

**Entwicklung einer integrierten, datenbankgestützten  
Entwicklungsumgebung (CAD/FEM) zur Berechnung und Design von  
vollkeramischen Brücken**

Dipl.-Ing. Kurt-Jürgen Erdelt

2003

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Vorstand: Prof. Dr. Dr. h.c. W. Gernet

**Entwicklung einer integrierten, datenbankgestützten  
Entwicklungsumgebung (CAD/FEM) zur Berechnung und Design von  
vollkeramischen Brücken**

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

vorgelegt von  
Dipl.-Ing. Kurt-Jürgen Erdelt

aus  
Sulzbach- Rosenberg / Oberpfalz

Jahr  
2003

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. h.c. W. Gernet

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. F. Eckstein

Prof. Dr. A. Mehl

Mitbetreuer: Prof. Dr. P. Pospiech

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 22.07.2003

In großer Dankbarkeit meinen Eltern gewidmet

<b>1 Einleitung und Ziel</b> .....	1
<b>2 Grundlagen</b> .....	3
<b>2.1 Zahnärztliche Grundlagen</b> .....	3
2.1.1    Aufbau eines Zahnes.....	3
2.1.2    Physiologie des menschlichen Gebisses.....	5
2.1.3    Zahnhalteapparat.....	7
2.1.4    Zahnbeanspruchung.....	7
2.1.5    Versorgungsmöglichkeiten.....	8
2.1.6    Zahnbrücken.....	9
2.1.7    Interdentale Konnektoren.....	10
<b>2.2 Werkstoffe in der Zahnmedizin</b> .....	11
2.2.1    Allgemeine Anforderungen.....	11
2.2.2    Metalle.....	11
2.2.2.1    Legierung.....	12
2.2.2.2    Dentallegierung.....	13
2.2.2.3    Gitterfehler.....	13
2.2.3    Keramik.....	14
2.2.3.1    Herstellungsverfahren.....	17
2.2.3.1.1    Sintern.....	17
2.2.3.1.2    Gießen/Pressen.....	19
2.2.3.2    Dentalkeramiken.....	19
<b>2.3 Grundlagen der Finiten-Element-Methode</b> .....	20
2.3.1.1    Direkte Methode (linear elastische Rechnung).....	21
2.3.1.2    Methode der gewogenen Residuen und Variationsmethode.....	21
2.3.2    Elementtypen.....	21
2.3.3    FEM in der Zahnmedizin.....	22
2.3.4    Dreidimensionale Geometrieerfassung.....	23
2.3.4.1    Koordinatenmessmaschine.....	24
2.3.4.2    Querschleiff.....	24
2.3.4.3    Lasertriangulation.....	24
2.3.5    Datendiskretisierung.....	25
2.3.5.1    Vernetzung mittels Flächenrückführung.....	26
2.3.5.2    Direkte Elementengenerierung.....	27
2.3.5.2.1    Advancing-Front-Methode.....	28

---

## INHALTSVERZEICHNIS

---

2.3.5.2.2	Schwerpunktmethode.....	28
2.3.5.2.3	Maximalwert-Minimalwert Methode.....	29
<b>2.4</b>	<b>Mechanische Grundlagen.....</b>	<b>31</b>
2.4.1	Festigkeitslehre.....	31
2.4.1.1	Spannungen.....	31
2.4.1.2	Mohrscher Spannungskreis.....	33
2.4.1.3	Verformung.....	34
2.4.1.4	Festigkeitshypothesen und Vergleichsspannungen.....	35
2.4.1.4.1	Normalspannungshypothese.....	36
2.4.1.4.2	Schubspannungshypothese.....	36
2.4.1.4.3	Gestaltsänderungshypothese.....	37
2.4.2	Balkentheorie.....	37
2.4.2.1	Einfache Biegung.....	37
2.4.2.2	Zweiachsige Biegung.....	38
2.4.2.3	Flächenmomente.....	40
2.4.2.3.1	Flächenmoment erster Ordnung.....	40
2.4.2.3.2	Flächenmoment zweiter Ordnung.....	41
2.4.2.3.3	Transformation von Flächenmomenten.....	41
2.4.2.3.3.1	Parallelverschiebung der Bezugsachsen.....	42
2.4.2.3.3.2	Drehung des Bezugssystems.....	42
2.4.2.3.3.3	Hauptträgheitsachsen.....	44
2.4.2.3.4	Torsionsträgheitsmoment.....	44
2.4.2.3.4.1	Torsionsträgheitsmoment von Stäben mit beliebigen Querschnitten.....	46
2.4.2.3.5	Schubspannungen.....	47
<b>3</b>	<b>Material und Methode.....</b>	<b>49</b>
<b>3.1</b>	<b>Versuchsaufbau.....</b>	<b>50</b>
<b>3.2</b>	<b>Versuchsbeschreibung.....</b>	<b>56</b>
3.2.1	Parameterstudie.....	56
3.2.2	Finite-Elemente-Simulation.....	57
<b>3.3</b>	<b>Versuchsdurchführung.....</b>	<b>58</b>
3.3.1	Parameterstudie.....	58
3.3.1.1	Variation des symmetrischen Konnektorenansatzes.....	59
3.3.1.2	Variation des asymmetrischen Konnektorenansatzes.....	60
3.3.2	Finite-Elemente-Simulation.....	61

---

---

## INHALTSVERZEICHNIS

---

3.3.2.1	Auswahl der Standardbelastungsfälle.....	61
3.3.2.1.1	Lastfall 1.....	62
3.3.2.1.2	Lastfall 2.....	62
3.3.2.1.3	Lastfall 3.....	63
3.3.2.1.4	Lastfall 4.....	63
3.3.2.1.5	Lastfall 5.....	64
3.3.2.2	Berechnung und Analyse der Standardbrückengerüste.....	65
3.3.2.2.1	Analyseverfahren.....	65
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	<b>69</b>
<b>4.1</b>	<b>Ergebnisse der Vorstudien</b> .....	<b>69</b>
4.1.1	Ergebnisse des symmetrischen Konnektoransatzes.....	69
4.1.2	Ergebnisse des asymmetrischen Konnektoransatzes.....	70
4.1.3	Gesamtergebnisse des symmetrischen und asymmetrischen Konnektoransatzes.....	72
4.1.4	Auswertung der FEM- Simulation.....	75
4.1.5	Gesamtauswertung der Konnektorengeometrien.....	78
<b>4.2</b>	<b>Ergebnisse der Hauptstudie</b> .....	<b>80</b>
4.2.1	Optimierte Konnektoren.....	80
4.2.1.1	Optimierte symmetrische Konnektoren.....	81
4.2.1.2	Optimierte asymmetrische Konnektoren.....	82
4.2.2	Optimierte Konnektorenhöhe.....	83
4.2.3	Optimierte Konnektorenposition.....	84
4.2.4	Optimierte Konnektorenübergänge.....	86
4.2.5	Zusammenfassende Gestaltungsrichtlinien.....	87
<b>4.3</b>	<b>Entwicklung eines Brücken- und Konnektorenentwicklungssystems</b> .....	<b>88</b>
<b>5</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>97</b>
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick</b> .....	<b>104</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>105</b>
<b>8</b>	<b>Anhang</b> .....	<b>114</b>
8.1	Danksagung.....	114
8.2	Lebenslauf.....	115

---

### 1 Einleitung und Ziel

Keramik hat schon seit längerem seine Eignung als Zahnersatzmaterial unter Beweis gestellt, zum Beispiel bei Kronen oder Inlays. Der Einsatz als Brückenmaterial blieb ihr jedoch lange Zeit verwehrt, obwohl die Keramiken gegenüber den Metallen große Vorteile aufweisen. Keramische Werkstoffe sind hinsichtlich ihrer Transluminiszenz und ihrer Biokompatibilität, also Körperverträglichkeit, den Metallgerüsten weit überlegen. Ein Punkt, der jedoch für den Einsatz als Brückenmaterial wichtig ist, wurde von der Keramik nicht erfüllt. Keramiken können Spannungsüberschreitungen nicht durch Fließen abbauen, sondern neigen zum Spröbruch, also zum schlagartigen Versagen bei Spannungsüberschreitung. Durch dieses Bruchverhalten wurde der Einsatz als Brückenmaterial stark eingeschränkt. Deshalb waren Metallgerüste für Brücken im Prämolaren- und Molarenbereich lange Zeit nicht durch Keramikbrückengerüste ersetzbar. Um Keramiken dennoch als Brückenmaterial einzusetzen zu können, mussten Keramiken entwickelt werden, die höhere Bruchspannungen aufweisen. Erst durch die Entwicklung von diesen keramischen Werkstoffen war der Einsatz als Brückenmaterial für Prämolaren- und Molarenbrücken denkbar. Der Einsatz von Keramiken in der Zahnmedizin stellt besondere Anforderungen an die Fertigkeiten der Zahntechniker, denn sie müssen auf das Bruchverhalten der Keramiken achten, während sie die Brücke herstellen. Das Design der Brücke muss an die Materialeigenschaft der Keramik angepasst werden, um nirgends in der Brücke die Bruchspannung der Keramik zu überschreiten. Dies führt zwangsläufig zu einem Interessenkonflikt der Zahntechniker. So ist bei vollkeramischen Brücken die Verbindungsstelle zwischen der Ankerkrone und dem Brückenzwischenglied (Konnektor) eine mögliche Schwachstelle, die bei zu geringer Dimensionierung und ungünstiger Geometrie zum Versagen der Brückenkonstruktion führt. Besonders bei vollkeramischen Brücken im sichtbaren Bereich werden aus ästhetischen (plastische Modellation der Ankerkronen sowie des benachbarten Brückenzahnes) und parodontalhygienischen Gründen (Reinigungsfähigkeit des Zahnzwischenraums) der Konnektorbereich häufig im Querschnitt geometrisch ungünstig und zu schwach dimensioniert, sodass ein Bruch in diesem Gebiet unvermeidlich ist.

Um den Zahntechniker in dieser schwierigen Gestaltungsphase zu unterstützen, bei der einerseits eine ästhetische Brücke und andererseits ein nach spannungsoptimierten Gesichtspunkten gestaltetes Brückengerüst gefordert wird, soll in dieser Arbeit eine integrierte Entwicklungsumgebung erarbeitet werden, welche den Zahntechniker bei der Erstellung

einer optimierten metallfreien Brückenkonstruktion unterstützt. Das Programm soll im Bereich der hochbelasteten Brückenkonnectoren die beste Spannungsverteilung bei noch vertretbarer Ästhetik liefern. Das Ergebnis dieser Arbeit wären Keramikbrücken, welche das Material optimal ausnützen und dadurch die Lebensdauer der Brücke erhöhen. Zusätzlich zu der erarbeiteten Entwicklungsumgebung kann der Zahntechniker auch Konstruktionsrichtlinien erhalten, die ihn bei der Konstruktion und Planung von Keramikbrücken aus Hochleistungskeramik unterstützen würden.

Um dieses Ziel zu erreichen müssen Brückengerüste unter ästhetischen und unter spannungsmechanischen Gesichtspunkten betrachtet und diese Einzelergebnisse zu Gestaltungsrichtlinien zusammengefasst werden.

Vollkeramische Brückengerüste, die der Zahntechniker als ästhetisch empfindet, werden einer genaueren Analyse unterworfen. Unter Zuhilfenahme eines Computerprogramms können den ästhetischen Konnectoren Kennwerte zugeordnet werden, welche eine einfache Spannungsberechnung innerhalb des Konnectors ermöglichen. Zusätzlich werden die metallfreien Brückengerüste unterschiedlichsten Lastfällen unterworfen und mit einem FEM- Programm auf ihre Eignung zur Lastübertragung untersucht. Anhand der gewonnen Erkenntnisse aus den einzelnen Analysen kann man Aussagen über das optimale Konnectorendesign treffen.

## 2 GRUNDLAGEN

Im folgenden Kapitel sollen die Grundlagen vermittelt werden, welche für Mediziner und Naturwissenschaftler gleichermaßen interessant und notwendig sind. Da die Arbeit interdisziplinär angelegt ist, müssen medizinische wie auch naturwissenschaftliche Grundkenntnisse zum besseren Verständnis kurz dargelegt werden. Für tiefergehende Informationen sei an die spezielle Fachliteratur der einzelnen Fachbereiche verwiesen.

### 2.1 Zahnmedizinische Grundlagen

#### 2.1.1 Aufbau eines Zahnes

In seiner Gesamtheit besteht jeder Zahn aus einer Zahnkrone und einer Zahnwurzel. Die Zahnkrone wird von Dentin und Zahnschmelz gebildet, der Zahnschmelz umgibt die Zahnkrone wie eine äußere Schutzkappe. Die Dicke dieser Schutzkappe ist nicht konstant. Sie beträgt in der Nähe der Kaufläche etwa 2,5 mm und verringert sich auf etwa 0,5 mm am Übergang von der Zahnkrone zur Zahnwurzel [61], [62], [102].

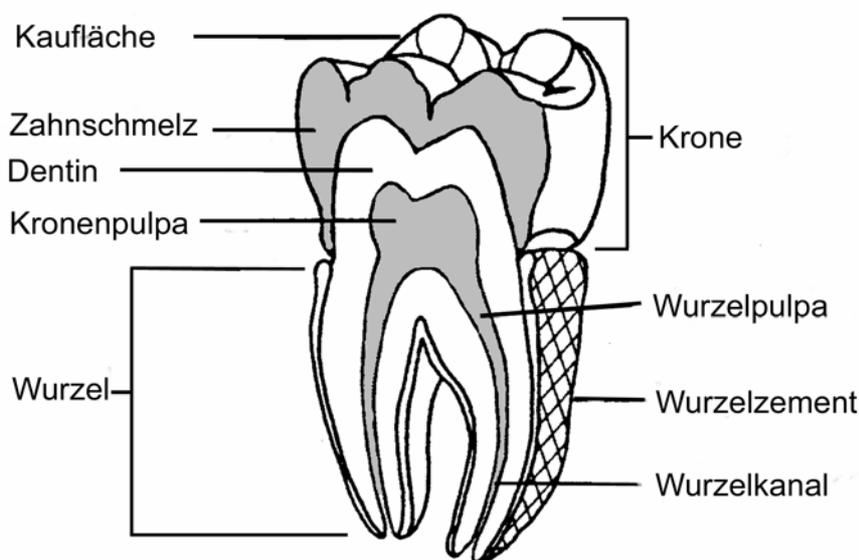


Abb. 1: Innerer Aufbau eines Zahnes [62]

Dieser Übergang von der Krone zur Wurzel wird Zahnhals genannt. Die Zahnwurzel besteht ebenfalls aus Dentin, wird aber noch von einer dünnen Schicht des Wurzelzementes

umgeben, welcher für die Verankerung des Zahnes im Kieferknochen benötigt wird. Im hohlen Inneren des Zahnes liegt die Pulpa (Zahnmark), die aus Bindegewebe, Nerven und Blutgefäßen besteht. Die Aufgabe des Zahnmarks besteht darin, den gesamten Zahn mit Nährstoffen zu versorgen. Zu diesem Zweck ist das Dentin mit dünnen Kanälen von einigen  $\mu\text{m}$  Durchmesser durchzogen, in welchen die Odontoblastenfortsätze laufen, die von Dentinfluid umspült werden [61], [102], [103].

Als das Hauptmaterial des Zahnes ist das Dentin anzusehen. Es besteht aus einer kollagenen Matrix und einer anorganischen Substanz, welche die Festigkeit bestimmt und etwa 65% des Dentins bildet [61], [103].

Das zweithäufigste vorkommende Material ist der Zahnschmelz. Es ist das härteste im Körper vorkommende Material. Es besteht zu 96 % aus Hydroxylapatit, welches prismenförmig angeordnet ist [61], [62], [103].

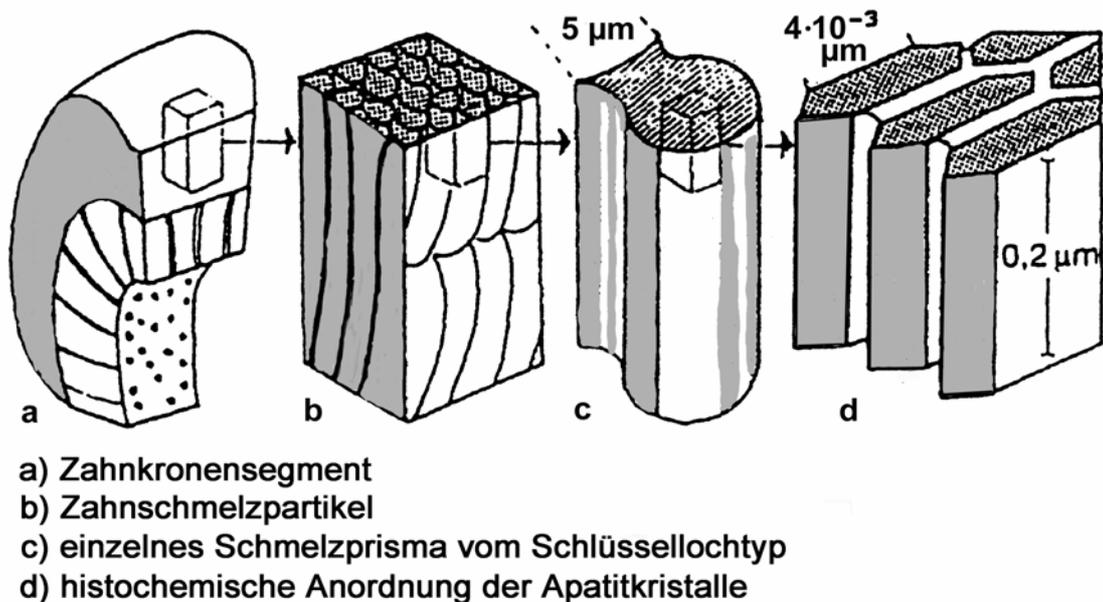


Abb. 2: Aufbau des Zahnschmelzes [61], [62], [102]

Bei genauerer Betrachtung eines Zahnschmelzpartikels stellt man dessen stark gerichtete (anisotrope) Struktur fest. Diese gerichtete Struktur setzt sich auch in den weiteren Unterstrukturen fort. Auch die kleinste Einheit, die Apatitkristalle, orientieren sich senkrecht zur Schmelzoberfläche. Durch diese Orientierung ist eine optimale Verteilung und Weiterleitung von Kräften gewährleistet. Der Aufbau des Zahnes ist somit optimal an die biophysikalischen Anforderungen als Kauwerkzeug angepasst [61], [62], [103].

Die wichtigsten Eigenschaften von Dentin und Schmelz sind in der nachfolgenden Tabelle aufgelistet:

	Dentin	Schmelz
Vickershärte [ $H_v$ ]	60-70	250-350
Druckfestigkeit [MPa]	200-350	300-450
Zugfestigkeit [MPa]	40-60	10-20
E-Modul [MPa]	18000	65000
Querkontraktionszahl	0,31	0,30
Ausdehnungskoeffizient [ $10^{-6}K^{-1}$ ] (linear thermisch)	8	11

*Tab. 1: Materialwerte von Schmelz - Dentin [61], [117]*

### 2.1.2 Physiologie des menschlichen Gebisses

Das Gebiss eines erwachsenen Menschen kann zunächst in einen Ober- und Unterkiefer unterteilt werden. Jeder Kiefer hat 4 Schneidezähne (Incisivi), 2 Eckzähne (Canini), 4 kleine Backenzähne (Prämolaren) sowie 6 Mahlzähne (Molaren). Die Schneide- und Eckzähne werden als Frontzähne bezeichnet, die Prämolaren und Molaren als Seitenzähne [46], [102]. Das Gesamtgebiss eines gesunden Menschen hat 32 Zähne. Zur genaueren Lagebestimmung der Zähne wird das Gebiss in vier Quadranten unterteilt. So kann man durch Angabe einer zweistelligen Zahl die Position jedes einzelnen Zahnes genau bestimmen. Die erste Zahl bezeichnet den Quadranten, die zweite Zahl die Position des Zahnes [62], [102].

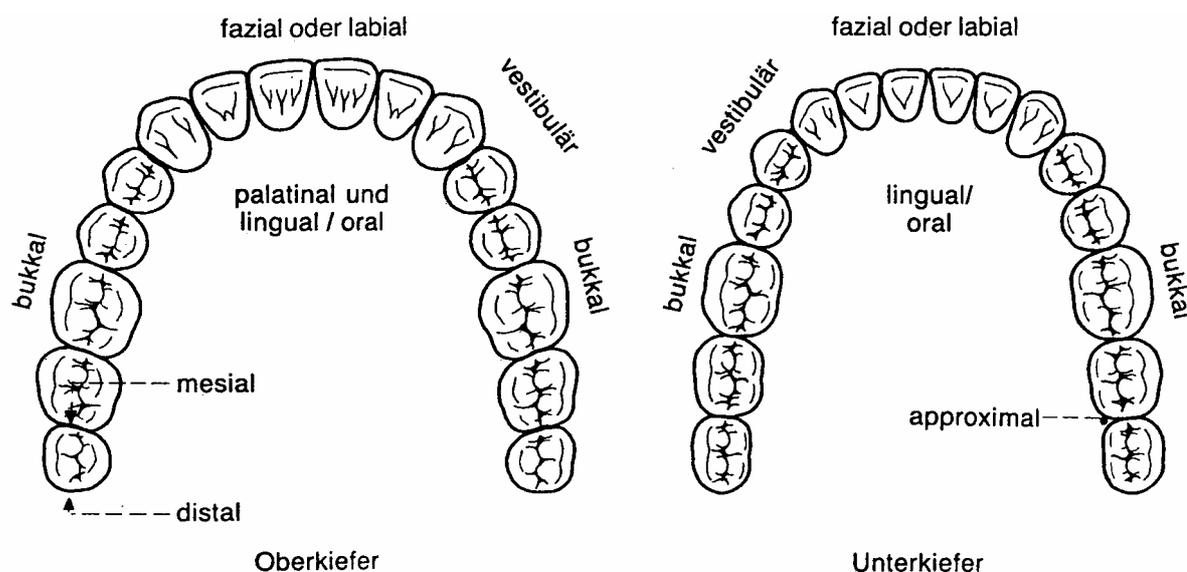
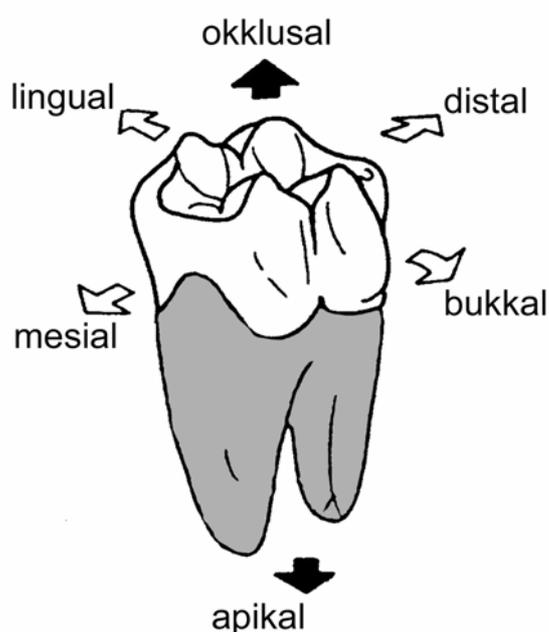


Abb. 3: Schemazeichnung des menschlichen Gebisses [62]

Eine wichtige Angelegenheit ist die genaue Orientierungsbezeichnung der Zahnflächen, die Terminologie wird in den folgenden Darstellungen beschrieben.



Apikal	Wurzelwärts
Approximal	Kontaktflächenwärts
Distal	In Richtung der Molaren
Fazial	Mundvorhofwärts
Gingival	Zahnfleischwärts
Koronal	Kronenwärts
Labial	Lippenwärts
Lingual	Lippenwärts
Mesial	In Richtung der Schneidezähne
Okklusal	Kauflächenwärts
Palatinal	Orale Richtung der oberen Zähne

Abb. 4: Richtungsbezeichnungen der Zahnflächen [62]

Durch diese Orientierungsbeschreibungen ist es möglich, den Zahnflächen eine genaue Richtung innerhalb der Mundhöhle zuzuordnen.

### 2.1.3 Zahnhalteapparat

Die Wurzel des Zahnes steckt im Kieferknochen, ist jedoch nicht damit verwachsen, sondern mit einem komplizierten Haltemechanismus mit dem Kiefer verbunden. Dieser Haltemechanismus ermöglicht dem Zahn eine Eigenbeweglichkeit in alle Richtungen. Diese axiale und rotatorische Beweglichkeit kann man sich als eine nicht lineare Bewegung

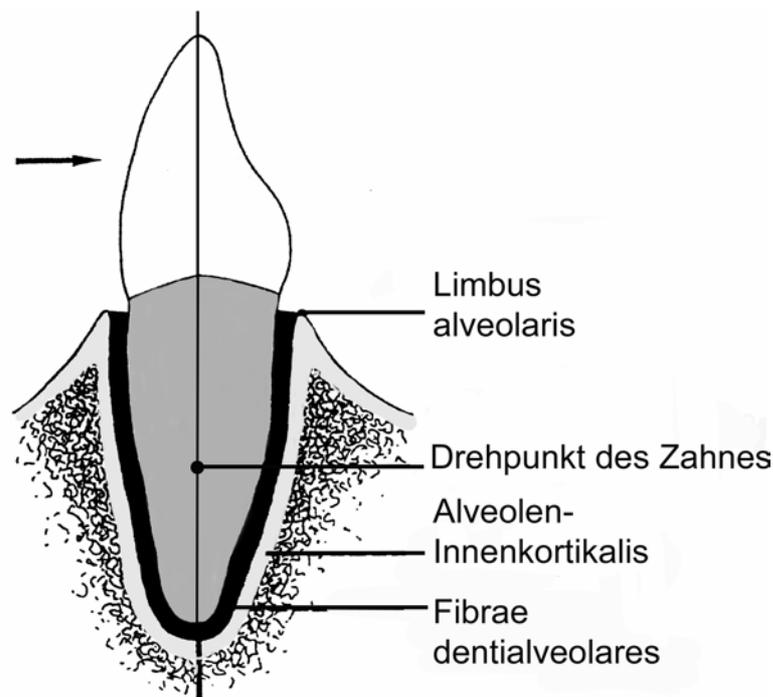


Abb. 5: Aufbau des Zahnhalteapparates [62]

um einen fiktiven Punkt vorstellen, das so genannte desmondontale Gelenk. Dieses Bewegungsverhalten wird ermöglicht durch die Befestigung des Zahnes mit den Sharpeyschen Fasern am Zahnzement auf der Zahnseite, sowie der Befestigung der Fasern an der Alveole (Knochenfach) auf der anderen. Der Spalt zwischen dem Zahn und dem Knochenfach, in dem die Fasern sowie Versorgungsgewebe untergebracht sind, wird Parodontalspalt genannt und ist etwa 0,05-0,2 mm breit. Der gesamte Zahnhalteapparat wird als Parodontium bezeichnet. Dazu gehören der Zahnzement, die Sharpeyschen Fasern, der Alveolarknochen sowie das Zahnfleisch (Gingiva) [30], [45], [61], [62], [81], [102].

### 2.1.4 Zahnbeanspruchung

Die Zähne werden während ihres täglichen Einsatzes im Mundraum hohen wechselnden Beanspruchungen ausgesetzt. Durch den Speichel werden die Zähne schwankenden pH-

Werten ausgesetzt, außerdem können Temperaturdifferenzen von 5 bis 60 Grad Celsius auftreten. Diese Umgebung ist ein idealer Entwicklungsort für Bakterien, welche die Zähne und das Zahnfleisch schädigen können. Die mechanische Zerkleinerung von Nahrung stellt jedoch die Hauptbelastung für die Zähne dar. Die Kräfte, die durch diese mahlende Bewegung auftreten, sind sehr unterschiedlich. Sie sind von der Lage der Zähne im Mundraum abhängig und fordern vom Zahn eine hohe Verschleißfestigkeit. Die eingeleiteten Kräfte variieren von 250 Newton im Frontzahnbereich bis zu 500 Newton im Backenzahnbereich. Die Kräfte können von Bruxismuspatienten (sogenannten „Knirschern“) noch übertroffen werden. Hier können Kräfte bis zu 1000 Newton auftreten [22], [28], [59], [60], [61], [106]. Dies geschieht, wenn der Regelkreis, der die Kaukraft kontrolliert, nicht mehr in Funktion ist. Dies ist folgendermaßen zu verstehen: In den Sharpeyschen Fasern sind Rezeptoren eingebettet, welche stets Informationen über den Belastungszustand der Zähne weitergeben. Bei Überschreiten eines maximalen Kaudruckes wird die Beißkraft gehemmt. Dieser Regelkreis kann während des Schlafes versagen. Somit kann es zu unkontrollierten Pressbewegungen kommen, welche das Gebiss sehr stark belasten [59], [61], [62].

### **2.1.5 Versorgungsmöglichkeiten**

Grundsätzlich sollen zahnärztliche Maßnahmen zur Erhaltung und Wiederherstellung der Gesundheit des Kauorgans dienen, welches durch den Verlust von Zähnen beeinträchtigt wurde. Bei den Hauptursachen, die zu einem Zahnverlust führen, ist die Zahnfäule (Karies) und die Erkrankung des Zahnhalteapparates (Parodontopathien) zu nennen. Schon durch den Verlust nur eines Zahnes können sich schwerwiegende Folgen ergeben, welche über die Minderung der Kaufähigkeit hinaus gehen. Durch den Verlust der gegenseitigen Stabilisierung der Zähne innerhalb des Kaubogens kann es zu Zahnwanderungen und Zahnkipungen kommen, was wiederum die Kontaktbeziehungen der Gegenzähne (Antagonisten) verändert, wie auch zu einer Verlängerung des Gegenzahnes führen kann. Eventuell kann durch die veränderten Kontaktbeziehungen (Okklusion) des Kaubogens eine Schädigung des Kiefergelenks und der Kaumuskeln vorkommen. Um all diesen Problemen entgegenzuwirken, sollten die Zahnlücken prothetisch versorgt werden. Es bieten sich folgende Maßnahmen an, um Lücken zu schließen [61], [62], [71], [114]:

- Teilprothese
- Zahnimplantat
- Kieferorthopädischer Lückenschluss
- Zahnbrücken

In folgenden soll verstärkt auf die Zahnbrücken eingegangen werden.

### 2.1.6 Zahnbrücken

Die Zahnbrücke stellt immer noch die gebräuchlichste Art der prothetischen Versorgung von Zahnlücken dar. Hier werden die benachbarten Zähne der Zahnlücke als Verankerung für das Brückenzwischenstück verwendet [46], [61]. Die auftretenden axialen Belastungen werden vom Brückenstück auf die Pfeilerzähne über die interdentalen Konnektoren übertragen. Dabei können hohe Spannungen am Übergang von Konnektor in den Pfeilerzahn entstehen. Die Kaukraftübertragung auf den tragenden Alveolarknochen findet ausschließlich über die Pfeilerzähne statt (parodontal). Zwischen dem Brückenzwischenstück und dem Zahnfleisch besteht kein Kraftschluss. Wenn es dennoch zu einer Berührung von Brückenzwischenstück und Gingiva kommt, dient es ausschließlich zur Verbesserung der Ästhetik der Brückenkonstruktion. Um die Kaukräfte zu übertragen und einen festen Sitz der Zahnbrücke zu gewährleisten, müssen die Pfeilerzähne teilweise oder ganz beschliffen werden. Auf die Pfeilerzähne wird dann die Brücke mit einem Befestigungszement spielfrei aufgesetzt, um einen festen Sitz zu garantieren. Als ein großer Nachteil ist der teilweise hohe Abtrag von Zahnhartsubstanz an den Pfeilerzähnen bei der Präparation anzusehen. Trotz dieses großen Nachteiles geht die Entwicklung von Zahnbrücken stetig weiter. Dies zeigt sich in der großen Anzahl von Neuentwicklungen im Bereich der metallfreien Keramiken und den adhäsiven Befestigungssystemen [96], [112], welche in den letzten Jahren entwickelt wurden. All dies spricht noch für ein großes Entwicklungspotential [52], [71], [78]. In vielen Forschungsarbeiten zeigte sich, dass die Erhöhung der Gerüstfestigkeit sowie die Designoptimierung der interdentalen Konnektoren im Vordergrund der weiteren Entwicklungen stehen muss. Denn die Überlebenswahrscheinlichkeit von metallfreien Zahnbrückensystemen hängt zum maßgeblichen Teil von der Gestaltung der Konnektoren ab [52], [78], [89].

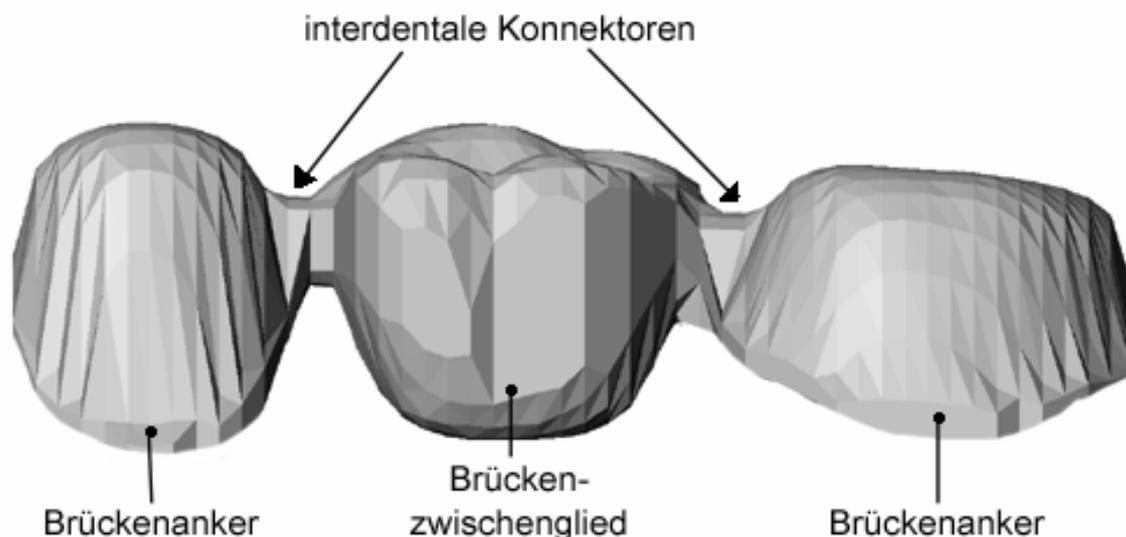


Abb. 6: Konstruktionsbeispiel eines Brückengerüsts

### 2.1.7 Interdentale Konnektoren

Die axialen Kaukräfte, welche auf das Brückenzwischenstück wirken, werden nicht direkt auf den Kieferknochen übertragen. Diese Kräfte werden von den interdentalen Konnektoren aufgenommen und über die Pfeilerzähne an den tragenden Kieferknochen weitergeleitet. Das Brückenzwischenstück und die Konnektoren wirken in diesem Fall wie ein Balken, der die Pfeilerzähne verbindet. Die Konnektoren werden am Pfeiler-Konnektorübergang extrem auf Biegung beansprucht. Wie schon bei vorangegangenen Forschungsarbeiten bestätigt wurde, stellt der Konnektor die Schwachstelle einer vollkeramischen Brückenkonstruktion dar [40], [52], [78]. Deswegen sollte der Gestaltung des interdentalen Konnektors eine besondere Beachtung geschenkt werden. Bei der Verwendung von Metall als Gerüstmaterial war die Frage nach der Konnektorform nicht von übergeordneter Bedeutung. Dies änderte sich jedoch bei der Verwendung von Keramik. Bei Metall konnte der Konnektor klein gehalten werden und war annähernd rund oder hatte eine abgerundete Rechtecksform. Bei der Keramik muss wegen der höheren Anfälligkeit gegenüber Zug- und Biegebeanspruchung auf eine bessere Materialausnutzung des Querschnittes Wert gelegt werden. Deswegen muss das Design des interdentalen Konnektors den Erfordernissen der Kraftübertragung angepasst werden [52], [78], [94], [95]. Die Konnektorform des Gerüsts muss sich aber auch an den gegebenen Platzverhältnissen (Parodontalhygiene) und insbesondere im Frontzahnbereich auch an ästhetischen Erfordernissen orientieren [52], [62], [78], [89].

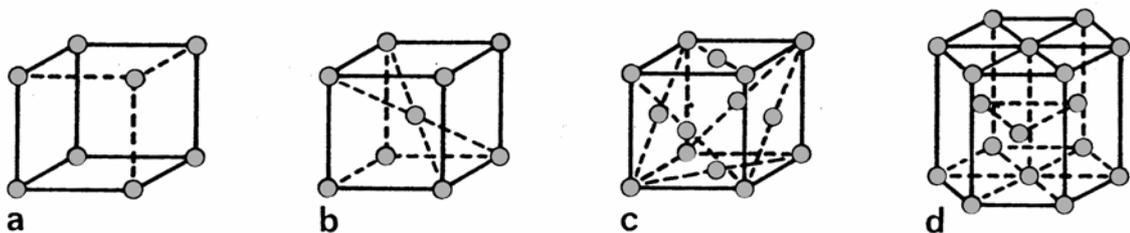
## 2.2 Werkstoffkunde in der Zahnmedizin

### 2.2.1 Allgemeine Anforderungen

Zur Erhaltung der Funktionsfähigkeit unseres Körpers ist der Einsatz körperfremder Materialien häufig nicht zu vermeiden, z. B. als künstliches Hüftgelenk, Zahnimplantat oder zahnärztliches Füllungsmaterial. Dennoch kann nicht jedes Material, welches die mechanischen Erfordernisse erfüllt, angewendet werden. An die verwendeten Materialien werden noch zusätzliche Anforderungen gestellt. Die wichtigste ist ein hohes Maß an Körperverträglichkeit, die sogenannte Biokompatibilität. In der Anfangszeit der Zahnmedizin konnte man nur auf Metalle als Ersatzmaterialien zurückgreifen. Dies hat sich jedoch mit der Verbesserung der mechanischen Eigenschaften der Keramiken geändert [7], [25], [32], [80], [86], [117]. In diesem Abschnitt der Arbeit sollen die Eigenschaften von Metallen und Keramiken genauer betrachtet werden.

### 2.2.2 Metalle

Werden Metalle, welche sich in einer Schmelze befinden, abgekühlt, so beginnen sie sich ab der Liquiditätsgrenze zu verfestigen. Innerhalb der Metallschmelze beginnen sich an unterschiedlichen Stellen die Atome aneinander zu lagern und bilden Kristallisationskeime. Von diesen Stellen aus beginnt sich ein kristallines Gefüge aufzubauen. Durch die Aneinanderlagerung der Atome bildet sich ein dreidimensionales periodisches Gitter. In Abhängigkeit der Atomdurchmesser können Metalle sich in der Schmelze zu unterschiedlichen Gitterstrukturen zusammenfügen. Die Metallatome versuchen sich so dicht als möglich anzuordnen, wobei man folgende Gitterstrukturen unterscheiden kann:



a: kubisch, b: kubischraumzentriert, c: kubischflächenzentriert, d: hexagonal

Abb. 7: Aufbau von Gitterstrukturen [26], [29], [73]

Wenn die Schmelze aufgebraucht ist, weist der Festkörper eine vollständige kristalline Struktur auf. Wenn alle Gitterknotenpunkte von der gleichen Metallart besetzt sind, spricht man auch von einem reinen Metall. Wenn noch andere Metalle in der Schmelze enthalten sind wird von einer Metalllegierung gesprochen. Durch die Anordnung der Metallatome im Kristallgefüge entstehen Eigenschaften, die nur den Metallen zugeordnet werden können [26], [29], [73]. Dies sind:

- Festigkeit
- kristalliner Aufbau
- elektrische Leitfähigkeit und Wärmeleitung
- Lichtundurchlässigkeit
- metallischer Glanz
- leichte Bildung von positiven Ionen durch Abgabe von Elektronen
- Auflösung in Säuren unter Bildung von Salzen.

Ein weiteres charakteristisches Merkmal von Metallen ist, dass sie eine Bindung eingehen, bei der sie ihre äußeren Elektronen an den gesamten Atomverband abgeben und die Elektronen somit als ein freibewegliches Elektronengas vorliegen [26], [63]. Diese Art der Bindung wird Metallbindung genannt und erklärt viele Eigenschaften von Metallen [26], [29], [73].

### **2.2.2.1 Legierung**

Da die Werkstoffeigenschaften von reinen Metallen oft zu wünschen übrig lassen, wird durch Zumischen von weiteren Metallen versucht, die Werkstoffeigenschaften zu verbessern. Dieser Zumischvorgang wird auch Legieren genannt. Bei den Legierungen muss zwischen der homogenen und der heterogenen Legierung unterschieden werden. Bei der homogenen Legierung besitzen alle beigemischten Metalle die gleiche Gitterstruktur, während dies bei der heterogenen Legierung nicht der Fall ist. Das kann sich bei den Werkstoffeigenschaften der Legierungen bemerkbar machen.

