

**Numerische Analyse des biomechanischen Verhaltens  
verschiedener Gerüstmaterialien im All-on-4-Konzept  
im Oberkiefer**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Hohen Medizinischen Fakultät  
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität  
Bonn

**Arozo Ahmadi**  
aus Kabul, Afghanistan

2020

Angefertigt mit der Genehmigung  
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: Prof. Dr. em. Gerhard Wahl

Tag der Mündlichen Prüfung: 10.07.2020

Erscheinungsjahr: 2020

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik  
und Werkstoffwissenschaften

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark

- Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie -

Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

## Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	<b>6</b>
<b>1. Einleitung</b> .....	<b>7</b>
1.1 Einleitung.....	7
1.2 Implantologie .....	8
1.3 Implantatprothetik .....	9
1.3.1 All-on-4-Konzept .....	11
1.3.2 Vorteile von All-on-4.....	13
1.3.3 Studienlage .....	14
1.4 Gerüstmaterialien .....	16
1.4.1 Cobalt-Chrom-Legierung (CoCr-Legierung).....	16
1.4.2 Titan .....	16
1.4.3 Pekkton .....	17
1.5 Die-Finite-Elemente-Methode.....	19
1.6 Zusammenfassende Bewertung .....	22
<b>2. Fragestellungen und Ziele</b> .....	<b>23</b>
<b>3. Material und Methoden</b> .....	<b>24</b>
3.1 Modellerstellung .....	24
3.2 Material.....	28
3.3 Randbedingungen .....	29
3.4 Simulationen.....	31
<b>4. Ergebnisse</b> .....	<b>32</b>
4.1 Exemplarische Auswertung einer Simulation.....	32
4.2 Darstellung der Spannungsverteilungen als Boxplots .....	34
4.3 Einfluss von Material und Einheilungsgrad.....	36
4.3.1 Spannungen im Knochen.....	36
4.3.2 Spannungen im Gerüst .....	38

4.4	Detaillierte Betrachtung der Verteilung der Spannungen im Knochen mit PEKK als Gerüstmaterial .....	40
4.4.1	Sofortbelasteter Zustand im periimplantären Knochen .....	40
4.4.2	Osseointegrierter Zustand im periimplantären Knochen .....	43
4.5	Verteilung der Spannungen im Gerüst in den verschiedenen Teilbereichen im osseointegrierten Zustand mit PEKK als Gerüstmaterial .....	45
4.5.1	Einfluss des Belastungspunktes im Gerüst .....	47
4.6	Vergleich der Spannungen im Gerüst bei direkter und indirekter Belastung mit PEKK als Gerüstmaterial .....	48
4.7	Vergleich der Spannungen in der Verblendung bei direkter und indirekter Belastung mit PEKK als Gerüstmaterial .....	49
4.8	Verformungsmuster innerhalb der Brücke .....	51
<b>5.</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>53</b>
5.1	Diskussion von Material und Methode .....	53
5.2	Diskussion der Ergebnisse .....	55
5.2.1	Einfluss des Einheilgrades auf die biomechanische Belastung im Knochen für die unterschiedlichen Gerüstmaterialien .....	55
5.2.2	Einfluss des Einheilgrades auf die biomechanische Belastung im Gerüst für die unterschiedlichen Gerüstmaterialien .....	57
5.2.3	Einfluss des Belastungsortes im Knochen mit PEKK als Gerüstmaterial .....	57
5.2.4	Einfluss der Belastungsart im Gerüst direkt unterhalb des Druckstempels und im gesamten Gerüst mit PEKK als Gerüstmaterial mit osseointegrierten Implantaten .....	58
5.2.5	Einfluss der Belastungsart in der Verblendung direkt unterhalb des Druckstempels und in der gesamten Verblendung mit PEKK als Gerüstmaterial mit osseointegrierten Implantaten .....	59
5.3	Klinische Schlussfolgerungen .....	60
<b>6.</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>62</b>
<b>7.</b>	<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>64</b>
<b>8.</b>	<b>Tabellenverzeichnis .....</b>	<b>69</b>

<b>9.</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>70</b>
<b>10.</b>	<b>Danksagung .....</b>	<b>79</b>

## Abkürzungsverzeichnis

AK	Arbeitskreis
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
CBCT	Cone beam computed tomography
CoCr	Cobalt-Chrom-Legierung
DGZMK	Deutsche Gesellschaft der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
E-Modul	Elastizitätsmodul
FE	Finite-Elemente
FEA	Finite-Elemente-Analyse
FEM	Finite-Elemente-Methode
GPa	Gigapascal
IQR	Interquartilsabstand
Ncm	Newton Zentimeter
MES	Minimal effective Strain
MPa	Megapascal
PAEK	Poly-Aryl-Ether-Keton
PEEK	Poly-Ether-Ether-Keton
PEKK	Poly-Ether-Keton-Keton
Pofa	Point of force application
RBE	Rigid Body Element
Ti	Titan

# 1. Einleitung

## 1.1 Einleitung

Laut der fünften deutschen Mundgesundheitsstudie (Jordan et al., 2014) vollzieht sich derzeit ein demografischer Wandel in der Gesellschaft, der immer mehr von älteren Patienten gekennzeichnet ist. Bezogen auf den Zahnstatus der kompletten Zahnlosigkeit beobachtet man eine positive Entwicklung. Während im Jahr 1997 jeder vierte (24,8 %) Senior in der Altersgruppe der 65- bis 74-jährigen vollständig zahnlos war, so waren es im Jahre 2014 nur noch ca. 12,4 %, also jeder achte.

Ebenso beobachtet man einen eindeutigen Trend zum festsitzenden Zahnersatz, so dass die Patienten heute zehn Mal häufiger mit festsitzendem Zahnersatz versorgt sind als noch im Jahr 1997. Folglich gibt es einen direkten Zusammenhang zwischen einer erhöhten Anzahl älterer Patienten mit mehr Restzähnen und der größer werdenden Voraussetzung für festsitzenden Zahnersatz. Dies korreliert mit dem immer stärker werdenden Bewusstsein der Menschen für ihre Mundgesundheit, die sehr präventionsorientiert und zahnerhaltend ist. Auch der Wunsch nach festen Zähnen bis ins hohe Alter wird immer öfter von zahnlosen Patienten geäußert. Vor diesem Hintergrund ist eine zahnärztliche Adaptation hinsichtlich der Rehabilitation dieser Patienten, die einen höheren Anspruch haben als die klassische schleimhautgetragene Totalprothese mit ihren allgemein bekannten Nachteilen (unbefriedigendes Kauvermögen, Sprach- und Phonetikprobleme, psychosoziale Beeinträchtigung), unabdingbar. Die Wahl der Therapieform ist neben den funktionellen, ästhetischen und statischen Kriterien auch individuell von wirtschaftlichen Verhältnissen und dem Invasivitätsausmaß abhängig.

Die vorliegende Dissertation befasst sich mit einer implantatprothetischen Therapieform zur Rehabilitation eines zahnlosen Oberkiefers. Elementar wichtig für die Langlebigkeit der Implantate ist neben Anzahl und Stellung der Implantate auch die Suprakonstruktion. Diese sollte einen spannungsfreien Sitz gewährleisten, denn im Gegensatz zur dentalen Verankerung mit entsprechender physiologischer Mobilität der Pfeilerzähne werden selbst minimale Diskrepanzen der Passung durch Implantate nicht toleriert beziehungsweise kompensiert, sodass es im schlimmsten Fall durch Fehl- oder Überbelastung der Implantate zu deren Verlust kommt. Um diese Komplikation so gering wie möglich zu halten werden daher verschiedene Gerüstmaterialien hinsichtlich ihres biome-

chanischen Verhaltens untersucht. Eine günstige Biomechanik der Suprakonstruktion würde sich auch günstig auf die Implantat- und Knochenbelastung auswirken und folglich auf eine nachhaltige und langlebige implantatprothetische Versorgung.

## 1.2 Implantologie

Um fehlende Zähne bzw. zahnlose Kiefer feststehend versorgen zu können, bedient man sich seit über 30 Jahren der dentalen Implantologie. Laut der wissenschaftlichen Stellungnahme der DGZMK mit dem Titel „Implantologie in der Zahnheilkunde“ (2005) stellen Implantate künstliche Pfeiler dar, die zur Verankerung von Zahnersatz, Epithesen und kieferorthopädischen Behandlungsmitteln etc. eingesetzt werden. Die Vorteile dieser Therapieform liegen zum einen in der hohen Funktionalität und zum anderen in der stabilen und langfristig knochenerhaltenden Verankerung.

