräfte in Newton, Zyklen jeweils in Anzahl der bestandenen Lastapplikationen der max. Kraft, Abstandsmerkmale in [N]
Mittelwert der Abstandsmerkmale ist mit (x) und deren Standardabweichungen mit (SD) gekennzeichnet.

Stufenlast: I ohne Thermowechsellast		EP31		mit Verblendung exp.	
Lauf- nummer	Zyklen Beiser	Zyklen Thermo	Summe [Anz.]	Bruchverlauf	Abstands- merkmale [N]
	F max. [N] pro Zyklen[Anz.]	[Anz.]			
1	50N - 10000 X		entfällt	zw. 22 u.23	250
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 1000 X				
2	50N - 10000 X		entfällt	zw. 21 u.22	250
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 1700 X				
3	50N - 10000 X		entfällt	zw. 21 u.22	350
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 10000 X				
	300N - 10000 X				
350N - 1229 X					
4	50N - 10000 X		entfällt	zw. 21 u.22	250
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 300 X				
5	50N - 10000 X		entfällt	zw. 22 u.23	350
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 10000 X				
	250N - 10000 X				
	300N - 10000 X				
350N - 886 X					
6	50N - 10000 X		entfällt	zw. 21 u.22	162,5
	100N - 10000 X				
	150N - 5500 X				
7	50N - 10000 X		entfällt	zw. 22 u.23	200
	100N - 10000 X				
	150N - 10000 X				
	200N - 162 X				

x 258,9
SD 70,2

**Tabelle 20: Dauerfestigkeit dreigliedriger IPS Empress 2 Frontzahnbrücken,
experimentell verblendet, Stufenlast I mit Thermowechsellast**

Max. Kräfte in Newton, Zyklen jeweils in Anzahl der bestandenen Lastapplikationen der max. Kraft

bzw. der Thermowechselast, Abstandsmerkmale in [N]

Mittelwert der Abstandsmerkmale ist mit (x) und deren Standardabweichungen mit (SD) gekennzeichnet.

Stufenlast: I		EP32		mit Verblendung exp.	
Thermowechselast: I					
Laufnummer	Zyklen Beiser	Zyklen Thermo	Summe [Anz.]	Bruchverlauf	Abstandsmerkmale [N]
	F max. [N] pro Zyklen[Anz.]	[Anz.]			
1	50 N - 10000 X	320	1600	zw. 22 u.23	275
	100N - 10000 X	320			
	150N - 10000 X	320			
	200N - 10000 X	320			
	250N - 10000 X	320			
2	50 N - 10000 X	320	1282	zw. 22 u.23	250
	100N - 10000 X	320			
	150N - 10000 X	320			
	200N - 10000 X	320			
	250N - 60 X	2			
3	50 N - 10000 X	320	2080	palatinal an 21 u. 23	362,5
	100N - 10000 X	320			
	150N - 10000 X	320			
	200N - 10000 X	320			
	250N - 10000 X	320			
	300N - 10000 X	320			
350N - 5000 X	160				
4	50 N - 10000 X	320	1648	zw. 22 u.23	300
	100N - 10000 X	320			
	150N - 10000 X	320			
	200N - 10000 X	320			
	250N - 10000 X	320			
300N - 1500 X	48				
5	50 N - 10000 X	320	1929	palatinal an 21 u. 23	350
	100N - 10000 X	320			
	150N - 10000 X	320			
	200N - 10000 X	320			
	250N - 10000 X	320			
	300N - 10000 X	320			
350N - 300 X	9				
6	50 N - 10000 X	320	896	zw. 22 u.23	175
	100N - 10000 X	320			
	150N - 8000 X	256			
7	durch technischen Fehler der Prüfeinrichtung kein Messwert				

x 285,4
SD 69,1

**Tabelle 21: Dauerfestigkeit dreigliedriger vollanatomischer IPS Empress 2
Frontzahnbrücken, Stufenlast II**

Max. Kräfte in Newton, Zyklen jeweils in Anzahl der bestandenen Lastapplikationen der max. Kraft, Belastungspaare in (wp) pro Brücke einschließlich Prädikat.