Man kann sich die Eigenschaftsänderungen von Legierungen dadurch erklären, dass sich die zugefügten Fremdatome an die Gitterpositionen oder zwischen das Gitter setzen. Durch die unterschiedlichen Atomradien von Fremdatom zu Grundatom entstehen Verzerrungen

und Verspannungen in der Gitterstruktur. Dadurch wird ein Gleiten der Gitterebenen, sowie das Wandern der Fehlstellen erschwert. Je mehr das Gleiten erschwert wird, um so weniger ist ein plastisches Fließen möglich [26], [47], [73].

### 2.2.2.2 Dentallegierungen

Der Einsatz von Legierungen im Mundraum unterliegt einigen Beschränkungen. So dürfen die Materialien keine toxischen und allergenen Eigenschaften aufweisen, es darf keine Korrosion sowie keine elektrolytische Wechselwirkung unter Einfluss von Speichel vorkommen. Diese Eigenschaften werden unter dem Begriffe Biokompatibilität zusammengefasst, die möglichst hoch sein muss. Außerdem sollte der Werkstoff eine hohe Festigkeit und einen geringen Verschleiß aufweisen, um die Funktion des stomatologischen Systems langfristig aufrechtzuerhalten. Diese Voraussetzungen erfüllen Goldlegierungen und Legierungen mit Metallen der Platingruppe, auch einige Legierungen mit unedleren Bestandteilen. Letztere sind aber häufig verarbeitungsanfälliger. Daraus resultieren leichte Fehler in der Gefügestruktur, welche die Korrosionsanfälligkeit des Materials erhöht [73], [114].

### 2.2.2.3 Gitterfehler

An den Kristallkeimen der Schmelze beginnt das Wachstum der Kristalle. Sollte die gesamte Schmelze zu einem einzigen Kristall ohne Gefügefehler erstarren, so spricht man von einem idealen Kristall. Wenn jedoch bei der Kristallbildung Gefügefehler auftreten, so spricht man von einem realen Kristall. Diese Gefügefehler können vielfältiger Natur sein:

- Korngrenzen
- Verunreinigungen
- Nullstellen
- Fehlstellen.

Durch den besonderen Aufbau der Metallverbindung ist ein Gleiten der Gitterebenen und ein Wandern der Gitterfehler möglich. Dies erklärt eine Vielzahl der Eigenschaften der Metalle. Hier ist besonders die plastische Deformation zu erwähnen, welche darauf beruht,

dass die Gitterebenen ab einer bestimmten Belastung irreversibel verschoben werden können und nicht mehr in ihre Ausgangslage zurückkehren [26], [47].

### 2.2.3 Keramik

Schon seit Jahrtausenden verwendet der Mensch Keramiken, um sich Gebrauchs-, Kunst- und Luxusartikel herzustellen. Die Grundstoffe, aus denen Keramiken und Porzellan gefertigt werden, gehören zu den am häufigsten vorkommenden Mineralien in der Erdkruste. Diese Grundstoffe (Feldspat, Quarz, Kaolin) sind chemisch gesehen Silikate und eignet sich durch ihren kristallinen Aufbau besonders zur einfachen Weiterverarbeitung [34]. Wegen ihrer geringen Festigkeitswerte und dem groben Gefüge konnte die Keramik jedoch lange Zeit nicht mit den Metallen als Konstruktionswerkstoff konkurrieren. Erst in der heutigen Zeit wird der Keramik durch die Entwicklung von speziellen Hochleistungskeramiken wieder mehr Aufmerksamkeit gewidmet [34], [38]. Ein besonderes Problem stellt die genaue Definition von Keramiken dar. Der Begriff Keramik wird zwar oft verwendet aber eine genaue Definition des Begriffes ist äußerst schwierig. Die Deutsche Keramische Gesellschaft definiert den Begriff: „Keramischer Werkstoff“ folgendermaßen:

„Keramische Werkstoffe sind anorganisch, nichtmetallisch, im Wasser schwer löslich und zu wenigstens 30 % kristallin. In der Regel werden sie bei Raumtemperatur aus einer Rohmasse geformt und erhalten ihre typischen Werkstoffeigenschaften durch eine Temperaturbehandlung meist über 800° C. Gelegentlich geschieht die Formgebung auch bei erhöhter Temperatur oder gar über den Schmelzfluss mit anschließender Kristallisation.“ (*Spur 1992*) [38], [47], [108]

Wegen der vielfältigen Kombinationsmöglichkeiten chemischer Elemente nach der obigen Definition ergibt sich eine Fülle von keramischen Werkstoffen. *Schüller et al (1985)* [105] entwickelten eine Einteilung, welche die Eigenschaften der Keramiken berücksichtigt [47]. Nach dieser Einteilung werden die Keramiken in drei große Gruppen aufgegliedert [34], [47], [78]:

- silikatische Werkstoffe mit Glasphasenanteil
- oxidische Werkstoffe mit wenig Glasphasenanteil oder rein kristallin
- nicht oxidische Werkstoffe

Die Atome der Keramiken gehen im Gegensatz zu den Metallen eine kovalente oder ionische Verbindung ein. Dies führt zu einer sehr starken Verbindung der Atome untereinander. Diese atomaren Verbindungen erklären die hohe Härte und die hohe chemische und thermische Beständigkeit der Keramiken. Der Nachteil dieser atomaren Bindungen ist, dass sie nur eine sehr geringe elastische Verformung zulassen. Wenn eine aufgebrachte Kraft eine Bruchschwelle überschreitet, versagen die Atombindungen innerhalb der Keramik schlagartig und die Keramik bricht. Ein Fließen ist bei der Keramik im Gegensatz zu den Metallen nicht möglich [26], [34], [47], [73], [84].

Bei Festigkeitsuntersuchungen stellte man fest, dass die realen Messergebnisse erheblich von der theoretischen molekularen Festigkeit nach unten abweichen. Die Ursache liegt an Fehlstellen innerhalb des Materials. Dies können Poren, Verunreinigungen und Mikrorisse sein, welche die Festigkeit erheblich herabsetzen. Die gemessenen Festigkeitswerte streuen durch die ungleichmäßige Verteilung der Fehlstellen sehr stark. Ein großer Unterschied in den gemessenen Festigkeitswerten, ist zwischen Zug- und den Druckversuchen zu erkennen. Hier zeigt sich ein typisches Verhalten von keramischen Werkstoffen: Sie können wesentlich besser Druck- als Zugspannung übertragen. Diesen großen Unterschied zwischen Zug- und Druckspannung, kann man durch das Risswachstum innerhalb des Keramikkörpers erklären [34], [47], [78].

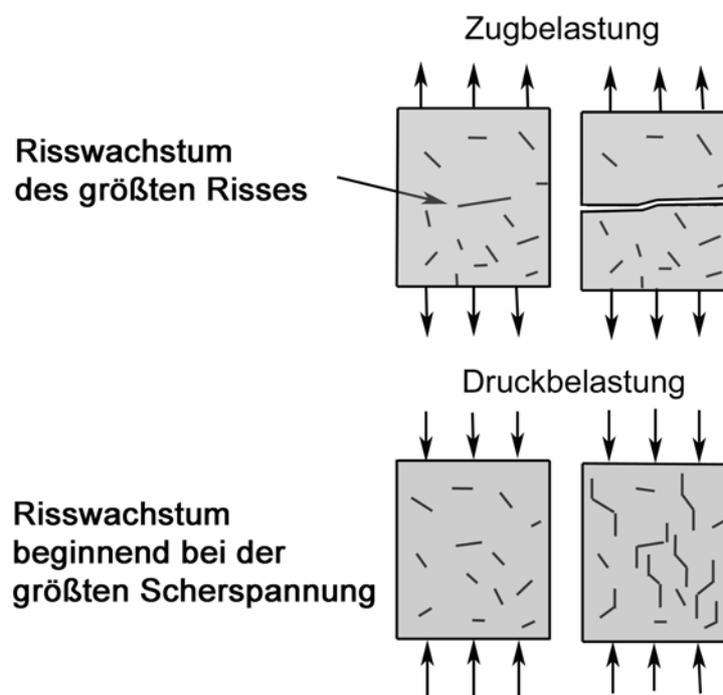


Abb. 8: Risswachstum bei Zug- und Druckbelastung in Keramiken [47]

Durch das Aufbringen einer Zugspannung an einen Keramikkörper kommt es an den Rissen zu Spannungskonzentration, die sich immer mehr vergrößert, bis der Bruch eintritt. Bei Druckbelastung hingegen werden die vorhandenen Risse komprimiert. Erst bei höheren Spannungen beginnt ein Risswachstum, das von den komprimierten Rissen (Abb. 8) ausgeht und in Richtung der Krafteinleitung wächst [34], [47].

Bei der Aufbringung einer Zugbelastung, auf einen Keramikkörper, wird noch zwischen zwei Arten der Rissausbreitung unterschieden werden:

- der überkritischen Rissausbreitung
- der unterkritischen Rissausbreitung

Ein überkritisches Risswachstum tritt auf, wenn eine zeitlich zunehmende Zuglast auf den Keramikkörper aufgebracht wird. Die Spannungsintensität an den Rändern der Risse und an den Fehlstellen nimmt permanent zu, welche zur Entstehung und zu einer rapiden Vergrößerung der Risse führt. Diese Vergrößerung der Risse geschieht solange, bis der vollständige Bruch des Keramikkörper eintritt [34], [47].

Beim unterkritischen Risswachstum wird eine Zuglast aufgebracht, welche zeitlich konstant ist und unterhalb der Bruchgrenze der Keramik liegt. Hier wirken die in der Keramik vorhandenen Risse wie Kerben [56], [65], [83], [113]. An den Rändern der Risse kommt es durch die Kerbwirkung zu einer Spannungserhöhung, so dass sich hier Spannungen über der Bruchspannung ausbilden können und sich der Riss somit langsam vergrößert. Der Bruch der Keramik tritt mit einer zeitlichen Verzögerung auf.

Um dennoch verschiedene keramische Werkstoffe miteinander vergleichen zu können, greift man auf ein statistisches Verfahren, die Weibull- Analyse, zurück. Dieses statistische Verfahren ermöglicht die Berechnung einer Überlebenswahrscheinlichkeit für die Keramik und ermöglicht dadurch die Vergleichbarkeit verschiedener Materialien. Durch die Auswertung von Weibull- Analysen ist zu ersehen, dass die Bruchwahrscheinlichkeit mit dem Probenvolumen zusammenhängt. Je größer das Probenvolumen, desto mehr Fehlstellen sind vermutlich in der Probe enthalten, die wiederum die Festigkeit beeinträchtigen. Die Anzahl der Fehlstellen wird durch das Herstellungsverfahren bestimmt und hat somit einen wesentlichen Einfluss auf die Überlebenswahrscheinlichkeit.

Ebenso können durch die nachträgliche Bearbeitung des Keramikbrückengerüsts Risse entstehen, welche die Bruchfestigkeit herabsetzen können.

Ziel ist es also, die Anzahl der Fehlstellen und Risse zu verringern. Dies kann durch die Verbesserung der Herstellungsverfahren als auch durch eine Minimierung der nachträglichen Bearbeitung des fertigen Keramikgerüsts erreicht werden. Diese Minimierung der Fehlstellen und Risse führt wiederum zu einer Verbesserung der Überlebenswahrscheinlichkeit [47], [78], [108].

### **2.2.3.1 Herstellungsverfahren**

Auch wenn eine große Vielfalt an Keramiken existiert, so ist der Herstellungsprozess von Keramiken bei allen ähnlich. Man kann zwei Arten der Keramikherstellung unterscheiden, das Sintern und das Gießen bzw. Pressen [78], [108].

#### **2.2.3.1.1 Sintern**

Sintern stellt das am häufigsten verwendete Verfahren zur Herstellung von Keramiken dar. Hier wird aus einem pulverförmigen Ausgangsmaterial eine Form des zu erstellenden Keramikkörpers hergestellt. Dieser sogenannte Grünkörper wird dann gesintert. Unter Sintern versteht man die Verfestigung eines Pulvers unter Hitzeeinwirkung ohne vollständiges Aufschmelzen aller Komponenten [47]. Durch die Temperaturzuführung wird die Oberflächenspannung der Pulverpartikel verringert und es kommt zu einem Materialtransport zwischen den einzelnen Partikeln. Durch diesen Materialtransport werden die in der Form vorhandenen Poren verkleinert und der Keramikkörper verliert an Volumen. Dieses Schrumpfen kann beim Sintern von Keramiken bis zu 30 Vol % betragen [78], [108]. Man unterscheidet dabei zwei verschiedene Sinterungsverfahren, das Fest- und das Flüssigphasensintern.

#### **Festphasensintern**

Beim Festphasensintern enthält das Pulvergemisch des Grünkörpers ein identisches Material. Beim Brennvorgang beginnt an den Kontaktstellen der Teilchen das Material zu schmelzen. Es bilden sich immer größere Teilchen und die Anzahl der Poren verringert sich. Das Ziel ist es eine dichte Struktur mit so wenig Poren wie möglich zu erhalten, denn

je weniger Volumendefekte desto besser sind die mechanischen Eigenschaften [19], [73], [78], [108].

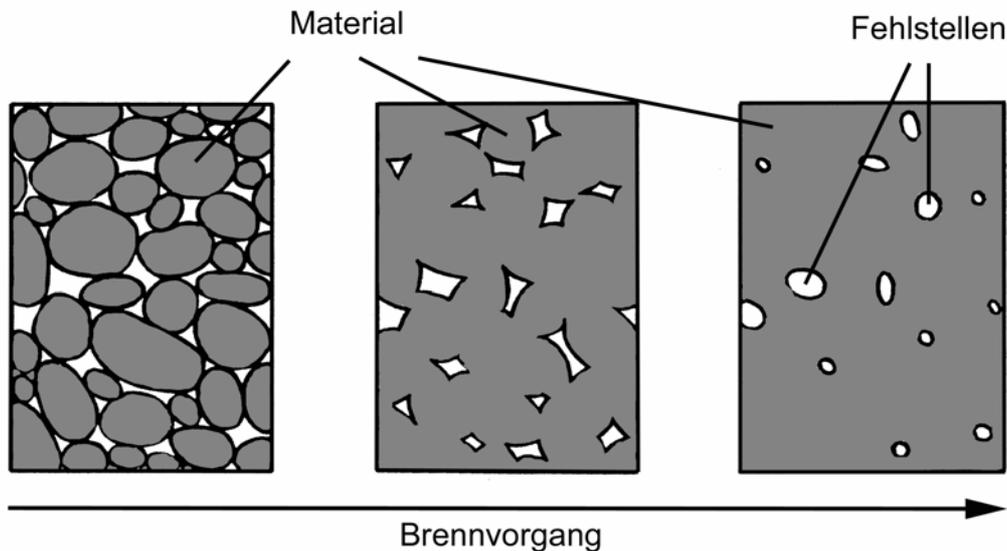


Abb. 9: Sintern aus Materialien mit gleichem Schmelzpunkt [73]

### Flüssigphasensintern

Besteht das Pulvergemisch aus verschiedenen Komponenten, so vereinigen sich die Komponenten mit dem niedrigsten Schmelzpunkt und bilden eine Matrix, welche die höher schmelzenden Partikel umschließt. Die aufgeschmolzenen Partikel können bei der Erstarrung sowohl einen amorphen als auch einen kristallinen Zustand einnehmen. Man kann das entstandene Produkt auch als Glaskomposit bezeichnen [73], [78], [108].

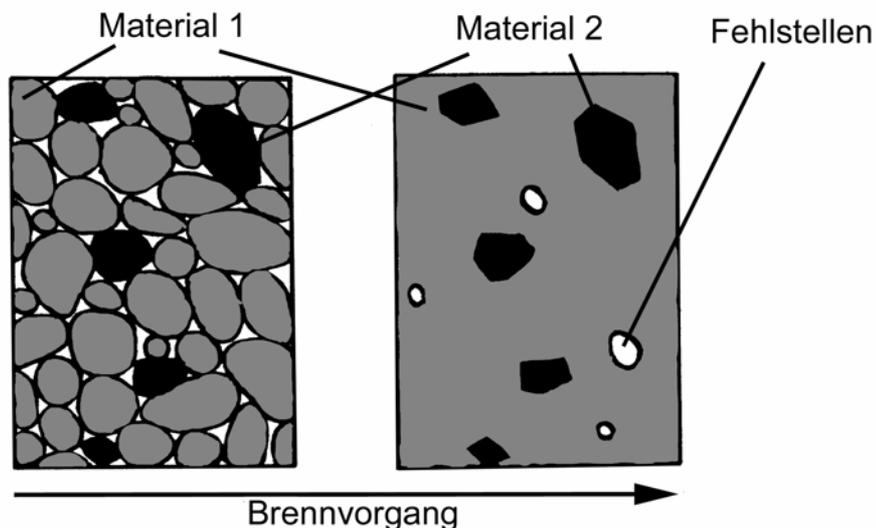


Abb. 10: Sintern aus Materialien mit unterschiedlichen Schmelzpunkten [73]

### **2.2.3.1.2 Gießen / Pressen**

Durch die Entwicklung von gießfähigen Glasschmelzen kann das herkömmliche Lost-Wax- Gießverfahren angewendet werden [47]. Hier wird mit Hilfe einer Gussform ein Negativabdruck des Keramikkörpers erstellt. In diesen Hohlraum wird nun die gussfähige/pressfähige Keramikmasse eingefüllt. In der Schmelzmasse kristallisiert die Glasmasse aus und bildet den Hohlraum mit einer hohen Genauigkeit nach [47], [108].

### **2.2.3.2 Dentalkeramiken**

Wegen ihrer der Zahnschmelze ähnlichen physikalischen Materialeigenschaften werden keramische Werkstoffe schon seit über 100 Jahren in der Zahnmedizin verwendet. Auch aufgrund ihrer Farbe und Transluminiszenz, welche den natürlichen Zähnen sehr nahe kommen, wurden vollkeramische Kronen schon früh eingesetzt. Das herangezogene Feldspat-Quarz-Gemisch weist zwar hervorragende Eigenschaften in vielen Bereichen auf, wie Farbe, Transluminiszenz, Abrasion und eine hervorragende Biokompatibilität [52], [73]. Die Festigkeitswerte ließen jedoch zu wünschen übrig, so dass der Einsatz als metallfreies Brückenmaterial nicht möglich war. Heutzutage stehen die keramischen Werkstoffe im Mittelpunkt der technologischen Entwicklung, wobei die mechanischen Eigenschaften und die Herstellungsverfahren verbessert wurden. Hier sind Aluminiumoxid oder Zirkonoxid zu nennen, die mit ihren Verschleiß- und Festigkeitswerten eine Konstruktion von Brücken im Seitenzahnbereich erlauben [33], [48], [52], [78], [114].

### 2.3 Grundlagen der Finiten-Element-Methode (FEM)

Die theoretischen Grundlagen der Finiten-Element-Methode wurden schon im Jahre 1870 entwickelt [55]. Hierbei handelte es sich um die mathematische Beschreibung verschiedener Punkte im Raum zueinander, welche durch algorithmische Bedingungen miteinander verknüpft sind. 1910 wurde das Verfahren schon in der Bauindustrie eingesetzt, um einfache statische Probleme zu berechnen [55]. Aus diesen Anfängen entwickelte sich im Laufe der Jahre die universell einsetzbare Methode der Analyse. Das Problem in der Anfangszeit der FEM lag nicht in der Grundlagenforschung, sondern in der Lösung der anfallenden mathematischen Gleichungen. Mit dem Beginn des Computerzeitalters konnte die Lösung der mathematischen Gleichungen automatisiert werden und die FEM hielt ihren Einzug in den Naturwissenschaften [35], [55]. Aber erst die rasante Entwicklung von leistungsfähigen Rechnersystemen hat in den letzten Jahren den technischen Einsatz der FEM-Systemen weiter vorangetrieben. Dadurch ist man in der Lage, immer komplexere Körperstrukturen in einem FEM-System zu bearbeiten und rechenintensivere Analysen durchzuführen [35]. Auch die Anwendungsbreite entwickelte sich stetig fort. In den Anfängen der FEM war es nur die Berechnung von Spannungen und Verschiebungen in Stabwerken, welche im Bauwesen ihre Anwendung fanden. Durch die Entwicklung von weiteren Elementen kamen immer weitere Möglichkeiten hinzu [35], [75]. Aus einem nur für einfache Strukturberechnungen ausgelegtem Programm wurde ein universell einsetzbares Entwicklungswerkzeug, das in den gesamten Natur- und Ingenieurwissenschaften seine Anwendung findet. Mit den heutigen FEM-Programmen können Festigkeitsberechnungen, bruchmechanische Untersuchungen, Kontakt-, Stabilitäts- und Schwingungsprobleme sowie nicht-lineare Verhaltensweisen untersucht werden. Jedoch stellt das FEM-Verfahren nur eine Abschätzung von komplexen Sachverhalten dar, denn es wird dort eingesetzt, wo keine analytische Lösung gefunden werden kann [35], [36], [55]. Zur Herleitung der FEM-Verfahren benötigt man mechanische und mathematische Grundlagen. Die meisten FEM-Programme basieren auf einer der beiden folgenden Lösungsansätze: Elastostatik und der virtuellen Verrückung. Beiden Ansätzen geht eine Diskretisierung des Bauteils voraus. Dies bedeutet eine Aufteilung des Körpers in kleine Elemente, welche mit analytischen Methoden berechnet werden können. Diese Elemente werden mit ihren Randknoten durch Gleichungen miteinander verbunden. So ist es möglich, das Verhalten einer komplexen Struktur zu beschreiben. Alle anfallenden Gleichungen werden dann zu einer Gesamtmatrix zu-

sammengefügt, welche dann mit mathematischen Mitteln aufgelöst wird. Die Gleichungen, welche die Knoten miteinander verbinden, können folgendermaßen generiert werden [35], [52], [55], [78], [97]:

### **2.3.1.1 Direkte Methode (linear elastische Rechnung)**

Hier wird von einer linearen Verschiebung der Knoten zueinander ausgegangen, welche durch das Hooksche Gesetz beschrieben wird. So kann auf einfache Weise über die Verschiebung an jedem einzelnen Knoten die auftretende Spannung am Knoten ermittelt werden. Jede virtuelle Verschiebung wird an die benachbarten Knoten weitergegeben, bis die gesamte virtuelle Verschiebung oder die gesamte Spannungsverteilung am Bauteil bekannt ist [35], [52], [55], [74].

Die linear elastische Rechnung eignet sich besonders zur Berechnung von spröden Materialien (Keramiken) [78]. Da es nur zu einer geringen Längenänderung kommt, bis die Bruchlast erreicht wird, kann die Bewegung besonders gut mit dem linearen Spannungs-Dehnungsdiagramm beschrieben werden [52], [71].

### **2.3.1.2 Methode der gewogenen Residuen und Variationsmethode**

Bei dieser Methode wird das Gesamtpotential des Systems betrachtet. Eine Lösung kommt zustande, wenn die Potentialgleichung ein Minimum einnimmt. Die weitere Verfahrensweise ist dann der direkten Methode ähnlich. Der Vorteil dieses Verfahrens ist, dass es auch bei nichtlinearem Verhalten zu Lösungen führt [35], [55], [71], [74].

### **2.3.2 Elementtypen**

Bei der Diskretisierung des Bauteils können unterschiedliche Elementtypen eingesetzt werden. Jedes dieser Elemente beschreibt die Abhängigkeit der verbundenen Knoten untereinander. Jedes Element hat seine besonderen Eigenschaften und kann somit dem jeweiligen Einsatzzweck angepasst werden [35], [75]. Die Elemente unterscheiden sich in der Anzahl ihrer Knoten, mit denen sie mit den Nachbarelementen verbunden sind. Elemente mit mehreren Zwischenknoten, auch quadratische Elemente genannt, können besser an die

Bauteilkontur angepasst werden, denn die Zwischenknoten ermöglichen die Beschreibung von gekrümmten Flächen. Elemente mit Zwischenknoten besitzen eine höhere Genauigkeit, erfordern aber einen größeren Rechenaufwand [35], [50], [55], [71], [75].

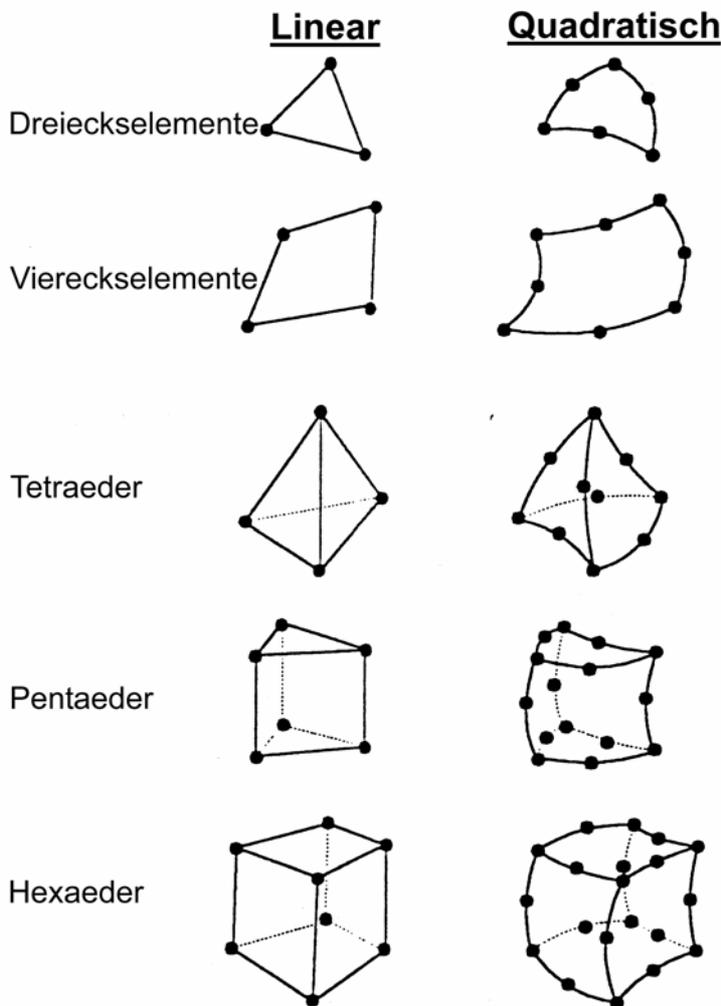
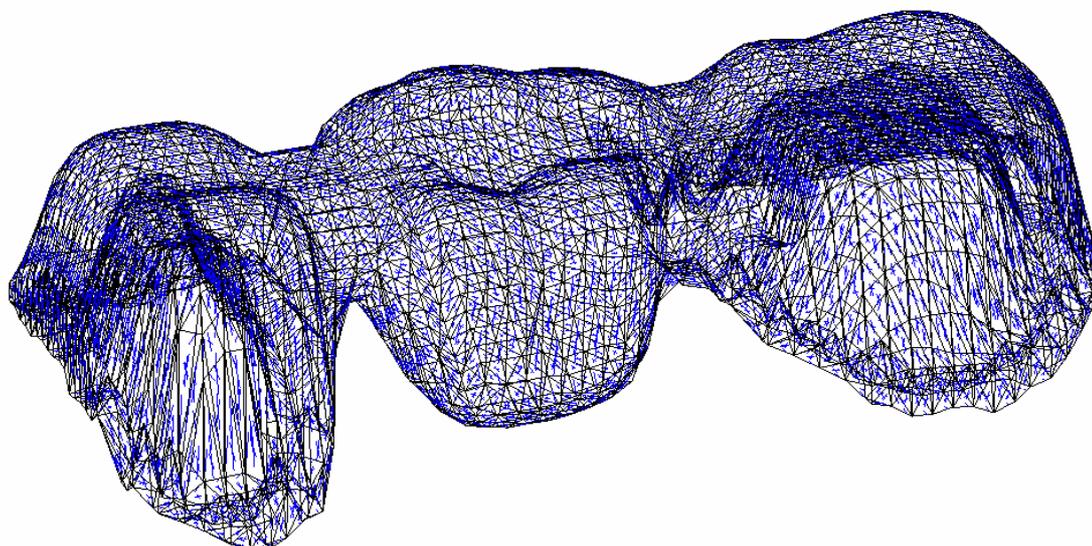


Abb. 11: Verwendete Elementtypen in der FEM [35], [75]

### 2.3.3 FEM in der Zahnmedizin

Seit den 70er Jahren wird FEM in der Zahnmedizin angewandt [52]. Jedoch waren die Berechnungen durch die geringe Rechnerleistung sowie durch die damals komplexe und umständliche Bedienung der FEM- Programme nur sehr einfach gehalten. So beschränkte man sich auf zweidimensionale Betrachtung mit wenigen Elementen. Hiermit waren aber schon Abschätzungen von Kau- und thermischen Belastungen von Inlays und Kronen am Einzelzahn möglich [58], [78]. Durch Verbesserungen der Rechenleistung bei den FEM- Pro-

grammen konnten die Elementzahlen erhöht, die Rechengenauigkeit verringert und die Randbedingungen realistischer gestaltet werden [21], [24], [93]. So gelang es, die Zahnbeweglichkeit sowie die anisotropen Eigenschaften des Zahnschmelzes zu simulieren. Es wurde auch der Versuch unternommen, Zahnbrücken zu berechnen. Wegen der komplexen Brückengeometrie und der großen Anzahl von Elementen handelt es sich um ein schwieriges Unterfangen, und Ergebnisse, die auf zweidimensionaler Betrachtung beruhen, müssen mit Vorsicht betrachtet werden. Erst in den letzten Jahren erreichten die FEM- Programme zusammen mit Erhöhung der Rechenleistung einen solchen Entwicklungsstand, dass es nun möglich ist, komplexe Brückengeometrien mit einer ausreichenden Exaktheit und Qualität zu berechnen und darzustellen [21], [40], [52], [78].



*Abb. 12: Vernetzte Brücke in einem FEM- System dargestellt*

### **2.3.4 Dreidimensionale Geometrieerfassung**

Um einen Körper in einem CAD- oder FEM- System zu bearbeiten, muss dieser in digitalisierter Form vorliegen. Bei einfach geformten Körpern stellt dies keine Schwierigkeit dar, denn dann können die Objekte selbst mit dem jeweiligen Programm erstellt werden. Sind jedoch die Körper von komplexerer Struktur, kann dies zu Schwierigkeiten führen. Um dieses Problem zu lösen, wurden verschiedene Verfahren entwickelt, um komplexe Strukturen zu digitalisieren und in Datenformate zu bringen, welche in CAD- und FEM- Systemen eingelesen werden können [11], [12], [31], [76], [77], [78], [109].

### **2.3.4.1 Koordinatenmessmaschine**

Das zu vermessende Objekt wird mit Hilfe einer Messnadel abgetastet und die erhaltenen Geometriedaten in einer Datei abgespeichert. Die Genauigkeit dieses Verfahrens liegt bei ca. 50  $\mu\text{m}$  und eignet sich besonders für alle Objekte von wenigen Millimetern bis zu mehreren Metern. Das zu vermessende Objekt wird nur durch die Größe des Messtisches limitiert [78], [109].

### **2.3.4.2 Querschliff**

In diesem Verfahren wird vom vermessenden Objekt immer eine Schicht abgetragen, und das Schliffbild mit einer Digitalkamera aufgenommen. Dieses zweidimensionale Bild wird vermessen und die Datenpunkte abgespeichert. Dieser Vorgang wiederholt sich bis das gesamte Objekt abgetragen ist. Danach werden die einzelnen Schichten virtuell wieder zusammengefügt. Die Genauigkeit dieses Verfahrens kann durch die gewählte Schichtdicke bestimmt werden [78], [109]

### **2.3.4.3 Lasertriangulation**

Bei diesem Verfahren (Abb. 13) wird ein linienförmig aufgefächerter Laserstrahl über ein Objekt gelenkt, und der vom Objekt reflektierte Laserstrahl wird von einer Digitalkamera (CCD) aufgenommen. Die erhaltenen Daten aus der Digitalkamera werden dann von einem Rechner in ein vorher definiertes Koordinatensystem transformiert.

Mit dieser Methode können Objekte mit einer Genauigkeit von ca. 4  $\mu\text{m}$  erfasst werden. Bei einem dreidimensionalen Objekt sind aber mehrere Durchgänge erforderlich, was die Datenmenge beträchtlich erhöht (ca. 30 MB). Die erhaltenen Datenpunkte der jeweiligen Ansichten müssen dann wieder virtuell zu einer vollständigen räumlichen Darstellung zusammengefügt werden [71], [77], [78].

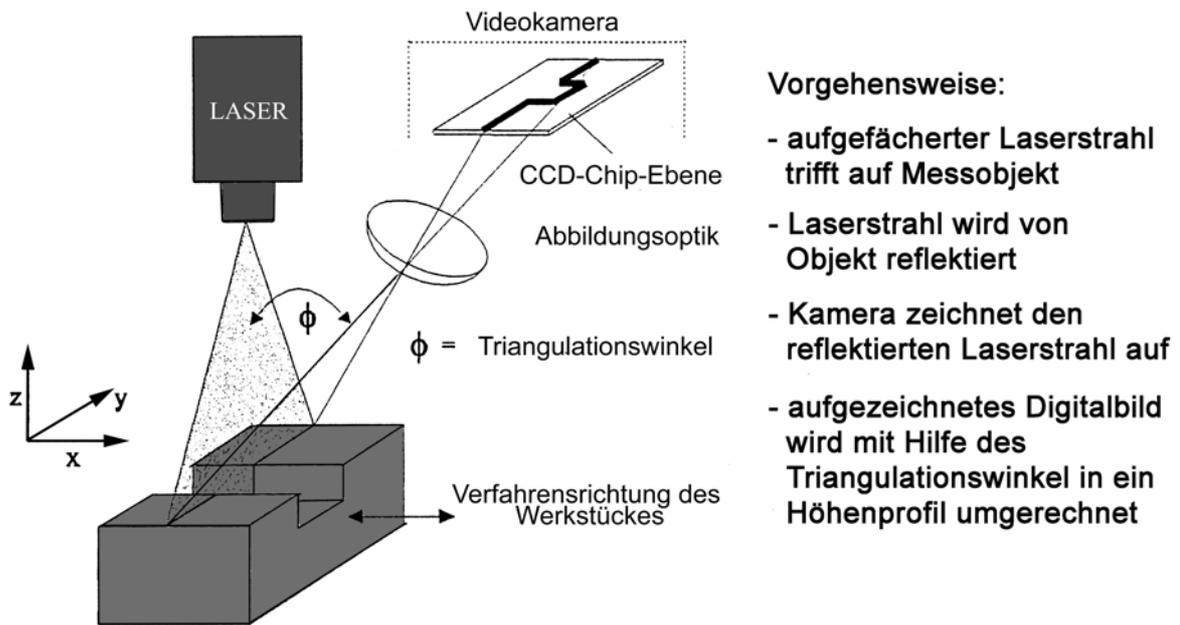


Abb. 13: Prinzip eines optischen 3-D Scanner (Lasertriangulation) [71], [77]

Alle erwähnten Verfahren haben ihre Vor- und Nachteile. Der Vorteil der Koordinatenmessmaschine liegt darin, dass man mit ihr größte Objekte digitalisieren kann. Als Nachteil ist die schlechte Auflösung von ca. 50  $\mu\text{m}$  anzusehen. Eine bessere Auflösung besitzt das Querschliffverfahren. Die Genauigkeit des Verfahrens ist hier nur durch die gewählte Schichtdicke limitiert, die bei ca. 10  $\mu\text{m}$  liegt. Als einen weiteren Vorteil dieses Verfahrens sollte man die Darstellungsmöglichkeit von Unterscheidungen nennen. Als nachteilig ist anzusehen, dass bei der Digitalisierung das Körpermodell zerstört wird und der erhöhte Zeitaufwand beim Abtragen der Schicht. Als Verfahren mit der besten Auflösung von ca. 4  $\mu\text{m}$  ist die Lasertriangulation zu nennen. Um einen Gesamtkörper ausreichend darzustellen, werden jedoch mehrere Scandurchgänge benötigt, was wiederum zu einer erheblichen Datenmenge führt. Eine allgemeine Empfehlung zu einem der Erfassungssysteme kann zur Zeit noch nicht ausgesprochen werden, da jedes System seine Berechtigung in seinem Bereich besitzt [71], [77].

### 2.3.5 Datendiskretisierung

Der momentane Stand der Technik lässt bei den FEM- Programmen eine direkte Vernetzung von Oberflächenmesspunkten noch nicht zu, da die Programme nur eine Netzgenerierung von Flächen- und Volumenelementen erlauben [71], [78]. Dadurch muss mit einem

Zwischenschritt die Punktwolke weiterbearbeitet werden, so dass sie in einer Form vorliegt, mit der die Bearbeitung in einem FEM- Programm gewährleistet ist [71].

Folgende Bearbeitungsmöglichkeiten (Diskretisierungsmöglichkeiten) der Oberflächendatenpunkte bestehen:

- Vernetzung mittels Flächenrückführung
- direkte Elementengenerierung

Im folgenden Abschnitt werden die beiden Diskretisierungsverfahren genauer beschrieben:

### **2.3.5.1 Vernetzung mittels Flächenrückführung**

Aus den Oberflächenmesspunkten wird eine Approximationsfläche (Freiformfläche) erzeugt. Diese Freiformfläche beschreibt angenähert die komplexe Oberfläche des eingescanten Körpers. Diese angenäherte Oberfläche wird dann in ein FEM- Programm importiert und automatisch vernetzt. Um eine komplexe Freiformfläche zu erzeugen, wird die Punktwolke in Teilbereiche zerlegt, die von vier Berandungskurven eingeschlossen werden. Die Punkte, die innerhalb der Berandungskurven eingeschlossen sind, werden biparametrisiert, d.h. durch eine mathematische Funktion wird aus den eingeschlossenen Punkten eine Oberfläche erzeugt. Die erzeugten Teiloberflächen nennt man Patches; diese werden an ihren Randpunkten miteinander verbunden. Diese verbundenen Patches, ergeben dann die approximierte Oberfläche des komplexen Körpers.

Der große Vorteil dieses Verfahrens liegt darin, dass bei der automatischen Vernetzung durch das FEM- Programm die erzeugte Elementgröße sehr nahe am Optimum liegt, und alle Richtlinien zur Diskretisierung nahezu erfüllt sind. Als Nachteile müssen hier genannt werden, dass geeignete Programme, welche komplexere Formen in Freiformflächen umwandeln können, als teuer anzusehen sind und somit nicht jedem zur Verfügung stehen. Ferner sind bei der Oberflächenerstellung eine Vielzahl von nicht automatisierbaren Benutzereingriffen notwendig, wie zum Beispiel die Festlegung und die Verbindung der Teiloberflächen. Durch diese Benutzereingriffe können eine Vielzahl von Fehlern auftreten, welche zu Oberflächenfehlern führen können und somit zu einer fehlerhaften Volumenvernetzung [35], [52].