Eine wichtige Voraussetzung für eine spätere Verankerung des Zahnersatzes spielt die Osseointegration enossaler Implantate. Darunter versteht man „einen im lichtmikroskopischen Bereich sichtbaren, direkten funktionellen und strukturellen Verbund zwischen dem organisierten, lebenden Knochengewebe und der Oberfläche eines belasteten Implantats“ (Brånemark, 1983). Knochengewebe stellt eine komplexe biologische Struktur dar, welche sich entsprechend dem Wolffschen Gesetz verhält, bei der er sich unter Belastung in seiner Form und Funktion anpasst und bei dauerhafter Entlastung degeneriert bzw. atrophiert.

Frost forschte intensiv in den 60er Jahren weiter, um Aussagen treffen zu können, ab wann eine Knochenapposition im Sinne eines Remodellings stattfindet und bei welcher Belastung es zu einer Knochenatrophie kommt. Die dabei entwickelte „mechanostatische Theorie“ besagt, dass für die Knochenbildung und -erhaltung bestimmte Biegebelastungen notwendig sind. In diesem Zusammenhang wurde der „Minimal effective Strain“ (MES) etabliert. Dabei gibt der MES die Größe der Verzerrung an, bei der es gerade noch zu einer Zellaktivierung kommt und der daraus resultierenden Knochenapposition im Sinne eines Remodellings führt (Frost, 1960a; Frost, 1960b; Frost, 1987).

Zwischen 300 und 4.000  $\mu$ Strain liegt der physiologische Bereich, in dem der Knochen auf die durch das Implantat entstehende Belastung reagieren kann. Unter der Grenze von 300  $\mu$ Strain atrophiert der Knochen und oberhalb von 4.000  $\mu$ Strain kommt es zu fibrösen Umbauprozessen (Frost, 1988). Laut der Mechanostat-Theorie von Frost liegt



die Belastungsgrenze von Knochen bei ca. 140 MPa oder in Dehnung gemessen bei über 20.000  $\mu$ Strain. Solche hohen Werte führen zu einer absoluten Knochenüberbelastung, was zum mechanischen Versagen des Knochens führt (Frost, 1990a; 1990b; 1994).

Zarb und Alkerktsson definierten 1990 die Osseointegration als „den Erhalt des periimplantären Knochens unter funktioneller Implantatbelastung.“ Die Stabilität, die man direkt nach Implantatinsertion zum Knochen erhält, wird als Primärstabilität bezeichnet und über das Einschraubdrehmoment definiert. Es sollte 30 Ncm nicht unterschreiten. Hier von unterscheidet sich die Sekundärstabilität als Zustand nach der knöchernen Einheilung und die Tertiärstabilität als Stabilität unter funktioneller Integration und Belastung. Friberg et al. (1999) zeigten, dass die Primärstabilität eine entscheidende Rolle hinsichtlich der Osseointegration hat.

Neben der Osseointegration spielt auch die implantatprothetische Versorgung einen entscheidenden Faktor für den Erfolg bzw. Langzeiterfolg von Implantaten. Bei der implantatprothetischen Versorgung dürfen die einzelnen Komponenten (Implantat, Abutment, Suprakonstruktion) nicht über- bzw. fehlbelastet werden, sonst drohen Komplikationen wie periimplantärer Knochenverlust, Schraubenlockerung oder Implantatverlust (Lang et al., 2000).

### 1.3 Implantatprothetik

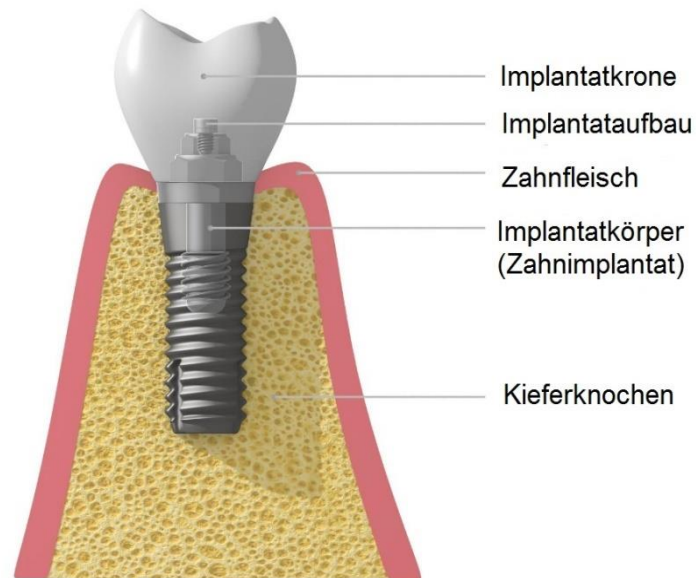
Die Implantatprothetik kombiniert zwei Fachdisziplinen der Zahnheilkunde, die Implantologie und die Prothetik. Eine weitere wichtige Schlüsselkompetenz für eine gute implantatprothetische Versorgung stellt die Zahntechnik, die konzeptionell perfekt auf die beiden anderen Disziplinen abgestimmt sein muss, dar.

Die zahnärztliche Prothetik befasst sich schwerpunktmäßig mit der oralen Rehabilitation von fehlenden Zähnen oder ausgeprägten Zahnhartsubstanzschädigungen. Grundsätzlich unterscheidet man in der Prothetik den herausnehmbaren Zahnersatz von dem festsitzenden Zahnersatz. Unter herausnehmbaren Zahnersatz fällt die gesamte Teil- und Totalprothetik, wohingegen der festsitzende Zahnersatz die dental- oder implantatgestützten Kronen und Brückenrestorationen umfasst. Eine weitere Unterteilung stellt der kombinierte Zahnersatz dar, bei dem ein Teil der Versorgung fest einzementiert ist und der andere herausnehmbar ist (z. B. Teleskoparbeiten).

In der vorliegenden Arbeit liegt der Fokus auf der implantatprothetischen Versorgung eines zahnlosen Oberkiefers. Auch hier unterscheidet man herausnehmbare und festsitzende Implantat-Suprakonstruktion Versorgungsformen. Als herausnehmbar wird dabei diejenige Versorgung bezeichnet, bei der es dem Patienten selbst möglich ist, diese selbstständig entfernen zu können. Dabei unterscheidet man noch weiter in herausnehmbar tegumental getragene Restaurationen und herausnehmbare, rein implantatgetragene Restaurationen. Bei der rein implantatgetragenen herausnehmbaren Suprakonstruktion werden verschiedene Verankerungselemente unterschieden, welche einzelnstehend (Kugelhköpfe, Doppelkronen) oder verblockt (Steggeschiebe oder -gelenke) sein können.

Als festsitzende Implantat-Suprakonstruktion werden die verschraubten oder zementierten Restaurationen bezeichnet. Die verschraubten und die provisorisch eingesetzten Versorgungen werden als bedingt abnehmbar deklariert, da sie nur vom Behandler und nicht vom Patienten herausgenommen werden können, sodass sie für die Patienten als festsitzend empfunden werden. Bei direkt auf den Implantaten verschraubten bzw. über Abutments befestigten Suprakonstruktionen handelt es sich üblicherweise um kunststoff- oder keramikverblendete Metallgerüste.

Generell besteht der implantatbasierte Zahnersatz üblicherweise aus drei Teilkomponenten (siehe Abb.1). Das Implantat dient als künstliche Zahnwurzel bzw. als das Fundament des verankerten Zahnersatzes. Das Abutment, welches in das Implantat eingeschraubt wird, fungiert als das Bindeglied zwischen dem Implantatkörper und der Suprakonstruktion, dem sichtbaren Zahnersatz.



**Abb. 1:** Basisaufbau Implantat-Abutment-Suprakonstruktion. Die einzelnen Komponenten sind bezeichnet (modifiziert nach ECDI GmbH, 2020).

### 1.3.1 All-on-4-Konzept

Das Konzept des All-on-4 sieht insgesamt lediglich 4 Implantate vor, bei dem die zwei anterioren Implantate im Frontbereich gerade inseriert werden, da die anatomischen Voraussetzungen dort am günstigsten sind und die zwei posterioren Implantate im Seitenzahnbereich schräg in einem Winkel von 35°- 45°. Die Bedeutung dieser Angulierung der distalen Implantate sei laut den Studien von Jensen und Adams (2009) und Maló et al. (2012) wichtig für eine gute Osseointegration der Implantate und für ein günstiges Unterstützungspolygon für den implantatgetragenen Zahnersatz.