Mittelwert der Belastungspaare ist mit (x) gekennzeichnet.

Stufenlast: II		EP13			
ohne Thermowechselast:					
Laufnummer	Zyklen Beiser		Zyklen Thermo	Bruchverlauf	Belastungspaare [wp] -> Prädikat
	F max. [N] pro Zyklen	[Anz.]	[Anz.]		
1	125 N - 100000 X			entf.	nach der Kraftapplikation von 10 X 125 N für jeweils 100000 Zyklen wurde der Versuch abgebrochen -> Durchläufer
	225 N - 1000 X				
	125 N - 100000 X				
	225 N - 1000 X				
	125 N - 100000 X				
	225 N - 1000 X				
	125 N - 100000 X				
	225 N - 1000 X				
	125 N - 100000 X				
	225 N - 1000 X				
	125 N - 100000 X				
	225 N - 1000 X				
	125 N - 100000 X				
	225 N - 1000 X				
125 N - 100000 X					
225 N - 1000 X					
2	125 N - 100000 X			entf.	zw. 21 u. 22
	225 N - 1000 X				
	125 N - 100000 X				
	225 N - 625 X				1 2/3 ungenügend belastungsfähig
3	125 N - 100000 X			entf.	--> Durchläufer
	225 N - 1000 X				
	125 N - 100000 X				
	225 N - 1000 X				
	125 N - 100000 X				
	...s.u. Laufnummer 1: 10 X 125 N für 1000000 Zyklen				10 sehr gut belastungsfähig
4	125 N - 100000 X			entf.	zw. 21 u. 22
	225 N - 1000 X				
	125 N - 100000 X				
	225 N - 1000 X				
	125 N - 100000 X				
	225 N - 600 X				2 2/3 schlecht belastungsfähig
5	125 N - 100000 X			entf.	zw. 22 u. 23
	225 N - 1000 X				
	125 N - 100000 X				
	225 N - 1000 X				
	125 N - 100000 X				
	225 N - 1 X				2 1/3 schlecht belastungsfähig
6	125 N - 100000 X			entf.	zw. 21 u. 22
	225 N - 1000 X				
	125 N - 100000 X				
	225 N - 1000 X				
7	125 N - 100000 X			entf.	--> Durchläufer
	225 N - 1000 X				
	125 N - 100000 X				
	225 N - 1000 X				
	125 N - 100000 X				
		...s.u. Laufnummer 1: 10 X 125 N für 1000000 Zyklen			

X = 5 3/7 -> Gesamt-Prädikat: bedingt belastungsfähig

Tabelle 22: Dauerfestigkeit dreigliedriger vollanatomischer IPS Empress 2 Frontzahnbrücken, Stufenlast II mit Thermowechselast

Max. Kräfte in Newton, Zyklen jeweils in Anzahl der bestandenen Lastapplikationen der max. Kraft, bzw. der Thermowechselast.
Belastungspaare in (wp) pro Brücke einschließlich Prädikat.
Mittelwert der Belastungspaare ist mit (x) gekennzeichnet.

Stufenlast: II		EP14			
Thermowechselast: II					
Lauf- nummer	Zyklen Beiser		Zyklen Thermo	Bruchverlauf	Belastungs- paare [wp] -> Prädikat
	F max. [N] pro Zyklen[Anz.]	[Anz.]	Summe [Anz.]		
1	125N - 100000 X	1500	15150	nach der Kraftapplikation von 10 X 125 N für jeweils 100000 Zyklen wurde der Versuch abgebrochen --> Durchläufer	10 sehr gut belastungsfähig
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
2	125N - 100000 X	1500	4542	zw. 21 u. 22	3 schlecht belastungsfähig
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
3	125N - 100000 X	1500	1513	zw. 22 u. 23	1* ungenüg. belast.
	225N - 900 X	13			
4	125N - 100000 X	1500	1503	zw. 21 u. 22	1/3* ungenüg. belast.
	225N - 224 X	3			
5	125N - 100000 X	1500	15150	--> Durchläufer	10 sehr gut belastungsfähig
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	15			
...s.u. Laufnummer 1: 10 X 125 N für 1000000 Zyklen					
6	125N - 100000 X	1500	3780	zw. 22 u.23	2* ungenügend belastungsfähig
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
	125N - 50000 X	750			
7	225N - 0 X	0	4335	zw. 22 u. 23	2* ungenügend belastungsfähig
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
125N - 87000 X		1305			
225N - 0 X		0			