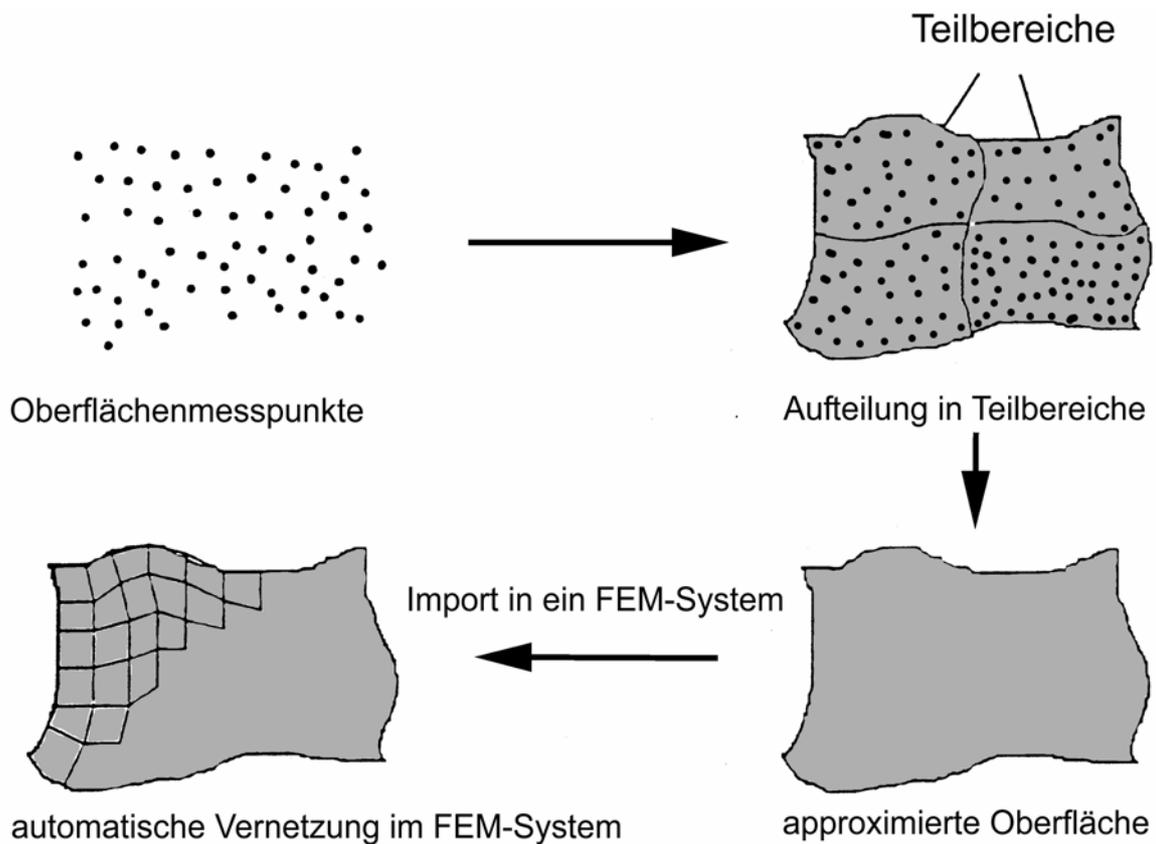


Abb. 14: Vernetzung mittels Flächenrückführung [52]

### 2.3.5.2 Direkte Elementengenerierung

Bei der direkten Elementengenerierung wird auf die Flächenrückführung verzichtet und die Punkte werden direkt miteinander verbunden. Es entsteht ein Oberflächennetz mit finiten Dreieckselementen, sogenannten Tetraedern. Durch die große Menge von erhaltenen Datenpunkten ist ein wirkungsvolles Arbeiten nicht mehr möglich. Die große Anzahl der erzeugten FE- Elemente würde zu einem sehr großen Rechenaufwand bei der Spannungs- und Verformungsberechnung führen, der nicht vertretbar ist. Deshalb müssen die Datenpunkte auf ein akzeptables Maß reduziert werden. Dies wird durch eine Datenreduktion erreicht. Die Ausdünnung der Punktwolke kann durch verschiedene Methoden bewerkstelligt werden [52].

### 2.3.5.2.1 Advancing-Front-Methode

Von einem beliebigen gewählten Startpunkt wandert eine vorrückende Frontlinie über die Punktwolke, welche die Oberfläche des Körpers beschreibt. Die auf der Frontlinie entstehenden Knoten stellen die Knotenpunkte für die Finiten Elemente dar [52].

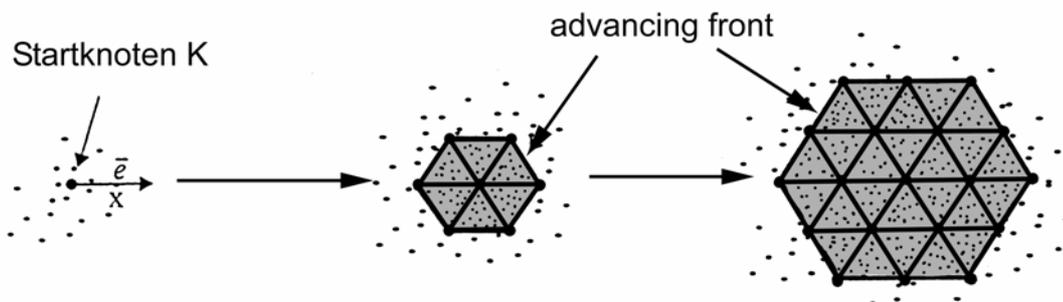


Abb. 15: Datenreduktion mittels der Advancing Front Methode [52]

### 2.3.5.2.2 Schwerpunktmethode

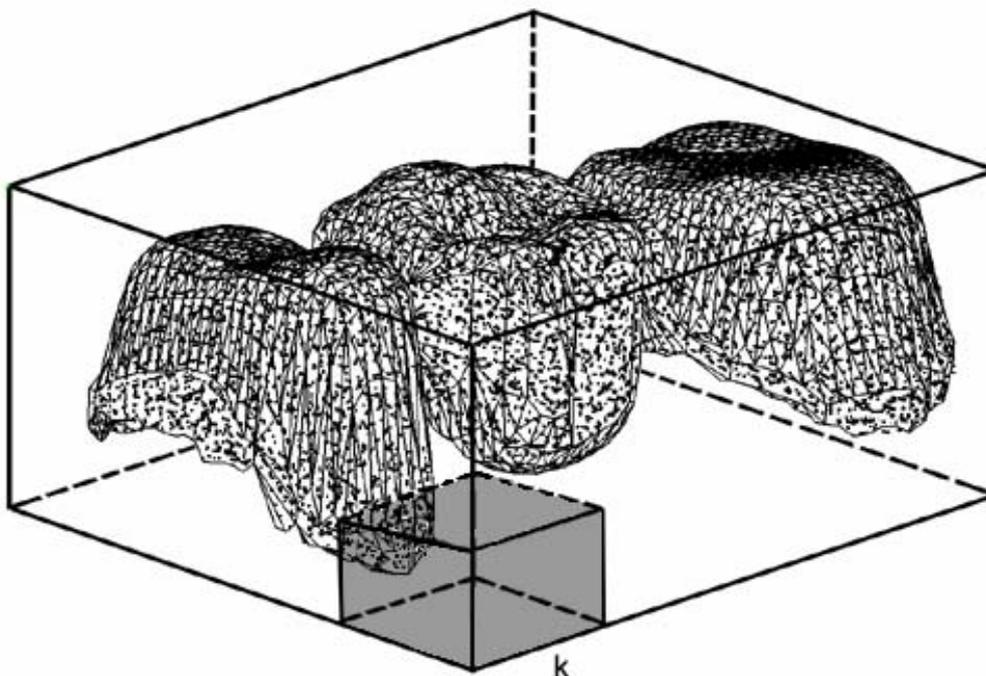


Abb. 16: Datenreduktion mittels der Schwerpunktmethode (Punkte innerhalb des Würfels werden zusammen gefasst)

Bei der Schwerpunktmethode werden alle Oberflächenpunkte von einem quaderförmigen Raum umschlossen. Dieser Punkterraum wird wiederum in Würfel mit einer frei definierten

Kantenlänge  $k$  unterteilt [52]. Für alle Punkte, welche vom Würfel umschlossen sind, wird die Schwerpunktlage durch folgende Formel bestimmt

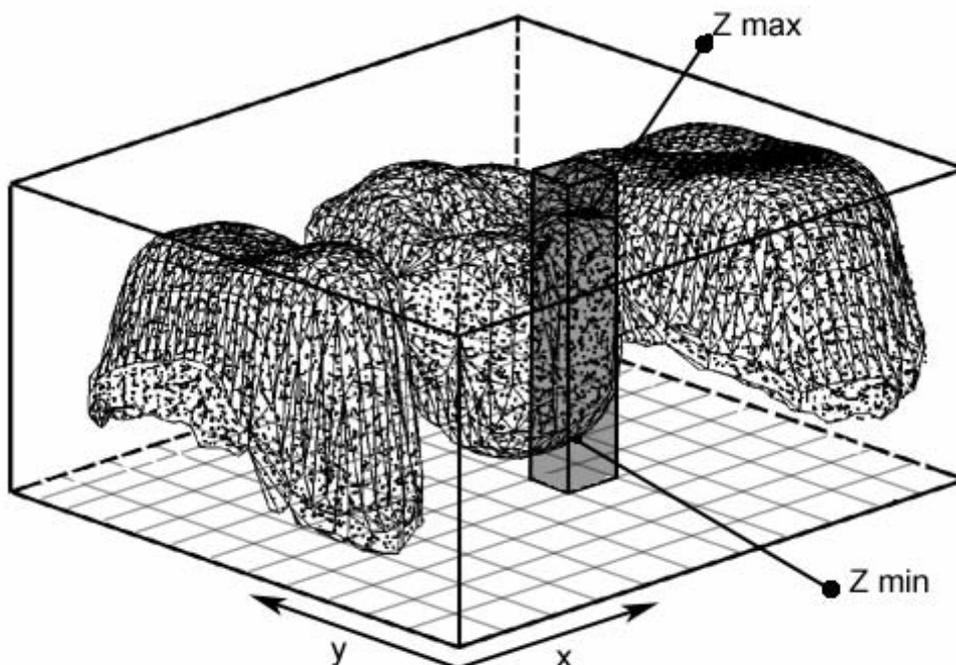
$$\begin{pmatrix} x_k \\ y_k \\ z_k \end{pmatrix} = \frac{1}{i} \begin{pmatrix} \sum_1^i x_i \\ \sum_1^i y_i \\ \sum_1^i z_i \end{pmatrix} \quad i = \text{Anzahl der Punkte im Würfel}$$

*Formel 1: Bestimmung der Schwerpunktskoordinaten [52]*

Jeder dieser Schwerpunktskoordinaten wird als neuer Knotenpunkt für die FEM -Elemente definiert. Nachdem alle Schwerpunktslagen aller Würfel bestimmt worden, sind erhält man eine ausgedünnte Punktwolke mit einer Punkteanzahl von etwa  $k^3$  [52].

### 2.3.5.2.3 Maximalwert-Minimalwert Methode

Wie bei der Schwerpunktmethode werden alle Oberflächenpunkte von einem quaderförmigen Raum umschlossen. Die Grundfläche des Quaders wird durch eine Anzahl von  $x$  und  $y$  Schnitten unterteilt. Daraus ergibt sich eine klar definierte Aufteilung der Punktwolke in ein zweidimensionales Gitter.



*Abb. 17: Datenreduktion mittels der Maximalwert-Minimalwert Methode (der maximal und der minimal Punkt innerhalb des Rechtecks werden bestimmt)*

Man erhält dadurch Rechteckssegmente mit genau beschriebenen Positionen der Randpunkte  $(x,y)$ . Nun werden die Punkte gesucht, welche sich innerhalb des beschriebenen Rechtecks befinden. Die gefundenen Punkte werden wiederum nach ihrer Größe sortiert und der kleinste und größte Punkt werden einem der Randpunkte zugeordnet. Dadurch ist man in der Lage jede beliebige Punktwolke auf eine genau eingestellte Anzahl von Punkten zu reduzieren und diese Punkte parametrisiert zu erhalten. Zum Beispiel kann ein beliebig großer Körper nur durch Angabe der Gittergröße  $x = 50$  Unterteilungen und  $y = 30$  Unterteilungen in eine reduzierte Punktwolke von nur noch  $(50*30*2)$  3000 Punkten verkleinert werden. Die Wiedergabegenauigkeit lässt sich sehr genau durch Verfeinerung des zweidimensionalen Gitters bestimmen. Die Anzahl der datenreduzierten Punkte entspricht in etwa auf  $x*y*2$  Punkte

Der entscheidende Vorteil der Maximal-Minimalwert Methode liegt darin, dass zusätzlich zur Ausdünnung der Punktwolke eine Parametrisierung des Körpers erfolgt. Dies bedeutet, dass man in der Lage ist, jeden datenreduzierten Punkt einzeln anzusteuern und im Körper zu verschieben und somit eine Geometrieänderung herbeizuführen.

### 2.4 Mechanische Grundlagen

In diesem Kapitel wird das notwendige mechanische Grundwissen dargestellt, welches zum späteren Verständnis der mechanischen Konnektorenanalyse beiträgt. Die einzelnen Erklärungen werden so kurz wie möglich gehalten, um den Rahmen der Arbeit nicht zu sprengen. Für tiefergehende Erklärungen der einzelnen Unterkapitel sei auf die spezielle Fachliteratur verwiesen.

#### 2.4.1 Festigkeitslehre

In der Festigkeitslehre werden Spannungen wie auch Verformungen in einem Bauteil betrachtet. Das Ziel dieser Berechnungen ist es, ein Versagen des Bauteils ausschließen zu können. Eine unzulässig große Verformung oder Dehnung, das Auftreten eines Bruches oder das Herbeiführen einer Instabilität des Bauteils kann ein Versagen bewirken [8], [16], [41], [43], [49], [57], [65], [66], [101].

##### 2.4.1.1 Spannungen

Die Kräfte und Momente, welche an einem Körper von außen wirken, werden im Inneren des Körpers durch entsprechende Reaktionskräfte im Gleichgewicht gehalten (Abb. 18). Bei gleichmäßig angenommener Massenverteilung des Körpers kann man sich die Reaktionskräfte an einer Schnittebene flächenhaft verteilt vorstellen. Die Lage der Schnittebene kann man willkürlich wählen, denn durch jeden Punkt eines Körpers kann eine unendliche Anzahl von ebenen Schnittflächen gelegt werden, eine sogenannte Ebenenschar. Die Kennzeichnung der Schnittebene erfolgt durch den auf die Schnittfläche senkrecht stehenden Vektor, seinen Normalenvektor. Um einen Kraftvektor im Raum vollständig zu beschreiben werden drei Ebenen benötigt und der dazugehörige Krafttensor [8], [41], [57], [65], [66], [101]. Wie in den Abbildungen 18, 19 zu sehen ist, halten die aufgebrauchten Kräfte den Körper im Gleichgewicht. Dies gilt auch für die Schnittebenen. Der Kraftvektor  $F$  ist die Gegenkraft zu  $F_1$  und  $F_2$  und hält den Körper im Gleichgewicht. Um eine Vergleichbarkeit einzelner Körper und Belastungen herzustellen, müssen die Kräfte in den Schnittebenen normiert werden. Diese Normierung erreicht man durch die Teilung des

resultierenden Kraftvektors  $F$  durch die Ebenenschnittfläche  $A$ , dadurch erhält man den Spannungsvektor  $t$  [8], [16], [41], [43], [66], [101].

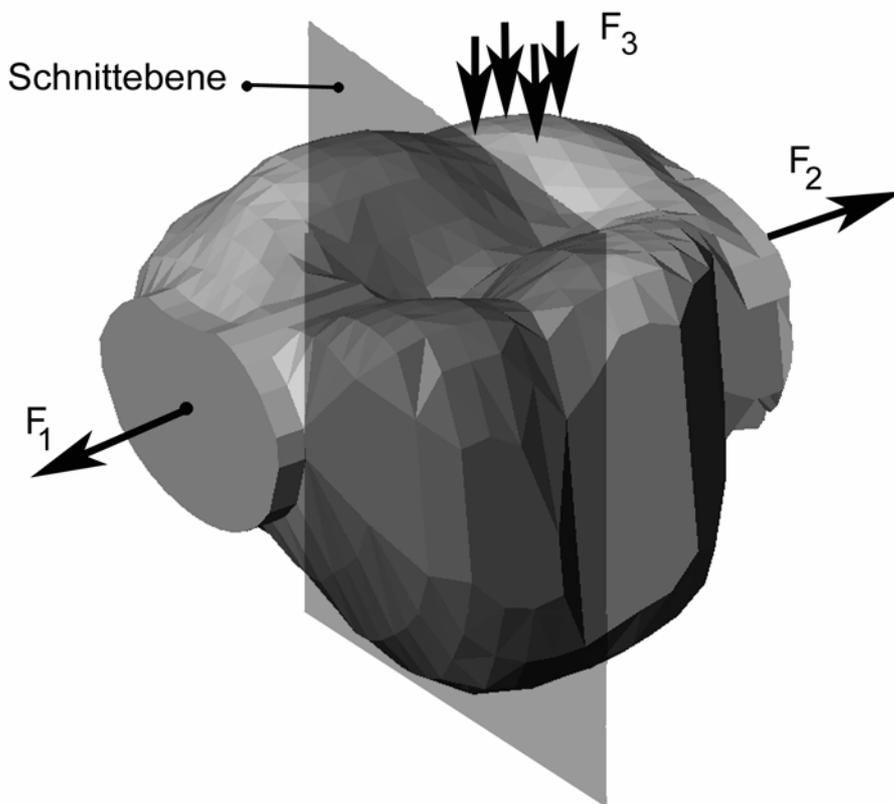


Abb. 18: Kräftegleichgewicht am Körper (Die Summe aller Kräfte ist Null)

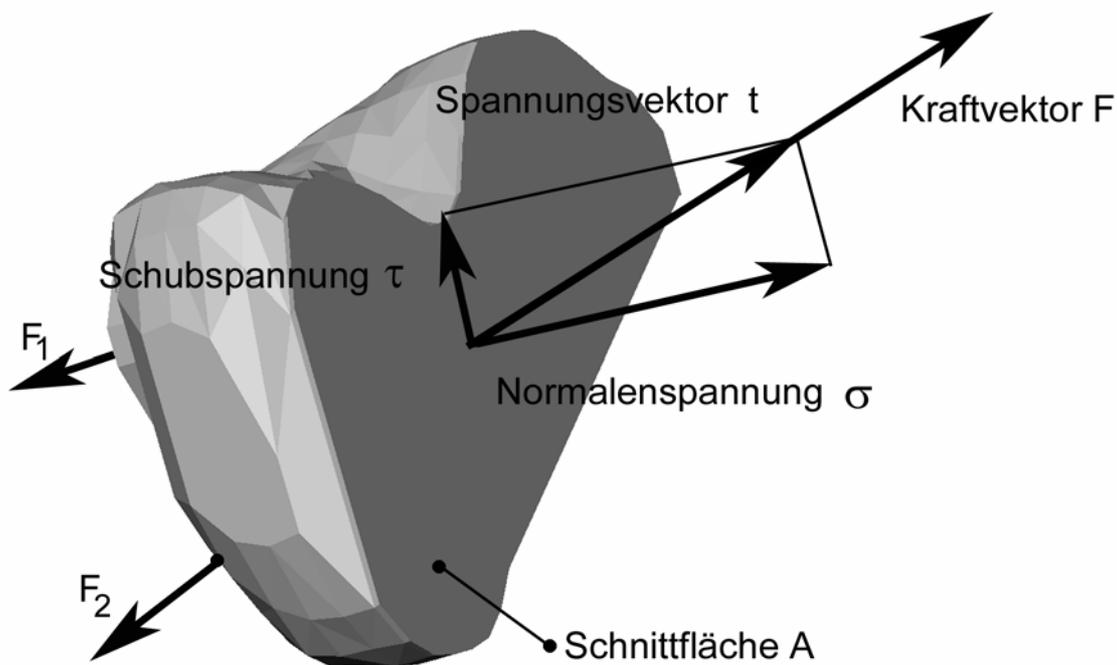


Abb. 19: Kräftegleichgewicht an der Schnittebene (Die auftretenden Spannungen halten sich im Gleichgewicht)

$$t = \lim_{\Delta A \rightarrow 0} \frac{\Delta F}{\Delta A} = \frac{dF}{dA} = \frac{F}{A}$$

Formel 2: Rechnerische Bestimmung des Spannungsvektors  $t$  [101]

Der Spannungsvektor  $t$  ist der Schnittfläche  $A$  zuzuordnen. Wenn man den Spannungsvektor  $t$  in seine Normal- und Schubspannungen ( $\sigma$ ,  $\tau$ , usw.) zerlegt, bezogen auf das durch die Schnittfläche  $A$  definierte Koordinatensystem, erhält man den Spannungstensor der Schnittfläche  $A$  [8], [41], [42], [65], [66], [101].

### 2.4.1.2 Mohrscher Spannungskreis

Da es eine unendliche Anzahl von Möglichkeiten gibt, Schnittebenen durch einen Körper zu legen, erhält man eine ebenso große Anzahl von Spannungstensoren. Durch den Mohrschen Spannungskreis ist man in der Lage die Ebenen so zu bestimmen, dass dort die vorkommenden Normal- oder die Schubspannungen ihre Maximalwerte annehmen [8], [41], [65], [101]. Diese Spannungen werden auch die Hauptspannungen des Systems genannt.

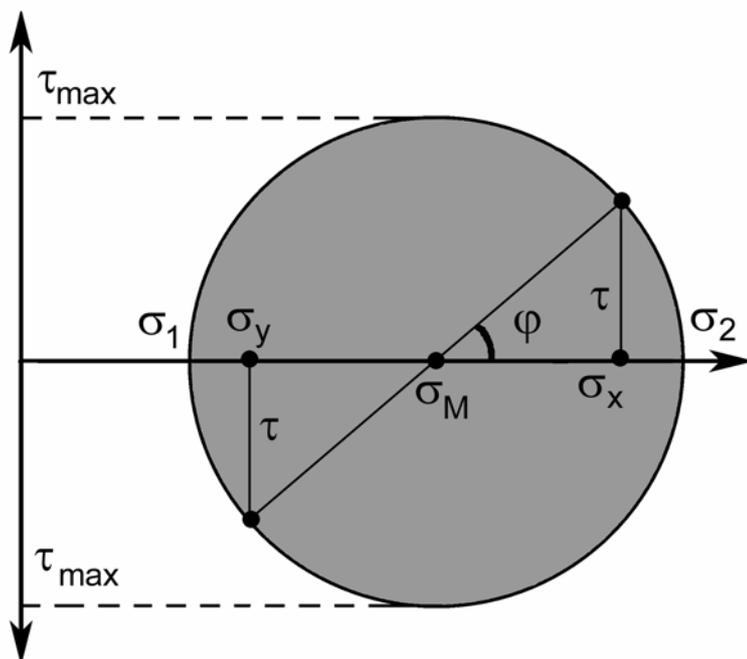


Abb. 20: Mohrscher Spannungskreis (Umwandlung der auftretenden Körperspannungen in ihre maximalen Spannungen) [41], [65], [101]

Der Mohrsche Spannungskreis stellt eine graphische Lösungsmöglichkeit dar, um die Hauptspannungen in einem Körper zu bestimmen. Die Vorgehensweise ist folgende: Zuerst werden die Normal- und Schubspannungen aus dem Spannungstensor [8], [101] bestimmt. Die erhaltenen Normalspannungen, im zweiachsigen Spannungszustand sind dies  $\sigma_x$ ,  $\sigma_y$ , werden dann auf der x-Achse aufgetragen und die zugehörigen Schubspannungen  $\tau$  auf der y-Achse. Der Mittelpunkt des Spannungskreises  $\sigma_M$ , die maximale Schubspannung  $\tau$  und der Verdrehwinkel  $\varphi$  der Ebene wird bestimmt mit den Formeln:

$$\sigma_M = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2}$$
$$\tau_{\max} = \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau^2}$$
$$\tan 2\rho = \frac{2\tau}{\sigma_x - \sigma_y}$$

*Formel 3: Formeln zur Berechnung der maximalen Spannungen innerhalb des Mohrschen Spannungskreises [41]*

Die Schubspannungen liegen auf dem Rand des Kreises. Dort wo der Kreis die x-Achse schneidet, befinden sich die Hauptspannungen  $\sigma_1$  und  $\sigma_2$  des Systems. (Abb. 20)

### 2.4.1.3 Verformung

Spannungen sind als Kraftgrößen anzusehen und stellen ein Maß für die Beanspruchung eines Körpers dar. Verformungen wiederum sind als eine kinematische Größe anzusehen und sind von den auf den Körper wirkenden Belastungen abhängig [8], [41], [43], [66], [101]. Demnach sind die Kraftgrößen und die kinematischen Größen miteinander verknüpft durch die Formel:

$$\sigma = E\varepsilon$$

*Formel 4: Linear elastisches Spannungsgesetz, auch Hooksche Gesetz genannt [8]  
( $\sigma$  = Spannung,  $E$  = Elastizitätsmodul,  $\varepsilon$  = prozentuale Verformung)*

Diese Formel wird auch Elastizitäts- oder auch Hooksche Gesetz genannt und beschreibt die physikalische Beziehung zwischen den Kraft- und den kinematischen Größen. Das Elastizitätsmodul  $E$  ist eine Materialkonstante, welche durch Zugversuche bestimmt wird und beschreibt den Widerstand, den ein Material einer Verformung entgegenbringt.  $\varepsilon$  stellt die prozentuale Verformung des Körpers unter einer Last dar.

<b>Material</b>	<b>E in MPa</b>
Stahl	210.000
Aluminium	70.000
Gusseisen	100.000
Kupfer	120.000
Messing	100.000
Dentin	20.000
Schmelz	85.000
Aluminiumoxid	200.000
Zirkonoxid	210.000
Lava Frame	210.000

Tab. 2: Werkstoffkennwerte unterschiedlicher Materialien [101], [120]

### 2.4.1.4 Festigkeitshypothesen und Vergleichsspannungen

Bei einer einachsigen Zugbelastung kann man sehr einfach anhand des Spannungsdehnungsdiagramms die Belastung entnehmen, bei der ein Bauteil versagt [101]. Wenn jedoch ein mehrachsiger Spannungszustand vorliegt, ist die Zurückführung auf eine einachsige Vergleichsspannung erforderlich, da Werkstoffkennwerte für mehrachsige Zustände im Allgemeinen nicht vorliegen [8], [101]. Als Vergleichsspannung in einem mehrachsigen Spannungssystem wird eine Spannung bezeichnet, welche die gleiche Wirkung auf das Bauteil hat, als wenn man sie in einem einachsig belasteten Bauteil aufbringt [101]. Im Bauteil darf die Vergleichsspannung  $\sigma_v$  die zulässige Bauteilspannung  $\sigma_{zul}$  nicht überschreiten [8], [65], [101].

$$\sigma_v \leq \sigma_{zul}$$

Formel 5: Vergleichsspannung kleiner als zulässige Spannung [41]

Es gibt verschiedene Ansätze, diese Vergleichsspannungen  $\sigma_v$  abzuschätzen. In dieser Arbeit beschränken wir uns auf die ebenen Spannungszustände.

### 2.4.1.4.1 Normalspannungshypothese

Für die Materialbeanspruchung wird die größte Normalspannung als maßgeblich betrachtet. Sie ist anzuwenden, wenn mit einem Trennbruch senkrecht zur Hauptzugspannung zu rechnen ist, d.h. bei spröden Werkstoffen [8], [101].

$$\sigma_v = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau^2}$$

*Formel 6: Berechnung der Vergleichsspannung, unter Verwendung der Normalspannungshypothese [8]*

Mit der Formel 6 werden die im Bauteil auftretenden Spannungen  $\sigma_x$ ,  $\sigma_y$  und  $\tau$  in Hauptspannungen umgerechnet. Die größte Vergleichsspannung ist für weitere Analysen heranzuziehen.

### 2.4.1.4.2 Schubspannungshypothese

Man legt in dieser Hypothese die Annahme zugrunde, dass die maximale auftretende Schubspannung zum Versagen des Bauteils führt. Nach Mohr können diese Hauptschubspannungen zum Gleitbruch führen. Die Vergleichsspannung kann mit Formel 7 berechnet werden [8].

$$\sigma_v = \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + 4\tau^2}$$

*Formel 7: Berechnung der Vergleichsspannung, unter Verwendung der Schubspannungshypothese [8]*

Die Bauteilspannungen  $\sigma_x$ ,  $\sigma_y$  und  $\tau$  werden in die maximale Hauptschubspannung umgerechnet. Die erhaltene Hauptschubspannung wird dann mit der zulässigen Spannung verglichen.  $\sigma_v \leq \sigma_{zul}$

### 2.4.1.4.3 Gestaltsänderungshypothese

Hier wird angenommen, dass die dem Bauteil zugeführte Energie das maßgebliche Kriterium des Versagens ist. Man vergleicht die Gestaltsänderungsenergien bei mehrachsigen und einachsigen Spannungszuständen und berechnet daraus die Vergleichsspannung  $\sigma_V$  [8], [101]

$$\sigma_v = \sqrt{\sigma_x^2 + \sigma_y^2 - \sigma_x \sigma_y + 3\tau}$$

*Formel 8: Berechnung der Vergleichsspannung, unter Verwendung der Gestaltsänderungshypothese [8], [101]*

Jede dieser Hypothesen hat ihren Anwendungsbereich. So beschreibt die Gestaltsänderungshypothese sehr gut duktile, gut verformbare Werkstoffe und auch schwingende Belastungsfälle. Beim Einsatz von spröden Werkstoffen stimmt die Normalspannungshypothese am besten mit der Realität überein [8].

## 2.4.2 Balkentheorie

Ein häufig verwendetes Element in der Konstruktionstechnik ist der Balken. Er hat die Aufgabe, die auf ihn aufgebrachten Kräfte und Momente an die Auflager zu übertragen. Wenn Lasten auf einen elastischen Balken aufgebracht werden, deformiert er sich. In den freigeschnittenen Balkenquerschnitten müssen die inneren Kräfte, die Spannungen, sich immer im Gleichgewicht befinden. Es ist das Ziel der Balkentheorie, Gleichungen zur Berechnung der Spannung und der Deformation bereitzustellen. In der Balkentheorie wird zwischen zwei Arten der Balkenbiegung und deren daraus unterschiedlichen Spannungsrechnungen unterschieden [8], [41], [42], [65], [66], [82], [101]:

### 2.4.2.1 Einfache Biegung

Bei der einfachen Biegung erfolgt die Durchbiegung nur in einer Koordinatenrichtung, wobei die eingeleiteten Kräfte durch den Schubmittelpunkt geleitet werden [8], [65], [101].

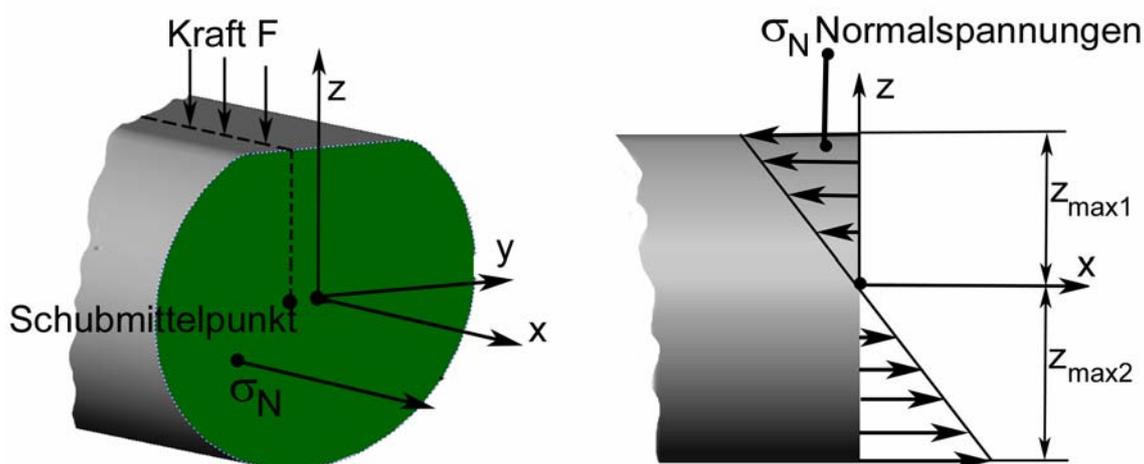


Abb. 21: Einfache Biegung eines Balkens (Darstellung aller angreifenden Kräfte und Spannungen an einem Balken)

Die nachfolgende Formel beschreibt die Normalspannungsverteilung in Abhängigkeit des Koordinatenvariable  $z$ .

$$\sigma_N = \frac{M}{I} z$$

Formel 9: Normalspannungsverteilung bei einer einfachen Biegung [41], [101]  
( $\sigma_N$  = Spannung,  $M$  = Moment,  $I$  = Flächenträgheit)

In der Formel 9 ist  $\sigma_N$  die Normalspannung,  $M$  das Moment, das an dieser Schnittebene wirkt, und  $I$  das Flächenträgheitsmoment der Querschnittsfläche.

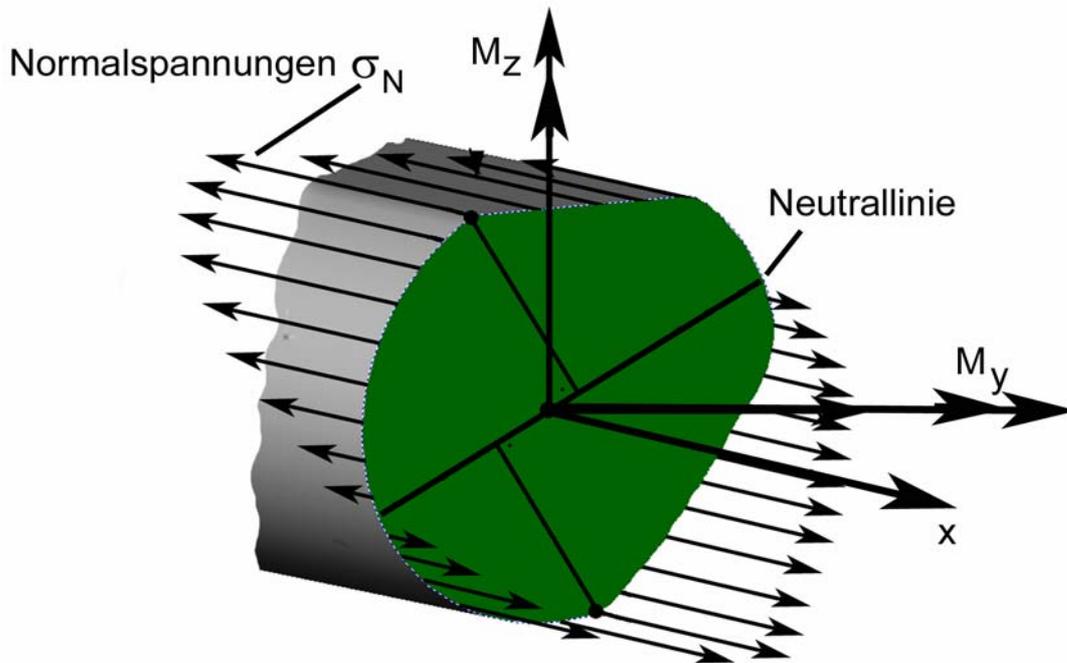
#### 2.4.2.2 Zweiachsige Biegung

Sie tritt in unsymmetrischen Körpern auf, wenn die Last nicht durch den Schubmittelpunkt geleitet wird und somit eine Durchbiegung in mehreren Koordinatenrichtungen auftritt [8], [41], [65], [82], [101]. Die zweiachsige Biegung wird auch schiefe Biegung genannt.

Mit der Formel 10 kann die auftretende Normalspannung bei der schiefen Biegung, in Abhängigkeit der Koordinaten  $y$  und  $z$  berechnet werden:

$$\Delta = I_y I_z - I_{yz}^2 \quad \sigma_N = \frac{1}{\Delta} [(M_y I_z - M_z I_{yz})z - (M_z I_y - M_y I_{yz})y]$$

Formel 10: Normalspannungsverteilung bei einer schiefen Biegung [41]



*Abb. 22: Zweifache Biegung (schiefe Biegung, Darstellung aller angreifenden Momente und der daraus resultierenden Spannungen)*

Wie man aus den Formeln zu den Biegespannungsberechnungen ersehen kann (Formel 9 und 10), hängt die Spannung an einer beliebigen Stelle nicht nur allein von aufgebrauchten Momenten, sondern auch von den Flächenträgheitsmomenten  $I$  ab. Die Flächenträgheitsmomente stellen eine geometrische Größe des Querschnitts dar, welche bei der Biegung eine wesentliche Rolle spielen [8], [41], [65], [101].

### 2.4.2.3 Flächenmomente

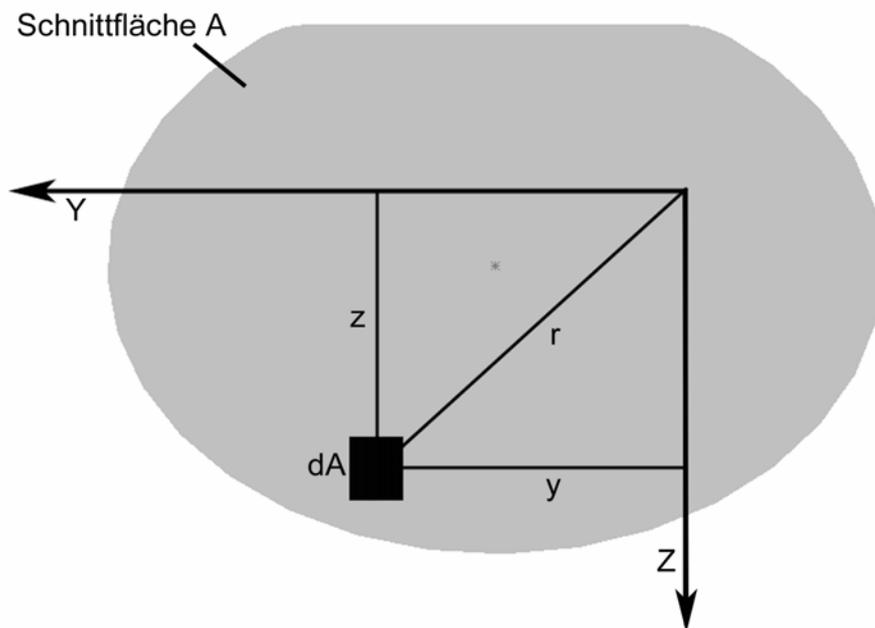


Abb. 23: Darstellung eines beliebigen positionierten Körperkoordinatensystems in einem beliebigen Körperquerschnitt [41], [101]

#### 2.4.2.3.1 Flächenmoment erster Ordnung

Das Flächenmoment erster Ordnung oder statisches Moment beschreibt das Drehmoment um einen beliebigen gewählten Koordinatenursprung [101].

$$S_y = \int z dA$$

$$S_z = \int y dA$$

Formel 11: Statisches Moment einer Schnittebene [101]

Wenn der Koordinatenursprung im Schwerpunkt des Körpers liegt, dann verschwindet auch das statische Moment und es wird zu Null [41].

### 2.4.2.3.2 Flächenmoment zweiter Ordnung (Flächenträgheitsmoment)

Wenn der Abstand des Flächenelements vom Ursprung als Produkt vorkommt, dann spricht man vom Flächenmoment zweiter Ordnung. Durch dieses Flächenträgheitsmomentmoment kann man einen Zusammenhang zwischen einem aufgebrauchten Biegemoment und der Spannung herstellen.

$$I_y = \int z^2 dA$$

$$I_z = \int y^2 dA$$

$$I_{yz} = I_{zy} = - \int y z dA$$

$$I_p = \int r^2 dA = \int (z^2 + y^2) dA = I_y + I_z$$

*Formel 12: Flächenmomente zweiter Ordnung einer Schnittebene [101]*

$I_y$  und  $I_z$  bezeichnen das Flächenträgheitsmoment um die jeweiligen Koordinatenachsen.  $I_{yz} = I_{zy}$  wird als Deviationsmoment bezeichnet. Das Deviationsmoment tritt auf wenn die Körperachsen nicht mit den Hauptträgheitsachsen zusammen fallen [8], [41], [65], [101]. Mit der obigen Formel 12 können die Flächenträgheitsmomente eines beliebigen Körpers bestimmt werden. Wenn eine Körpersymmetrie vorliegt, kann durch die geeignete Wahl der Koordinatenachsen (Symmetrieachsen) das Deviationsmoment den Wert Null annehmen  $I_{yz}=I_{zy}=0$ . In diesem Fall nehmen die Flächenmomente  $I_y$  und  $I_z$  ihre Maximalwerte an [8], [41], [65], [101].

### 2.4.2.3.3 Transformation von Flächenmomenten

In unseren bisherigen Betrachtungen konnte der Ursprung des Koordinatensystems frei gewählt werden. Unter Umständen ist es jedoch notwendig, den Körper in einem anderen Koordinatensystem zu betrachten.

### 2.4.2.3.1 Parallelverschiebung der Bezugsachsen

Wenn eine parallele Verschiebung der Koordinatenachsen erforderlich ist, kommt der Satz von *Steiner* zum Einsatz [41]. Hiermit ist es möglich, schon berechnete Kennwerte der Fläche in ein paralleles Koordinatensystem zu übertragen [8], [41], [65], [101].