Bei diesem Vorgehen werden insbesondere vulnerable Strukturen wie der Sinus maxillaris im Oberkiefer (siehe Abb. 2) und der Nervenaustritt des Nervus alveolaris inferior im Unterkiefer umgangen ohne vorherige augmentative Maßnahmen, und bei entsprechender Primärstabilität ist eine festsitzende Brückenversorgung vorgesehen. Besonders bei atrophierten Kiefern fallen aufwendige augmentative Maßnahmen weg, da durch die

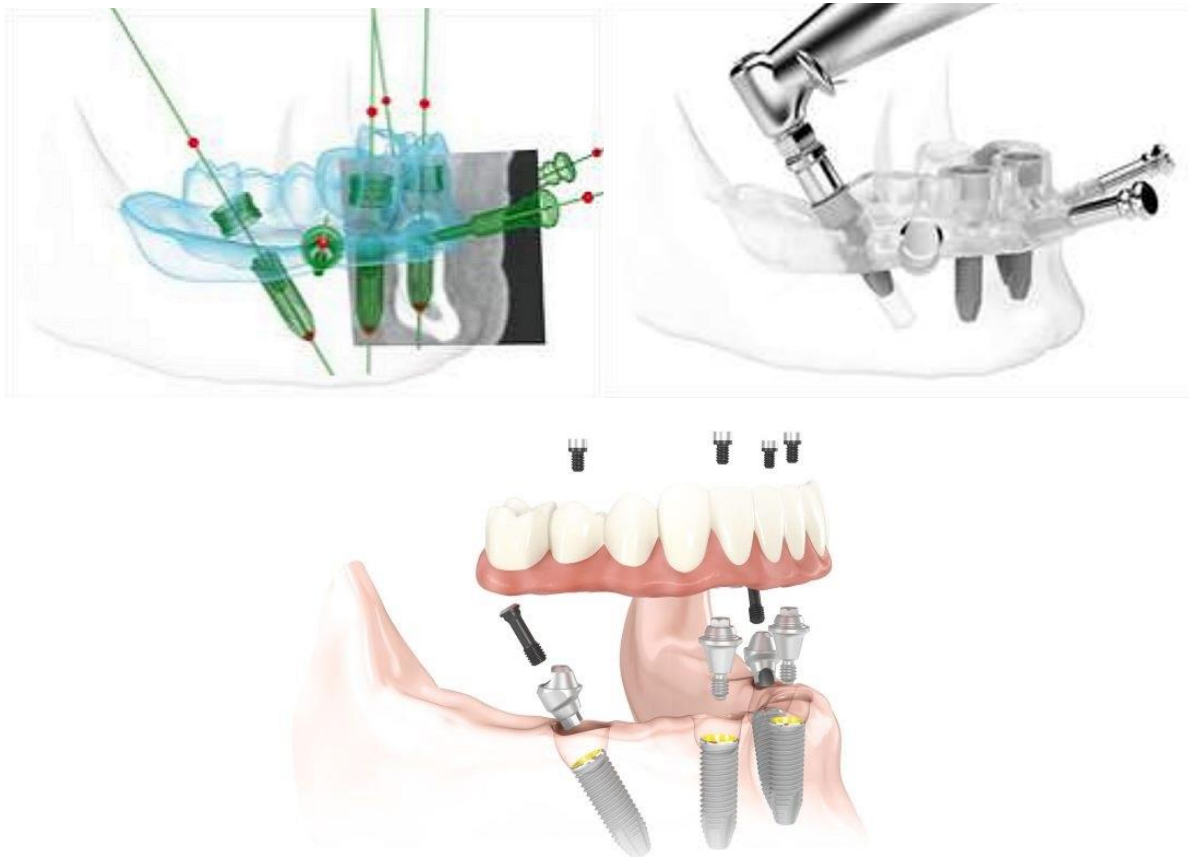
geneigten äußeren Implantate eine größere Kontaktfläche erreicht wird, sodass der Knochen optimal ausgenutzt wird und die feste Einheilung in den Knochen optimiert wird.



**Abb. 2:** Versorgung des zahnlosen Unterkiefers (links) und Oberkiefers (rechts) mit einer Brücke, die von jeweils 4 Implantaten getragen wird (All-on-4-Konzept). Die oberen Bilder zeigen das chirurgische Protokoll der zahnlosen Kiefer und die unteren Bilder zeigen die prothetische Versorgung der jeweiligen Kiefer (modifiziert nach Hungary Dental Implant, 2020).

Die klinische Vorgehensweise sieht die gesamte Versorgung von der Extraktion restlicher Zähne, über die operativ chirurgische Insertion der Implantate bis hin zum Zahnersatz, innerhalb eines Tages vor.

Im Vorfeld wird eine ausführliche und exakte Planung mit einer 3D-Röntgenaufnahme und einer 3D-Planungssoftware zur Herstellung einer Bohrschablone für die richtigen Implantatpositionen vorgenommen. Nach korrekter Insertion der Implantate in die richtige Implantatposition wird mithilfe von Abformpfosten ein präziser Silikonabdruck genommen, der dem Zahntechniker im Dentallabor die Herstellung einer Brücke erlaubt (siehe Abb.3). Nach wenigen Stunden erhält der Patient seine festsitzende Versorgung und verlässt mit einer sofort belastbaren provisorischen Brücke die Praxis. Die Nachsorge einer All-on-4-Behandlung erfordert wie jede Versorgung mit Implantaten oder anderem Zahnersatz regelmäßige zahnärztliche Kontrolluntersuchungen und eine gründliche Mundhygiene.



**Abb. 3:** Das All-on-4 Konzept im Unterkiefer. Nach der 3D Planung für die Bohrschablone (oben links) erfolgt die Implantatinserion mittels Bohrschablone (oben rechts; modifiziert nach Hinze et al., 2020). Zum Abschluss wird die Brücke im Unterkiefer eingesetzt (unten mitte; modifiziert nach Nobel Biocare Services AG, 2020).

### 1.3.2 Vorteile von All-on-4

Das Behandlungskonzept des All-on-4 bietet vor allem aus Patientensicht wesentliche zeitliche und wirtschaftliche Vorteile. Durch die Reduktion der Implantatzahl von üblich acht Implantaten auf lediglich vier sind geringere Behandlungskosten, geringerer chirurgischer Aufwand und folglich eine erheblich kürzere Behandlungszeit notwendig. Die konventionelle Methode mit gegebenenfalls Knochenaugmentationen oder Sinusbodenelevationen vor Implantation und einer dreimonatigen gedeckten Einheilzeit der Implantate beansprucht eine deutlich längere Behandlungsphase und einen erheblichen Kostenunterschied. Insbesondere der Aspekt einer sofortbelasteten und festsitzenden (herausnehmbar ebenso möglich) Restauration innerhalb eines Tages erfüllt den in der Einleitung erwähnten Wunsch des Patienten nach festsitzendem Zahnersatz.

### 1.3.3 Studienlage

Trotz der vermeintlich offensichtlichen Vorteile des All-on-4-Konzepts spricht sich die aktualisierte S3-Leitlinie „Implantatprothetische Versorgung des zahnlosen Oberkiefers“ (Kern et al., 2014) aufgrund fehlender Langzeitstudien im März 2017 laut Expertenkonsens gegen eine solche festsitzende Versorgung aus. Als Empfehlung wurde die herausnehmbare Versorgung bei vier Implantaten gegeben. Weniger als vier Implantate sollen für den zahnlosen Oberkiefer nicht geplant werden. Für fünf bis sechs Implantate gilt die Verwendung einer einteiligen Brücke, die verschraubt oder zementiert werden kann, falls festsitzend versorgt werden sollte. Mehr als sechs Implantate können herausnehmbar oder festsitzend versorgt werden. Falls festsitzend versorgt wird, können einteilige oder mehrteilige Restaurationen verwendet werden, die verschraubt oder zementiert werden können. Der Hintergrund dieser offiziellen Stellungnahme ist auf mehrere Studien gegründet. In zahlreichen Studien wurde die Überlebensrate der Implantate in Abhängigkeit von einer herausnehmbaren Suprakonstruktion untersucht.