* = führt zur Abwertung !

x = 4 -> Gesamt-Prädikat: ungenügend belastungsfähig, da abgewertet

**Tabelle 23: Dauerfestigkeit dreigliedriger IPS Empress 2 Frontzahnbrücken ,
konventionell verblendet, Stufenlast II**

Max. Kräfte in Newton, Zyklen jeweils in Anzahl der bestandenen Lastapplikationen der max. Kraft, Belastungspaare in (wp) pro Brücke einschließlich Prädikat.

Mittelwert der Belastungspaare ist mit (x) gekennzeichnet.

Stufenlast: II		EP23			
ohne Thermowechselast:					
Laufnummer	Zyklen Beiser F max. [N] pro Zyklen[Anz.]	Zyklen Thermo [Anz.]	Summe [Anz.]	Bruchverlauf	Belastungspaare [wp] -> Prädikat
1	125N - 100000 X		entf.	nicht reproduzierbar	1* ungenügend belastungsfähig
	225N - 680 X				
2	125N - 100000 X		entf.	zw. 21 u. 22	1* ungenügend belastungsfähig
	225N - 1000 X				
	125N - 58000 X				
3	125N - 100000 X		entf.	zw. 22 u. 23	2/3* ungenügend belastungsfähig
	225N - 400 X				
4	125N - 100000 X		entf.	zw. 22 u. 23	2 1/3 schlecht belastungsfähig
	225N - 1000 X				
	125N - 100000 X				
	225N - 1000 X				
	125N - 100000 X				
5	225N - 1 X		entf.	zw. 22 u. 23	2 ungenügend belastungsfähig
	125N - 100000 X				
	225N - 1000 X				
	125N - 100000 X				
	225N - 1000 X				
6	125 N - 100000 X		entf.	nicht reproduzierbar	1/3* ungenügend belastungsfähig
	225N - 300 X				
7	125 N - 100000 X		entf.	--> Durchläufer	10 sehr gut belastungsfähig
	225N - 1000 X				
	125N - 100000 X				
	225N - 1000 X				
	125N - 100000 X				
	...s.u. Laufnummer 1: 10 X 125 N für 1000000 Zyklen				

* = führt zur Abwertung !

X = 2 1/2 -> Gesamt-Prädikat: ungenügend belastungsfähig, da abgewertet

**Tabelle 24: Dauerfestigkeit dreigliedriger IPS Empress 2 Frontzahnbrücken ,
konventionell verblendet, Stufenlast II mit Thermowechselast**

Max. Kräfte in Newton, Zyklen jeweils in Anzahl der bestandenen Lastapplikationen der max. Kraft, bzw. der Thermowechselast.

Belastungspaare in (wp) pro Brücke einschließlich Prädikat.

Mittelwert der Belastungspaare ist mit (x) gekennzeichnet.

Stufenlast: II		EP24				
Thermowechselast: II						
Lauf- nummer	Zyklen Beiser		Zyklen Thermo	Summe [Anz.]	Bruchverlauf	Belastungs- paare [wp] -> Prädikat
	F max. [N] pro Zyklen	[Anz.]	[Anz.]			
1	125N - 100000 X	1500	4542	zw. 21 u. 22	3 schlecht belastungsfähig	
	225N - 1000 X	15				
	125N - 100000 X	1500				
	225N - 1000 X	15				
	125N - 100000 X	1500				
	225N - 800 X	12				
2	125N - 100000 X	1500	1513	zw. 21 u. 22	1* ungenüg. belast.	
	225N - 850 X	13				
3	125N - 100000 X	1500	2715	zw. 21 u. 22	1* ungenüg. belast.	
	225N - 1000 X	15				
	125N - 80000 X	1200				
4	125N - 100000 X	1500	1500	zw. 21 u. 22	1/3* ungenüg. belast.	
	225N - 1 X	0				
5	125N - 100000 X	1500	4545	zw. 22 u. 23	3 schlecht belastungsfähig	
	225N - 1000 X	15				
	125N - 100000 X	1500				
	225N - 1000 X	15				
	125N - 100000 X	1500				
	225N - 993 X	15				
6	125N - 100000 X	1500	1500	zw. 21 u. 22	1/3* ungenüg. belast.	
	225N - 1 X	0				
7	125N - 100000 X	1500	7410	nicht reproduzierbar	5 bedingt belastungsfähig	
	225N - 1000 X	15				
	125N - 100000 X	1500				
	225N - 1000 X	15				
	125N - 100000 X	1500				
	225N - 1000 X	15				
	125N - 100000 X	1500				
	225N - 1000 X	15				
	125N - 100000 X	1500				
	225N - 900 X	1350				