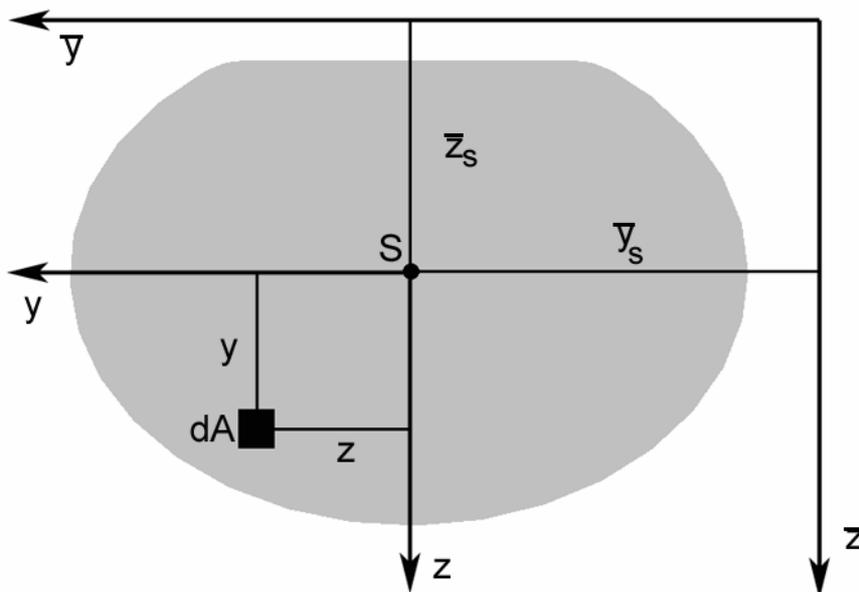


Abb. 24: Parallelverschiebung von Flächenträgheitsmomenten [41], [101]

$$I_{\bar{y}} = I_y + \bar{z}_s^2 A$$

$$I_{\bar{z}} = I_z + \bar{y}_s^2 A$$

$$I_{\bar{y}\bar{z}} = I_{yz} = I_{yz} - \bar{y}_s \bar{z}_s A$$

Formel 13: Parallele Verschiebung von Flächenträgheitsmomenten  
(Satz von Steiner) [41], [101]

### 2.4.2.3.2 Drehung des Bezugssystems

Es ist schwierig, die richtige Lage der Koordinatenachsen in einem Körper zu bestimmen. Um nicht bei einer Drehung der Koordinatenachsen die gesamten Flächenkennwerte neu bestimmen zu müssen, gibt es eine Formel, welche diese Kennwerte in das gedrehte Koordinatensystem transformiert [8], [41], [65], [101].

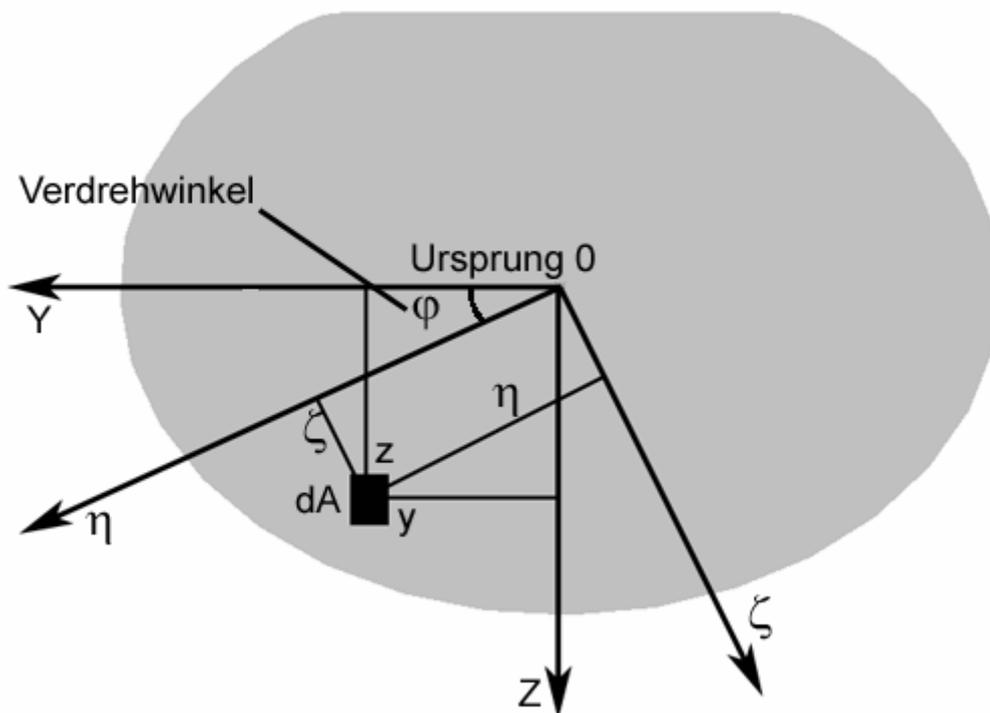


Abb. 25: Verdrehung des Ursprungs koordinatensystems (y,z) [101]

Eine Drehung des Koordinatensystems hat folgende Auswirkungen auf die Flächenträgheitsmomente des Ursprungssystems:

$$I_{\eta} = \frac{I_y + I_z}{2} + \frac{I_y - I_z}{2} \cos 2\rho + I_{yz} \sin 2\rho$$

$$I_{\zeta} = \frac{I_y + I_z}{2} - \frac{I_y - I_z}{2} \cos 2\rho - I_{yz} \sin 2\rho$$

$$I_{\eta\zeta} = -\frac{I_y - I_z}{2} \sin 2\rho + I_{yz} \cos 2\rho$$

Formel 14: Verdrehung der Flächenträgheitsmomente in ein neues Koordinatensystem [101]

Durch Verwendung von Formel 14 ist es möglich, beliebige Flächenträgheitsmomente in ein neues gedrehtes Koordinatensystem überzuführen. Die ursprünglichen Flächenträgheitsmomente  $I_y$ ,  $I_z$  und  $I_{yz}$  werden in ein neues Koordinatensystem überführt.  $I_{\eta}$ ,  $I_{\zeta}$  und  $I_{\eta\zeta}$  beschreiben die neuen Flächenträgheitsmomente in dem neuen Koordinatensystem.

### 2.4.2.3.3 Hauptträgheitsmomente

Wenn aus gegebenen Trägheitsmomenten die Hauptträgheitsmomente berechnet werden sollen, dann wird eine Formel des Mohrschen Spannungskreis angewendet [8], [65], [101].

$$I_{1,2} = \frac{I_y + I_z}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{I_y - I_z}{2}\right)^2 + I_{yz}^2}$$

*Formel 15: Berechnung der Hauptträgheitsmomente [101]*

$I_y$ ,  $I_z$ ,  $I_{yz}$  beschreiben die Flächenträgheitsmomente in ursprünglichen Zustand,  $I_{1,2}$  stellen die Hauptflächenträgheitsmomente nach der Transformation dar.  $I_{1,2}$  nehmen dann ihre maximalen Werte an [8], [65], [101].

Mit Hilfe dieser obigen Formel 15 ist man in der Lage, beliebige Flächenträgheitsmomente in ihre Hauptträgheitsmomente umzurechnen.

### 2.4.2.3.4 Torsionsträgheitsmoment

Wenn ein äußeres Moment um die Längsachse des Balkens angebracht wird, dann verdreht sich der Balken unter dieser Torsionsbelastung. Im freigeschnittenen Balkenquerschnitt ist zu ersehen, dass die Momente aller Schubspannungen um den Mittelpunkt dem aufgebrachten äußeren Moment entgegenwirken [8], [41], [65], [101].

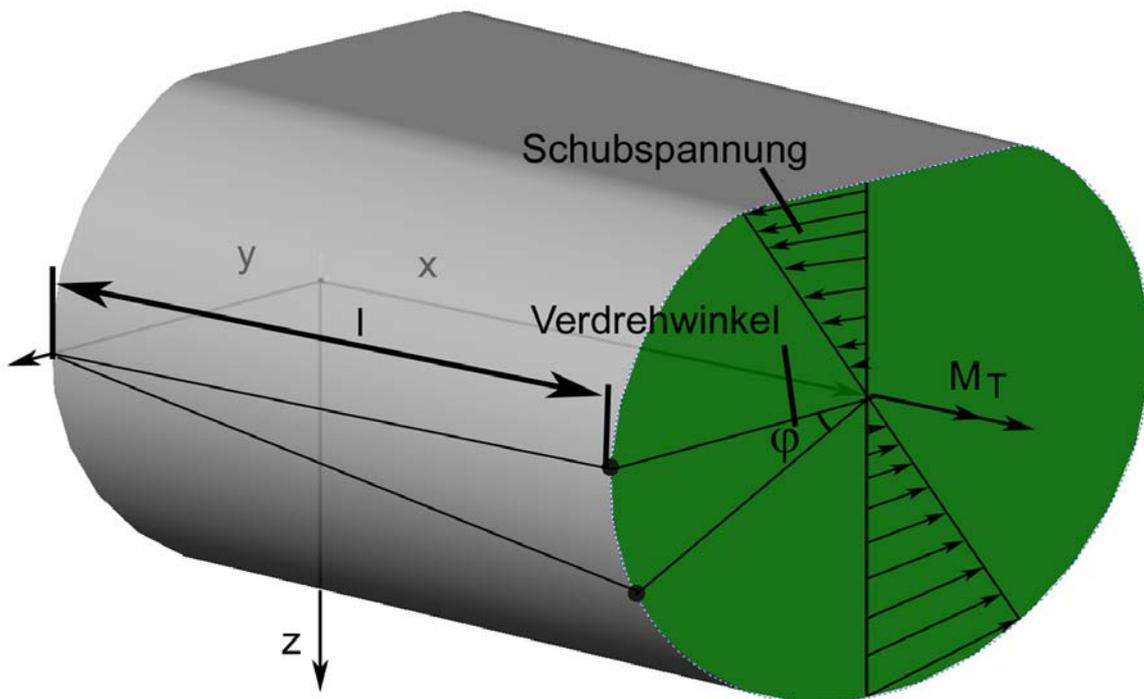


Abb.26: Darstellung der Verdrehung und der Spannung eines Balkens, der unter Einleitung eines Momentes verformt wird.

$$\vartheta = \frac{M_T L}{G I_T}$$

Formel 16: Berechnung des Verdrehwinkel eines Balkens [8], [41], [101]

Wie aus der Formel 16 für die Verdrehung zu ersehen ist, gibt es auch hier ein Trägheitsmoment  $I_T$ . Das Trägheitsmoment hat einen Einfluss auf die Verdrehung und somit auch auf die Spannungen innerhalb des Balkens.  $M_T$  stellt das aufgebrachte Torsionsmoment dar,  $\vartheta$  die Verdrehung des Balkens über die Länge  $b$ ,  $G$  (Schubmodul) eine Materialkonstante und  $I_T$  das Torsionsträgheitsmoment.

### 2.4.2.3.4.1 Torsionsträgheitsmoment von Stäben mit beliebigen Querschnitten

Zur Berechnung des Torsionsträgheitsmomentes von beliebigen Querschnitten wird auf die Theorie von *Saint-Venant* [66] zurück gegriffen. Sie kann eingesetzt werden, wenn eine ungehinderte Verwölbung im Querschnitt auftritt. Die Lösung des Problems kann dann auf eine Verwölb- oder Spannungsfunktion zurückgeführt werden (Abb. 27) [8], [66], [101].

$$I_T = \int \left( x^2 + y^2 + x \frac{\partial \psi}{\partial y} - y \frac{\partial \psi}{\partial x} \right) dA$$

*Formel 17: Berechnung der Torsionsträgheitsmomente eines beliebigen Querschnittes nach Saint-Venant [8]*

$\psi$  stellt die Verwölbungsfunktion über den Querschnitt dar und  $y$  und  $z$  die Position des Flächenelements (Abb. 27).

Die exakte Lösung des Torsionsflächenmomentes liegt nur von wenigen Querschnitten vor (Kreis, Ellipse, Dreieck und Rechteck). Auch wenn nur für wenige Körper exakte Lösungen existieren [8], [41], [101], so kann man eine Abschätzung für die größten Schubspannungen vornehmen. *Prandl* [8], [66] entwickelte eine Methode, mit der eine Abschätzung der maximalen Torsionsspannung in einem Körper mit einem beliebigen Querschnitt möglich ist. Seine Annahme geht davon aus, dass eine schwach ausgelenkte Seifenhaut, welche über den Querschnitt des Stabes aufgespannt ist, die gleiche Differentialgleichung besitzt wie die eigentliche Verwölbungsfunktion (Abb. 27). Durch Auswertung der Differentialgleichung der Seifenhaut kann eine Abschätzung der Spannung der Seifenhaut und somit auch eine Abschätzung des Torsionsflächenmomentes erfolgen. Wegen der Komplexität der Erklärung wird auf Fachliteratur verwiesen [8], [41], [65], [66], [101].

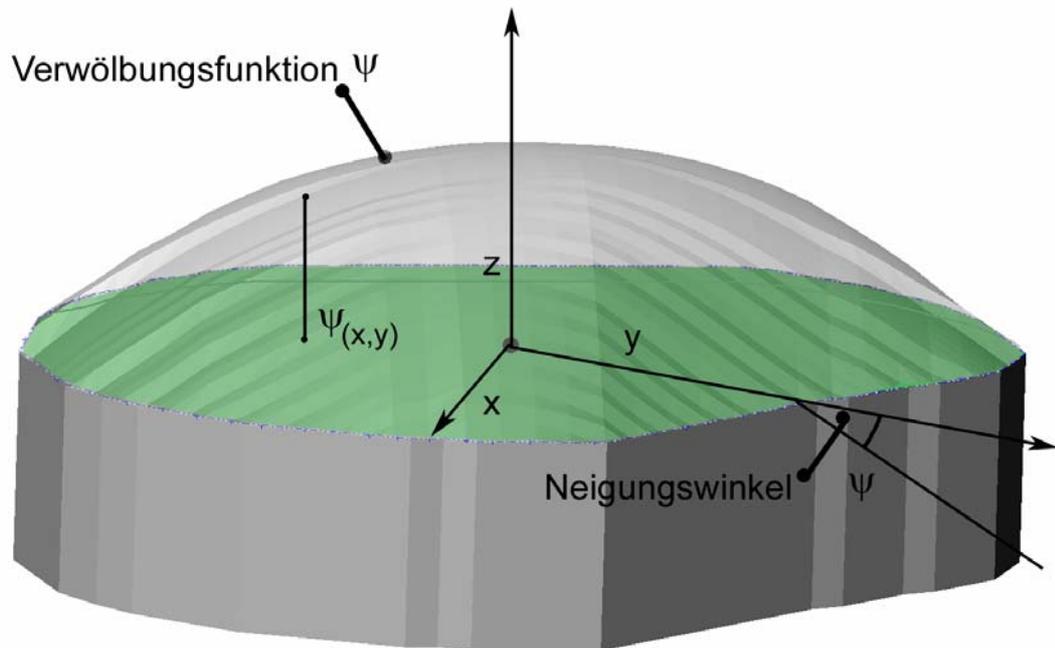


Abb. 27: Darstellung der Verwölbungsfunktion über einen Balkenquerschnitt

#### 2.4.2.3.5 Schubspannungen

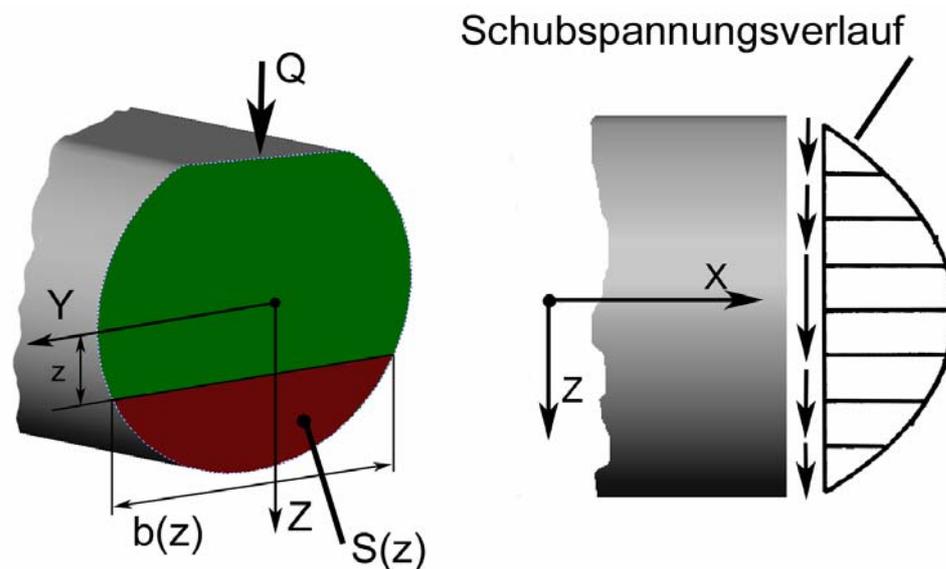


Abb. 28: Darstellung der Schubspannungsbestimmung und des Schubspannungsverlauf über einen Balkenquerschnitt

Bei Belastung eines Trägers treten in jedem Querschnitt Schubspannungen auf. Die vereinfachte Annahme, dass die Schubspannung über dem Querschnitt konstant ist, stellt nur eine

grobe Näherung der Spannungsverteilung dar. Der genauere Schubspannungsverlauf über dem Balkenquerschnitt kann mit folgender Gleichung beschrieben werden [8], [65], [101]:

$$\tau_{(z)} = \frac{Q S_{(z)}}{I b_{(z)}}$$

*Formel 18: Berechnung des Schubspannungsverlauf in Abhängigkeit von z [8], [101]*

In der Formel ist Q die Belastung des Trägers, S(z) das statische Moment und b(z) die Breite an der Koordinatenposition z. Nach Auswertung der Formel ergibt sich, dass die Schubspannung an den Rändern des Trägers Null ist, und zum Mittelpunkt zunimmt [8], [65], [101].

### 3 Material und Methode

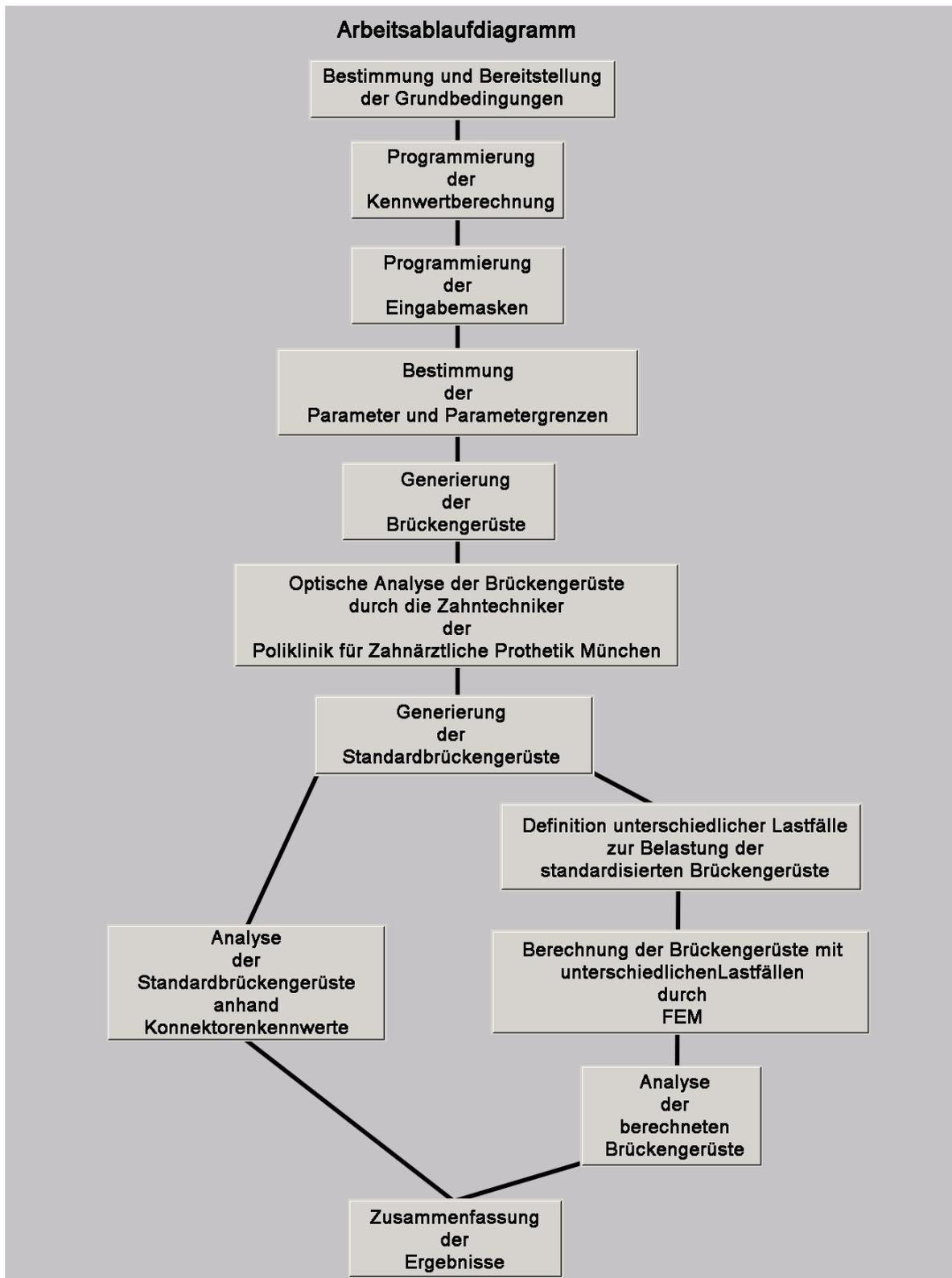


Abb. 29: Ablaufdiagramm der gesamten Arbeit

### 3.1 Versuchsaufbau

Anhand eines Lastenheftes wurden die Anforderungen an die Arbeit genauer bestimmt (Abb. 29). Da das Hauptziel dieser Arbeit eine optische wie auch eine rechnerische Analyse vollkeramischer Brückengerüste war, waren erst einige Bedingungen zu erfüllen. Bevor mit der Hauptaufgabe begonnen werden konnte. Ein CAD- System zur räumlichen Analyse musste bereitgestellt werden. Zur Bestimmung der Spannungen im Brückengerüst sollte ein FEM- Programm zur Verfügung stehen. Um einen Datenaustausch zwischen den einzelnen Programmen zu ermöglichen, stand die Entwicklung von Schnittstellenprogrammen in Vordergrund [2]. Weitere Bedingungen waren die Digitalisierung eines Brückengerüsts sowie Programme zur Datenreduktion, zur Datenmanipulation und Konnektorenauswertung [5], [13].

Das gesamte Lastenheft stellte sich somit folgendermaßen dar:

- Bereitstellung eines CAD- Systems
- Bereitstellung eines FEM- Systems
- Bereitstellung einer Programmiersprache
- Bereitstellung einer Datenbank
- Digitalisierung eines Brückengerüsts
- Programmierung einer Datenreduktion nach der Maximal-Minimalwert-Methode
- Programmierung einer Datenmanipulation für die interdentalen Konnektoren
- Programmierung der Kennwertberechnung für die Konnektoren (Schnittfläche, Schwerpunktslage, Trägheitsmomente u.s.w.)
- Programmierung einer Programmschnittstelle zur Datenübergabe von der Datenbank an das CAD- Programm
- Programmierung einer Programmschnittstelle zur Datenübergabe von der Datenbank an das FEM- Programm
- Programmierung einer interaktiven Bedienungsoberfläche zur Datenreduktion und Datenmanipulation

Zur visuellen Auswertung der Brückengerüste wurde das CAD- Programm Solidworks gewählt. Es erfüllte die Anforderungen der einfachen Bedienbarkeit und einer passenden

Importschnittstelle zur Datenübergabe. Wegen der großen Elementanzahl wurden für die FEM- Analyse die Programme Mentat und Marc der Firma MSC ausgewählt, denn die Programme mussten auf einem leistungsfähigen Rechner am Rechenzentrum in München ausgeführt werden. Ferner wurde auch eine passende Schnittstelle zum Datenimport bereitgestellt [75]. Die Digitalisierung des Brückengerüsts wurde freundlicherweise von der Firma 3M ESPE vorgenommen. Als Datenbank wurde Microsoft Access [2], [3] gewählt. Diese Datenbank wies den Vorteil auf, dass sie überall erhältlich und die Programmiersprache Visual Basic [2] bereits eingebunden war.

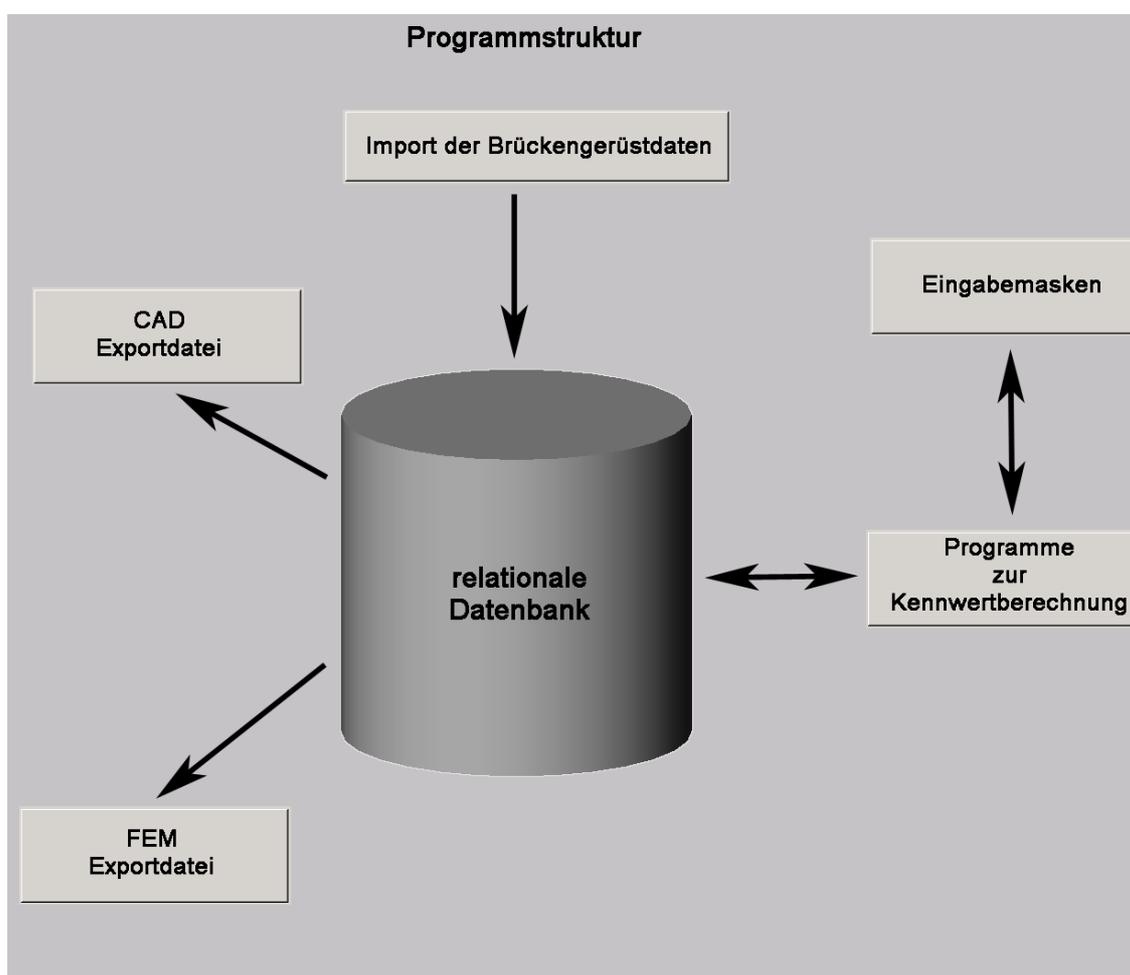
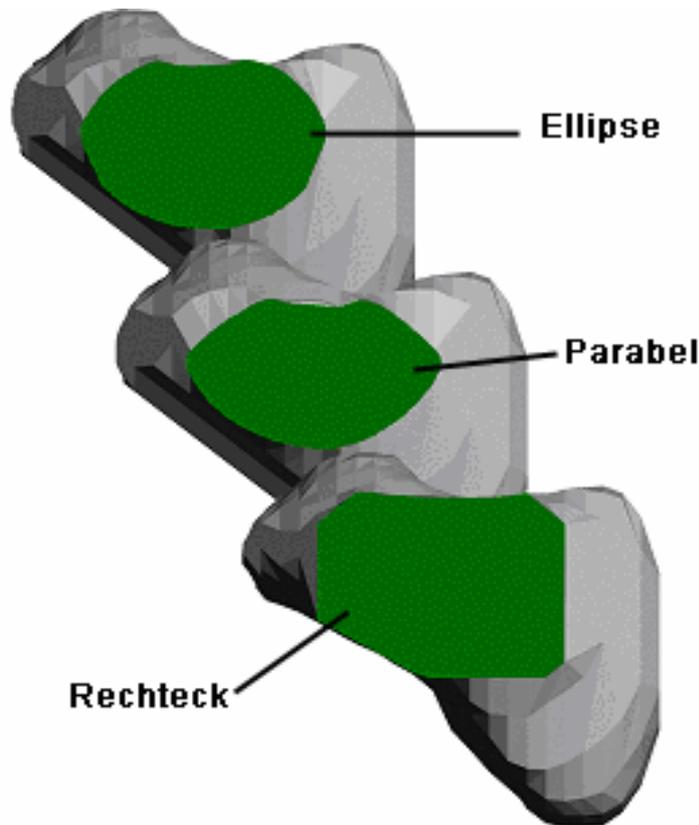


Abb. 30: Darstellung der Programmstruktur

Als nächstes wurde mit der Programmierung der einzelnen Module begonnen. Das erste Modul hatte die Aufgabe, die Punktwolke einzulesen und auf ein geeignetes Maß zu Reduzieren. In unserem Fall hatte die Punktwolke, welche von 3M ESPE geliefert wurde, ca. 510.000 Punkte. Diese Punkte wurden in die Accessdatenbank eingelesen und mit der Maximal-Minimalwert-Methode (Kapitel 2.3.5.2.3) reduziert. Ein anderes Modul hatte die

Aufgabe, die Konnektorenpositionen innerhalb der Punktwolke zu identifizieren und die Konnektoren einer neuen Geometrie anzupassen. Das Ergebnis dieses Moduls waren drei Brückengerüste mit unterschiedlichen Konnektorengeometrien. Die erzeugten Konnektorengeometrien waren elliptisch, parabelförmig und rechteckig (Abb. 31) [5], [13]. Diese Geometrien wurden gewählt, weil man sie als Grenzgeometrien der im Einsatz befindlichen Konnektoren sehen konnte.

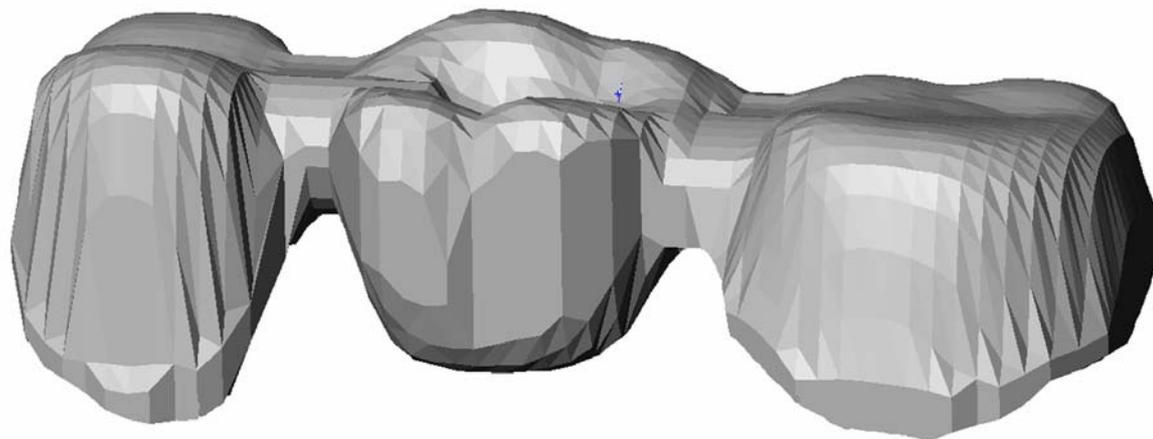


*Abb. 31: Darstellung der verwendeten Konnektorengeometrien  
(elliptisch, parabelförmig, rechteckig) innerhalb des Konnektorenprogramms*

Das Programmmodul für die Kennwertberechnung hatte die Aufgabe, aus den Konnektorenschnitten charakteristische Werte zu berechnen. Das Modul bestimmte

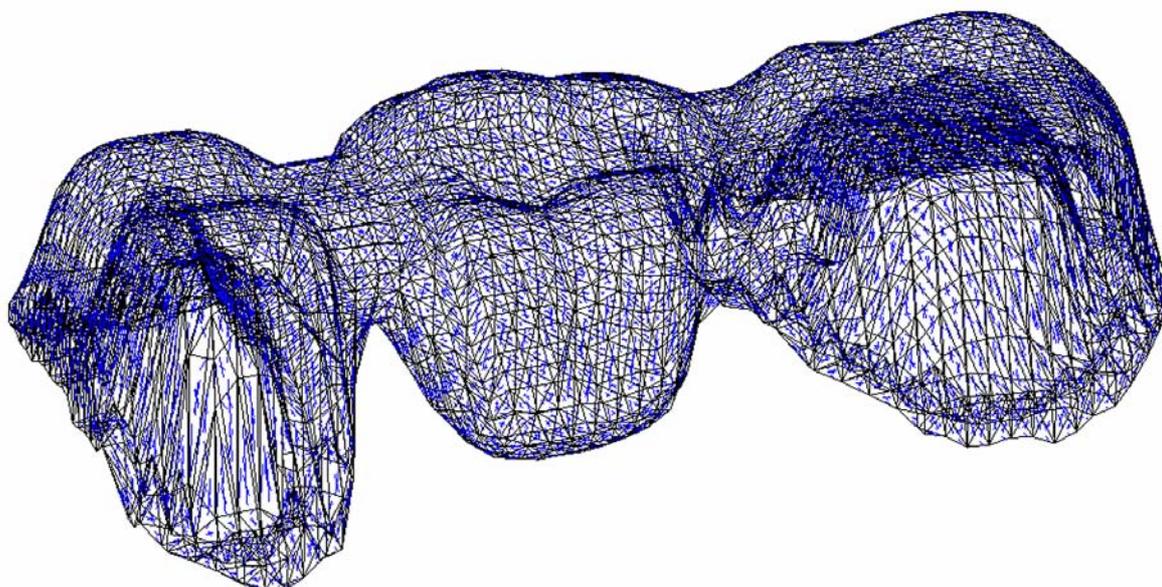
- die Flächenträgheitsmomente,
- die Hauptträgheitsmomente,
- den Verdrehwinkel des Koordinatensystems,
- den Trägheitsradius,
- die Schwerpunktlage,
- die Schubspannungen,
- die Querschnittsfläche,
- und eine Abschätzung des Torsionsflächenträgheitsmomentes.

Da auch eine optische Begutachtung der generierten Brückengerüste vorgesehen war, wurde eine Schnittstelle benötigt, um die erzeugten Brückendaten in das CAD- System zu exportieren. Die Punktdaten, welche in der Accessdatenbank [2] gespeichert sind, wurden in ein VRML- Datenformat [72] umgewandelt, welches vom CAD- Programm [107] gelesen werden konnte.



*Abb. 32: Importiertes Brückengerüst im CAD- System*

Ebenso war es nötig, die gespeicherten Brückengerüstdaten in das FEM- Programm einzulesen, um Spannungsanalysen vorzunehmen. Die Vorgehensweise war der CAD- Schnittstellenprogrammierung sehr ähnlich, nur wurden hier die Gerüstpunkte in FEM- Elemente (Dreieckselemente) [75] abgespeichert und in ein spezielles Datenformat umgewandelt, welches von MSC vorgegeben ist. Durch den Import der erzeugten Datei konnte das FEM- Gerüstmodell ohne Probleme weiterverarbeitet werden.



*Abb. 33: Importiertes Brückengerüst im FEM- System*

Um die Anwendungsfreundlichkeit zu erhöhen und die Programmmodule auch weniger geübten Anwender zu Verfügung zu stellen, wurden unter MS Access Benutzeroberflächen generiert und zur Verfügung gestellt.

Bei der ersten Eingabemaske wurde das Einlesen der Punktwolke und die Datenreduktion vorgenommen.



**Datenreduktion**

**Name der zur reduzierenden Datei**

**Anzahl der x-Schritte**

**Anzahl der y-Schritte**

**Name der Ausgabedatei**

*Abb. 34: Benutzeroberfläche Datenimport und Datenreduktion*

In der Maske „Datenreduktion“ (Abb. 34) ist nur der Name der zu reduzierenden Datei anzugeben, sowie die Schrittzahl in x- und y- Richtung und der Name der Ausgabedatei. Die Schrittzahl in x und y Richtung bestimmte die Größe der Datenreduktion (Kapitel 2.3.5.2.3).

Alle zur Konnektorenkonstruktion benötigten Parameter sind in der zweiten Eingabemaske (Abb. 35) dargestellt. Die auf der Eingabemaske dargestellten Konnektorenparameter sind:

- der Abstand der Konnektorenunterseite von der Präparationsgrenze,
- der Abstand der Konnektorenoberseite von der Zentralfissur,  
des Brückenzwischengliedes,
- die Breite der maximalen Lücke zwischen Pfeiler und Brückenzwischenglied
- die Tiefe der okklusalen Vertiefung,
- die Breite der okklusalen Vertiefung,
- die Verschiebung der Konnektorenmittelpunkte in x- und y- Richtung.

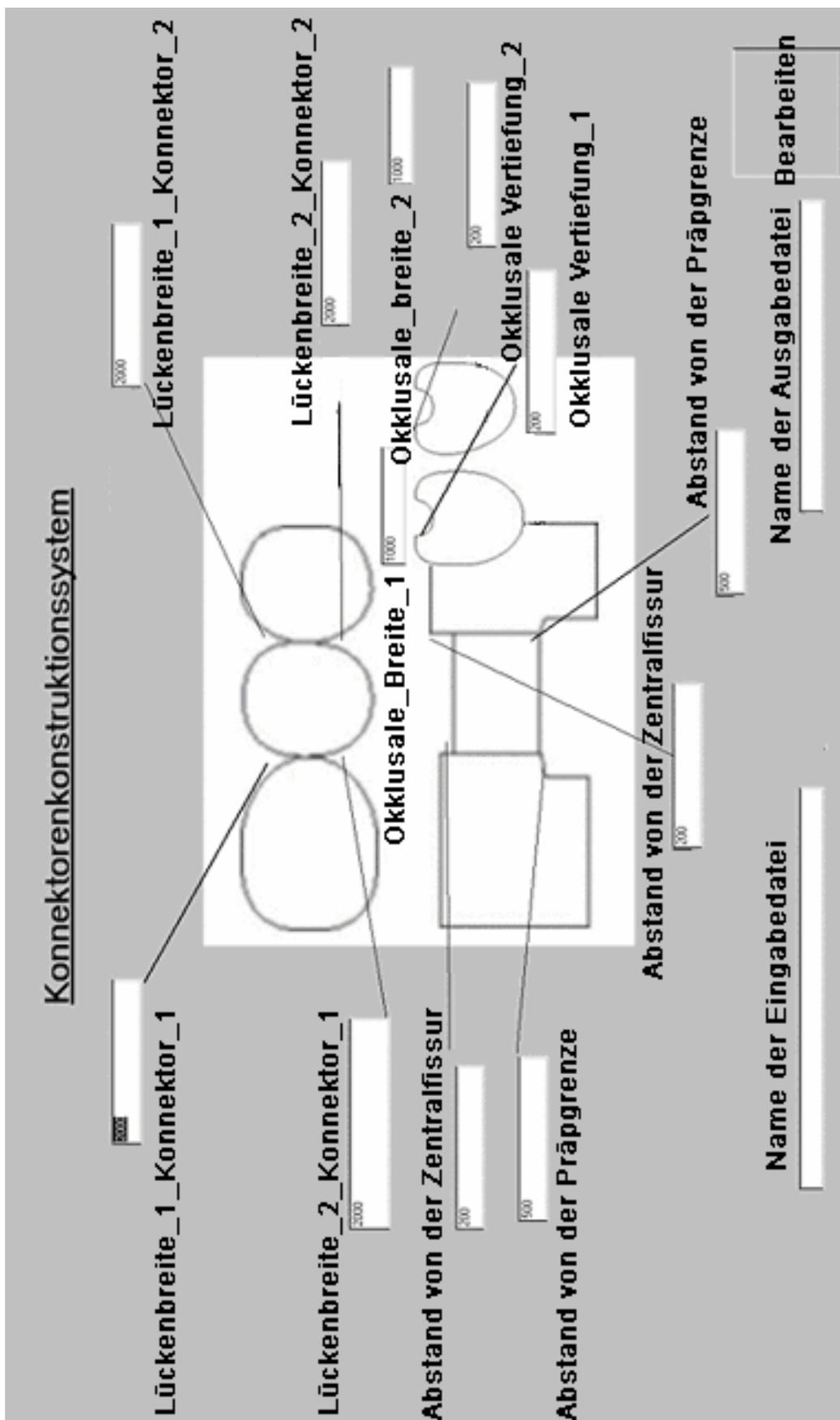


Abb. 35: Benutzeroberfläche zur Parameterstudie

Durch die Veränderung der Parameter in der Eingabemaske (Abb. 35) konnte auf einfache Weise die Konnektorengeometrie den Erfordernissen angepasst werden.