Ferrigno et al. haben 2002 in einer prospektiven, multizentrischen klinischen Studie mit 3 Patientengruppen zahnlose Patienten mit einer entweder herausnehmbaren oder festsitzenden Suprakonstruktion versorgt. Im Falle der herausnehmbaren Versorgung wurde bei 16 Patienten eine auf 4 Implantaten verankerte Restauration mit einem Dolder-Steg eingegliedert, 19 Patienten erhielten eine auf 6 Implantaten verankerte Restauration mit einem gefrästen Steg. Insgesamt wurden hohe kumulative Erfolgsraten für die Implantate festgestellt. Der kumulative Implantaterfolg für Implantate, die mit einem Dolder-Steg versorgt wurden, betrug 86,9 % nach 10 Jahren und die mit einem gefrästen Steg versorgt wurden, betrug 92,2 %. Bezogen auf die Suprakonstruktion betrug die Überlebensrate für die auf einem Dolder-Steg verankerten Restaurationen 88,9 % und die auf einem gefrästen Steg verankerten Restauration 94,4 % (Kern et al., 2014).

Akça et al. versorgten 2010 in einer Studie 11 Patienten mit jeweils 4 Implantaten mit einer auf einem Dolder-Steg verankerten Suprakonstruktion. Dabei wurde eine Implantatüberlebensrate von 97,7 % konstatiert.

Zou et al. versorgten 2013 in einer prospektiven klinischen Studie jeweils 10 Patienten in 3 Gruppen, mit jeweils vier Implantaten. Die Patienten wurden mit Teleskop-, Steg- oder Locator-verankerten Deckprothesen versorgt. Nach 3 Jahren wurde eine hundert-

prozentige Überlebens- bzw. Erfolgsrate der Implantate angegeben. In einer Metaanalyse ermittelten Kern et al. im Jahre 2016 eine geschätzte Überlebensrate von 89 % nach 5 Jahren für herausnehmbare Suprakonstruktionen auf 4 Implantaten.

In Bezug auf eine festsitzende Versorgung in Abhängigkeit von der Implantatzahl und die Belastung auf den Implantaten zeigt sich, dass es keinen Unterschied zwischen der Verwendung von vier, fünf oder sechs Implantaten gibt (Brånemark et al., 1985; Naconey et al., 2010;). Grundsätzlich wird das All-on-4-Konzept sehr kontrovers diskutiert. Während in der einen Studie die angulierten Implantate als biomechanisch günstig im Bereich der Knochen-Implantat-Kontaktfläche eingestuft werden, da diese spannungsreduzierend wirken (Bellini et al., 2009), wird in einer anderen Studie sogar die hohe Korrelation zwischen einem erhöhten Neigungswinkel der Implantate und einer höheren Spannungsbelastung im periimplantären Bereich berichtet (Begg et al., 2009; Takahashi et al., 2010). Tabrizi et al. haben 2013 keine Korrelation zwischen erhöhtem Knochenverlust und der Neigung der Implantate festgestellt. Die Autoren zeigten, dass die Angulierung von Implantaten eine gute Alternative darstellt, um Knochenaugmentationen zu umgehen. Dies wurde auch von Aparicio et al. (2001) und Bayer et al. (2012) bestätigt, indem sie in ihren Studien die Verwendung von angulierten Implantaten zu einer effektiven und sicheren Alternative zu augmentativen Maßnahmen wie die Sinusbodenelevation im Oberkiefer zeigten. Liu et al. untersuchten 2018 den biomechanischen Einfluss von verschiedenen Implantatangulationen ( $0^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $30^\circ$  und  $45^\circ$ ) und Belastungszeitpunkten im periimplantären Bereich mit der All-on-4-Methode. Dabei zeigten die  $0^\circ$ - und  $15^\circ$ -Angulierung der Implantate die höchsten Spannungswerte, sowohl im sofortbelasteten Zustand als auch im osseointegrierten Zustand. Die Spannungsverteilungen waren mit den stärker angulierten Implantaten ( $30^\circ$  und  $45^\circ$ ) besser.

Diverse klinische Studien, die sich über ein Follow-Up von 5 Jahren erstrecken, sprechen von über 95 %-igen Implantatüberlebensraten mit der All-on-4-Methode (Hopp et al., 2017; Jemt und Stenport, 2011; Li et al., 2017; Lopes et al., 2015; Maló et al., 2015; Niedermaier et al., 2017). In einer retrospektiven Studie, die über einen Beobachtungszeitraum von 10 Jahren ging, lag die Implantatüberlebensrate bei 92 % (Maló et al., 2011).

## 1.4 Gerüstmaterialien

Im Laufe der Geschichte haben sich bei prothetischen Versorgungen unterschiedliche Gerüstmaterialien etabliert, aus denen man Zahnersatz herstellt. Während früher die hochgoldhaltige Legierung der Goldstandard war, setzten sich sukzessive Nichtedelmetallgerüste auf Basis von Cobalt-Chrom-Legierungen und später Titangerüste, immer weiter durch (Lindigkeit, 1989). Jene stellen die gängigsten und bekanntesten Werkstoffe für die Herstellung von Gerüstkonstruktionen dar (Hopp, 1998). Mit der Einführung der CAD/CAM-Technik (Bergmann et al., 1989; Mormann et al., 1990; Nash, 1990; Stoll und Stachniss, 1990) werden metallfreie Gerüstwerkstoffe beliebter und seit kurzem werden Hochleistungskunststoffe immer interessanter (Siewert, 2013).

### 1.4.1 Cobalt-Chrom-Legierung (CoCr-Legierung)

Cobalt-Chrom-Legierungen (Cobalt: 62-66 %, Chrom: 27-31 %, Molybdän: 4-5 %) finden in der Zahnmedizin als Gerüstwerkstoff zur Herstellung von Zahnersatz ihre Anwendung. Als dentaler Gerüstwerkstoff werden bestimmte Anforderungen, wie eine hohe Korrosionsbeständigkeit, Biokompatibilität, Abrasionsfestigkeit und Hitzebeständigkeit, gestellt, die alle erfüllt sind (Lindigkeit, 2002). Der letzte Punkt stellt eine wichtige Eigenschaft dar, da sich der Gerüstwerkstoff durch die Festigkeit bei hohen Temperaturen zum Verbund mit Keramik eignet. Cobalt-Chrom-Legierungen zeichnen sich unter anderem im Vergleich zu Edelmetalllegierungen durch ein doppelt so hohes Elastizitätsmodul (E-Modul) aus, bei sonst vergleichbaren mechanischen Eigenschaften, welche eine grazilere Gestaltung des Zahnersatzes erlauben und demnach ein ästhetisch und tragekomforttechnisch besseres Ergebnis.

Nach Wörner et al. (1986) und Siebert (1989) lässt sich der Indikationsbereich der CoCr-Legierung als universell beschreiben, da er von Inlays, Kronen, weitspannigen Brücken, Modellgussprothesen bis hin zum kombinierten Zahnersatz reicht (multiindikativ einsetzbar).

### 1.4.2 Titan

Als Reinmetall zeichnet sich Titan durch seine hervorragende Biokompatibilität aus, weshalb es früher vorwiegend als Substitutionswerkstoff bei Unverträglichkeiten einge-



setzt wurde (Reuling, 1989). Auch Titan erfüllt durch die mechanisch-physikalischen Eigenschaften wie eine geringe Dichte bei hoher Festigkeit, geringe Wärmeleitfähigkeit und hohe Korrosionsbeständigkeit die hohen Anforderungen eines Dentalwerkstoffs. (Wirz und Bischoff, 1997).