* = führt zur Abwertung !

X = 2 -> Gesamt-Prädikat: ungenügend belastungsfähig

**Tabelle 25: Dauerfestigkeit dreigliedriger IPS Empress 2 Frontzahnbrücken ,
experimentell verblendet, Stufenlast II**

Max. Kräfte in Newton, Zyklen jeweils in Anzahl der bestandenen Lastapplikationen der max. Kraft, Belastungspaare in wp pro Brücke einschließlich Prädikat.

Mittelwert der Belastungspaare ist mit (x) gekennzeichnet.

Stufenlast: II		EP33				
Thermowechselast: II						
Lauf- nummer	Zyklen Beiser		Zyklen Thermo		Bruchverlauf	Belastungs- paare [wp] -> Prädikat
	F max. [N] pro Zyklen[Anz.]		[Anz.]	Summe [Anz.]		
1	125 N - 100000 X			entf.	--> Durchläufer	10 sehr gut belastungsfähig
	225 N - 1000 X					
	125 N - 100000 X					
	225 N - 1000 X					
	125 N - 100000 X					
	225 N - 1000 X					
	...s.u. Laufnummer 1: 10 X 125 N für 1000000 Zyklen					
2	125 N - 100000 X			entf.	--> Durchläufer	10 sehr gut belastungsfähig
	225 N - 1000 X					
	125 N - 100000 X					
	225 N - 1000 X					
	125 N - 100000 X					
	225 N - 1000 X					
	...s.u. Laufnummer 1: 10 X 125 N für 1000000 Zyklen					
3	125 N - 100000 X			entf.	--> Durchläufer	10 sehr gut belastungsfähig
	225 N - 1000 X					
	125 N - 100000 X					
	225 N - 1000 X					
	125 N - 100000 X					
	225 N - 1000 X					
	...s.u. Laufnummer 1: 10 X 125 N für 1000000 Zyklen					
4	125 N - 100000 X			entf.	--> Durchläufer	10 sehr gut belastungsfähig
	225 N - 1000 X					
	125 N - 100000 X					
	225 N - 1000 X					
	125 N - 100000 X					
	225 N - 1000 X					
	...s.u. Laufnummer 1: 10 X 125 N für 1000000 Zyklen					
5	125 N - 100000 X			entf.	--> Durchläufer	10 sehr gut belastungsfähig
	225 N - 1000 X					
	125 N - 100000 X					
	225 N - 1000 X					
	125 N - 100000 X					
	225 N - 1000 X					
	...s.u. Laufnummer 1: 10 X 125 N für 1000000 Zyklen					
6	125 N - 100000 X			entf.	nicht reproduzierbar	2 ungenügend belastungsfähig
	225 N - 1000 X					
	125 N - 100000 X					
	225 N - 808 X					
7	durch technischen Fehler der Prüfeinheit kein Messwert					

x = 8 2/3 -> Gesamt - Prädikat: sehr gut belastungsfähig

**Tabelle 26: Dauerfestigkeit dreigliedriger IPS Empress 2 Frontzahnbrücken ,
experimentell verblendet, Stufenlast II mit Thermowechselast**

Max. Kräfte in Newton, Zyklen jeweils in Anzahl der bestandenen Lastapplikationen der max. Kraft, bzw. der Thermowechselast.