Die Eingabemaske lieferte nach dem Ausführen der Berechnungen folgende Ergebnisse an den Anwender:

- Die Punktwolke des Brückengerüsts wurde entsprechend den in der Eingabemaske eingegebenen Werten verändert.
- Es wurden Exportdateien für das CAD- und FEM- System zur Visualisierung und Spannungsanalyse erzeugt.
- Die Kennwerte für die Konnektoren wurden berechnet und ausgegeben.

Diese Ergebnisse wurden für alle drei Konnektorengrundformen (elliptisch, parabelförmig, rechteckig) erzeugt.

## 3.2 Versuchsbeschreibung

Nachdem alle Anforderungen des Aufgabenheftes erfüllt wurden, konnte mit der Hauptarbeit begonnen werden, der Parameterstudie und der Finite- Elemente- Simulation der interdentalen Brückenkonnektoren.

### 3.2.1 Parameterstudie

Durch die Variation der Konnektorenparameter in der Eingabemaske wurden eine Vielzahl von Brückengerüsten mit unterschiedlichen Konnektorengeometrien generiert. Diese Gerüste wurden in das CAD- System importiert und optisch ausgewertet [107]. Die Auswertung erfolgte in enger Kooperation mit 5 Zahntechnikern der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik München, welche die Brückenkonstruktionen auf ihre weitere Verwendbarkeit überprüfen. Nach der visuellen Untersuchung der Brückengerüste blieben nur solche Konstruktionen übrig, welche auch unter ästhetischen Aspekten eingegliedert werden konnten. Aus diesen Brückengerüsten, welche ästhetisch gleichwertig erschienen, wurden die Parameter den Eingabemasken entnommen und diese zu Parametern für die Standardkonnektoren zusammengefasst. Aus diesen Standardkonnektoren konnte durch die Berechnung der

Kennwerte eine Wertigkeit dieser als ästhetisch gleichwertig betrachteten Brückenkonnectoren bestimmt werden.

### 3.2.2 Finite-Elemente-Simulation

In Rahmen der FEM-Simulation wurden die Spannungsverteilungen in den standardisierten Brückengerüsten untersucht, welche in der vorherigen Parameterstudie bestimmt wurden. Die vom Computerprogramm erzeugten Exportdateien konnten direkt in das FEM-Programm eingelesen und weiterverarbeitet werden [75]. Die so vorbereiteten Brückengerüste wurden dann unterschiedlichen Lastfällen ausgesetzt. Als Lastfälle wurden jene gewählt, welche die Brückenkonstruktion unter verschiedenen Bedingungen maximal belasteten. Durch Auswertung der Spannungsverteilung konnten weitere Aussagen über eine optimierte geometrische Form der Konnectoren gemacht werden.

Die Finite-Element-Methode musste hier angewendet werden, da eine Berechnung der Spannungsverteilung mit den herkömmlichen Mitteln, wie Schematisierung und analytische Untersuchung, nicht anzuraten war. Denn durch die komplexe Konnectorengeometrie sowie der zum Spröbruch neigenden Keramik ist eine sehr genaue Spannungsanalyse erforderlich. Da selbst kurzfristiges Überschreiten der maximalen Zugspannungen zu einer Erhöhung der Versagenswahrscheinlichkeit der Brücke führen kann [78], muss die Vergleichsspannung immer deutlich unterhalb der Bruchspannung der Keramik liegen [78], [88], [92].

Durch Kombination der Teilergebnisse der Parameterstudie und der FEM-Simulation konnte eine Aussage über die beste Konnectorengeometrie getroffen werden. Diese Konnectorengeometrie sollte dann die beste Spannungsverteilung mit dem besten optischen Design aufweisen. Diese Ergebnisse sollen wiederum zur Verbesserung des Konnectorenentwicklungssystems dienen.

### 3.3 Versuchsdurchführung

#### 3.3.1 Parameterstudie

Würden alle vorhandenen Parameter in der Eingabemaske „Parameterstudie“ (Abb. 35) variiert, so erhielte man eine zu große Anzahl von möglichen Brückengerüsten. Diese Menge an Brückengerüsten zu analysieren, würde den Rahmen dieser Arbeit sprengen. In Gesprächen mit den 5 Zahntechnikern der Poliklinik der Zahnärztlichen Prothetik wurden die Parameter und die Parametergrenzen eingeschränkt, um die Anzahl der Gerüste auf ein vernünftiges Maß zu reduzieren. Außerdem kam man zu der Erkenntnis, dass man die Konnektoren weiter unterteilen sollte, in symmetrische und asymmetrische Konnektorenansätze.

Der symmetrische Konnektor definiert sich dadurch, dass man sich die Kontur an den Mittellinien des Konnektors gespiegelt vorstellen kann. Der Mittelpunkt des symmetrischen Konnektors wird als Schnittpunkt der Symmetrieachsen definiert.

Beim asymmetrischen Konnektor war die Vorgehensweise ähnlich. Zuerst wurde ein symmetrischer Konnektor erzeugt und danach der Mittelpunkt des Konnektors lingual verschoben. Diese beiden Konnektorenansätze stellten die Ausgangslage für die weitere Parametrisierungen dar.

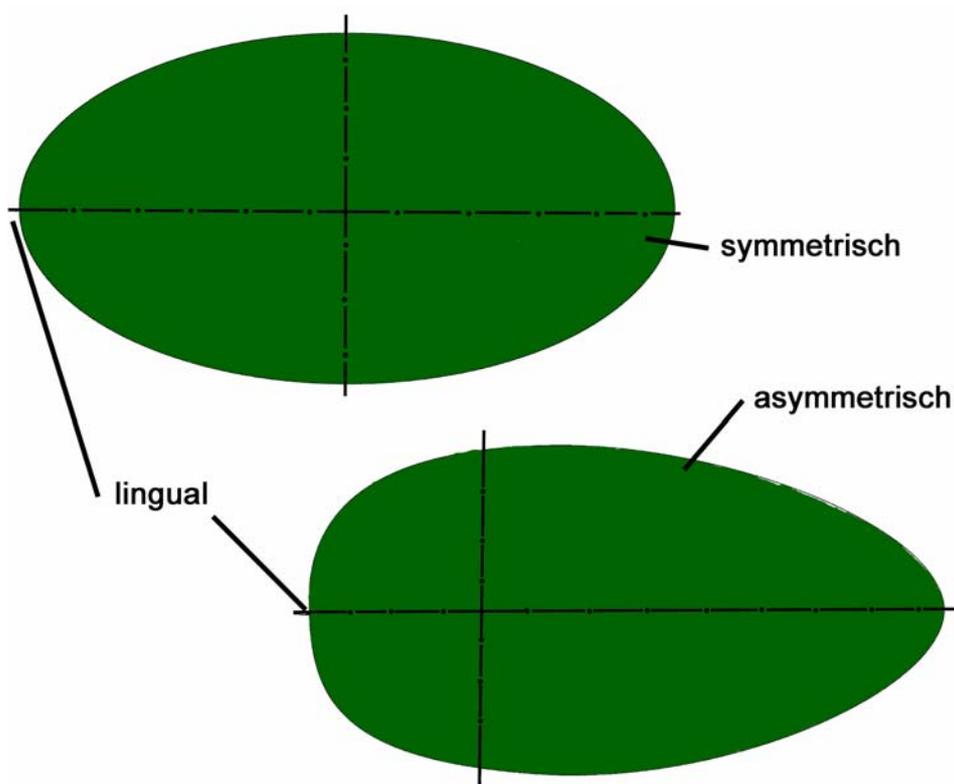


Abb. 36: Darstellung der beiden Konnektorenansätze (symmetrisch und asymmetrisch)

### 3.3.1.1 Variation des symmetrischen Konnektorenansatzes

Die Ausgangslage für weitere Parametrisierungen stellte der symmetrische Konnektor dar. Einige der Parameter konnten im Rahmen dieser Arbeit als konstant angesehen werden. Diese Parameter stellten Grenzwerte dar, welche nicht unter- oder überschritten werden sollten. Diese Grenzwerte entsprachen den Erfahrungswerten der hauseigenen Zahntechniker. Diese sind:

- Der minimale Abstand von der Präparationsgrenze zur Konnektorenunterseite betrug 500  $\mu\text{m}$ .
- Die maximale Lückenbreite von den Pfeilerzähnen zum Brückenzwischenglied betrug 2000  $\mu\text{m}$ .
- Die Tiefe der okklusalen Vertiefung wies 200  $\mu\text{m}$  auf.

Die verbliebenen Parameter wurden innerhalb vorgegebener Grenzen variiert und erzeugten Brückengerüste mit symmetrischen Konnektoren, welche analysiert wurden.

Innerhalb folgender Grenzwerte wurden die Parameter variiert:

- Die Höhendifferenz von der Konnektorenoberseite zur Zentralfissur des Brückenzwischenglieds wurde von  $-300 \mu\text{m}$  bis  $300 \mu\text{m}$  variiert.
- Die Breite der okklusalen Vertiefung nahmen die Werte von  $2000 \mu\text{m}$  und  $1000 \mu\text{m}$  an.
- Eine Verschiebung des Konnektorenmittelpunktes zur Zentralfissur des Brückenzwischenglieds von  $250 \mu\text{m}$  und  $500 \mu\text{m}$  wurde vorgenommen.

Es wurden 150 symmetrische Brückenkonnectoren mit den Konnektorengeometrien elliptisch, parabelförmig und rechteckig erzeugt. Diese generierten Brückengerüste wurden dann in das CAD- System importiert, um eine dreidimensionale Darstellung zu ermöglichen. Die so räumlich dargestellten Gerüste wurden dann vier Zahntechnikern der Poliklinik der Zahnärztlichen Prothetik München zur Begutachtung vorgelegt. Jeder Zahntechniker wählte 8, seines Erachtens nach die praxisrelevantesten Brückengerüste aus, welche er zur Weiterverarbeitung wählen würde. Aus all den gewählten Konnectoren wurden dann anhand der bekannten Parameter die Parameter für die Standardkonnectoren berechnet. Die ermittelten Standardparameterwerte wurden dann in die Eingabemaske der Parameterstudie eingetragen, um das Standardbrückengerüst zu visualisieren und die entsprechenden Konnectorenkennwerte zu berechnen.

### 3.3.1.2 Variation des asymmetrischen Konnektorenansatzes

Um die Anzahl der zu analysierenden asymmetrischen Konnektoren gleich zu Anfang etwas einzuschränken, wurde wieder auf den Erfahrungsschatz der Zahntechniker zurückgegriffen, um Parameter und Parametergrenzen einzuschränken.

In der Eingabemaske werden folgende Parameter als konstant angesehen:

- Die Breite der okklusalen Vertiefung und die Tiefe wurde auf Null gesetzt.
- Der Abstand der Konnektorenunterseite zur Präparationsgrenze betrug 500  $\mu\text{m}$ .
- Die Lückenbreite von den Pfeilerzähnen zum Brückenzwischenstück betrug 2000  $\mu\text{m}$

Die verbleibenden Parameter sind als variabel anzusehen und wurden innerhalb der Parametergrenzen variiert:

- Die Höhendifferenz der Konnektorenoberseite zur Zentralfissur des Brückenzwischenstücks wurde von  $-300 \mu\text{m}$  bis  $300 \mu\text{m}$  variiert.
- Eine Verschiebung des Konnektorenmittelpunktes nach lingual um  $1/4$  und  $1/6$  der Konnektorenbreite wurde vorgenommen.

Als Konnektorengeometrien wurden Ellipse und Parabel gewählt. Auf die Rechtecksform wurde verzichtet, da die linguale Verschiebung keine Auswirkung auf die sichtbare Form hat.

Durch Variation der Parameter wurden 60 Brückengerüste generiert, in das CAD- System importiert und optisch ausgewertet. Das weitere Vorgehen der Konnektorenanalyse war mit dem des symmetrischen Konnektors identisch.

### 3.3.2 Finite-Elemente-Simulation

Die Standardbrückengerüste, welche das Ergebnis der Parameterstudie darstellten, wurden in das FEM- Programm importiert und zur weiteren Analyse vorbereitet. Da das importierte Datenfile nur die Oberfläche der Brückenkonstruktionen mit Dreieckselementen beschreibt, mussten die Brückengerüste mit Tetraedern räumlich vernetzt werden. Diese Vernetzung wurde mit dem FEM- Programm Mentat vorgenommen. Als Ergebnis dieser Vernetzung erhielt man ca. 120.000 Tetraederelemente pro Brückengerüst [75].

Nachdem alle Brückengerüste vernetzt wurden, mussten noch die Randbedingungen für die einzelnen Analysen bestimmt und an die FEM- Brückengerüste angepasst werden.

- So sollten die Pfeilerzähne keine Eigenbewegung aufweisen.
- Die Brückengerüste wurden unterschiedlichen Belastungsfällen unterworfen.

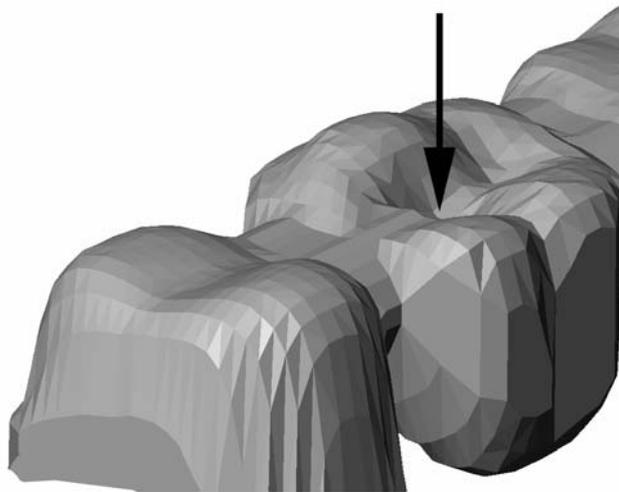
Die so vorbereiteten Brückengerüste wurden an einem leistungsfähigen Rechner des Leibniz- Rechenzentrums in München weitergeleitet und mit Hilfe des FEM- Programms Marc berechnet. Diese Ergebnisdaten wurden anschließend mit Mentat ausgewertet [75].

Die erhaltenen Ergebnisse sollten dazu dienen, die vorhandenen Brückenkonnectoren zum einen auf ihre Eignung unter Kaubelastung zu überprüfen, zum anderen auch Verbesserungsvorschläge zur Optimierung der Brücken- und Konnectorengeometrie zu liefern.

#### 3.3.2.1 Auswahl der Standardbelastungsfälle

In diesem Abschnitt werden Belastungsfälle vorgestellt, welche das gesamte Spektrum der möglichen Brückenbelastungen abdeckt [52], [85]. Das reicht von annähernd reiner Biegespannung bis zur ungünstigsten Kombination von Biegespannung und Torsionsspannung. Die aufgebrachte Gesamtkraft liegt pro Lastfall bei jeweils 500 Newton und wird mit 10 Knoten auf das Brückenzwischenstück übertragen. Ferner wurde angenommen, dass die Brücke auf Implantaten gelagert ist, und somit die Pfeiler keine Eigenbeweglichkeit aufweisen.

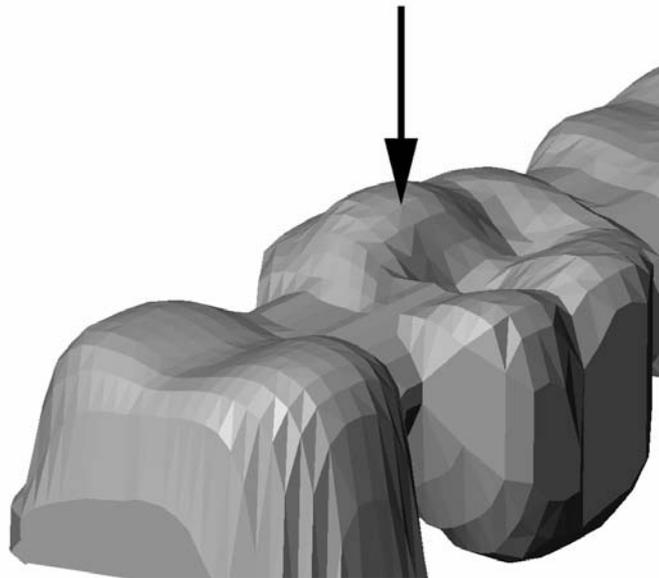
#### 3.3.2.1.1 Lastfall 1



*Abb. 37: Kraftvektor in der Mitte des Brückenwischenglieds*

In diesem Fall wird die Kaukraft in die Mitte des Brückenwischenglieds in apikaler Richtung (90 Grad) aufgebracht. Die eingeleitete Kraft sollte möglichst durch den Konnektorschwerpunkt gehen, um eine maximale Biegespannung in der x- Richtung des Konnektors zu erzeugen und das Torsionsmoment zu minimieren.

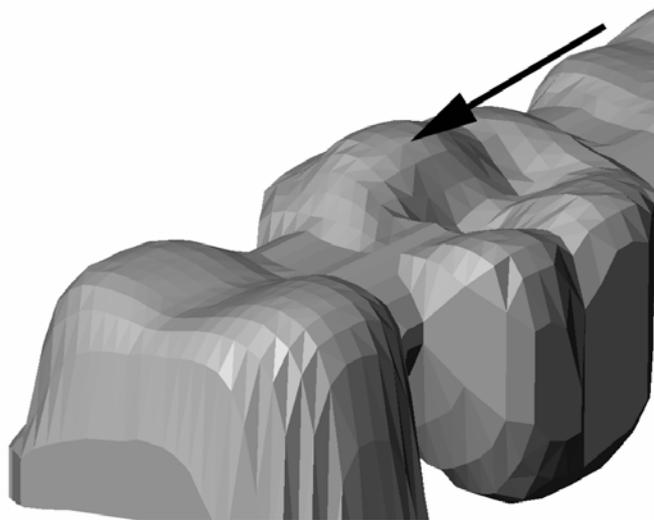
#### 3.3.2.1.2 Lastfall 2



*Abb. 38: Kraftvektor am höchsten Punkt des Brückenwischenglieds*

Hier wird die Kraft am höchsten Punkt des Brückenwischenglieds aufgebracht, die Kraft-richtung ist apikal (90 Grad). Die eingeleitete Kraft erzeugt zusätzlich zur Biegespannung in x- Richtung noch eine Torsionsspannung im Konnektor.

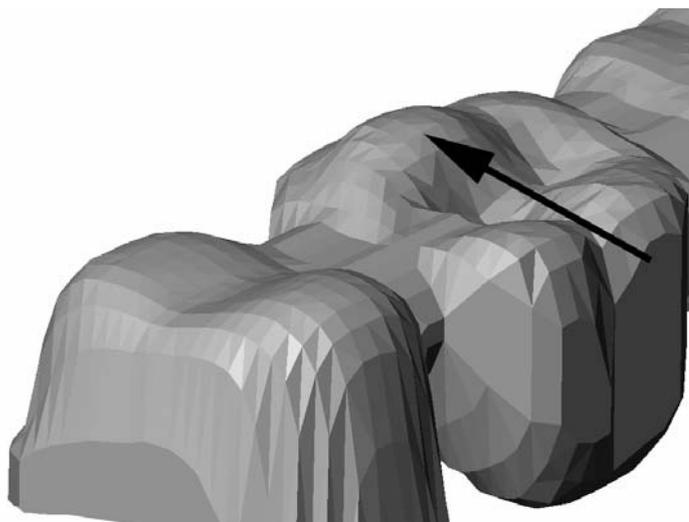
#### 3.3.2.1.3 Lastfall 3



*Abb. 39: Kraftvektor am höchsten Punkt des Brückenwischenglied mit bukkalem Anteil*

Um eine Variation des Torsionsmomentes geht es im Lastfall 3. Hier wird die Kraft an der gleichen Stelle eingeleitet wie bei Lastfall 2, jedoch wird der Neigungswinkel der Kraft verändert. Die Gesamtkraft bleibt konstant 500 Newton, die Kraft hat einen apikalen sowie bukkalen Anteil. Die einzelnen Kraftkomponenten sind gleich groß, der resultierende Neigungswinkel ist folglich 45 Grad.

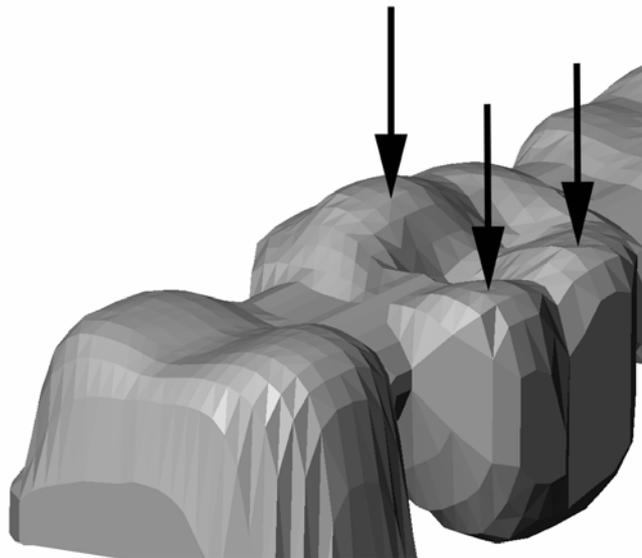
#### 3.3.2.1.4 Lastfall 4



*Abb. 40: Kraftvektor am höchsten Punkt des Brückenwischengliedes ohne apikalen Anteil*

Im Lastfall 4 geht es um eine Simulation des Zähneknirschens. Hier wird die Gesamtkraft am höchsten Punkt des Brückenwischengliedes eingeleitet und hat nur einen bukkalen Anteil. Der Kraftangriffswinkel ist folglich 0 Grad, d.h. rein horizontale Lasteinleitung.

#### 3.3.2.1.5 Lastfall 5



*Abb. 41: Kraftvektor an den höchsten Punkten des Brückenwischengliedes*

Im Lastfall 5 wird die Gesamtkraft auf die Höcker des Brückenwischengliedes aufgeteilt, die Krafrichtung ist apikal. In diesem Fall soll wie im Lastfall 1 die maximale Biegespannung simuliert werden, wobei die eingeleiteten Kräfte nicht durch den Konnektorschwerpunkt gehen.

#### 3.3.2.2 Berechnung und Analyse der Standardbrückengerüste

Durch die Kombination der standardisierten Brückengerüste mit den beschriebenen Lastfällen ergaben sich 40 Berechnungsdateien, welche mit dem FEM- Programm Marc der Firma MSC Software berechnet wurden.

Die erhaltenen Ergebnisdateien wurden mit dem Programm Mentat, ebenfalls von der Firma MSC Software, visualisiert und zur Spannungsanalyse vorbereitet.

Mit dem FEM- Programm Mentat konnte die Spannungsverteilung der Brückengerüste auf unterschiedlichste Weise dargestellt werden. Schnittebenen konnten durch den Körper gelegt, die Spannungsintervalle verändert und die Hauptspannungen einzeln betrachtet werden. Um reproduzierbare Aussagen über die Eignung der Brückengerüste zu machen, wurden alle Ergebnisdateien entsprechend bestimmter Kriterien analysiert.

Diese verwendeten Analyseverfahren sind:

##### 3.3.2.2.1 Analyseverfahren

- Oberflächenanalyse (auftretende gemittelte und maximale Hauptspannungen)

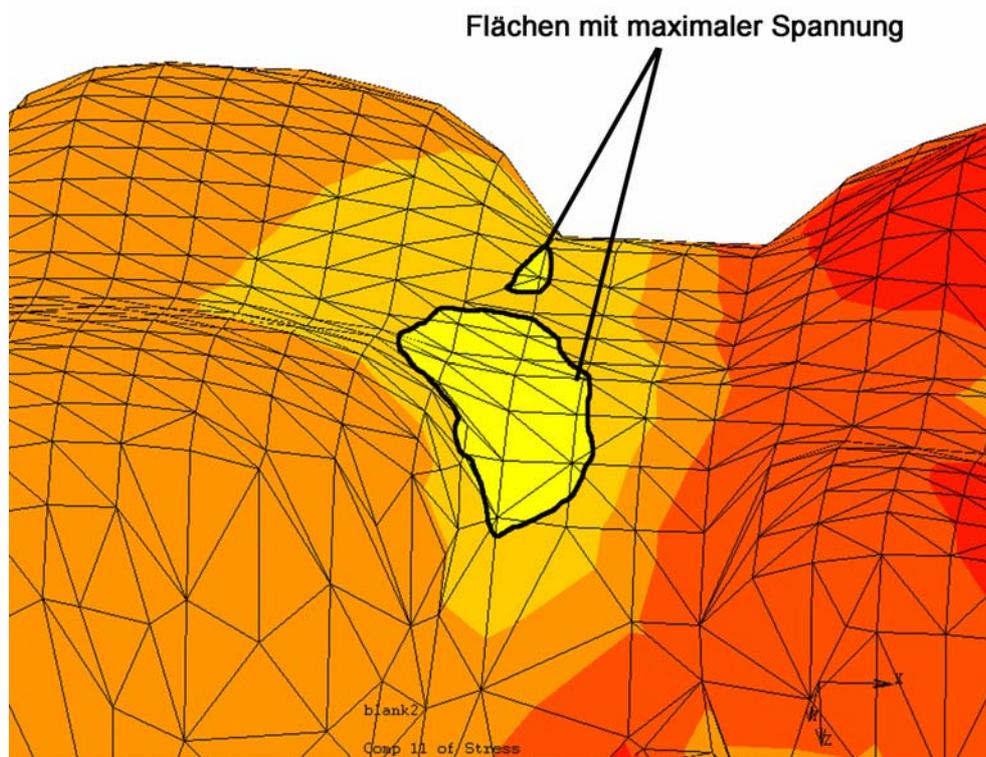
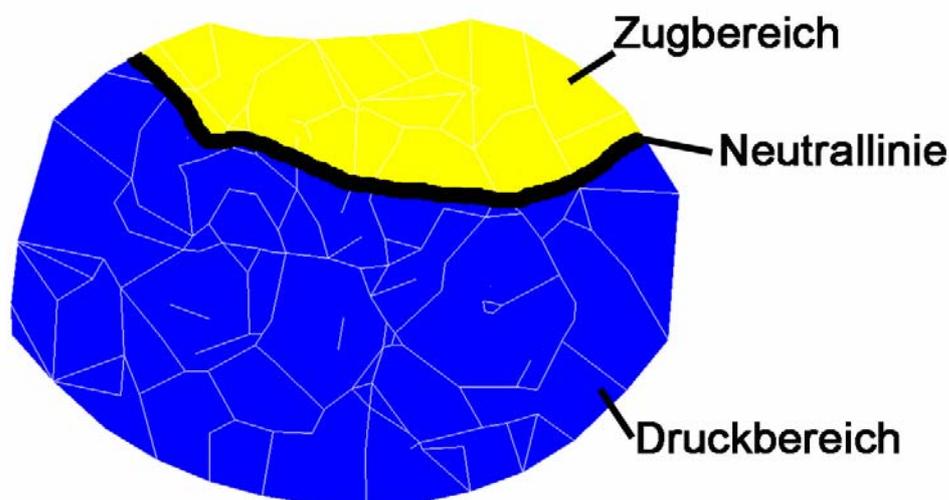


Abb. 42: Beispielhafte Darstellung der Spannungsverteilungen auf der Konnektorenoberfläche

In der Oberflächenanalyse wurden die auf der Oberfläche auftretenden Spannungen und deren Verteilung auf dem Brückengerüst betrachtet. Da generell an der Oberfläche der größte Abstand zur Neutrallinie (Kapitel 2.4.2.2) besteht, nehmen die Spannungen dort ihre Maximalwerte an. In dieser Analyse wird in einem Fall die größte auftretende positive Hauptspannung und im anderen Fall die gemittelten positiven Hauptspannungen an der Konnektorenoberfläche betrachtet. Ziel dieser Analyse ist der Konnektor mit der kleinsten Spannungsoberfläche

#### - Analyse der Neutrallinie

Hier wurde ein Schnitt in der Mitte des Konnektors angebracht. Die Darstellung wurde so gewählt, dass nur die Zug- und Druckspannungen angezeigt wurden. Dadurch wird die Lage der Neutrallinie im Konnektor sichtbar und kann zur Analyse des Flächenträgheitsmomentes (Kapitel 2.4.2.3) über der Neutrallinie herangezogen werden.

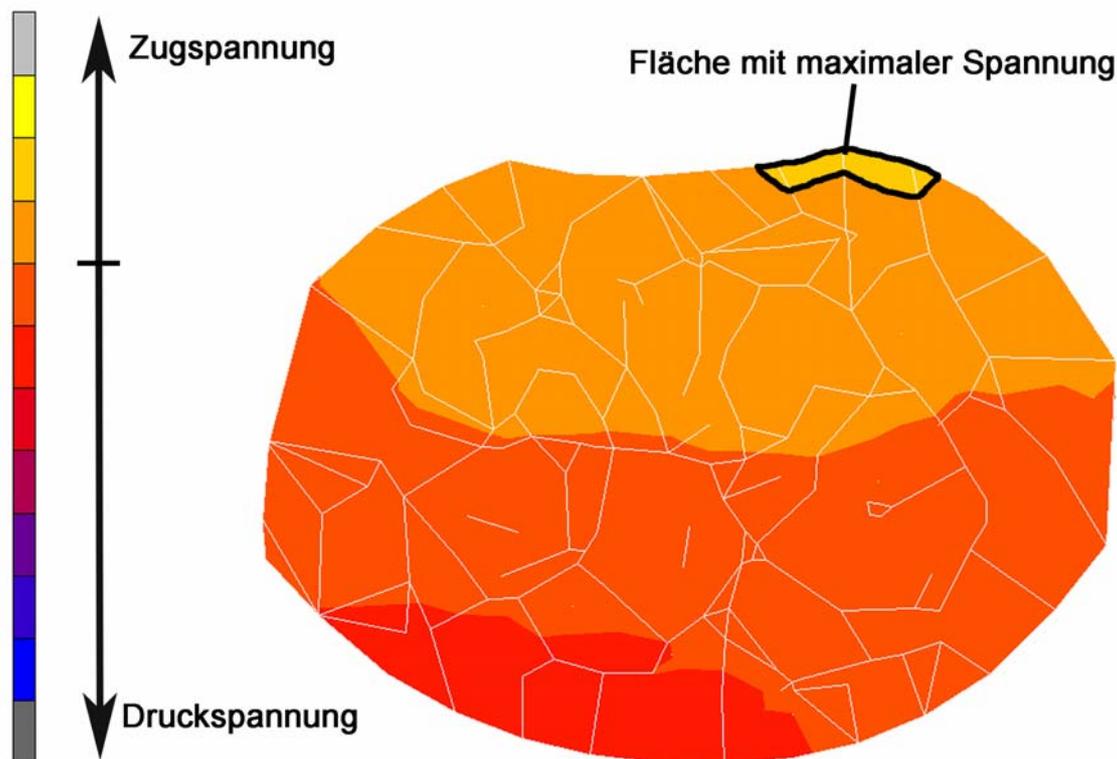


*Abb. 43: Beispielhafte Darstellung der Zug- und Druckbereiche an einem Konnektor, sowie der sich daraus ergebenden Neutrallinie*

Ein weiteres Auswertungskriterium stellt das Verhältnis der Druckfläche zur Zugfläche dar. Da bei der Verwendung von Keramik als Brückenmaterial eine Druckbelastung der Zugbeanspruchung vorzuziehen ist, sollte der Quotient von Druckfläche durch Zugfläche so groß wie möglich sein.

#### -Spannungsanalyse im Konnektor

An der Position, wo die Konnektorenoberseite in den Pfeiler übergeht, wurde ein Schnitt durch den Konnektor gelegt. In dieser Schnittebene wurde die Spannungsverteilung innerhalb des Konnektors betrachtet. Die größte Hauptspannung (Kapitel 2.4.1.2) der Ebene kommt zur Darstellung. Das Bewertungskriterium ist die auftretende maximale Zugspannung und deren Verteilung in der Schnittebene.



*Abb. 44: Beispielhafte Darstellung der Fläche mit maximaler Spannung innerhalb des Konnektors*

An dieser Konnektorenposition ist mit dem größten Biegemoment zurechnen. Daraus wiederum ergeben sich die größten Spannungen im Konnektor (Kapitel 2.4.2.2). Ziel dieser Auswertung ist es, den Konnektor mit der geringsten Zugspannungsfläche zu erhalten.

#### -Spannungsanalyse an drei Schnittebenen

Es wurden drei Schnitte durch den Konnektor gelegt, beginnend dort, wo die Konnektorenoberseite in den Pfeiler übergeht (vgl. Abb. 44). Die einzelnen Schnittebenen haben einen Abstand von 500  $\mu\text{m}$  in Richtung des Brückenzwischengliedes. In den Schnittebenen wur-

den die Spannungsverteilung sowie die Größe der Spannungsfläche betrachtet. Zur Ansicht kam die größte Hauptspannung des Brückenzwischenfeldes.

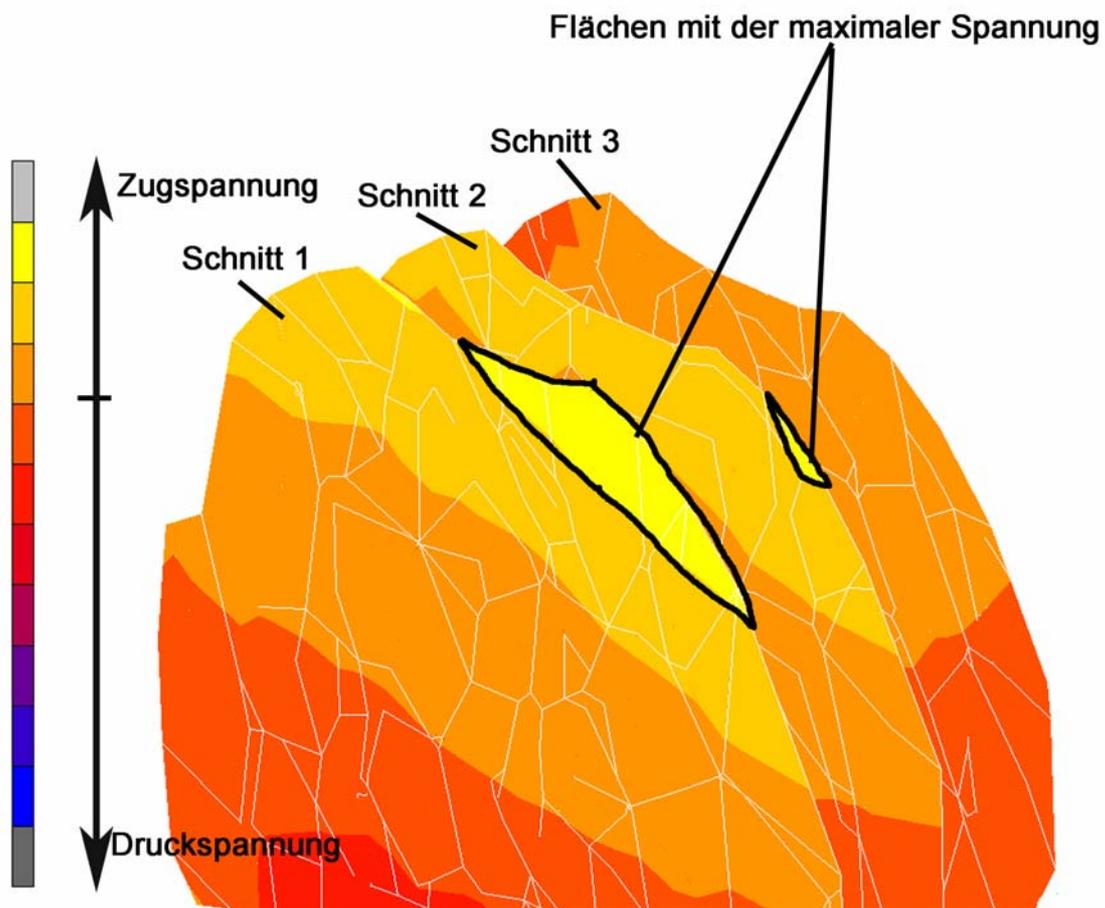


Abb. 45: Beispielhafte Darstellung der maximalen Spannungsflächen und deren Verteilung über die drei Konnektorenschnitte

Der Konnektor, welcher die geringste Flächenvergrößerung zwischen den Konnektorenschnitten aufwies, wurde als der geeignetste angesehen.

Im allgemeinen wurden in den Analyseverfahren

- die Zugspannungen,
- die Fläche der Spannungsfelder,
- die Lage der Spannungsfelder und
- der Spannungsgradient in Richtung der Hauptspannungen

der Brückenkonnectoren betrachtet und bewertet.

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Ergebnisse der Vorstudien

#### 4.1.1 Ergebnisse des symmetrischen Konnektorenansatz

Die in der optischen Analyse gewählten Konnektoren (Anzahl 40) wurden zu Standardkonnektoren mit folgenden Parametern zusammengefasst:

<b>Konnektoren- geometrie</b>	<b>Höhendifferenz der Konnektoren- oberseite zur Zahnfissur [<math>\mu\text{m}</math>]</b>	<b>Breite der okklusalen Ver- tiefung [<math>\mu\text{m}</math>]</b>
Ellipse	27	2000
Parabel	10	2000
Ellipse	151	1500
Parabel	76	1500
Ellipse	275	1000
Parabel	142	1000

*Tab. 3: Ästhetisch gleichwertige symmetrische Brückengerüste*

Alle diese Konnektoren sind von der Ästhetik als gleichwertig anzusehen. Die Zahntechniker würden diese Brückengerüste eingliedern. Nach der Eingabe der Parameter in die Eingabemaske erhielt man die Kennwerte der Standardkonnektoren. Durch Auswertung der einzelnen Brückengerüste, anhand ihrer Kennwerte, konnte man den optisch gleichwertigen Konnektoren eine Wertigkeit zuordnen. Die Konnektoren wurden nach ihren Konnektorenschnittflächen und polaren Trägheitsmomenten sortiert.

Es ergab sich folgende Wertigkeit der Standardkonnektoren:

Nr.	Name	Konnektoren- geometrie	Querschnittsfläche [mm <sup>2</sup> ]	polares Träg- heitsmoment I <sub>p</sub> [mm <sup>4</sup> ]
1	Ellipse_151_1500	Ellipse	12,275	25,48
2	Ellipse_27_2000	Ellipse	12,175	25,49
3	Ellipse_275_1000	Ellipse	11,8392	24,02
4	Parabel_76_1500	Parabel	10,393	19,187
5	Parabel_142_1000	Parabel	10,2027	18,64
6	Parabel_10_2000	Parabel	9,986462	18,44

Tab. 4: Wertigkeit der ästhetisch gleichwertigen symmetrischen Brückengerüste

Die Ergebnisse der optischen und rechnerischen Analyse der Brückengerüste konnte folgendermaßen zusammengefasst werden:

- Kein Konnektor mit Rechtecksgeometrie wurde als geeignet angesehen.
- Bei der optischen Analyse wurde die gleiche Anzahl von Ellipsen- und Parabelgeometrien als verwendbar angesehen.
- Bei der rechnerischen Analyse zeigte sich, dass die Ellipsengeometrie wegen der höheren Schnittfläche und des höheren polaren Trägheitsmoments der Parabelform vorzuziehen ist.

#### 4.1.2 Ergebnisse des asymmetrischen Konnektorenansatz

Die optische Analyse durch die Zahntechniker ergab folgende Standardkonnektoren:

Konnektorengeometrie	Höhendifferenz der Konnektoren- oberseite zur Zahnfissur [µm]	Lingualversatz
Ellipse	200	Konnektorbreite/4
Parabel	250	Konnektorbreite/4

Tab. 5: Ästhetisch gleichwertige asymmetrische Brückengerüste

Alle Standardkonnektoren wurden mit den ermittelten Parametern durch das Computerprogramm nachgerechnet.

## 4 ERGEBNISSE

---

Es ergaben sich folgende Kennwerte für die Konnektorenfläche:

<b>Nr.</b>	<b>Name</b>	<b>Konnektoren- geometrie</b>	<b>Querschnitts- fläche [mm<sup>2</sup>]</b>	<b>polares Trägheits- moment I<sub>p</sub> [mm<sup>4</sup>]</b>
1	Ellipse_200_05	Ellipse	12,3455	25,97
2	Parabel_250_05	Parabel	10,3679	19,42

*Tab. 6: Wertigkeit der ästhetisch gleichwertigen asymmetrischen Brückengerüste*

Die Ergebnisse der Auswertung sind folgende:

- Die gleiche Anzahl von Konnektoren mit Ellipsen- und Parabelansatz wurden von den Zahntechnikern als geeignet angesehen.
- Die rechnerische Analyse zeigte, dass die elliptische Konnektorenform wegen der höheren Querschnittsflächen und der höheren polaren Trägheitsmomenten der parabelförmigen vorzuziehen ist.