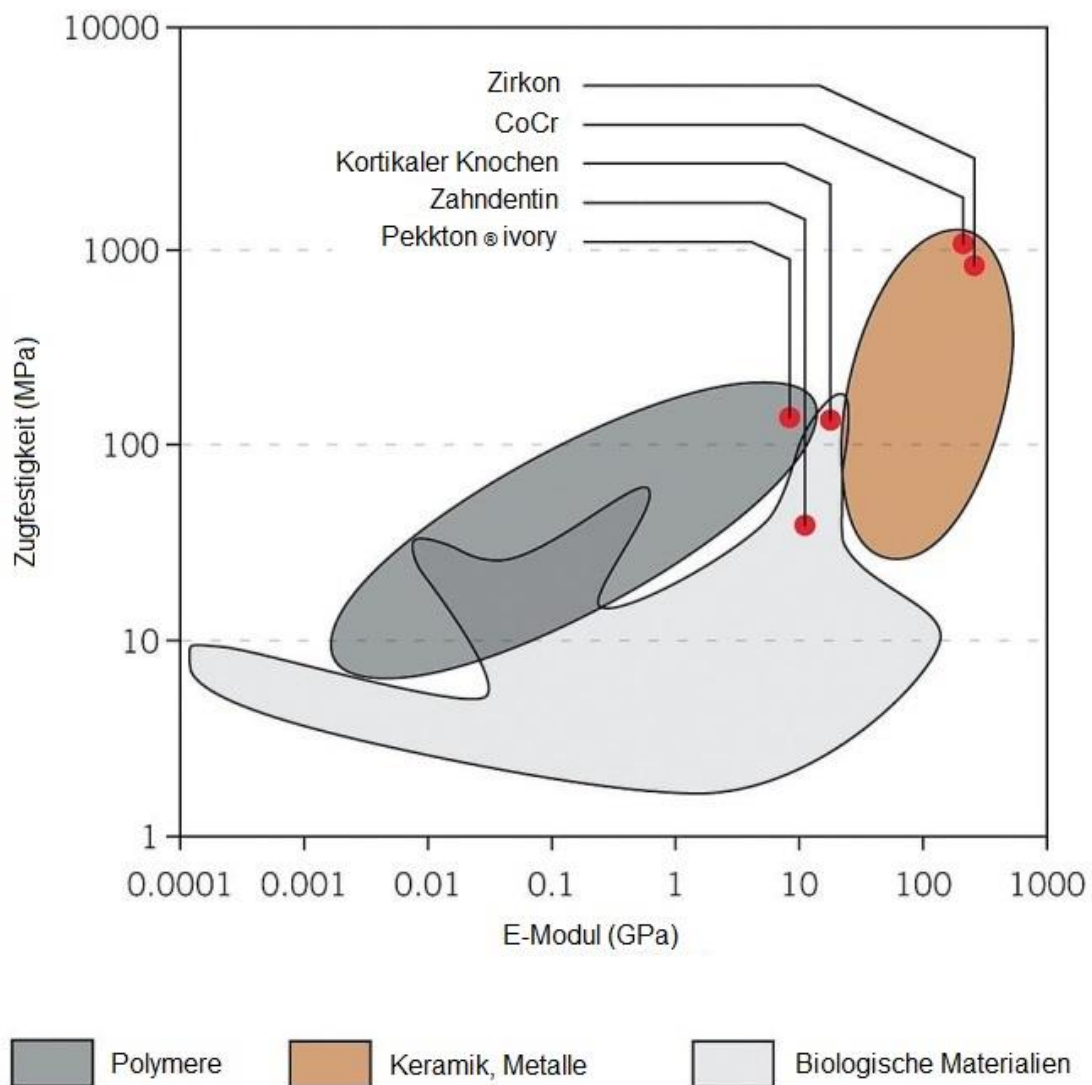
Titan findet sein Einsatzgebiet dentalbezogen im kleineren Maß in der Kieferorthopädie und im größeren Maß in der Implantologie. Nicht nur als Implantatkörper in der Implantatchirurgie, sondern auch als Gerüstwerkstoff in der Implantatprothetik in Form von beispielsweise Titanstegen findet er Einsatz. Dies entspricht der Empfehlung des Frankfurter Konsensus Implantologie (AK Implantologie der DGZMK, 1991), die besagt, dass man nur ein Werkstoffsystem konsequent wählen sollte.

#### 1.4.3 Pekkton

Immer größerer Beliebtheit in der Dentalprothetik erfreut sich der weiße, metallfreie Hochleistungskunststoff Polyaryl-Ether-Keton-Keton (PEKK, Vertriebsname: Pekkton® ivory von Cendres + Métaux). Die Hochleistungspolymere PEEK und PEKK gehören beide zur Familie der Polyaryletherketone, kurz PAEK genannt. Die Polyaryletherketone enthalten im Gegensatz zu anderen Polymeren keine Monomere, weshalb sie äußerst biokompatibel und hypoallergen sind. Chemisch betrachtet enthält PEEK zwei Ether-Bindungen im Vergleich zu PEKK, welcher aus zwei Ketongruppen besteht. PEKK ist so biokompatibel, dass es sich als Implantatmaterial in der Traumatologie ( Bandscheibenersatz, Fingerknochen- und Fingergelenkprothesen, Ersatz bei Defekten der Schädelkalotte und ähnliches) seit über einem Jahrzehnt bewährt hat und ist wissenschaftlich bestens dokumentiert (Kurtz und Devine, 2007). Sogar in der dentalen Implantologie wurde PEEK mit Beimischung von 60 % Glasfaser als effizientes Implantatmaterial vorgestellt (Schwitalla et al., 2014)

Die Besonderheit von dem Werkstoff PEKK liegt vor allem in den mechanisch und physikalisch ähnlichen Eigenschaften wie menschlicher Knochen (siehe Abb. 4). Hinsichtlich der Druckfestigkeit ist PEKK vergleichbar mit Knochensubstanz und Zahndentin, sodass eine optimale biomechanische Integration gegeben ist. PEKK wird eine stoßabsorbierende Wirkung nachgesagt, weswegen es als ein interessanter und vielversprechender Gerüstwerkstoff für implantatgetragenen Zahnersatz gehalten wird. Studien wie die von Berglundh et al. (2002) belegen, dass es sozusagen die am Implantat fehlenden

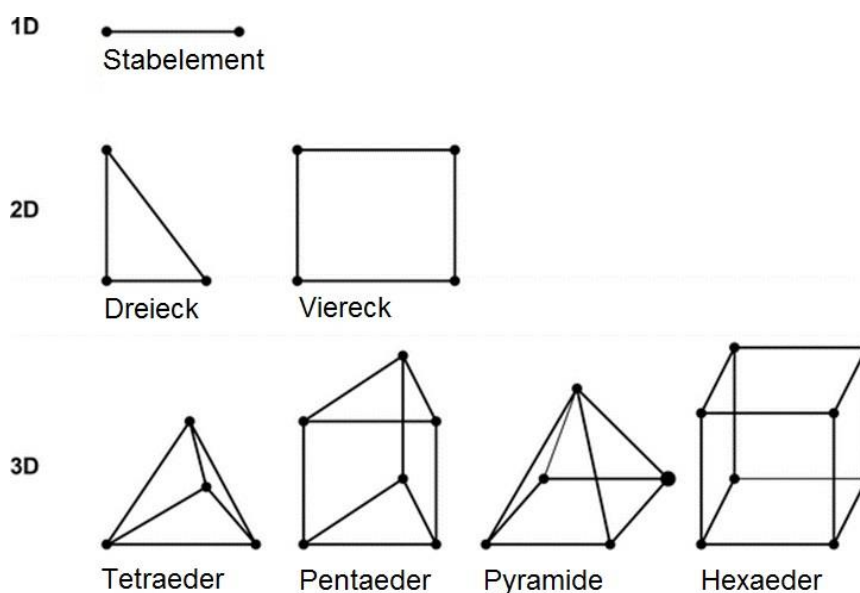
kaukraftdämpfenden Eigenschaften des periodontalen Ligamentes übernimmt. PEKK-Werkstücke können entweder analog aus Rohlingen gepresst werden oder digital mithilfe der CAD/CAM-Technologie aus Rondellen gefräst werden. PEKK hat eine Reißfestigkeit von über 115 MPa (Herstellerangaben nach Cendres+Métaux, 2019) und bricht erst, wenn es über 30-60 % seiner Länge gestreckt wird. In der Prothetik kann diese Eigenschaft besonders bei All-on-4-Versorgungen mit teilweise langen distalen Anhängern von Vorteil sein. Es wird deswegen auch als Hauptgerüstmaterial in der vorliegenden Arbeit untersucht.



**Abb. 4:** Pekkton® Ivory entspricht von den physikalischen Eigenschaften her dem menschlichen Knochen am ehesten (modifiziert nach Cendres+Métaux SA, 2020).