Belastungspaare in wp pro Brücke einschließlich Prädikat.

Mittelwert der Belastungspaare ist mit (x) gekennzeichnet.

Stufenlast: II		EP34			
Thermowechselast: II					
Lauf- nummer	Zyklen Beiser		Zyklen Thermo	Bruchverlauf	Belastungs- paare [wp] -> Prädikat
	F max. [N] pro	Zyklen[Anz.]	[Anz.]		
1	125N - 100000 X	1500	15150	nach der Kraftapplikation von 10 X 125 N für jeweils 100000 Zyklen wurde der Versuch abgebrochen --> Durchläufer	10 sehr gut belastungsfähig
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
2	durch technischen Fehler der Prüfeinrichtung kein Messwert				
3	125N - 100000 X	1500	1512	zw. 21 u. 22	1 ungenüg. belast.
	225N - 800 X	12			
4	125N - 100000 X	1500	15150	--> Durchläufer	10 sehr gut belastungsfähig
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	15			
...s.u. Laufnummer 1: 10 X 125 N für 100000 Zyklen					
5	125N - 100000 X	1500	3782	zw. 21 u.22	2 1/3 schlecht belastungsfähig
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	750			
225N - 191 X	2				
6	125N - 100000 X	1500	15150	--> Durchläufer	10 sehr gut belastungsfähig
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
	125N - 10000 X	1305			
...s.u. Laufnummer 1: 10 X 125 N für 100000 Zyklen					
7	125N - 100000 X	1500	15150	--> Durchläufer	10 sehr gut belastungsfähig
	225N - 1000 X	15			
	125N - 100000 X	1500			
	225N - 1000 X	15			
	125N - 10000 X	1305			
...s.u. Laufnummer 1: 10 X 125 N für 100000 Zyklen					

X = 7 2/9 -> Gesamt-Prädikat: gut belastungsfähig

**Tabelle 27: Dauerfestigkeit dreigliedriger In-Ceram Zirconia Frontzahnbrücken,
verblendet, Stufenlast I**

Max. Kräfte in Newton, Zyklen jeweils in Anzahl der bestandenen Lastapplikationen der max. Kraft, Abstandsmerkmale in [N]
Mittelwert der Abstandsmerkmale ist mit (x) und deren Standardabweichungen mit (SD) gekennzeichnet.

Stufenlast: I ohne Thermowechselast		IC11			
Lauf- nummer	Zyklen Beiser	Zyklen Thermo	Bruchverlauf	Abstands- merkmale [N]	
	F max. [N] pro Zyklen[Anz.]	[Anz.]			
1	durch technischen Fehler der Prüfeinrichtung kein Messwert				
2	50N - 10000 X	320	entf.	zw. 21 u. 22	150
	100N - 30 X	320			
	150N - 2300 X	73			
3	50N - 10000 X	320	entf.	zw. 21 u. 22	300
	100N - 10000 X	320			
	150N - 10000 X	320			
	200N - 10000 X	320			
	250N - 10000 X	320			
300N - 3 X	0				
4	50N - 10000 X	320	entf.	zw. 21 u. 22	200
	100N - 10000 X	320			
	150N - 10000 X	320			
	200N - 1 X	0			
5	50N - 10000 X	320	entf.	zw. 22 u. 23	150
	100N - 10000 X	320			
	150N - 800 X	25			
6	50N - 10000 X	320	entf.	zw. 21 u. 22	250
	100N - 10000 X	320			
	150N - 10000 X	320			
	200N - 10000 X	320			
	250N - 200 X	6			
7	50N - 10000 X	320	entf.	zw. 21 u. 22	250
	100N - 10000 X	320			
	150N - 10000 X	320			
	200N - 10000 X	320			
	250N - 2030 X	65			

x 216,7
SD 60,6

**Tabelle 28: Dauerfestigkeit dreigliedriger In-Ceram Zirconia Frontzahnbrücken,
verblendet, Stufenlast I mit Thermowechselast**

Max. Kräfte in Newton, Zyklen jeweils in Anzahl der bestandenen Lastapplikationen der max. Kraft

bzw. der Thermowechselast, Abstandsmerkmale in [N]

Mittelwerte der Abstandsmerkmale sind mit (x) und deren Standardabweichungen mit (SD) gekennzeichnet.