### 4.1.3 Gesamtergebnisse des symmetrischen und asymmetrischen Konnektorenansatzes

In der folgenden Tabelle sind alle ermittelten Standardkonnektoren bei gleicher anatomischer Situation nach ihren Konnektorenquerschnittsflächen aufgelistet:

Nr.	Name	Konnektoren- geometrie	Querschnittsfl äche [mm <sup>2</sup> ]	polares Träg- heitsmoment I <sub>p</sub> [mm <sup>4</sup> ]
1	Ellipse_200_05	Ellipse	12,3455	25,97
2	Ellipse_151_1500	Ellipse	12,275	25,48
3	Ellipse_27_2000	Ellipse	12,175	25,49
4	Ellipse_275_1000	Ellipse	11,8392	24,02
5	Parabel_76_1500	Parabel	10,396	19,187
6	Parabel_250_05	Parabel	10,3679	19,42
7	Parabel_142_1000	Parabel	10,2027	18,64
8	Parabel_10_2000	Parabel	9,986462	18,44

Tab. 7: Ästhetisch gleichwertige Konnektoren sortiert nach ihrer Wertigkeit

Alle Brückengerüste der Tabelle 7 wurden von den Zahntechnikern als gleichwertig angesehen und erfüllten die optischen Eigenschaften, um eingegliedert zu werden. Es gibt keinen optisch erkennbaren Unterschied zwischen der elliptischen- oder der parabelförmigen Konnektorengeometrie. Alle erfüllten die ästhetischen Anforderungen. Dennoch konnte den Brückengerüsten eine eindeutige Wertigkeit zugeordnet werden. Durch die Konnektorenkennwerte war es möglich, sich von dem persönlichen Empfinden der Zahntechniker bei gleicher anatomischer Situation zu lösen und den Konnektoren durch eine rechnerische Analyse reproduzierbare Kennwerte zuzuordnen. Wie in Tabelle 7 zu ersehen ist, können durch die Konnektorenkennwerte den ästhetisch gleichwertigen Brückengerüsten eine Wertigkeit zugeordnet werden.

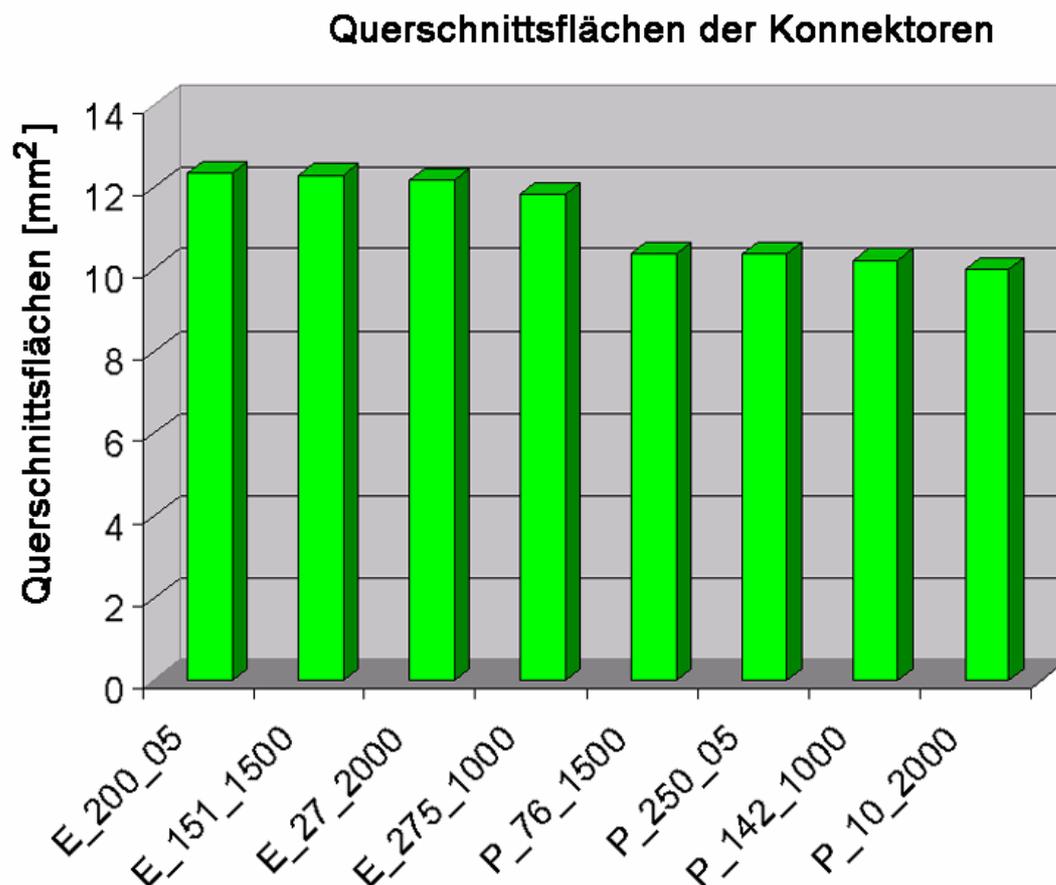


Abb. 46: Darstellung der ästhetisch gleichwertigen Konnektoren sortiert nach ihren Querschnittsflächen

Wie aus der Tabelle 7 und Abb. 46 zu ersehen, ist die Konnektorenquerschnittsfläche der elliptischen Konnektorgeometrie deutlich größer als die der parabelförmigen Geometrie. Die Erklärung ist in der mathematischen Formel von Ellipse und Parabel zu suchen. Bei gleichem Breiten- /Höhenverhältnis des Konnektors ergibt sich aus den Flächenformeln, dass die Ellipse immer eine größere Querschnittsfläche aufweist als die Parabel.

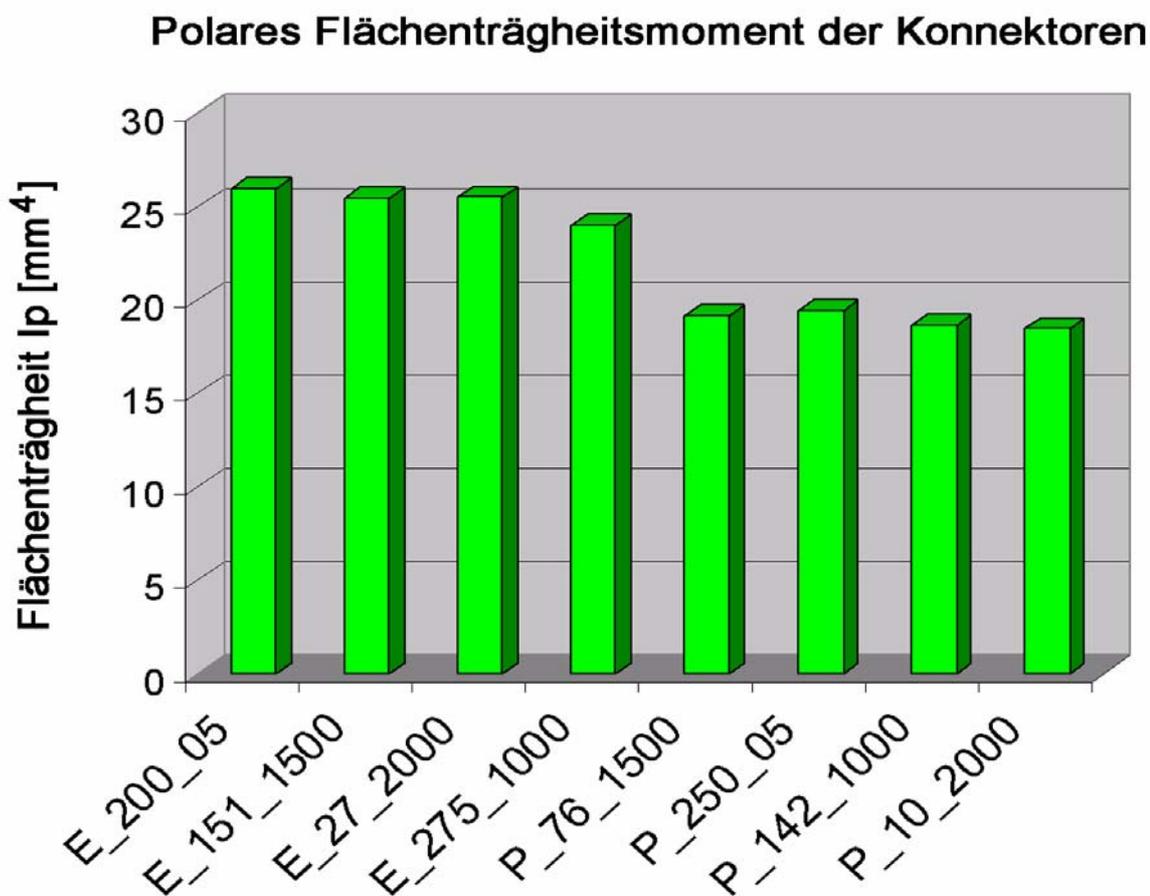


Abb. 47: Darstellung des polaren Flächenträgheitsmomentes der ästhetisch gleichwertigen Konnektoren

In den polaren Trägheitsmomenten (Abb. 47) sind die Unterschiede zwischen der elliptischen- und der parabelförmigen Geometrie noch ausgeprägter. Dies ist durch die bessere geometrische Verteilung der Fläche über den Querschnitt zu erklären (Kapitel 2.4.2.3.2).

Die Parameterstudie kommt zu folgendem Ergebnis: Bei der Erstellung eines Konnektors sollte man eine elliptische Geometrie anstreben. Die errechneten Konnektorenkennwerte sprechen für sich (Tabelle 7, Abb. 46 und Abb. 47). Die Schubspannungen können durch die größere Konnektorenquerschnittsfläche verringert werden (Kapitel 2.4.2.3.5). Durch das wesentlich bessere polare Trägheitsmoment der elliptischen Geometrie kann die Spannung im Konnektor merklich verkleinert werden. Wie in Kapitel 2.4.2.2 zu ersehen ist, besteht ein Zusammenhang zwischen den Trägheitsmomenten und den Biegespannungen am Konnektor.

### 4.1.4 Auswertung der FEM- Simulation

Zur Aufstellung einer Wertungsskala für die standardisierten Brückengerüste wurde folgende Vorgehensweise eingeschlagen:

Die Brückenberechnungsdateien wurden entsprechend der Lastfälle gruppiert. Man erhielt somit 5 Gruppen mit je 8 Brückengerüsten. Diese Brückengerüste wurden entsprechend der im Kapitel 3.3.2.2.1 beschriebenen Analysen ausgewertet. Bei jeder Analyse wurden die vier schlechtesten Brückengerüste pro Gruppe aussortiert: den verbleibenden Brückengerüsten wurde je ein Wertungspunkt gegeben. Wenn ein standardisiertes Brückengerüst immer zu den vier besten Gerüsten gehörte, konnte es pro Lastfall 5 Punkte erreichen. Die maximal erreichbare Punktezahl für ein standardisiertes Brückengerüst errechnet sich folgendermaßen: 5 Lastfälle je 5 Analysen ergibt 25 Punkte. Je mehr Punkte ein Brückengerüst aufweist, desto besser ist es zur Übertragung von Lasten geeignet.

Nach der Auswertung aller Gruppen und den Analysen aller Brückengerüste konnte man folgende Wertigkeitstabelle (Tab. 8) erstellen.

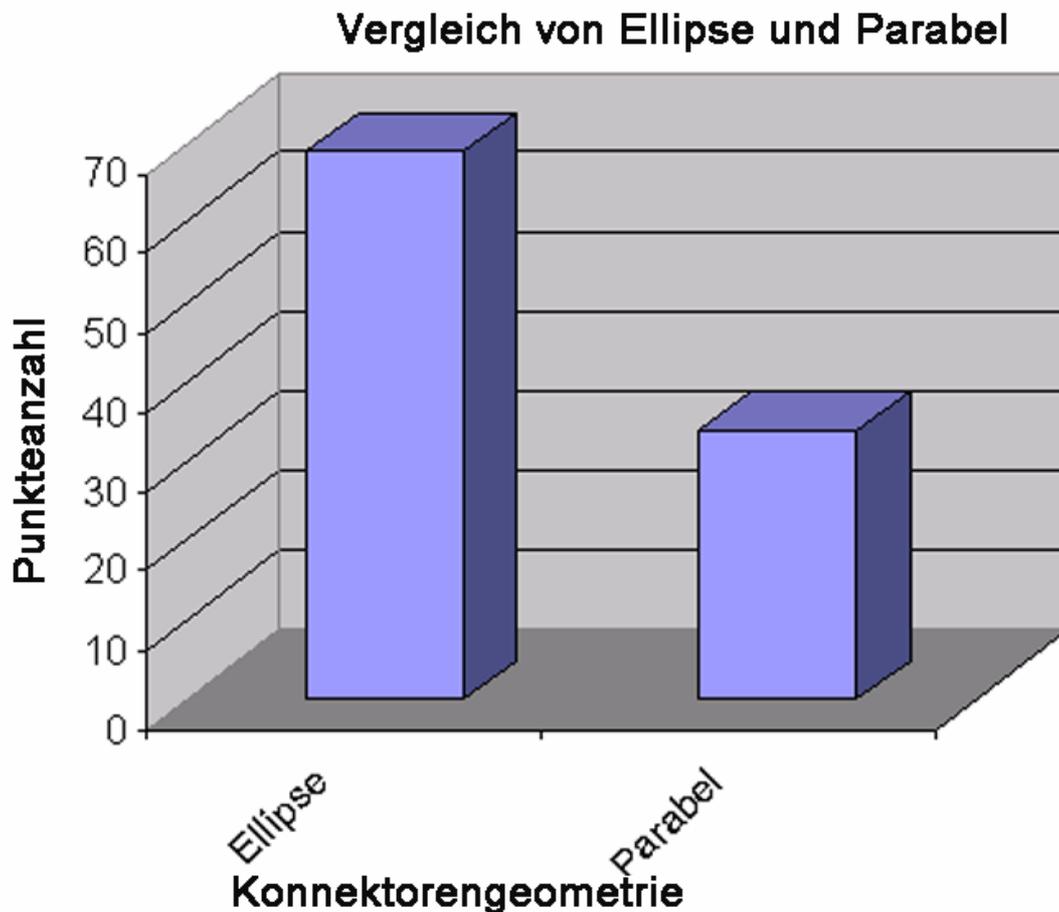
Nr.	Name	Punkte
1	Ellipse_151_1500	23
2	Ellipse_200_05	20
3	Ellipse_275_1000	14
4	Ellipse_27_2000	12
5	Parabel_10_2000	10
6	Parabel_250_05	9
7	Parabel_76_1500	9
8	Parabel_142_1000	6

*Tab. 8: Wertigkeit der ästhetisch gleichwertigen Brückengerüste nach der FEM- Analyse*

In der Tabelle 8 sind die Brückengerüste nach den erhaltenen Punkten aufgeführt. Die Punktzahl der Brückengerüste sagt aus, wie oft ein Brückengerüst zu den besten vier Gerüsten gehörte.

Wenn man nun die erreichten Punkte der Geometrien zusammenzählt, erhält man deren Eignung zur Lastübertragung. Im Abb. 48 wird die erreichte Punktzahl der elliptischen

gegenüber der parabelförmigen Konnektorengeometrie dargestellt. Es ist zu ersehen, dass die elliptische Geometrie weit häufiger gewählt wurde als die parabelförmige. Das Punkteverhältnis von elliptischer zu parabelförmiger Geometrie beträgt hier 64 zu 29 Punkten. Ausgehend von diesem starken Ungleichgewicht der Geometrien lässt sich schließen, dass die elliptische Konnektorenform besser zur Übertragung von Lasten geeignet ist als die parabelförmige.



*Abb. 48: Punktevergleich der elliptischen- und der parabelförmigen Geometrie*

Eine Erklärung für die stärkere Gewichtung der elliptischen Geometrie liegt vermutlich in deren besseren Flächenverteilung in den Randbereichen. Eine Aussage über die Flächenverteilung am Ort der größten Spannung lässt sich mit dem Widerstandsmoment [65], [101] treffen. Denn je größer das Widerstandsmoment eines Körpers, desto mehr tragen die Ränder zum Flächenträgheitsmoment bei, was wiederum zur Spannungsminderung beiträgt. Man kann also darauf schließen, dass die Widerstandsmomente der elliptischen Ge-

ometrien größere Werte annehmen als die der parabelförmigen und somit eine geeignetere Geometrie zur Lastübertragung aufweisen.

### Analyse durch die Finite Element Methode

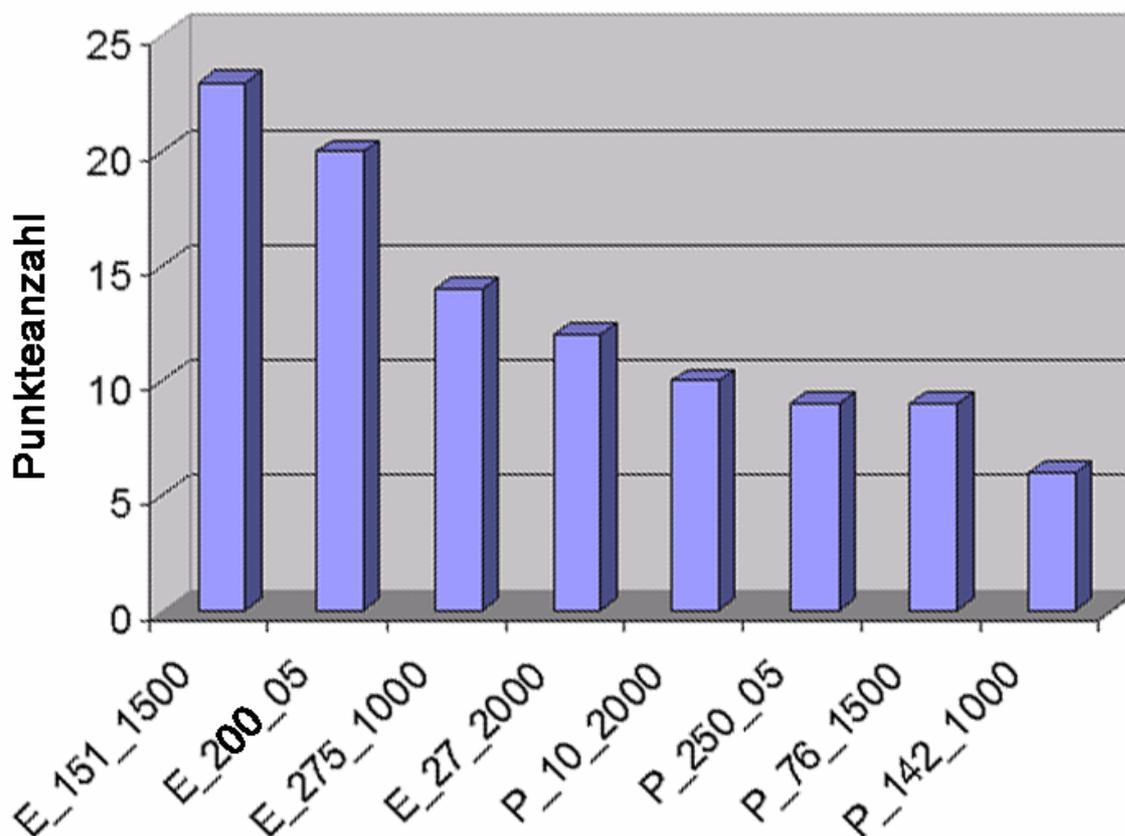


Abb. 49: Darstellung der ästhetischen gleichwertigen Brückengerüste, sortiert nach den erhaltenen Punkten aus der FEM- Analyse

Wenn man die Punkteverteilung der Brückengerüste mit elliptischer Geometrie betrachtet, werden auch hier erhebliche Unterschiede in der Punkteverteilung ersichtlich. Es ist eine gleichmäßige Abnahme der Eignung zur Lastübertragung festzustellen. Auch hier könnte das Widerstandsmoment von ausschlaggebender Bedeutung sein, denn je größer das Widerstandsmoment desto geringer wäre die maximale Spannung innerhalb des Konnektors. Durch Analyse des besten Brückengerüsts wurde ein Breiten- /Höhenverhältnis des Konnektors von ca. 1,37 bestimmt. Eine Vergrößerung dieses Faktors würde das Widerstandsmoment der Konnektors erhöhen und zu einer geringeren Spannung innerhalb des Konnektors führen. Dieser Faktor kann aber nicht nach Belieben vergrößert werden, denn der ermittelte Faktor von ca. 1,37 stellt eine ästhetische Obergrenze des Brückengerüsts dar, welche nicht überschritten werden sollte. Ein Überschreiten würde die ästhetische Akzeptanz

des Brückengerüsts verringern. Eine Verkleinerung dieses Faktors würde zu einer Verringerung des Widerstandmomentes führen und somit zu einer Verschlechterung der Lastübertragung des Brückengerüsts.

Die zweitbeste Konnektorgeometrie wies ein ähnliches Breiten- /Höhenverhältnis auf, hat jedoch eine geringere Punktezahl als der erstplazierte Konnektor. Die Erklärung für den geringen Punkteunterschied der beiden erstplazierten Brückengerüste könnte, bei ähnlichen Breiten- /Höhenverhältnis, in der lingualen Verschiebung des Konnektorenmittelpunktes des zweitplazierten asymmetrischen Konnektors liegen. Durch die linguale Verschiebung des Konnektorenmittelpunktes wird die Lage der Neutrallinie unvorteilhaft verändert, was zu einer Verringerung des Widerstandmomentes führt. Die ungünstigere Neutrallinie könnte bei bestimmten Lastfällen zu einer Verschlechterung der Spannungsverhältnisse führen. Dies wäre eine mögliche Erklärung für den geringen Unterschied im Gesamtergebnis.

Zusammenfassend kommt man durch die FEM- Analyse zu folgendem Schluss:

- Ein Brückenkonnektor soll eine elliptische Geometrie mit einem Breiten- /Höhenverhältnis von ca. 1,37 und mit einer so geringen lingualen Verschiebung des Konnektorenmittelpunktes als möglich aufweisen.

### 4.1.5 Gesamtauswertung der Konnektorengeometrien

Zur Gesamtbetrachtung wurden die ermittelten Teilergebnisse von der Parameterstudie und der FEM- Analyse in einem Diagramm dargestellt. Die Abb. 50 zeigt alle standardisierten Brückengerüste, welche durch die optische Auswertung als ästhetisch gleichwertig empfunden wurden. Die Werte von den Querschnittsflächen und den polaren Trägheitsmomenten der Konnektoren wurden rechnerisch ermittelt und stellen Kennwerte der Schnitte durch den Konnektor dar. Die in der FEM- Analyse erreichten Punkte der Brückengerüste beschreiben die Verwendbarkeit der Gesamtkonstellation von Konnektor und Brückengerüst unter verschiedenen Lastfällen. Je mehr Punkte ein Brückengerüst besitzt, um so besser ist es zur Lastübertragung geeignet.

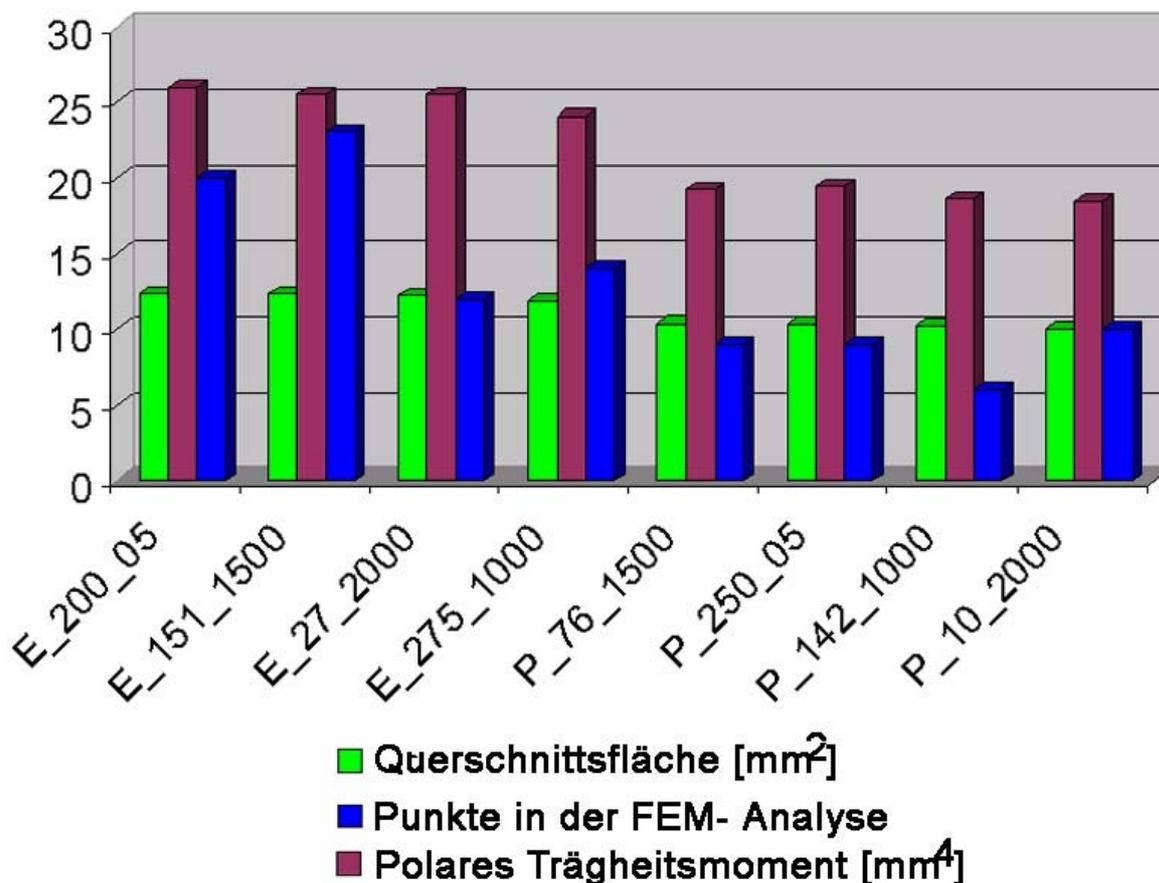


Abb. 50: Darstellung der wichtigsten rechnerischen Ergebnisse, der ästhetisch gleichwertigen Brückengerüste

Die ästhetisch gleichwertigen Brückengerüste konnten anhand der Konnektorenkennwerte eingeschränkt werden, um eine Aussage über die geeignetste Geometrie zu machen. Es ist aus den Tabellen und den Diagrammen zu ersehen, dass die elliptischen Konnektoren höhere Schnittflächen und höhere Trägheitsmomente als die parabelförmigen besitzen. Daraus lässt sich schließen, dass die elliptische Geometrie den anderen Konnektorengeometrien vorzuziehen ist. Eine genauere Aussage konnte nicht gemacht werden, da die Kennwerte der Brückengerüste mit elliptischer Geometrie sehr dicht beieinander lagen. Erst durch die Verwendung der FEM- Analyse, welche die Brückenbelastungen mit berücksichtigt, konnte die elliptische Konnektorengeometrie bestätigt und weiter eingeschränkt werden. Man konnte die Aussage treffen, dass eine elliptische Konnektorengeometrie mit einem Breiten- /Höhenverhältnis von ca. 1,37 als vorteilhaft erscheint. Ob der symmetrische oder asymmetrische Ellipsenansatz vorteilhafter ist, konnte nicht eindeutig geklärt werden.

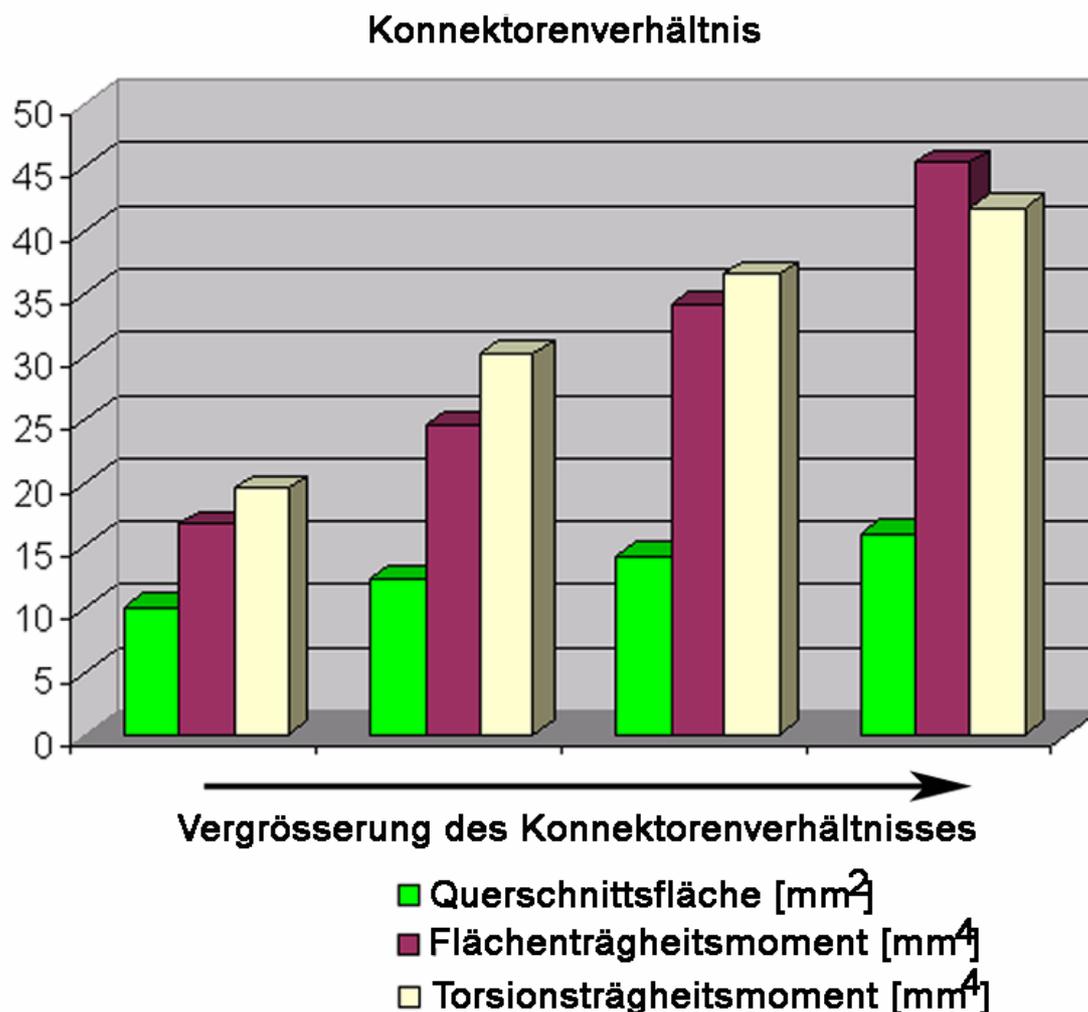
Wie aus den Tabellen und Abbildungen zu ersehen ist, sind sich der symmetrische und asymmetrische elliptische Konnektorenansatz sehr ähnlich, so dass keine eindeutige Empfehlung für einen der beiden Ansätze ausgesprochen werden kann. Es bleibt dem ästhetischen Empfinden des Zahntechnikers überlassen, für welchen Konnektorenansatz er sich entscheidet. Ein Unterschied kann sich jedoch durch den Einsatzbereich der Brücke ergeben, z.B. Oberkiefer oder Unterkiefer, da hier die Okklusalkontakte anders liegen und somit die Kaukräfte anders eingeleitet werden. Das speziell für diesen Lastfall veränderte Widerstandsmoment könnte eine stärkere Gewichtung zum symmetrischen oder asymmetrischen Ansatz ergeben.

### 4.2 Ergebnisse der Hauptstudie

Die in den Vorstudien gewonnenen Erkenntnisse wurden einer genaueren Betrachtung unterworfen, um die angenommenen Konnektoren- und Brückengeometrie noch weiter zu untersuchen und zu optimieren. Diese gewonnenen Erkenntnisse sind dann in das Programm „Parameterstudie“ eingeflossen, um daraus das Programm „Konnektorengestaltungssystem“ zu entwickeln, welches einen Anwender in der Entwicklung von geeigneten Konnektoren und Brückengerüsten unterstützt.

#### 4.2.1 Optimierte Konnektoren

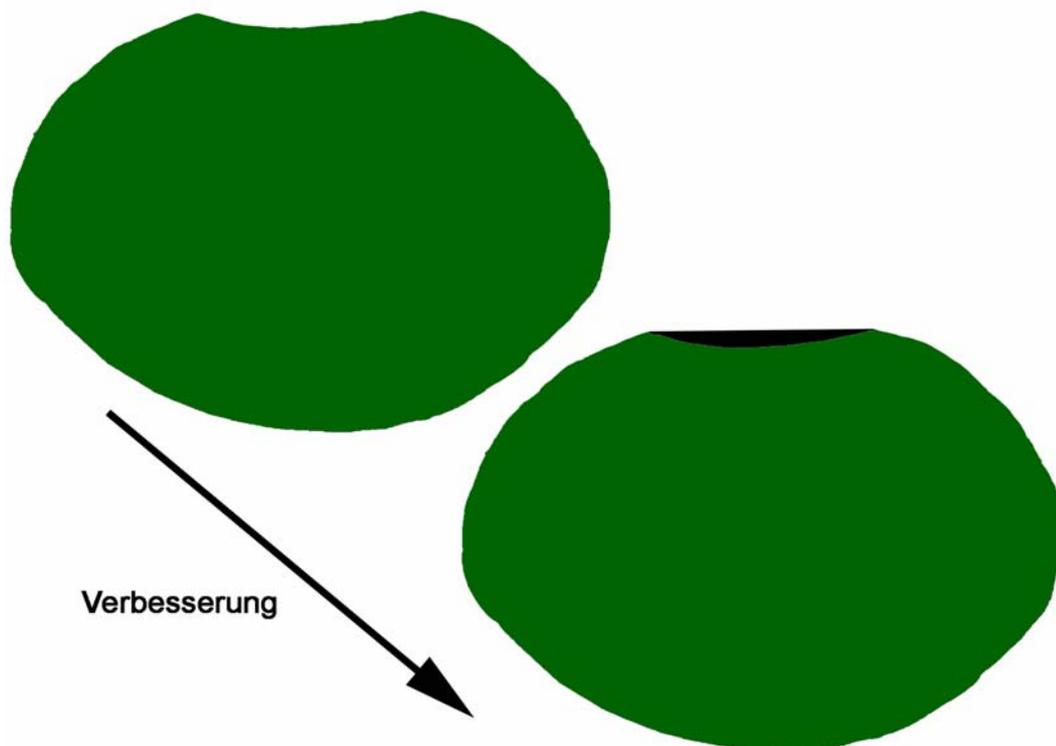
Aus den Teilergebnissen zur Konnektorenuntersuchung wurde festgestellt, dass ein elliptischer Konnektor mit einem Breiten- /Höhenverhältnis von ca. 1,37 eine optimierte Form aufweist, welche eine ästhetische Obergrenze darstellt und nicht überschritten werden sollte. Ein Unterschreiten dieses Kennwertes ist aber auch nicht anzuraten. Denn durch die Verkleinerung dieses Kennwertes hätte auch eine Verringerung der Querschnittsfläche, der Flächenträgheit und des Torsionswiderstandes zur Folge. Dies würde wiederum eine Spannungserhöhung innerhalb des Konnektors bewirken. In Abb. 51 wurde dies graphisch dargestellt



*Abb. 51: Auswirkung der Erhöhung des Konnektorenverhältnisses gegenüber den Kennwerten*

#### 4.2.1.1 Optimierter symmetrischer Konnektor

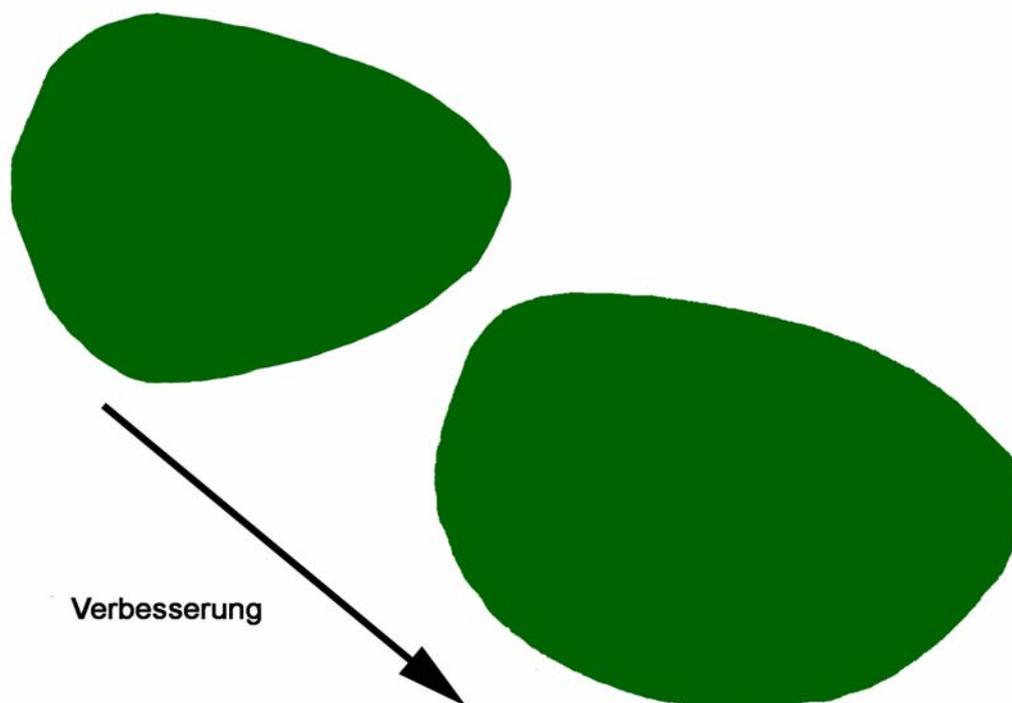
In der Programmversion „Parameterstudie“ ist eine okklusale Vertiefung an der Oberseite des Konnektors angebracht. Diese Vertiefung kann in dieser Form nicht befürwortet werden. In der FEM- Analyse zeigte es sich, dass an den Kanten der Vertiefung eine Spannungskonzentration auftritt, welche zum vorzeitigen Versagen der Brückenkonstruktion führt. Um diese Spannungsspitzen zu vermeiden, muss die okklusale Vertiefung auf Null gesetzt werden. Es entsteht somit eine Abflachung des Konnektors, welche als vertretbar anzusehen ist. Weitere positive Effekte wären, dass sich die Querschnittsfläche und das Flächenträgheitsmoment erhöht, was wiederum eine Erhöhung des Widerstandsmomentes zur Folge hätte.



*Abb. 52: Darstellung des Verbesserungsvorschlags zur Gestaltungsoptimierung, von symmetrischen Konnektoren*

### **4.2.1.2 Optimierter asymmetrischer Konnektor**

Nach der Analyse der Schnittbilder ergab sich folgender Vorschlag zur Änderung des Konnektorendesign eines asymmetrischen Konnektors: Der untere Teil des Konnektors soll die geometrische Form des symmetrischen Konnektors annehmen, dadurch würde eine bessere Spannungsverteilung im gingivalen Bereich der Konnektoren hervorgerufen, was zu einer verbesserten Tragkraft führt. Der Scheitelpunkt der Konnektoren soll maximal um ein Viertel der Konnektorbreite nach lingual verschoben sein; ein Verschieben über diesen Wert hinaus würde die Ästhetik des Brückengerüsts negativ beeinträchtigen. Insgesamt betrachtet sollte die linguale Verschiebung klein gehalten werden, denn wie aus FEM- Analyse zu ersehen ist, wirkt sich eine solche Verschiebung negativ auf die Lastübertragung aus.



*Abb. 53: Darstellung des Verbesserungsvorschlages zur Gestaltoptimierung, von asymmetrischen Konnektoren*

### **4.2.2 Optimierte Konnektorenhöhe**

In Abb. 54 wird die Auswirkung von unterschiedlichen Konnektorenhöhen auf die Querschnittsfläche, die Flächenträgheitsmomente und das Torsionsträgheitsmoment des Konnektors dargestellt. Zur Darstellung kommt ein symmetrischer elliptischer Konnektor mit einem Breiten- /Höhenverhältnis von 1,37. Wie man in Abb. 54 erkennen kann, sollte man die Konnektorenhöhe so groß als möglich wählen, um die maximale Flächenträgheit zu erhalten, was sich wiederum vorteilhaft auf die Konnektorenspannung auswirkt. Bei der rechnerischen Auswertung stellte man bei einer Flächenvergrößerung von einem Prozent eine Erhöhung von ca. 2,7 Prozent des Flächenträgheitsmomentes des Konnektors fest.