## 1.5 Die-Finite-Elemente-Methode

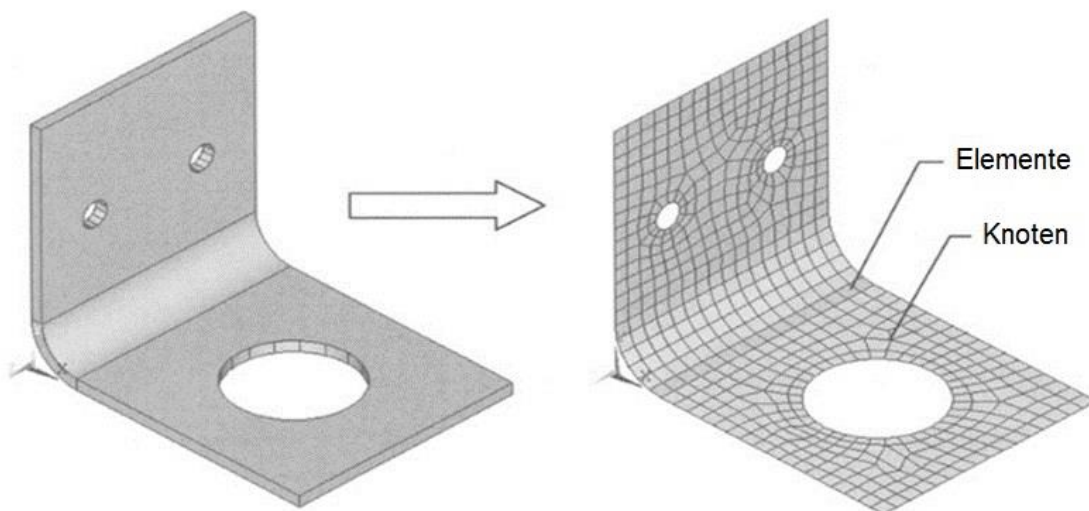
Die Methode der finiten Elemente ist ein numerisches Berechnungsverfahren, das ursprünglich aus den Ingenieurwissenschaften, wie zum Beispiel im Maschinen-, Apparate- und Fahrzeugbau, stammt. Die in den letzten 60 Jahren entwickelte und im Ingenieurwesen bewährte Methode wird mittlerweile routinemäßig für Berechnungsaufgaben eingesetzt (Klein, 2012). Der Grundgedanke bei der Finite-Elemente-Methode (FEM) ist, dass eine bestimmte Struktur in beliebig kleine, endliche (finite) und bekannte Elemente zerlegt wird, auch Diskretisierung genannt (Abb. 5 und Abb. 6). Körper, die durch äußere Kräfte bzw. Momente belastet werden, verformen sich und es entstehen mechanische Spannungen im Körper. Im Gegensatz zu geometrisch einfachen Körpern lassen sich diese Verformungen und Spannungen komplexer Körper nur durch Näherungsverfahren wie der FEM bestimmen. Je feiner die Diskretisierung gewählt wird, desto mehr Elemente erhält man und umso höher ist der damit verbundene Rechenaufwand. Das finite Element ist damit ein durch eine bestimmte Knotenanzahl definierter Teilbereich dieses Kontinuums. Über die Knotenpunkte stehen die einzelnen Elemente in Form von Netzen miteinander in Verbindung. Die Gestalt der Vernetzung („Meshing“) hängt dabei ausschließlich von den gewählten Elementklassen ab (Meinken, 2001b). Man unterscheidet weiter die Elemente in verschiedene Typen.



**Abb. 5:** Elementtypen zur Diskretisierung (modifiziert nach Deger, 2001).

Es gibt eindimensionale Elemente, die Linien-, bzw. Stabelemente genannt werden und lediglich zwei Knoten haben, zweidimensionale, die als Flächenelemente bezeichnet werden, und dreidimensionale Elemente, die Volumenelementen (Abb. 5). Mittels Diskretisierung und Ansatzfunktionen ist es möglich, das mechanische Verhalten der einzelnen Elemente in ihren Knotenpunkten über numerische Lösung von Differenzialgleichungen zu ermitteln.

Durch Näherungsansätze lassen sich für die Elemente gesuchte Feldgrößen, wie Spannungen, Verschiebungen und Verzerrungen, bestimmen (Silber und Steinwender, 2005). Im Zusammenwirken mit CAD-Programmen sind mit der FEM und der Rechnerunterstützung realitätsnahe Aussagen über das mechanische Bauteilverhalten möglich.



**Abb. 6:** Zerlegung eines Bauteils in finite Elemente (modifiziert nach Fröhlich, 2005).

Anhand der in der Simulation gewonnenen Kenntnisse lassen sich schon frühzeitig Schwachstellen aufzeigen, wodurch sich die Produktentwicklungszeit verkürzt (Klein, 2012) und auch teure Produktionskosten gespart werden können. Ferner sind die ermittelten Schwachstellen der Ansatz für Optimierungen mittels Strukturoptimierungsverfahren (Brecher und Weck, 2006).

Die Anwendung der FE-Methode wird als FE-Analyse (FEA) bezeichnet. Diese besteht typischerweise aus drei wesentlichen Schritten: Preprocessing, Solver und Postprocessing (Meißner und Maurial, 2000). Das Preprocessing, welches den zeitaufwändigsten Schritt darstellt, beinhaltet die Modellerstellung und -aufbereitung. Dieser unterteilt sich zunächst in das Zerlegen des Bauteils in kleine, endliche (finite) Elemente, welches auch „Meshing“ genannt wird. Anschließend werden dem Bauteil bestimmte Materialeigenschaften zugewiesen. Schließlich müssen noch Randbedingungen definiert werden, wie das „Festhalten“ des Bauteils im Raum und äußere Belastungen, wie Kraft oder Druck, welche eine Verformung des Bauteils bewirken. Nach Abschluss der Modellaufbereitung wird das gesamte FE-Modell, das ein Gleichungssystem darstellt, dem Rechner oder auch „Solver“ genannt, übergeben und die Simulation gestartet. Je nach Komplexität des Gleichungssystems und Rechenleistung des „Solvers“ kann es einige Tage dauern bis die Simulationsergebnisse an den Postprozessor des FE-Programms weitergegeben werden. Im Postprocessing können die Ergebnisse grafisch aufbereitet ausgewertet werden. Je nach Fragestellung hinsichtlich beispielsweise mechanischer Deformation können so Aussagen getroffen werden, an welcher Stelle des Bauteils die höchsten Deformationen liegen und wie groß diese Werte sind. Abhängig von der Ausgangsfragestellung können auch biomechanische oder thermomechanische Analysen resultieren. Die Erkenntnisse, die in den Ergebnissen abgeleiteten Analysen, lassen sich direkt in die Produktentwicklung übertragen, sodass eine gewisse Vorhersagbarkeit gegeben ist und eine gewisse Produktionssicherheit, wenn erste Prototypen des Bauteils hergestellt werden.

Dieses Näherungsverfahren hat sich auch im (zahn-) medizinischen Sektor als wichtiges Tool zur Erkenntnisgewinnung von klinischen Fragestellungen etabliert. Auch wenn bei klinischen Fragestellungen gewisse Einflussfaktoren, wie die unterschiedliche Morphologie des Probanden auf z.B. Knochendichte, Immunsystem, Durchblutung, Gewebebeschaffenheit oder äußere Faktoren wie die Qualität der Zahntechnik, nicht simulieren lassen, so gibt es auf der anderen Seite den großen Vorteil, dass die Simulationsergebnisse probandenunabhängig und demnach auch vergleichbar sind. Die FEM macht es möglich, dass die Anzahl teurer In-vivo und In-vitro-Studien reduziert wird und schafft die Möglichkeit komplexe Körperformen mit unterschiedlichen und individuellen Testpa-

rametern zu nutzen. Diese können im Vergleich zu In-vivo- oder In-vitro-Parametern sehr einfach geändert werden (Hasan et al., 2012).

## 1.6 Zusammenfassende Bewertung

Wichtig für die Langlebigkeit der Implantate ist neben Anzahl und Stellung der Implantate auch die Suprakonstruktion. Diese sollte einen spannungsfreien Sitz gewährleisten, denn im Gegensatz zur dentalen Verankerung mit entsprechender physiologischer Mobilität der Pfeilerzähne werden selbst minimale Diskrepanzen der Passung durch Implantate nicht toleriert bzw. kompensiert, sodass es im schlimmsten Fall zu einer Fehl- oder Überbelastung der Implantate und in Folge davon zu deren Verlust kommt. Um diese Komplikation so gering wie möglich zu halten, werden daher verschiedene Geringfügigkeiten hinsichtlich ihres biomechanischen Verhaltens untersucht. Je geringer die biomechanische Belastung, die über die Suprakonstruktion auf die Implantat-Knochengrenze übertragen wird, umso höher ist die Langlebigkeit der implantatprothetischen Versorgung und die der tragenden Implantate.