Stufenlast: I		IC12				
Thermowechselast: I						
Lauf- nummer	Zyklen Beiser		Zyklen Thermo	Bruchverlauf	Abstands- merkmale [N]	
	F max. [N] pro Zyklen[Anz.]	[Anz.]	Summe [Anz.]			
1	durch technischen Fehler der Prüfeinrichtung kein Messwert					
2	50N - 10000 X	320	321	am Zwischenglied	100	
	100N - 30 X	1				
3	50N - 10000 X	320	1677	am Zwischenglied	300	
	100N - 10000 X	320				
	150N - 10000 X	320				
	200N - 10000 X	320				
	250N - 10000 X	320				
300N - 2421 X	77					
4	50N - 10000 X	320	961	am Zwischenglied	200	
	100N - 10000 X	320				
	150N - 10000 X	320				
	200N - 32 X	1				
5	50N - 10000 X	320	672	am Zwischenglied	150	
	100N - 10000 X	320				
	150N - 1000 X	32				
6	50N - 10000 X	320	966	am Zwischenglied	200	
	100N - 10000 X	320				
	150N - 10000 X	320				
	200N - 200 X	6				
7	50N - 10000 X	320	960 1/2	am Zwischenglied	200	
	100N - 10000 X	320				
	150N - 10000 X	320				
	200N - 20 X	1/2				

x 191,7
SD 66,5

Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. Geis-Gerstorfer für die Überlassung des Themas dieser Arbeit und sein Vertrauen in die selbstständige Arbeit mir gegenüber.

Fr. Schille möchte ich für ihre ausdauernde Unterstützung besonders danken.

Ein besonderes Dankeschön gilt meinem Vater für seine Hilfen bei der Umsetzung der Programmierung der Temperaturwechsellanlage und dem Zeichnen der Pläne. Einen entscheidenden Beitrag zum Gelingen der Arbeit habe ich Herrn G. Pardonner zu verdanken, der mir in Fragen der Fertigung mit Rat und Tat zur Seite stand. Herrn G. Wedenig danke ich für die Entwicklung der Dauerschwinganlage, Herrn ZTM E. Kröwerath für seine Hilfestellung beim Aufwachsen der IPS Empress 2 Frontzahnbrücken, einschließlich der KURZ Zahntechnik GmbH für die Möglichkeit der Mitbenutzung von Laborgeräten beim Herstellungsprozess der Brücken.

Herrn Prof. Dr. W. Lindemann möchte ich für seine Anregungen danken. Herrn Dipl. Ing. U. Gärtner danke ich für die Zeichnungen zu den Abmessungen der Brücken. Meiner Schwester danke ich für das orthographische Korrekturlesen der Arbeit. Nicht zuletzt gilt mein Dank der Firma Ivoklar für die Überlassung der Gerätschaften zur Herstellung der Brücken sowie dem Zahntechnikerlabor „Dinu“ für die Anfertigung von Empress Brücken.

Lebenslauf

Daniel Konrad Wiener, geboren am 18.09.1975 in Sulz a. N. als Sohn von Marianne und Kurt Adam Wiener

Schulbildung:

1982 – 1986	Grundschule Waldachtal (Himmelreich)
1986 – 1992	Realschule Pfalzgrafenweiler
1992 – 1995	Heinrich-Schickhard-Schule Freudenstadt (technisches Gymnasium) mit dem Abschluss Abitur

Studium:

10/1996 –	Beginn des Studiums der Zahnmedizin an der Eberhards-Karls Universität Tübingen
10. Okt 1997	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
31. März 1999	Zahnärztliche Vorprüfung
Feb. - April 2000	Famulatur auf den Philippinen/ Palawan
Juli – Aug. 2001	Famulatur Senegal/ West Sahara
17. Juni 2002	Approbation als Zahnarzt (Berufsqualifikation erreicht)
Oktober 2002 bis Sept. 2004	Assistenz Zahnarzt in Schopfloch bei ZA Sendler
seit Oktober 2004	Zahnarzt in Senegal (West Afrika)