Die Konnektorenhöhe kann jedoch nicht beliebig vergrößert werden, es müssen Grenzen eingehalten werden. Die Konnektorenunterseite kann maximal bis zur Präparationsgrenze gehen, jedoch sollte aus parodontalhygienischen Gründen die Unterseite des Konnektors nicht näher als 500  $\mu\text{m}$  an die Präparationsgrenze heranreichen, weil es sonst bei der Zahnreinigung zu Problemen kommen kann. Die Konnektorenoberseite wird durch die Zentralfissur des Brückenzwischenlieds begrenzt. Jedoch muss ein geringer Abstand eingehalten

werden, um dem Zahntechniker das Aufbringen von Verblendmaterialien zu ermöglichen. Durch die Konnektorenschnitte aus der FEM- Analyse konnte ein Abstand von ca. 50  $\mu\text{m}$  ermittelt werden. Dieser Wert stellt nur ein Anhaltspunkt dar. Welcher Abstand wirklich benötigt wird, hängt von den Fertigkeiten des jeweiligen Zahntechniker ab.

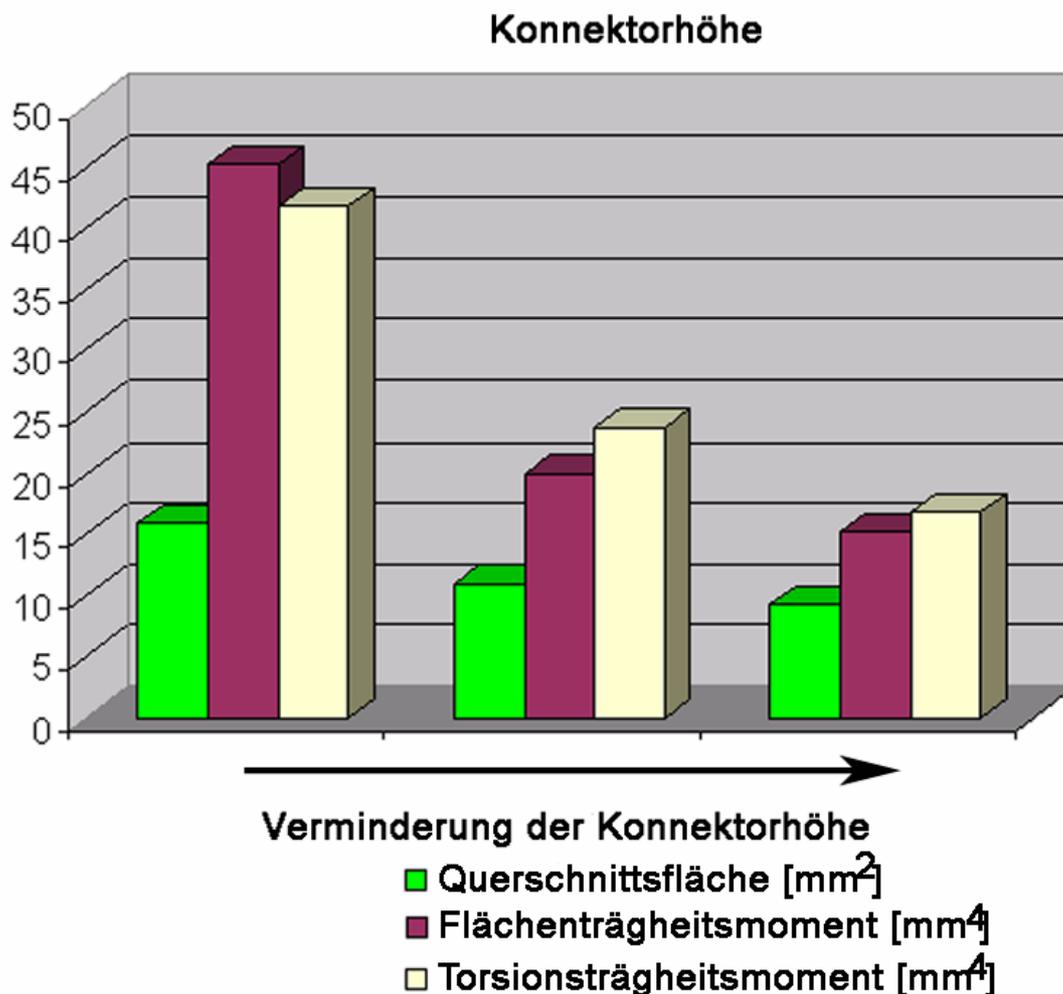


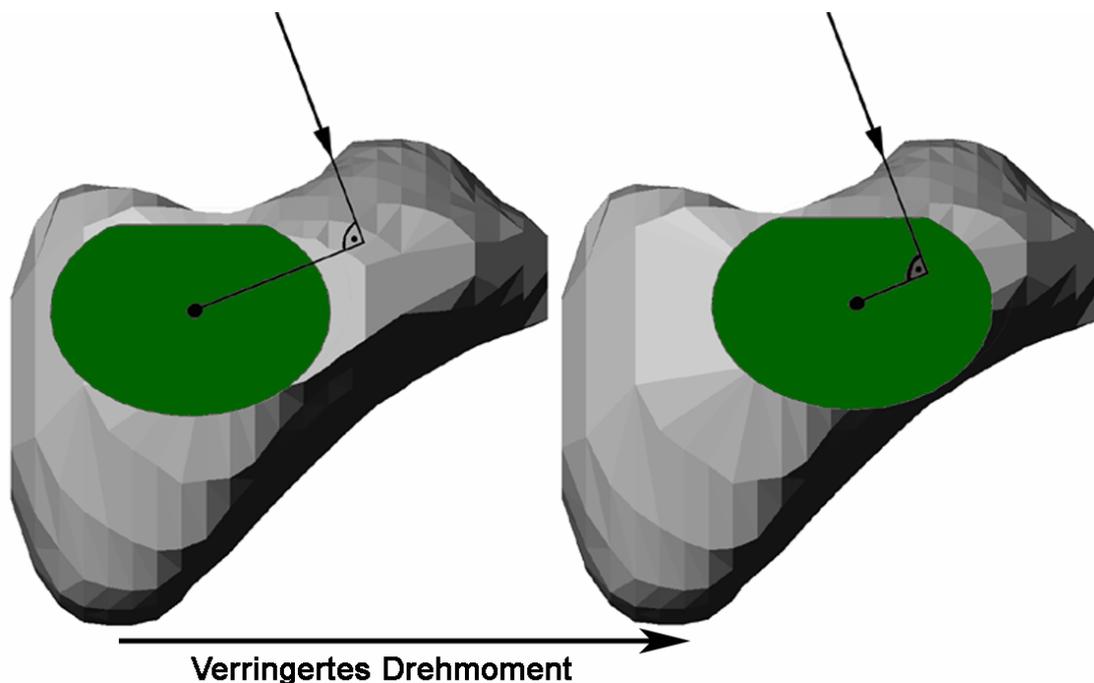
Abb. 54: Auswirkung der Verminderung der Konnektorenhöhe gegenüber den Kennwerten

### 4.2.3 Optimierte Konnektorenposition

Zur Übertragung der auftretenden Kaukräfte von einem Brückenglied auf die Pfeiler ist die Konnektorengeometrie von ausschlaggebender Bedeutung. Die Lage des Konnektorschwerpunktes hat aber auch eine nicht zu unterschätzende Rolle in der Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit. Die Schwerpunktslage spielt zwar bei der Übertragung des Biegemoments keine große Rolle, jedoch bei der Höhe des Torsionsmomentes und damit bei der Verdrillung [52] des Brückenzwischengliedes. Das Ziel einer optimierten Konnek-

turenposition ist es, den Richtungsvektor der Kaukräfte durch den Schwerpunkt des Konnektors zu leiten. Denn dadurch wird das zu übertragene Torsionsmoment verringert und somit auch die Verdrehung des Konnektors. Um die geeignetste Position des Konnektors zu bestimmen, müssen mehrere Lastfälle und deren Richtungsvektoren betrachtet werden. Da der Einsatzzweck einer Brücke unterschiedlich sein kann, zum Beispiel im Ober- oder Unterkiefer, können sich durch unterschiedliche Okklusalkontakte, und hiermit unterschiedliche Abstände vom Konnektorschwerpunkt zum Kräfteinleitungspunkt ergeben. Diese hätte durch die unterschiedlichen Lastarme wiederum Auswirkungen auf das Drehmoment im Konnektor (Abb. 55) [23].

Als Ziel ist es nun anzusehen, die zu übertragenden Drehmomente zu minimieren. Dies kann man dadurch erreichen, dass man die Schwerpunktlage der Konnektoren so verändert, dass der jeweilige Richtungsvektor durch den Schwerpunkt verläuft [23]. Dies verringert die Torsionsspannung im Konnektor und erhöht somit die Überlebenswahrscheinlichkeit der Brücke. Eine Minimierung des Drehmomentes ist besonders bei Bruxismuspatienten angebracht [52], [78].



*Abb. 55: Auswirkung der Verschiebung, des Konnektorschwerpunktes, in eine optimale Konnektorenposition und dessen Wirkung auf das Drehmoment*

#### 4.2.4 Optimierte Konnektorenübergänge

Es gibt außer der Form und Lage noch weitere Möglichkeiten, die Spannungen in einem Konnektor zu beeinflussen. Dies sind der Kraftfluss und der Kraftübergang, welche bei der Spannungsbetrachtung in einem Konnektor nicht zu vernachlässigen [23], [56], [83], [113].

##### Kraftfluss

Beim Übertragen von Kräften von einer Stelle des Körpers zur anderen sollte darauf geachtet werden, dass immer ein direkter Weg anzustreben ist. Jede Abweichung von der idealen Linie führt zu unnötigen Torsions- und Biegemomenten [56], [83], welche das Bauteil nur unnötig belastet und zum vorzeitigen Versagen führen kann.

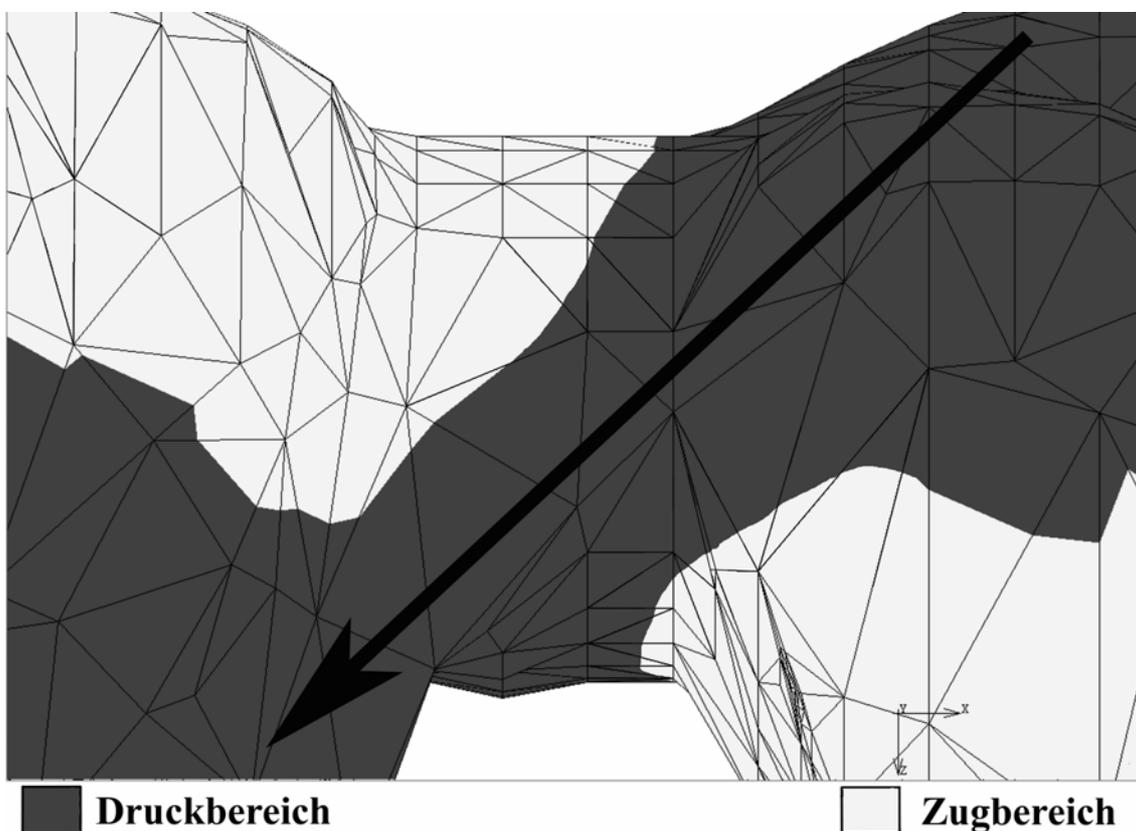


Abb. 56: Darstellung des optimalen Kraftflusses innerhalb eines Konnektors

Deshalb sollte der Abstand zur Präparationsgrenze, sowie der Abstand zu Zentralfissur so gering wie möglich gehalten werden. Im Falle eines Brückenkonnektors hat dies mehrere positive Effekte: Eine Erhöhung der Flächenträgheitsmomente, die Kraftlinien verbleiben lange in der Brücke und die Verminderung von unerwünschten Biegespannungen [23], [56], [83], [113].

### Kraftübergang

Die Übergänge von Konnektor zum Pfeiler und Brückenzwischenglied soll nach konstruktionstechnischen Gesichtspunkten konstruiert werden. Alle Übergänge am Brückengerüst sollten abgerundet werden, um eine starke Umlenkung der Kraftlinien zu vermeiden.

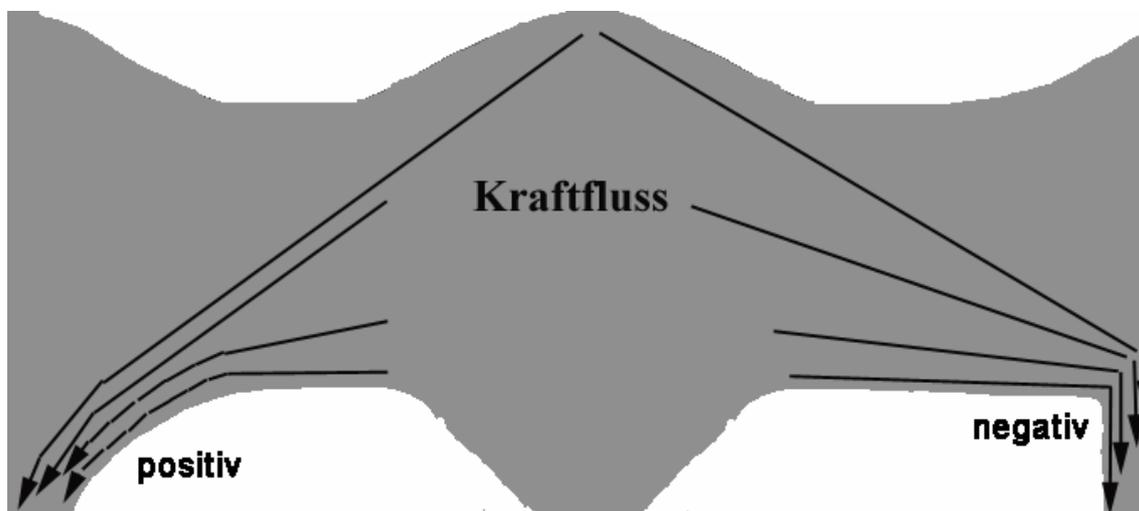


Abb. 57: Darstellung der möglichen Kerbwirkungen in einem Konnektor

Eine Spannungserhöhung tritt beim Übergang von Körpern mit unterschiedlichen Geometrien auf. An diesen Übergangsstellen treten dann die sogenannten Kerbspannungen auf [23], [56], [65], [83], [113]. Diese Spannungsspitzen können dann zum Versagen des Bauteiles führen. Um diese Kerbspannungen klein zu halten, müssen diese Übergänge abgerundet werden. Man kann sich das folgendermaßen vorstellen: Die Kraftlinien werden beim Übergang von einem Körper in den anderen umgelenkt, je abrupter diese Umlenkung ist, desto größer ist die Kerbspannung. Bei Abrundung der Übergangskanten werden die Kraftlinien nicht so stark umgelenkt und die Spannungserhöhung fällt nicht so stark aus (Abb. 57) [65], [83], [113].

#### 4.2.5 Zusammenfassende Gestaltungsrichtlinien

Nicht nur die Konnektorenform spielt bei der beanspruchungsgerechten Gestaltung von Brücken eine maßgebliche Rolle, sondern auch die Lage des Konnektors zwischen den Pfeilern. Die Gestalt und die Lage der Konnektoren müssen so ausgelegt werden, dass die auftretende Belastung kein Bauteilversagen hervorrufen kann.

Im Konnektor soll eine möglichst gleichmäßige Spannungsverteilung vorherrschen und die auftretenden Spannungen im Bauteil dem Werkstoff angepasst sein. Bei der Verwendung von Keramik soll im Konnektor vornehmlich nur Druckspannung vorherrschen. Der Kon-

nektor sollte eine elliptische Form mit einem Breiten-/Höhenverhältnis von nicht größer als 1,37 haben, ferner sollte der Kaukraftvektor durch den Schwerpunkt des Konnektors gehen, um die Torsionsmomente zu minimieren.

Beim Übertragen von Kräften von einer Stelle des Körpers zur anderen sollte darauf geachtet werden das immer der direkte Weg anzustreben ist. Jede Abweichung von der idealen Linie führt zu unnötigen Torsions- und Biegemomente, welche das Bauteil unnötig belastet und zum vorzeitigen Versagen führen kann. Um dies zu erfüllen, sollten die Abstände von der Präparationsgrenze und der Zahnfissur so gering wie möglich gewählt werden. Eine Spannungserhöhung tritt auch beim Übergang von Körpern mit unterschiedlichen Geometrien auf, sogenannte Kerbspannungen. Um diese Kerbspannungen zu verringern müssen die Übergänge vom Konnektor zum Pfeiler stark abgerundet werden, denn an diesen kritischen Stellen könnte es sonst zum vorzeitigen Versagen der Keramik kommen.

### **4.3 Entwicklung einer Oberfläche zur Optimierung der Brücken- und Konnektorengestaltung**

Anhand der bisher gewonnenen Erkenntnisse aus der Parameterstudie, FEM- Analyse und den dadurch gewonnen Gestaltungsrichtlinien, wurden die Konnektorenrandbedingungen und die Verbesserungsvorschläge für das Konnektorendesign umgesetzt und im Computerprogramm dementsprechend verändert. Die neue Programmoberfläche unterscheidet sich stark von der Entwicklungsversion der „Parameterstudie“. Durch die Programmoberfläche und neue Programmmodule ist der Anwender nun in der Lage, innerhalb kurzer Zeit die geeignetste Konnektorenform und Konnektorenposition zu ermitteln. Konnektoren mit unterschiedlichen Parametern können optisch und rechnerisch miteinander verglichen werden und somit der geeignetste Konnektor zur Weiterverarbeitung ausgewählt werden.

Um das zu bewerkstelligen wird nur eine Punktwolke in einer ausreichenden Auflösung benötigt. Außer der optimierten Konnektorenentwicklungsumgebung, werden dem Anwender auch die Parabel, Ellipse und Rechteckentwicklungsumgebung angeboten, um ihn nicht einzuschränken.

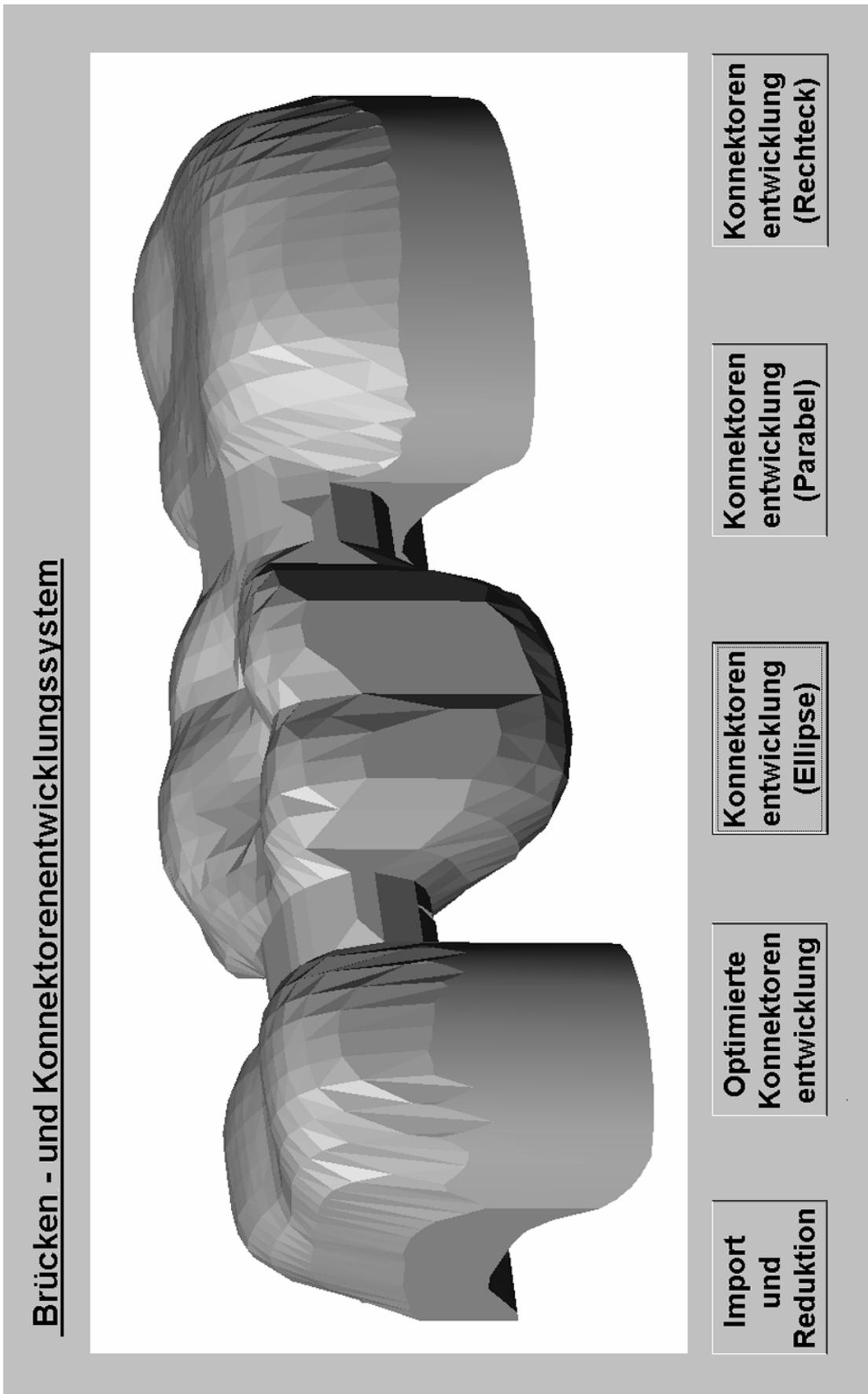


Abb. 58: Hauptmaske des Konnektorenentwicklungssystem

### Import und Reduktion

Es können Datenmengen in beliebiger Größe eingelesen werden, eine Limitierung besteht nur durch das verwendete Datenbanksystem. Die Datenreduktion kann nach Belieben eingestellt werden (Kapitel.2.3.5.2.3). Man sollte dabei bedenken, wie groß die Reduktion ausfallen soll: Je größer die Reduktion, desto schneller ist der weitere Programmablauf. Deshalb kann vor der Reduktion der Datenmenge die geforderte Auflösung eingestellt und überprüft werden, um die Datenmenge an die Erfordernisse anzupassen. Wenn nur eine reine Konnektorenoptimierung gefordert wird, Erzeugung von CAD- und FEM- Importdateien, genügt eine geringe Auflösung. Sollte jedoch das Ergebnis zur weiteren Bearbeitung bestimmt sein, wie zum Beispiel im Rahmen einer Rapid Manufacturing [37], so sollte eine hohe Auflösung gewählt werden.

**Zurück zum Hauptformular**

**Einlesen der Punktwolke**

Dateiname der Punktwolke:

Einlese Format

Einlesen ESPE

Einlesen Cons

**Einlesen**

**Datenreduktion**

Angabe der X und Y Schnitte

Anzahl der x-Schritte

Anzahl der y-Schritte

Angabe der Schichtdicke

Dicke der X-Schicht

Dicke der Y-Schicht

Überprüfung

Anzahl der x-Schritte

Anzahl der y-Schritte

**Datenreduktion**

Abb. 59: Eingabemaske zum Datenimport und Datenreduktion. Im Augenblick sind zwei Einleseformate vorhanden.

### Optimierte Konnektoren

In dieser Eingabemaske (Abb. 60) sind alle im ersten Teil der Arbeit gewonnenen Ergebnisse zusammengefasst. Die benötigten Parameter wurden auf ein Minimum reduziert, um die Bedienungsfreundlichkeit zu erhöhen. Die wichtigsten Parameter sind:

- der Abstand von der Zentralfissur,
- der Abstand von der Präparationsgrenze,
- sowie das Breiten- /Höhenverhältnis des Konnektors.

Mit diesen wenigen Parametern können die wichtigsten Konnektorenkennwerte eines optimierten Konnektors bestimmt werden. Alle anderen werden nur zur genaueren Bestimmung von den Konnektorenkennwerten und der Konnektorenposition benötigt. Das Verhältnis von Breite zur Höhe des Konnektors wird benötigt, um die Grundform des Konnektors zu bestimmen. Bei der Verhältniszahl 1 stellt der Konnektor einen Kreis dar. Je größer man das Verhältnis wählt, desto mehr verzerrt sich der Konnektor. Es wird ein Verhältnis von ca. 1,37 vorgeschlagen, da sich in den Berechnungen dieser Faktor als optimal erwiesen hat. Ferner wird der Abstand der Konnektorenoberkante von der Zentralfissur des Brückenwischengliedes benötigt. Durch diesen Abstand erhält der Zahntechniker ausreichenden Platz, um die Fissuren am Zahn und Konnektor auszuarbeiten. Ein Abstand von ca. 50  $\mu\text{m}$  sollte ausreichend sein. Ebenso wurde für den Versatz des Konnektorenmittelpunktes ein Parameter eingeführt. Dadurch ist der Anwender in der Lage den Konnektor in eine bessere Position zu verschieben und somit die Torsionsmomente zu minimieren. Wenn die Berechnung der Kennwerte abgeschlossen ist, können die CAD- und FEM- Schnittstellen durch einfaches Drücken der entsprechenden Schaltflächen aktiviert werden, welche dann die Importdateien für die jeweiligen Auswertungsprogramme erstellen. Die Ergebnisse der Kennwertberechnungen werden in der Maske farbig angezeigt. Zu den jeweiligen Konnektoren werden die Querschnittsfläche, die polaren Trägheitsmomente, die Torsionsträgheit und die Mohrsche Drehung ausgegeben (Kapitel 2.4). Hiermit ist schon ein grundsätzlicher Vergleich von Konnektoren möglich. Zur weiteren Konnektorenanalyse können zusätzlich Werkzeuge aufgerufen werden, um spezielle Kennwerte zu berechnen, sowie ein Werkzeug zur Analyse der optimalen Konnektorenposition. Um die Konnektorenposition schon von Anfang an etwas einzuschränken, kann durch die Schaltfläche „Krafteinleitung“ das Aufgabengebiet der Brücke etwas genauer bestimmt werden. Diese Vorauswahl unter-

scheidet zwischen 3 Lastfällen: Die Krafteinleitung in der Zentralfissur, sowie die Brücke im Ober- oder Unterkiefer.

**Optimierte Konnektoren**

**Symmetrisch**



**Asymmetrisch**



Name der Ausgabedatei:

**Konnektor 1**

Verhältnis:     Versatz des max. Punkt:

Abstand von der Präporenze:

Abstand von der Kauffläche:

Mittelpunktversatz:

---

**Konnektor 2**

Verhältnis:     Versatz des max. Punkt:

Abstand von der Präporenze:

Abstand von der Kauffläche:

Mittelpunktversatz:

**Auswahl**

Komplettpaket

Symmetrischer und Asymmetrischer Konnektor

Konnektorenkennwerte

CAD Importdatei

FEM Importdatei

Symmetrischer Konnektor

Konnektorenkennwerte

CAD Importdatei

FEM Importdatei

Asymmetrischer Konnektor

Konnektorenkennwerte

CAD Importdatei

FEM Importdatei

**Krafteinleitung in die Brücke**

zentrisch

Oberkiefer

Unterkiefer

**Berechnung**

**Optimierung der Konnektorenposition**

**Bearbeitung**

Asymmetrisch    Symmetrisch    beide

**Öffnen im CAD-System**

**Erstellung einer STL-**

**FEM**

Symmetrisch    Asymmetrisch

**Öffnen im FEM-System**

Zurück zum Hauptformular

Schwundmass in Prozent %

**Konnektorenkennwerte**

**Konnektor 1**   **Fläche**   **Polares Trägheitsmoment**   **Torsionsträgheit**   **Drehwinkel**

Symmetrisch

Asymmetrisch

**Konnektor 2**   **Fläche**   **Polares Trägheitsmoment**   **Torsionsträgheit**   **Drehwinkel**

Symmetrisch

Asymmetrisch

**weitere Kennwerte**

Abb. 60: Eingabemaske zur Erstellung von optimierten Konnektoren

### **Abgeschätzte Konnektorenkennwerte**

In dieser Eingabemaske (Abb. 61) werden mehrere Lastfälle abgeschätzt und für jeden Lastfall die abgeschätzten Spannungen neu bestimmt. Bei den aufgebrachten Kräften, die hier zugrunde gelegt wurden, ist die durchschnittliche Kaukraft 500 Newton und der Kraftangriffswinkel 7 Grad. Das Ergebnis der Berechnungen ergibt die Schub-, Biege- und die maximale Torsionsspannung für die unterschiedlichen Lastfälle in den Konnektoren

### **Optimierte Konnektorenposition**

Da die Schwerpunktslage des Konnektors eine wesentliche Rolle bei der Torsionsspannung und bei der schiefen Biegung einnimmt, wurde eine eigene Benutzeroberfläche (Abb. 62) dafür gestaltet. Auch hier werden unterschiedliche Lastfälle für die Bestimmung eines optimalen Konnektorenschwerpunktes herangezogen. Für die unterschiedlichen Lastfälle werden die empfohlenen Schwerpunktsverschiebungen angezeigt, die eine Minimierung der Drehmomente zur Folge hätte. Ebenfalls wird das normierte Drehmoment um die Schwerpunktslage angezeigt. Als Gesamtziel ist hier die Minimierung des normierten Drehmoments anzusehen.

### **Konnektorenentwicklungssystem (Ellipse, Parabel, Rechteck)**

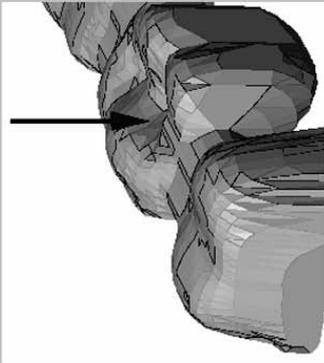
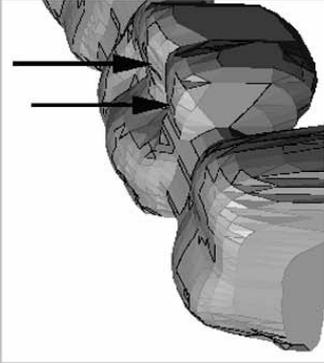
Um den Benutzer nicht nur auf die optimierten Konnektoren festzulegen, werden auch die Entwicklungsumgebung der Konnektorgrundgeometrien (Abb. 63) angeboten. Hier werden dem Anwender alle Möglichkeiten gegeben, die Konnektoren nach ihren Vorstellungen zu generieren, die große Anzahl von Parametern dürfte jede beliebige Variation zulassen. Die Softwaremodule zur Kennwertbestimmung und Konnektorenoptimierung stehen auch hier zu Verfügung.

### **Datenweitergabe an ein Verarbeitungssystem**

Sollte die Brückenkonstruktion den Erfordernissen entsprechen, kann durch Aktivierung der Schaltflächen „Erstellung einer STL- Datei“ ein Exportfile erzeugt werden, welches von Verarbeitungssystemen wie zum Beispiel einem Rapid Manufacturingssystem [37] importiert und weiterverarbeitet werden kann.

### Abgeschätzte Konnektorenkennwerte

Annahme: 500 Newton  
 Kraftangriffswinkel 7 Grad

	<u>Lastfall Zentrisch</u>	<u>Lastfall Höcker</u>	<u>Lastfall Oberkiefere</u>	<u>Lastfall Unterkiefere</u>
				
	<u>symmetrischer Konnektor1</u>	<u>symmetrischer Konnektor2</u>	<u>asymmetrischer Konnektor1</u>	<u>asymmetrischer Konnektor2</u>
	<u>Schubspannung</u>	<u>Schubspannung</u>	<u>Schubspannung</u>	<u>Schubspannung</u>
	<u>Biegespannung</u>	<u>Biegespannung</u>	<u>Biegespannung</u>	<u>Biegespannung</u>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
<b><u>Krafteinleitung</u></b>	<b>Kon 1</b>	<b>Kon 2</b>	<b>Kon 1</b>	<b>Kon 2</b>
	symmetrisch	symmetrisch	asymmetrisch	asymmetrisch
	max. Torsionspannung	max. Torsionspannung	max. Torsionspannung	max. Torsionspannung
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>

**Optimierte Konnektorenposition**

**Lastfall Zentrisch** **Lastfall Höcker** **Lastfall Oberkiefer** **Lastfall Unterkiefer**

**Krafteinleitung**

- Lastfall Zentrisch
- Lastfall Höcker
- Lastfall Oberkiefer
- Lastfall Unterkiefer
- Lastfall Zentrisch + Lastfall Oberkiefer
- Lastfall Zentrisch + Lastfall Unterkiefer

**Versatz des Schwerpunkts in horizontaler Richtung**

	symmetrisch		asymmetrisch	
	Kon 1	Kon 2	Kon 1	Kon 2
Start	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Lastfall Zentrisch	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Lastfall Höcker	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Lastfall Oberkiefer	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Lastfall Unterkiefer	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Lastfall Zentrisch + Lastfall Oberkiefer	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Lastfall Zentrisch + Lastfall Unterkiefer	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>

**Normiertes Drehmoment**

	symmetrisch		asymmetrisch	
	Kon 1	Kon 2	Kon 1	Kon 2
zurück	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Lastfall Zentrisch	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Lastfall Höcker	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Lastfall Oberkiefer	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Lastfall Unterkiefer	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Lastfall Zentrisch + Lastfall Oberkiefer	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Lastfall Zentrisch + Lastfall Unterkiefer	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>

Abb. 62: Eingabemaske zur Optimierung der Konnektorenposition

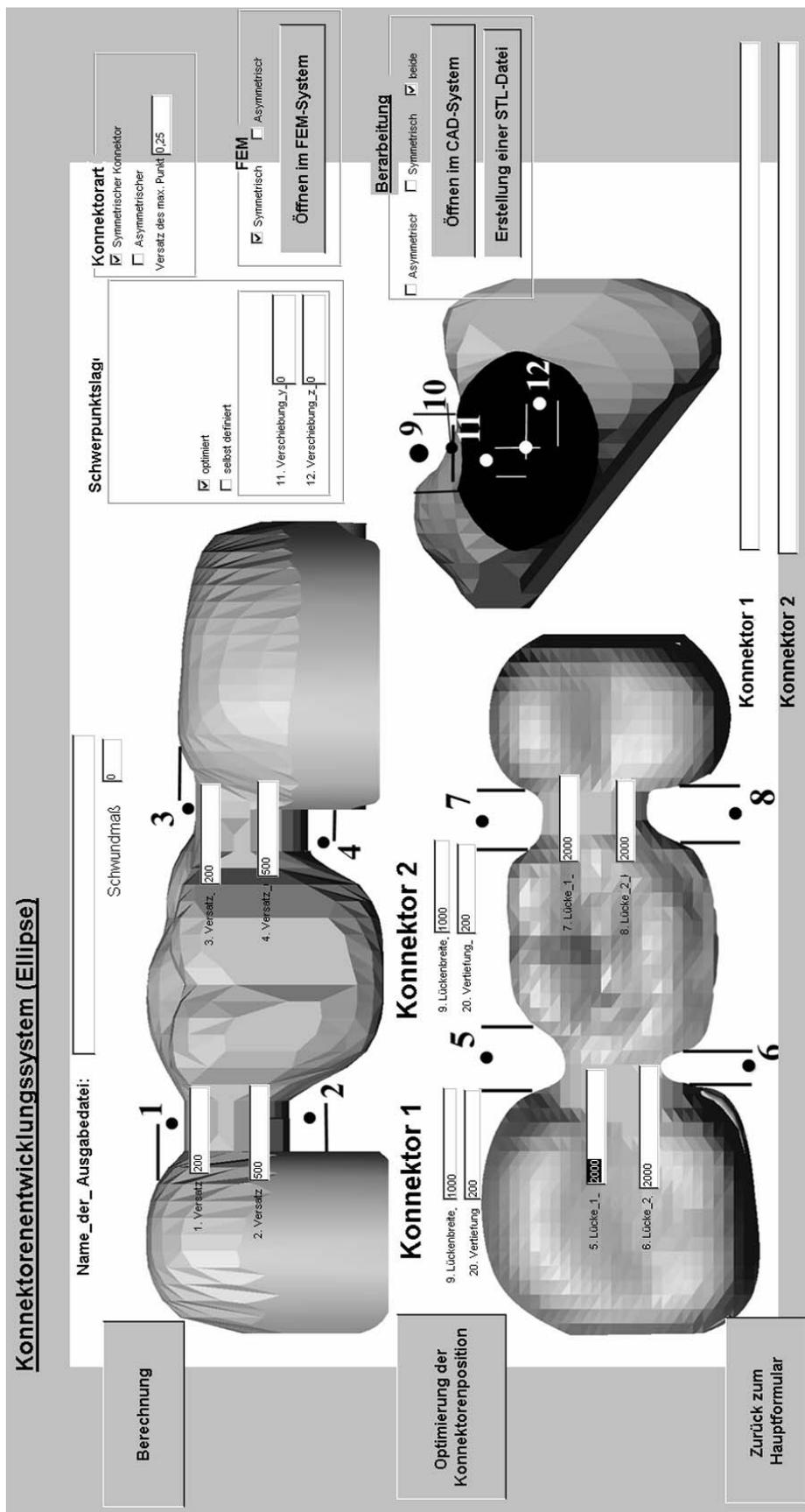


Abb. 63: Entwicklungsoberfläche (Ellipse, Parabel, Rechteck)

### 5 Diskussion

In der heutigen Zeit nimmt auch der Einsatz von CAD/CAM- Systemen in der Zahntechnik immer mehr zu [1], [4], [6], [9], [27], [39], [44], [47], [53], [54], [67], [68], [79], [98], [104], [110], [111], [115], [116]. Es werden immer mehr Keramikbrückengerüste mit diesen modernen Systemen hergestellt, doch bei der Generierung der Konnektoren geht man immer noch so vor wie bei der Erstellung von Brückengerüsten aus Metall. Auf die erhöhten Anforderungen der Keramik wird in diesen Systemen jedoch sehr wenig eingegangen. Diese Systeme gehen von einer kreisförmigen Konnektorengeometrie aus, welche der Anwender in Form und Position etwas verändern kann [10], [14], [17], [18], [69] [94], [104], [118], [119]. Die optimale Form und Lage kann auf diese Weise jedoch nur schwer erreicht werden. Diese Art der Konnektorengenerierung ist nicht von Nachteil, doch im Rahmen der heutigen technischen Möglichkeiten stellt dies nur eine Notlösung dar.

Der momentane Stand bei der manuellen Erstellung von Keramikbrücken durch den Zahn-techniker gibt für die Konnektoren nur eine Mindestquerschnittsfläche vor [17], [118]. Das Design der Konnektoren wird durch den Zahntechniker selbst bestimmt, der sich durch sein Gefühl leiten lässt. Wie weit gefühlsmäßig erstellte Konnektoren von ihrer maximalen Tragfähigkeit entfernt sind, zeigte sich in dieser Arbeit. Die in der manuellen Erstellung geforderte minimale Querschnittsfläche sagt wenig über die Tragfähigkeit des Brückengerüsts aus. Viel wichtiger ist es, das Flächenträgheitsmoment, der Verlauf der Neutrallinie und das daraus resultierende Widerstandsmoment der Konnektoren zu betrachten. Bei gleicher Konnektorenquerschnittsfläche ergibt sich eine große Streuung der maximalen Spannung und der daraus resultierenden Überlebenswahrscheinlichkeit des Keramikbrückengerüsts, weil keine Konnektorengeometrie vorgegeben ist. Durch die Ergebnisse dieser Arbeit werden die Zahntechniker in die Lage versetzt, ihre Arbeit von der gefühlsmäßigen Betrachtung zu trennen und reproduzierbare Gestaltungsrichtlinien zu bekommen. Diese Gestaltungsrichtlinien gehen über die Angabe einer Querschnittsfläche hinaus und beschäftigen sich mit der optimalen Form und der optimalen Lage der Konnektoren. Der Zahn-techniker wäre bei Einhaltung der Gestaltungsrichtlinien in der Lage, ästhetische und parodontalhygienische Brückengerüste mit einer höheren Tragfähigkeit zu erstellen.