## 2. Fragestellungen und Ziele

Die vorliegende Dissertation befasst sich mit einer implantatprothetischen Therapieform zur Rehabilitation eines zahnlosen Oberkiefers. Klassisch ist das All-on-4-Konzept für den Unterkiefer eingeführt worden. Hierüber gibt es auch viele Publikationen, sodass der Unterkiefer hinreichend untersucht ist (Di et al., 2010; Jensen et Adams, 2009). Auf Initiative der DGZI, die sich mit der Fragestellung beschäftigt hat, ob das All-on-4-Konzept auch im Oberkiefer funktioniert, werden die nachfolgenden Untersuchungen für den Oberkiefer durchgeführt. Auf Grundlage des All-on-4-Konzepts sollten unterschiedliche Gerüstmaterialien (PEKK, Titan, CoCr) mittels FEM-Analysen hinsichtlich ihres biomechanischen Verhaltens untersucht werden. Dabei sollte geklärt werden, wie sich die Belastung über die verschiedenen Gerüstmaterialien auf die Implantate und den umliegenden Knochen verteilt, sodass die Auswirkung auf den periimplantären Bereich dargestellt wird. Mithilfe der numerischen Simulationen sollte eine Aussage darüber getroffen werden, welches Gerüstmaterial sich aus biomechanischer Sicht am Besten im klinischen Einsatz als Gerüstmaterial für die implantatgetragene Suprakonstruktion eignet. Bei sofortiger Belastung kann die Materialsteifigkeit des Gerüstmaterials eine entscheidende Rolle bei der gleichmäßigen Verteilung auf die Tragstruktur spielen. Ein besonderes Augenmerk gilt hierbei neuartigen Gerüstmaterialien, wie dem Hochleistungspolymer PEKK.

Weiterhin ist ein Vergleich zwischen Sofortbelastung und osseointegriertem Zustand vorgesehen, um gegebenenfalls einen Unterschied aus biomechanischer Sicht ableiten zu können. Des Weiteren sollen verschiedene Belastungsformen, wie direkte punktuelle Belastung, simuliert werden und diese mit indirekten Belastungen, die einer natürlichen Kauimulation am ehesten nahe kommen, in unterschiedlichen Regionen der Verblendung untersucht werden. Hier kann es bei zu starken Verzerrungen oder Deformationen zu Abplatzung oder Chipping in der Verblendung kommen.

### 3. Material und Methoden

In einer numerischen Analyse wird mithilfe eines FE-Programmsystems (MSC.Marc/Mentat, MSC-Software, Kalifornien, USA) das Belastungsverhalten von drei unterschiedlichen Gerüstmaterialien als Basis der festsitzenden Suprakonstruktion, die von vier Implantaten (im Sinne des All-on-4 Konzepts) getragen wird, untersucht. Das verblendete Gerüst leitet dabei die Belastung über die Abutments an die Implantat-Knochen-Struktur weiter.

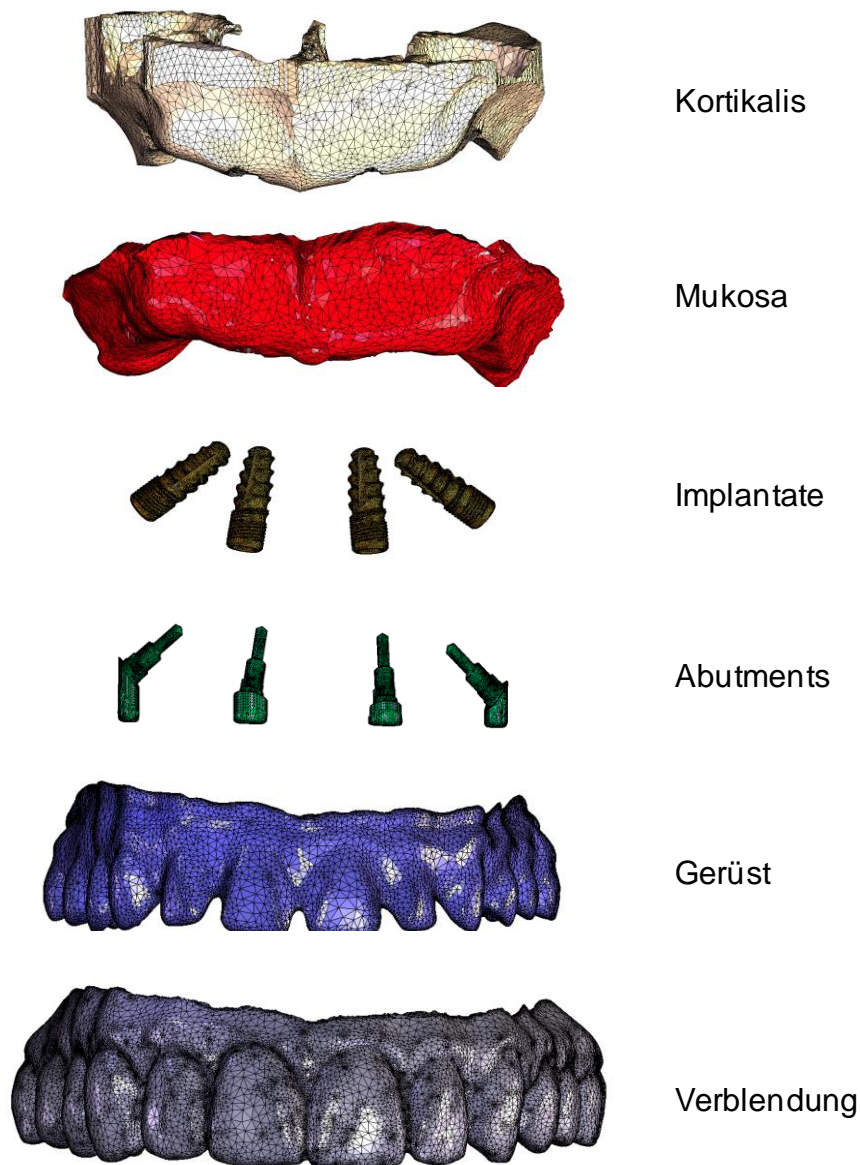
#### 3.1 Modellerstellung

Grundlage für die Durchführung einer FE-Simulation ist zunächst ein FE-Modell. Das FE-Modell in der vorliegenden Arbeit ist mit 1.339.352 Elementen sehr komplex und besteht aus sechs einzelnen Komponenten (siehe Abb. 7), die im Folgenden beschrieben werden. Die unterschiedlichen Komponenten wurden in Sets unterteilt (siehe Tab. 1), sodass man auf einzelnen Komponenten jederzeit Änderungen vornehmen konnte, ohne dass das gesamte FE-Modell davon beeinflusst wurde. Für das Oberflächenmodell wurden Dreiecke mit linearem Ansatz (zwei Knoten pro Elementkante) als Elementklasse ausgewählt und in ein Volumenmodell mit Tetraedern umgewandelt.

**Tab. 1:** Überblick über die Sets mit den jeweiligen Elementgrößen.

<b>Set</b>	<b>Kortikalis</b>	<b>Mukosa</b>	<b>Implantate</b>	<b>Abutments</b>	<b>Gerüst</b>	<b>Verblendung</b>
Anzahl Elemente	287.472	81.975	379.879	76.210	159.760	354.056
Anzahl Knoten	74.415	21.553	88.865	23.735	40.321	87.846





**Abb. 7:** Volumenmodelle der einzelnen Komponenten des FE-Modells. Die Kortikalis ist von Mukosa bedeckt. Die Abutments sind mit den einzelnen Implantaten verbunden und durchdringen die die Kortikalis bekleidende Mukosa. Das verblendete Gerüst sitzt der Mukosa auf und ist über die vier Abutments mit den vier Implantaten („All-on-4“) verbunden. Die Suprakonstruktion ist eine von Regio 16 bis 26 festsitzende Brücke.