Durch die optische, rechnerische und FEM-Analyse konnten Konnektorenkennwerte vorgeschlagen werden, die eine maximale Lastübertragung und eine höhere Lebensdauer ermöglichen, wenn die Kennwerte eingehalten werden. Die elliptische Konnektorengeo-

metrie hat sich als optimale Form zur Lastübertragung erwiesen. Sie vereinigt die größte Querschnittsfläche, das größte Flächenträgheitsmoment und das größte Widerstandsmoment bei gleichem Breiten- /Höhenverhältnis im Vergleich zu unterschiedlichen Konnektorgeometrien. Durch Einbeziehung von Lastfällen in die Betrachtung und unter Zuhilfenahme der FEM- Analyse konnte das Breiten- /Höhenverhältnis des optimalen Konnektors weiter eingeschränkt werden. In der FEM- Analyse wiesen die besten Konnektoren ein Breiten- /Höhenverhältnis von ca. 1,37 auf. Dieser Faktor kann als eine ästhetische Obergrenze angesehen werden, ein Überschreiten würde die Ästhetik des Konnektors verschlechtern. Eine Verkleinerung des Faktors hingegen verringert das Widerstandsmoment des Konnektors und vergrößert somit die maximale auftretende Konnektorenspannung. Damit der Kraftfluss möglichst lange im Konnektor verbleibt, sollte der Abstand der Konnektorenunterseite von der Präparationsgrenze so gering wie möglich ausfallen.

Zusammenfassend kann man den Zahntechniker folgende Ratschläge bei der manuellen Erstellung von Brückengerüsten geben:

- Es sollte eine elliptische Konnektorenform angestrebt werden.
- Das Breiten- /Höhenverhältnis des Konnektors soll den Wert von ca. 1,37 nicht überschreiten.
- Der Abstand der Konnektorenunterseite zur Präparationsgrenze sollte so gering wie möglich ausfallen.
- Die Konnektorenübergänge sollten abgerundet sein.

Wenn bei der manuellen Erstellung von Keramikbrückengerüsten die Gestaltungsrichtlinien Eingang finden, sollte es dem Zahntechniker möglich sein, Brückengerüste sehr nahe am mechanischen Optimum zu erstellen.

Bei der momentanen Software zu Erstellung von Brückengerüsten gibt der Zahntechniker die Haltepunkte der Konnektoren am Pfeiler und am Brückenzwischenstück an [17], [92], [118]. Dieses Vorgehen kann Fehlerquellen enthalten, welche es zu vermeiden gilt. Wie diese Arbeit aufzeigt, hat die Mittelpunktslage des Konnektors einen Einfluss auf die Spannungsverteilung innerhalb des Konnektors und sollte deshalb nicht vernachlässigt werden. Außerdem wird bei diesen Systemen auf den Kraftangriffspunkt und die Lage des Kraftvektors nicht eingegangen [17], [118].

Das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Konnektorengestaltungssystem stellt ein Werkzeug dar, welches diesen Forderungen Rechnung trägt. Es berücksichtigt die Gestaltungs-

richtlinien zur Erstellung von optimierten Konnektoren sowie den Kraftangriffspunkt und die Richtung der Lastvektoren, um die optimale Position der Konnektoren zu bestimmen. Das Konnektorengestaltungssystem bietet den Anwendern die Möglichkeit, eine Vielzahl von Brücken- und Konnektorengeometrien zu erzeugen und sie anhand der errechneten Konnektorenkennwerte zu vergleichen. Wenn ein komplizierter Fall vorliegt kann die Geometrie in ein FEM- Programm übernommen und einer genaueren Spannungsanalyse unterzogen werden. Anhand aller Informationen, welche der Anwender durch die optische, rechnerische und FEM- Analyse erhält, sollte er in der Lage sein, die optimale Brücken- und Konnektorengeometrie zu finden und diese für die weitere Verarbeitung freizugeben.

Im Gegensatz zu den anderen Entwicklungssystemen, wo keine Rückmeldung bei der Wahl der Konnektorenposition und der Konnektorengeometrie erfolgt [17], [118], liefert das in dieser Arbeit erstellte Programm eine Rückmeldung anhand von Konnektorenkennwerten. Dadurch ist es möglich, einen Regelkreis (Anwender-Programm) zu bilden, der solange durchlaufen werden kann, bis dem Anwender ein optimales Ergebnis vorliegt.

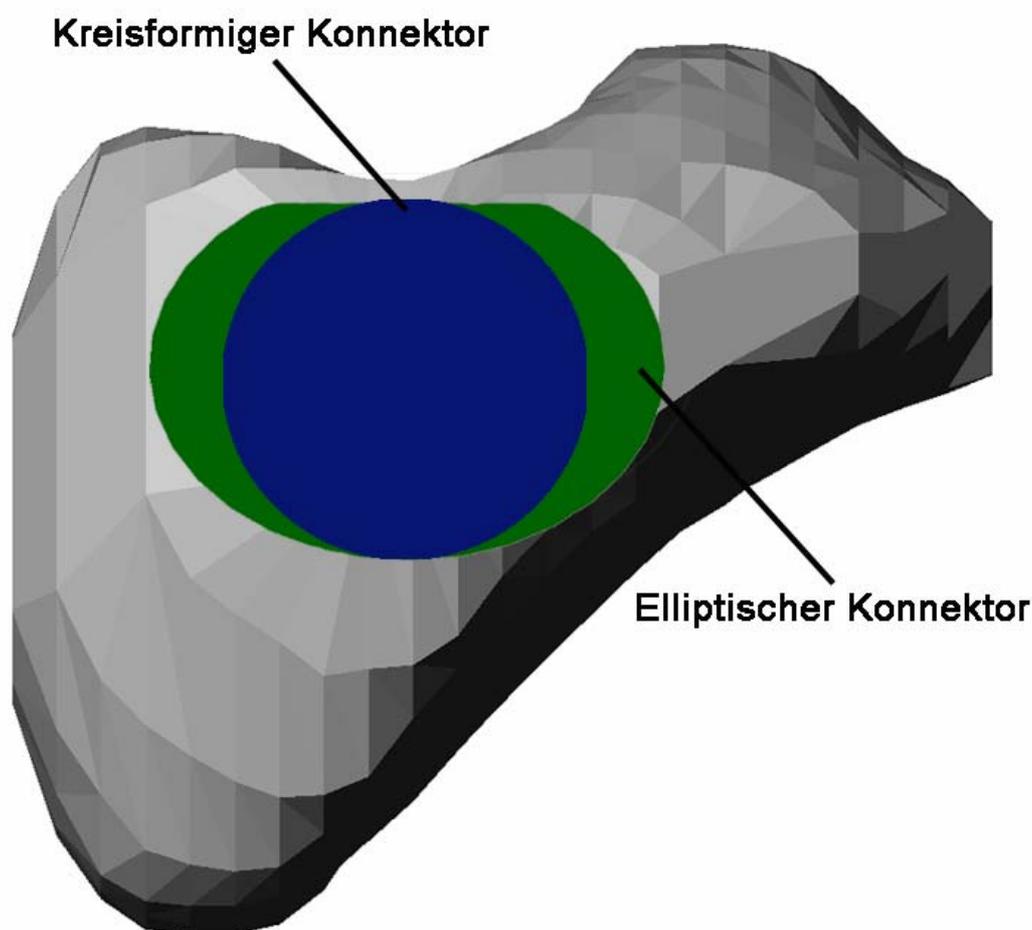
Wie wichtig eine richtig gewählte Konnektorgeometrie bei der Verwendung von Keramik als Trägermaterial ist, zeigte sich schon in mehreren Forschungsarbeiten, die sich mit der Spannungsverteilung innerhalb von Keramikbrücken beschäftigten [40], [52], [78], [91], [92].

In der Arbeit von *Mittermeier* [78] wurde darauf hingewiesen, dass eine Verringerung der Spannungsspitzen die Überlebenswahrscheinlichkeit von Keramikbrücken positiv beeinflusst. Wenn die Erhöhung der Überlebenswahrscheinlichkeit der Keramikbrücke unser maßgebliches Ziel ist, muss eine Spannungsminimierung und eine gleichmäßige Spannungsverteilung innerhalb der Brücke erreicht werden. Als beste Konnektorengeometrie erwies sich hier die elliptische Geometrie, um eine möglichst gleichmäßige Spannungsverteilung zu erhalten.

Um die minimale Spannung innerhalb des Konnektors zu erreichen, ist ein hohes Widerstandsmoment nötig. Diese Erhöhung des Widerstandsmomentes kann mit einer Vergrößerung des Breiten- /Höhenverhältnis der elliptischen Konnektorenform erreicht werden. Diese Vergrößerung ist jedoch durch die ästhetischen Anforderungen und den vorhandenen Platz zum Zahnfleisch im Konnektorenbereich (Parodontalhygiene) begrenzt.

Das in dieser Arbeit erstellte Breiten- /Höhenverhältnis von ca. 1,37 liefert das maximale Flächenträgheitsmoment bei einem gerade noch ästhetischen Erscheinungsbild und entsprechenden Platzangebot für die Hygienefähigkeit der Brücke im Konnektorenbereich.

Bei einer Verkleinerung des Konnektorenverhältnisses würde sich auch die Querschnittsfläche des Konnektors verringern. In diesem Fall würde eine Schnittflächenverringern um 1 Prozent das Flächenträgheitsmoment und somit das Widerstandsmoment um ca. 2,95 Prozent verringern. Wie sich eine Verkleinerung des Konnektorenverhältnis auswirkt, ist in Abb. 51 zu ersehen. Trotz dieser eindeutigen Vorteile auf die Spannungsverteilung ist eine optimierte Konnektorenanpassung bei den anderen Entwicklungssystemen noch nicht möglich, da dort noch von kreisförmigen Grundkonnektor (Abb. 64) ausgegangen wird [17], [118].



*Abb. 64: Darstellung der Flächendifferenz von Kreis und Ellipse*

Im Unterschied zu den anderen Entwicklungssystemen kann das in dieser Arbeit entwickelte System die Brückengerüste parametrisieren. Dies bedeutet, dass jeder Punkt innerhalb des Brückengerüsts einzeln angesteuert und verändert werden kann. Dies ermöglicht die Manipulation der Konnektorengeometrie durch den Anwender, die Berechnung der Konnektorenkennwerte und die Analyse unterschiedlicher Belastungsfälle. Die Konnektoren-

renentwicklungsoberfläche ist sehr einfach in der Bedienung gehalten, um nicht nur den CAD- und FEM Spezialisten, sondern auch den computertechnisch ungeübteren Anwendern eine wirkungsvolle Entwicklungsumgebung zur Verfügung zu stellen und um den Zahntechnikern ein praxisnahes Arbeiten zu ermöglichen.

Im Gegensatz zu den Entwicklungsumgebungen der großen Hersteller kann dieses Programm eigenständig als preiswerte Entwicklungsumgebung auf jedem Computer laufen, der mit dem Programm MS Access ausgestattet ist. Es muss nur eine einzige Bedingung erfüllt sein um mit diesem Programm arbeiten zu können: Die Brückendaten müssen digitalisiert sein, also in Form einer Punktwolke vorliegen. Der Datenimport, die Datenreduktion und die notwendige Datenparametrisierung werden durch das Konnektorenentwicklungssystem übernommen. Dies ermöglicht eine Vielzahl von Anwendungsmöglichkeiten, die weit über die Erstellung von optimierten Brückengerüsten hinausgehen:

Dies ist zum Beispiel die Entwicklung eines Qualitätsmanagementsystems, bei dem die von Zahntechnikern manuell gefertigten Brücken eingescannt, die Daten reduziert, die Kennwerte bestimmt und dann archiviert werden. Sollte es zu einem Versagen der Keramikbrücke kommen, kann man durch Analyse der Bruchfläche sowie einer erweiterten Auswertung des Konnektors mit Hilfe der Konnektorenkennwerte und eines FEM-Systems verbesserte statistische Aussagen über die Lebensdauer der Brückenglieder treffen.

Denkbar ist auch die Weiterentwicklung des Programms zu einem Qualitätsschulungssystem für Zahntechniker, welche das Ziel hat, die Anwender im Gebrauch von Keramik als Konnektorenmaterial zu unterstützen.

Dies kann man sich in der Form eines Regelkreises vorstellen: Der Zahntechniker fertigt eine Brücke, welche mit Hilfe des Programms analysiert wird. Die Verbesserungsvorschläge zur Konnektoren- und Brückengeometrie werden an den Zahntechniker weitergegeben, der dann versucht diese Vorschläge umzusetzen.

Somit kann der Zahntechniker innerhalb kürzester Zeit ein Gefühl für die beste Konnektorenform und -position bekommen und mögliche Fehlerquellen minimieren.

Eine andere Möglichkeit ist die Weiterentwicklung zu einem System zur Qualitätszertifizierung. Hier kann man nach der Fertigstellung der Brücke - die Größe der Brücke spielt dabei keine Rolle - einen 3-D-Scan anfertigen, die Konnektorenkennwerte bestimmen lassen und die Kennwerte der Brücke als ein Qualitätszertifikat beilegen. Somit ist eine Vergleichbarkeit von verschiedenen Zahntechnikern und Zahnlabors möglich, welche über die Beurteilung der Ästhetik hinaus geht. Durch diese konkreten Zahlenwerte hat man eine Vergleichsbasis bei der Fertigung von Keramikbrücken.

Bei anderen Brückenentwicklungssystemen muss der Zahntechniker die Konnektorengenerierung hauptsächlich noch manuell und rein nach Gefühls- und Erfahrungswerten am Computer vornehmen. Dadurch können sich Gestaltungsfehler einschleichen und zu Konnektoren führen, welche nicht die optimale Form und Position aufweisen. Denkbar wäre hier eine Importierung von Datenfiles eines anderen Herstellers. Nach der Optimierung der Brückenkonnektoren und Brückenposition kann das optimierte Brückengerüst an das Fertigungssystem des Fremdherstellers zurückgegeben werden.

Außerdem ist eine Weiterentwicklung dieses Konnektorengestaltungssystem zu einem Komplettsystem vorstellbar. Das Ziel ist dann, von der Analyse des Meistermodells bis zur Fertigung alles so weit wie möglich automatisiert ablaufen zu lassen, um eine reproduzierbare Qualität der Keramikbrücke zu erhalten. Der Anwender soll nur noch eingreifen, wenn das System eigenständig keine Lösung mehr erarbeiten kann, oder wenn es der Anwender ausdrücklich wünscht, weil er im besonderen Fall die Entwicklung des Konnektors selbst übernehmen möchte.

Den Programmablauf dieses Komplettsystems kann man sich wie folgt vorstellen:

- Importierung der 3-D Scandaten eines Meistermodells.
- Identifizierung der Pfeilerzähne und der Kieferkämme.
- Berechnung der Präparationsgrenze und Erstellung der Kämpchen mit Hilfe eines handelsüblichen CAD- Systems.
- Importierung der Brückenzwischenglieder aus einer Datenbank.
- Anpassung der Brückenzwischenglieder an die Kieferkämme, um die hygienischen Anforderungen zu erfüllen
- Optimale Konnektorengenerierung unter gegebenen Randbedingungen, zum Beispiel Eingabe der maximalen Bruchspannung des Materials.
- visuelle Kontrolle des Brückengliedes und eventuelle Bearbeitung mit einem CAD- System.
- Weitergabe der Brückenkonstruktion, unter Zuhilfenahme einer STL- Schnittstelle an ein Rapid Manufacturing Fertigungssystem.

Durch die wenigen Benutzereingriffe bei der Erstellung der Keramikbrückengerüste wird immer eine gleich bleibende Qualität entstehen. Die Brückengerüste werden immer optimal an die gegebenen Belastungen angepasst. Es stehen die Konnektorenkennwerte zur

weiteren Optimierung zur Verfügung. Um dieses Ziel der automatisierten Brückenerstellung zu ermöglichen, sind jedoch noch weitere Untersuchungen und Softwareentwicklungen nötig.

Das im Rahmen dieser Arbeit aber bereits entwickelte Programm stellt ein kostengünstiges Entwicklungswerkzeug für Brückengerüste dar, welches für Normalanwender und CAD- und FEM- Spezialisten gedacht ist. Es ist sowohl eine sinnvolle Ergänzung für die momentan erhältlichen Entwicklungssysteme, als auch ein sinnvolles Werkzeug zur Überprüfung von manuell gefertigten Keramikbrücken.

### 6 Zusammenfassung und Ausblick

Im Laufe der letzten Jahre nahm der Wunsch der Patienten nach hochwertigem Zahnersatz stetig zu. Dieser Zahnersatz soll eine hohe Biokompatibilität aufweisen und durch seine Zahnfarbigkeit und Transluminiszenz sich nicht mehr von der natürlichen Zahnschmelze unterscheiden. Die keramischen Werkstoffe erfüllen diese Anforderungen, waren aber wegen ihres Bruchverhaltens (Sprödebruch) bisher nur begrenzt in der Zahnmedizin einsetzbar. Mit der Entwicklung von Hochleistungskeramiken können jetzt Bruchspannungen realisiert werden, welche den Einsatz von keramischen Werkstoffen als Prämolaren- und Molarenbrücken erlaubt. An den Zahntechniker stellt die Verwendung von Keramik besondere Anforderungen. Bislang war die Gestaltung der Brücken dem Gefühl und der Erfahrung der Zahntechniker überlassen. Bei der Verwendung von Keramiken als Brückenmaterial kann diese Art der gefühlsmäßigen Gestaltung jedoch zu Brücken führen, welche nicht der Anforderung einer optimalen Spannungsverteilung innerhalb der Konnektoren entspricht und deshalb die Lebensdauer der Brücke vermindert. Um den Zahntechniker bei der Erstellung einer spannungs- und lastoptimierten Brücke zu unterstützen, wurde deshalb in dieser Arbeit ein Computerprogramm entwickelt, welches den Zahntechniker bei der Brückenentwicklung unterstützt. Es zeigte sich, dass es große Abweichungen in der gefühlsmäßigen ästhetischen Brückengestaltung von Zahn Technikern gegenüber der rechnerisch optimierten Brückenform geben kann. Um eine Vergleichbarkeit von unterschiedlichem Brückendesign zu ermöglichen wurden Konnektorenkennwerte der Brückengerüste berechnet: Die Konnektorenquerschnittsfläche, das polare Trägheitsmoment, das Torsionswiderstandsmoment, die Lage des Konnektorenschwerpunktes und die Mohresche Drehung. Hiermit konnte dann das unterschiedliche Design von Brücken miteinander verglichen und eine optimierte Brückenform bestimmt werden. Durch Anwendung der FEM-Analyse konnte dieses optimierte Brückendesign noch weiter eingeschränkt und verfeinert werden. Alle Erkenntnisse aus CAD- Designanalyse, Kennwertberechnungen und FEM-Analyse sowie die daraus resultierenden Gestaltungsrichtlinien wurden zu einem Computerprogramm zusammengefasst, welches dem Zahntechniker in der Praxis helfen soll, eine ästhetisch und spannungsoptimierte Brücke zu gestalten. Das entwickelte Programm könnte so mithelfen die Lebensdauer von Keramikbrücken zu erhöhen. Ferner ist auch der Einsatz in einem Rapid Manufakturingsystem möglich, um die Kosten für diese zahntechnische Leistung zu vermindern.

### 7 Literaturverzeichnis

1. *Ahlmann D.*: Acht Jahre Erfahrung mit dem DCS – Frässystem.  
Quintessenz Zahntechnik 26, 1015 (2000)
2. *Albrecht R., Nicol N.*: VBA-Programmierung mit Access 97.  
Addison-Wesley-Longman Verlag Bonn (1997)
3. *Baloui S.*: Das Kompendium Access 2.0.  
Markt & Technik Buch und Software Verlag München (1994)
4. *Baltzer A., Kaufmann-Jinoian V.*: CEREC® inLap.  
Dent Lab 49, 901 (2001)
5. *Barth F., Mühlbauer P., Nikol F., Wörle K.*: Mathematische Formeln  
und Definitionen.  
Lindauer Verlag München (1980)
6. *Becker J.*: CAD/CAM in der Zahnmedizin – Teil II.  
ZWR 105, 188 (1996)
7. *Beham G.*: IPS-Empress: Eine neue Keramik-Technologie.  
Ivoclar-Vivadent Report (1990)
8. *Beitz W., Küttner K.-H.*: Dubbel Taschenbuch für den Maschinenbau. 17. Auflage  
Springer Verlag Berlin Heidelberg NewYork (1990 )
9. *Bieniek K.W., Brauner A.*: Klinische Evaluation von computergestützt erstellten  
ästhetischen Zahnrestaurationen aus Keramik.  
ZWR 101, 940 (1992)
10. *Bredenstein J., Melle*: Herstellung einer kompositverblendeten  
DC–Tell–Brücke.  
Dent Lab 49, 725 (2001)
11. *Bredenstein J.*: Multitalent aus der Schweiz.  
Dent Lab 50, 1236 (2002)
12. *Breuckmann B.*: Optische 3D- Meßsysteme für Online- Anwendungen.  
Technisches Messen 57, 389 (1990)
13. *Bronstein I.N., Sememdjajew K.A.*: Taschenbuch der Mathematik.  
Harri Deutsch Verlag Thun und Frankfurt/Main (1985)
14. *Brunner M., Hölldampf P.*: Lava - heißes Magma oder CAD/CAM Hightech ?.  
Dent Lab 49, 433 (2001)
15. *Bünemann J.*: Clever und Smart.  
Dent Lab 49, 1481 (2001)

16. *Böge A.*: Mechanik und Festigkeitslehre. 18. Auflage  
Vieweg & Sohn Verlag Braunschweig (1981)
17. *DCS*: Benutzerhandbuch DCS Precident Systems (1999)
18. *DCS*: Wissenwertes rund um ein bewährtes CAD/CAM-System.  
DZW-ZahnTech 26 (2002)
19. *Christen H.R.*: Grundlagen der allgemeinen und anorganischen Chemie.  
Salle und Sauerländer Verlag Frankfurt (1980)
20. *Claus H.*: Das Gefüge und Mikrogefüge der Dentalkeramik in Abhängigkeit  
von den Brennbedingungen.  
Quintessenz Zahntechnik 16, 1 (1990)
21. *Clelland N.L., Ismail Y.H., Zaki H.S., Pipko D.*: Threedimensional  
finite element stress analysis in and around the crew- Vent implantat.  
Int J Oral Maxillofac Implants 6, 391 (1991)
22. *Coca I., Schwickenrath H.*: Zur Beanspruchung von Kronen im Frontzahnbereich.  
Dtsch Zahnärztl Z 42, 338 (1987)
23. *Decker K.-H.*: Maschinenelemente Gestaltung und Berechnung. 9. Auflage  
Carl Hanser Verlag München Wien (1985 )
24. *DeHoff P.H., Anusavice J.J., Wang Z.*: Three-dimension finite element analysis  
of shea bond test.  
Dent Mater 11, 126 (1995)
25. *dental-labor*: Vollkeramik.  
Verlag Neuer Merkur GmbH München (2002)
26. *Domke W.*: Werkstoffkunde und Werkstoffprüfung. 10.Auflage  
Cornelsen Verlag Berlin (1994)
27. *Duret B., Blouin J.L., Duret B .*: CAD/CAM in dentistry.  
J Dent Assoc 117, 715 (1988)
28. *Eichner K.*: Messung der Kräfte bei Kauvorgängen.  
Dtsch Zahnärztl Z 18, 915 (1963)
29. *Eichner K.*: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.  
Hüthig Verlag Heidelberg (1981)
30. *Erkki V.*: Experimentelle Untersuchungen über die physiologische  
Zahnbeweglichkeit.  
Dissertation Universität Kiel (1981)

31. *etkon AG.*: In allen Richtungen offen.  
Dent Lab 50, 1231 (2002)
32. *Faculty of Engineering Sciences*: Friedrich- Alexander- Universität Erlangen-  
Nuernberg, Department of Material Science and Engineering Institut III Glas and  
Ceramics, Annual Report (1998)
33. *Filser F., Lüthy H., Kocher P.*: Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich.  
Quintessenz Zahntechnik 28, 48 (2002)
34. *Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg*: Physik und Chemie von Glas  
und Keramik III.  
Keramik Lehrstuhl für Glas und Keramik Vorlesung (1996)
35. *Fröhlich P.*: FEM – Leitfaden.  
Springer Verlag Berlin Heidelberg NewYork (1995)
36. *Gallagher R.H.*: Die Methode der finiten Elemente in der Festkörpermechanik.  
Carl Hanser Verlag München Wien (1982)
37. *Gebhardt A.*: Rapid Prototyping.  
Carl Hanser Verlag München Wien (1996)
38. *Gehre G.*: Keramische Werkstoffe. In: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre  
Verarbeitung. 6. Auflage  
Hrsg: Eichner K., Kappert H.F Hüthig Verlag Heidelberg (1996), S. 348.
39. *Gojowy T.*: Zwischen Handwerk und industrieller Fertigung.  
Quintessenz Zahntechnik 28, 648 (2002)
40. *Goldhofer G.*: Dreidimensionale Finite-Elemente Spannungsanalyse an  
vollkeramischen Klebebrücken bei zahnärztlichen Brückenarbeiten.  
Diplomarbeit TU- München (1993)
41. *Gross D., Schnell W.*: Formel- und Aufgabensammlung  
zur Technischen Mechanik II.  
B.I. Wissenschaftsverlag Mannheim Wien Zürich (1980)
42. *Gross H., Hauger W., Schnell W.*: Technische Mechanik Band I.  
Springer Verlag Berlin Heidelberg NewYork (1988)
43. *Hammer A., Hammer K.*: Taschenbuch der Physik.  
Lindauer Verlag München (1987)
44. *Hammer P.*: Wer hat Angst vor CAD und CAM ?  
Dent Lab 49, 509 (2001)
45. *Hartmann J.*: Untersuchungen zur experimentell erhöhten Zahnbeweglichkeit.  
Dissertation Universität Würzburg (1993)

46. *Heinrich E., Hoffmann G.:* Die Zahnarthelferin.  
Hüthig Verlag Heidelberg (1997)
47. *Hickel R., Kunzelmann K.-H.:* Keramikinlays und Veneers.  
Carl Hanser Verlag München Wien (1997)
48. *Hoechst Ceram Tec AG:* Entwicklung einer Dentalkeramik mit verbesserten  
Eigenschaften.  
Forschungsprogramm neue Werkstoffe in Bayern (1993)
49. *Hoffmann H.:* Formeln: Physik Chemie Mathematik in einem Band.  
Buch und Zeit- Verlagsgesellschaft mbH Köln (1980)
50. *Kang E., Haghigihi K.:* Intelligent finite element mesh generation.  
Engineering with Computers 11, 70 (1995)
51. *Kavo:* Zum Gipfel der Schönheit.  
Dent Lab 50, 1233 (2002)
52. *Keidel F.:* FE- Analyse einer vollkeramischen Seitenzahnbrücke.  
Diplomarbeit TU-München (1998)
53. *Kern K., Mehl A.:* Neue Perspektiven für CAD/CAM in der Zahnheilkunde.  
Quintessenz Zahntechnik 28, 1244 (2002)
54. *Kern M.:* CAD/CAM- Mode oder Methode?.  
Dent Lab 50, 1234 (2002)
55. *Knothe K., Wessels H.:* Finite Elemente. 2. Auflage  
Springer Verlag Berlin Heidelberg NewYork (1992)
56. *Koller R.:* Konstruktion für den Maschinenbau.  
Springer Verlag Berlin Heidelberg NewYork (1985)
57. *Kuchling H.:* PHYSIK Formeln und Gesetze.  
Buch und Zeit- Verlagsgesellschaft mbH Köln (1977)
58. *Kunzelmann K.H., Obermeier T., Mehl A., Hickel R.:* Finiteelement analysis of  
megefillers/inserts to otimicze shape and material.  
J Dent Res 74, 187 (1995)
59. *Körber K.-H.:* Zahnärztliche Prothetik Band I.  
Thieme Verlag Stuttgart New York (1975)
60. *Körber K.-H., Ludwig K.:* Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor  
zahntechnischer Konstruktionen.  
Dent Lab 32, 55 (1983)
61. *Körber K.-H.:* Zahnärztliche Prothetik.  
Thieme Verlag Stuttgart New York (1985)

62. *Lehmann H.*: Einführung in die restaurative Zahnheilkunde. 8. Auflage  
Urban & Schwarz Verlag München (1998)
63. *Lindner E.*: Chemie für Ingenieure.  
Lindner Verlag Karlsruhe (1985)
64. *Linne M.*: Mehr Ästhetik durch Vollkeramik.  
Verlag Neuer Merkur GmbH München (2002)
65. *Lippmann H.*: Technische Mechanik II.  
Vorlesungsscript Technische Mechanik II TU- München (1983)
66. *Lippmann H., Mannl V.*: Einführung in die Kontinuumsmechanik.  
Vorlesungsscript Technische Mechanik V TU- München (1988)
67. *Luthard R., Rudolph H., Sandkuhl O., Walter M.*: Aktuelle CAD/CAM- Systeme  
zur Herstellung von keramischen Zahnersatz Teil I  
ZWR 110, 747 (2001)
68. *Luthard R., Rudolph H., Sandkuhl O., Walter M.*: Aktuelle CAD/CAM- Systeme  
zur Herstellung von keramischen Zahnersatz Teil II  
ZWR 110, 797 (2001)
69. *Luthardt R.*: Stand und Perspektiven der Verarbeitung von Zirkonoxid-Keramik.  
In: dental-labor Fachbuchreihe (Hrsg.):  
Verlag Neuer Merkur GmbH München (2002), S.191.
70. *Luthardt R., Musil R.*: CAD/CAM- gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid-  
Keramik.  
Dtsch Zahnärztl Z 52, 380 (1997)
71. *Markert O.*: FE- Analyse einer vollkeramischen Seitenzahnbrücke.  
Diplomarbeit TU München (1996)
72. *Marsuba S.T., Roehl B.*: VRML.  
Markt & Technik Buch und Software Verlag München (1996)
73. *Marxkors R., Meiners H.*: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde.  
Carl Hanser Verlag München Wien (1993)
74. *Mayr M., Thalhofer U.*: Numerische Lösungsverfahren in der Praxis.  
Carl Hanser Verlag München Wien (1993)
75. *MSC*: Benutzer- und Entwicklerhandbücher der Firma MSC Software für die FEM-  
Programme.  
MENTAT und MARC Version K7 Juni (1998)

76. *Mehl A.*: 3D- Datenerfassung und CAD/CAM- Technologie in der restaurativen Zahnmedizin- Entwicklung, Einsatz und Perspektiven einen neuen Verfahrens. Habilitationsschrift, Ludwig-Maximilians-Universität München (1998)
77. *Mehl A., Gloger W.*: A New Optical 3-D Device for the Detection of Wear. Dent Res 76, 1799 (1997)
78. *Mittermeier M.*: Werkstoffkundliche Untersuchung und Finite Elemente Analyse von vollkeramischen Zahnklebebrücken. Dissertation TU München (1996)
79. *Möhrmann W.H., Bindl A.*: The new creativity in ceramic restorations: Dental CAD/ CAM. Quintessenz Int 27, 821 (1996)
80. *Natt G., Marx R., Spieckermann H., Tinschert J.*: Metallfreie Frontzahnbrücken aus Hochleistungskeramik. In: dental-labor Fachbuchreihe (Hrsg.): Verlag Neuer Merkur GmbH München (2002), S.179.
81. *Neuscheler M.*: Untersuchungen über die Zahnbeweglichkeit mit dem Periotestgerät mit Multibandtechnik. Dissertation Universität Kiel (1981)
82. *Netz H.*: Formeln des technischen Grundwissen. Carl Hanser Verlag München Wien (1976)
83. *Niemann G.*: Maschinenelemente Band I Konstruktion und Berechnung von Verbindungen, Lagern, Wellen. Springer Verlag Berlin Heidelberg NewYork (1975)
84. *Oel, Tomandl G.*: Keramik. Vorlesungsscript Institut für Werkstoffwissenschaften Erlangen (1992)
85. *Pliefke M., Lenz J., Schweizerhof K.*: Wärmespannungen und Lastspannungen in einer metallkeramischen Brücke. Quintessenz Zahntechnik 26, 817 (2000)
86. *Pohling J.*: Zirkonoxid- schön und belastbar. Dent Lab 50, 1233 (2002)
87. *Pospiech P., Rammelsberg P., Gernet W., Geymeier D.*: Vergleichende Untersuchungen zur Druckfestigkeit von Mirage-, Dicor- und VMK- Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 47, 630 (1992)
88. *Pospiech P., Rammelsberg P., Gernet W., Schneider-Feyer S.*: Untersuchungen der Biegefestigkeit und der Gefügestruktur der faserverstärkten Keramik Mirage II im Vergleich mit bekannten Keramiken. ZWR 101, 436 (1992)

89. *Pospiech P., Rammelsberg P., Gernet W., Toutenburg H.:* In-Ceram-Adhäsivbrücken: der Einfluß der Präparationsform und Gerüstgestaltung auf die Brückenfestigkeit.  
Dtsch Zahnärztl Z 49, 629 (1994)
90. *Pospiech P., Unsöld F., Rammelsberg P.:* Labortechnische Gesichtspunkte zur Klebebrücke aus InCeram.  
Dent Lab 43, 1601 (1995)
91. *Pospiech P.:* Werkstoffkundliche und klinische Untersuchungen zur vollkeramischen Klebebrücke.  
Habilitationsschrift, Ludwig-Maximilians-Universität München (1996)
92. *Pospiech P., Mittermeier J., Rammelsberg P.:* Spannungsverteilung in vollkeramischen Klebebrücken: eine dreidimensionale Finite-Element-Analyse.  
Dtsch Zahnärztl Z 54, 366 (1996)
93. *Pospiech P., Rammelsberg P., Goldhofer G., Gernet W.:* All-ceramic resin-bonded bridges: A 3-dimensional finite element analysis study.  
Eur J Oral Sci 104, 390 (1996)
94. *Pospiech P., Rammelsberg P., Unsöld F.:* A new design for all-ceramic resin-bonded bridges.  
Quintessence Int 27, 753 (1996)
95. *Pospiech P., Schweiger J., Meinen J.:* Vom Zirkonoxidgerüst zur Lava-Vollkeramik.  
Dent Lab 50, 59 (2002)
96. *Rammelsberg P., Pospiech P.:* Adhäsivbrücken als substanzschonende, ästhetische und langfristige Alternative zu konventionellen Brücken.  
BZB 5, 33 (1996)
97. *Rannacher R., Stern E.:* Finite- Elemente.  
Spektrum der Wissenschaft. 90 (3/1997)
98. *Rathke A., Seger J., Schaaf :* HIP-verstärktes Zirkonoxid.  
Dent Lab 50, 349 (2002)
99. *Rech A.:* Zukunftsmusik oder praktikable Technik?  
Dent Lab 50, 1221 (2002)
100. *Schmidseder A:* Vollkeramische Restaurationen mit dem Cerapress- Verfahren.  
In: dental-labor Fachbuchreihe (Hrsg.):  
Verlag Neuer Merkur GmbH München (2002), S.101.
101. *Schnell W., Gross D., Hauger W.:* Technische Mechanik Band 2.  
Springer Verlag Berlin Heidelberg NewYork (1989)

102. *Schuhmacher G.-H.*: Odontographie.  
Hüthig Verlag Heidelberg (1983)
103. *Schuhmacher G.H., Schmidt H.*: Anatomie und Biochemie der Zähne.  
Gustav Fischer Verlag Stuttgart (1990)
104. *Schuhmann C.*: Ceron® in der Anwendung.  
Quintessenz Zahntechnik 28, 510 (2002)
105. *Schüller K.-H., Hennike H.W.*: Zur Systematik der keramischen Werkstoffe.  
Ceram Forum Int 62, 259 (1985)
106. *Schwickenrath H.*: Kaukraft – Kaudruck  
Dtsch. Zahnärztl. Z 31, 870 (1976)
107. *Solidworks*: Benutzerhandbücher für das CAD- Programm Solidworks (1999)
108. *Spur G.*: Keramikbearbeitung.  
Carl Hanser Verlag München Wien (1998)
109. *Stockinger F.*: Dreidimensionale Formerfassung als Herausforderung.  
Micromasure GmbH Verlag Linden (1994)
110. *Strietzel R.*: FutureDent- Preisgünstiger Zahnersatz mit Hilfe eines CAD/CAM-  
Systems.  
Quintessenz Zahntechnik 27, 970 (2001)
111. *Strietzel R., Weiss C., Laschütza H.*: CAD/CAM- Warum?  
Dent Lab 50, 1227 (2002)
112. *Strub J.R.*: Vollkeramische Systeme.  
Dtsch Zahnärztl Z 47, 566 (1992)
113. *Verband der Keramischen Industrie*: Brevier Technische Keramik.  
Fahner Verlag Lauf a.d. Pegnitz (1999)
114. *Voß R., Meiners H.*: Fortschritte der Zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde.  
Carl Hanser Verlag München Wien (1987 )
115. *Witkowski S.*: Computer Integrated Manufacturing (CIM) als Konzept für das  
zahntechnische Labor.  
Quintessenz Zahntechnik 28, 347 (2002)
116. *Witkowski S.*: CAD/CAM in der Zahntechnik: Buyer`s Guide 2003  
ZAHNTECH MAG 6, 696 (2002)
117. *3M ESPE Qualitätssicherung*: Materialprüfung an ausgewählten Keramiken.  
3M ESPE Dental Medizin (1996)

## 7 LITERATURVERZEICHNIS

---

118. *3M ESPE*: Benutzerhandbuch LAVA System  
3M ESPE Dental Medizin (2001)
119. *3M ESPE*: LAVA Symposium München  
Vorträge und Kompendium (2001)
120. *3M ESPE*: LAVA Vollkeramiksystem  
Produktdossier (2001)

### 8.1 Danksagungen

Ich danke Herrn Prof. Dr. Dr. h.c. W. Gernet, Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU München, für die freundliche Unterstützung und Förderung bei der Durchführung dieser Arbeit.

Ganz besonders möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. P. Pospiech bedanken, der nicht nur die Idee zu dieser Arbeit gab, sondern während der gesamten Entstehung mich zu jeder Zeit mit wissenschaftlichem Rat unterstützte. Durch seine unermüdliche Unterstützung trug er entscheidend zum Gelingen dieser Arbeit bei.

Mein Dank gilt den Mitarbeitern der Poliklinik der Zahnärztlichen Prothetik München, die mich bei meiner Arbeit unterstützten. Ganz besonderer Dank gilt den Zahntechnikern Herrn J. Schweiger, Herrn F. Unsöld, Herrn M. Kurzmeier, Frau K. Köbele-Bogai, und Frau M. Eichberger, welche mich mit ihren wertvollen zahntechnischen Ratschlägen und durch ihre Mithilfe bei der CAD-Designanalyse tatkräftig unterstützten.

Für die naturwissenschaftliche Unterstützung und für zahlreiche konstruktive Gespräche danke ich Herrn Dipl. Phys. K. Mühlberger.

Für die freundliche Bereitstellung der digitalisierten Brückendaten bedanke ich mich bei der Firma 3M ESPE.

### 8.2 Lebenslauf

**Name:** Erdelt Kurt-Jürgen  
**Geburtsdatum:** 18.04.1960  
**Geburtsort:** Sulzbach-Rosenberg / Oberpfalz  
**Familienstand:** ledig  
**Staatsangehörigkeit:** deutsch

#### **Ausbildung:**

1966 – 1975 Grund- und Hauptschule in Sulzbach - Rosenberg  
1975 – 1979 Berufsschule in Amberg  
1975 – 1979 Berufsausbildung als Kfz.- Schlosser  
bei der Firma Alfred Arbogast in Amberg  
1979 – 1980 Berufsaufbauschule in Weiden  
und in Sulzbach –Rosenberg  
1980 – 1982 Berufsoberschule in Scheyern  
1984 – 1992 Studium der Luft und Raumfahrttechnik  
an der TU München  
1992 – 1993 Aufbaustudium der Arbeits- und  
Wirtschaftswissenschaften

#### **Berufspraxis:**

7/1982 - 6/1984 Pz.-Schlosser bei der Bundeswehr  
12/1993 –11/1995 EDV- Systemtechniker bei der Firma Weyer  
seit 11/1995 Wissenschaftlicher Mitarbeiter der Poliklinik für  
Zahnärztliche Prothetik der LMU München

#### **Außeruniversitäre Tätigkeiten**

Ressortleiter bei studentischen Großveranstaltungen  
Softwarespezialist bei der Firma Microsoft  
Studentische Hilfskraft am Lehrstuhl A für Thermodynamik der TU München  
Wissenschaftliche Hilfskraft am Konstruktionslehrstuhl der TU München