Der Knochen des Oberkiefers wird in dieser Arbeit nicht in Kortikalis und Spongiosa differenziert, sodass er nachfolgend als Kortikalis bezeichnet wird und als homogenes Material gesehen wird. Die Kortikalis des Oberkiefers wurde aus CT-Daten segmentiert. Das CT-Modell wurde mithilfe von einer speziellen Software (Mimics Research und 3-

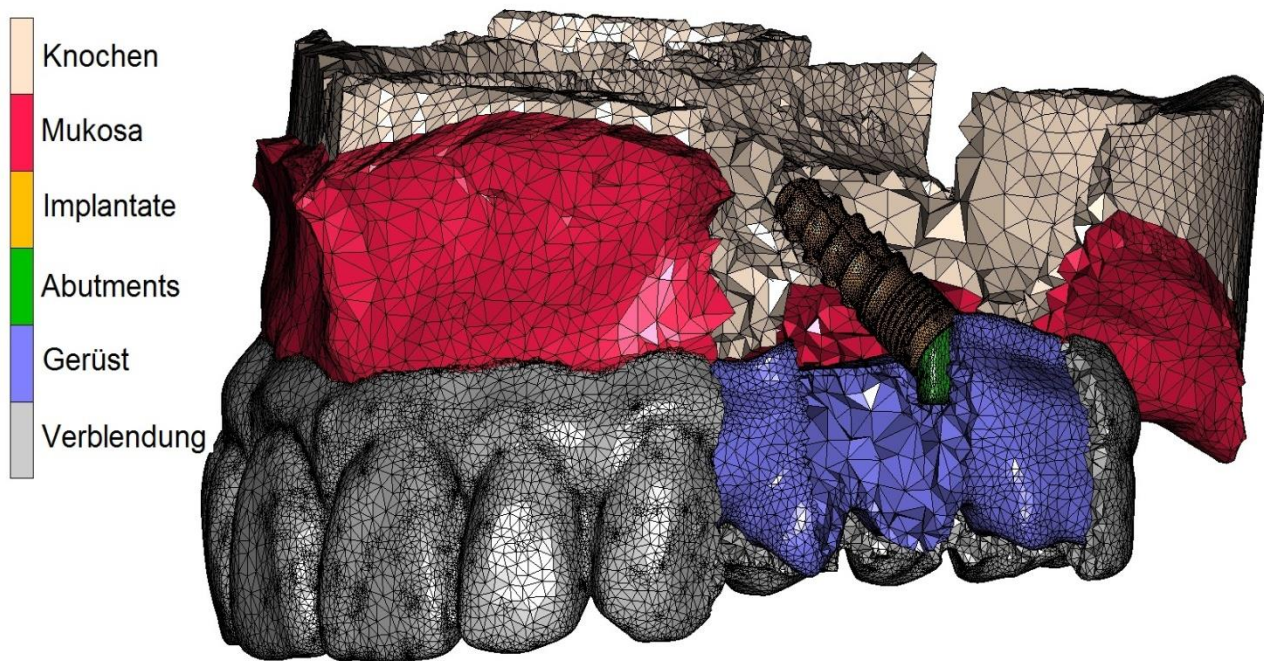
Matic, Materialise, Leuven, Belgien) in ein patientenindividuelles geometrisches Oberflächenmodell umgewandelt. Dabei wird aus jeder CT-Schicht die Kontur extrahiert und damit die Außenfläche generiert, da eine CT-Aufnahme Flächen beschreibt, die den gleichen Grauwert haben. Diese Eigenschaft wird zur Geometrierekonstruktion verwendet. Dieses Oberflächenmodell der Kortikalis wurde in das FE-Programm Marc/Mentat importiert und in ein Volumenmodell umgewandelt.

Die Morphologie der Schleimhautoberfläche wurde aus einem optischen Scan eines Gipsabdrucks entnommen, der von demselben Patienten stammte. Die Mukosa wurde so positioniert, dass die Oberseite im entsprechenden klinischen Abstand zum Knochen liegt. Die kaudale Seite der Mukosa bildet gleichzeitig die kraniale Kontur der Kortikalis. Aus Gründen der Lesbarkeit wurden die einzelnen Anteile der mastikatorischen Schleimhaut (Mukosa), die die Gaumenschleimhaut und die Gingiva bezeichnet, nicht weiter unterteilt.

Die Implantate wurden aus CAD-Daten erstellt und entsprechend der klinischen Situation in den zahnlosen Oberkiefer virtuell integriert. Auf Grundlage des All-on-4-Konzepts wurden die beiden frontalen Implantate im anterioren Bereich (Regio 12/13 und 22/23) gerade inseriert und die distalen Implantate im posterioren Bereich (Regio 15/16 und 25/26) in einem Angulationswinkel von  $35^{\circ}$ - $45^{\circ}$ . Für diese klinische Situation wurde von einem Zahntechniker bei Cendres+Métaux eine passende Brücke optimiert zur Verwendung mit Pekkton erstellt. Diese digitalisierte Konstruktion wurde nach MSC.Marc/Mentat exportiert.

Aus einer vorhergehenden Studie stammten das Oberkiefermodell und die Implantate wohingegen die Brücke und die Verblendung neu für diese Arbeit erstellt wurden. Eine Neumodellierung erfolgte an allen Übergangsbereichen bzw. Grenzflächen der einzelnen Komponenten. Die Abutments wurden an die vorgegebenen Implantate hinsichtlich Stellung, Angulation und Breite manuell angepasst. Die Oberseite der Mukosa stellte die Basis des Gerüsts dar und wurde manuell erstellt und ebenfalls angepasst. Die Oberfläche der Gerüstdaten stammten von einem Zahntechniker. Die Innenseite der Verblendung wurde ebenfalls manuell an das Gerüst angepasst. Um eine Adhärenz der unterschiedlichen Gewebe und Materialien untereinander zu simulieren und auch eine klinisch sinnvolle Simulation durchzuführen, wurden die Knoten zwischen Knochen-Implantat, Knochen-Mukosa, Implantat-Abutment, Abutment-Gerüst und Gerüst-Ver-

blendung direkt miteinander verbunden, wodurch ihre Grenzflächen als identisch gesehen werden. Die Kontaktfläche von Mukosa zu Implantat, Abutment, Gerüst und Verblendung wurde als „gleitender Kontakt“ definiert. Das bedeutet, dass die Mukosa eventuellen Kontakt zu den oben genannten Komponenten haben kann, aber es besteht keine feste Verbindung unter ihnen. Die einzelnen Komponenten wurden anschließend zusammengefügt und es resultierte ein FE-Modell (siehe Abb. 8), was als Ausgangsmodell für jede nachfolgende Simulation fungierte.



**Abb. 8:** FE-Modell mit Ausschnittsfenster auf das transkortikale und mukosale Implantat-Abutmentsystem in Regio 25 in Längsschnitt. Das Implantat in Regio 25 durchdringt die Kortikalis und die Mukosa und das zugehörige Abutment in Regio 25 durchdringen das Gerüst, das von der Verblendung ausgekleidet ist.

Um Belastungen simulieren zu können, die eine Kaubewegung realitätsnah wiedergeben, wurden separate Druckstempel direkt über jede Brückeneinheit der Verblendung von 16-26 modelliert. Dabei besteht ein Druckstempel aus einem rigiden Stahlteil, deren Form an die Morphologie der Okklusalfäche der Einheiten angepasst ist. Demnach hatte der Druckstempel im Seitenzahnbereich eine Halbkugelfläche als Kontaktfläche, im Eckzahnbereich eine konkave Auflagefläche und im Frontzahnbereich eine plane Aufla-

gefläche auf den Inzisalkanten. An der Oberseite jedes Stahlteils wurde ein Gummistempel befestigt. Die Gummistempel fungierten als Stabilisierung der Stempel, bis sich der Stempel in eine optimale Position in Bezug auf die Geometrie im Okklusionsbereich bewegt hat, so dass ein Mehrpunktkontakt erreicht wurde. In dieser Form wird eine direkte und gleichmäßige Kaubewegung simuliert (s. Abb. 9).

### 3.2 Material

Nachdem die Umwandlung des Oberflächenmodells in ein Volumenmodell aus 4-Knoten-Tetraedern erfolgt ist und das gesamte FE-Modell erstellt worden ist, wurden den einzelnen Elementen verschiedene Materialeigenschaften zugewiesen. Dabei gibt es zwei wichtige mechanische Materialkenngrößen, die für alle Komponenten des FE-Modells definiert sein müssen. Ein relevanter Materialkennwert stellt der Elastizitätsmodul (E-Modul, Young's Modulus) dar, der die innere Steifigkeit eines Materials als Quotient aus Spannung und Dehnung beschreibt. Je kleiner der E-Modul, desto leichter lässt sich das Material dehnen bzw. biegen.

Der zweite relevante Materialkennwert ist die Querkontraktionszahl (Poisson's Ratio,  $\nu$ ), die die relative Dickenänderung zur relativen Längenänderung bei einwirkender Kraft von außen beschreibt. Typischerweise liegt der Wert zwischen 0 und 0,5. Bei einem Wert  $\nu$  kleiner als 0,5 verkleinert ein Material sein Volumen unter Druck und vergrößert es unter Zugbelastung wie ein Schwamm, wohingegen ein Wert  $\nu$  gleich 0,5 ein inkompressibles Verhalten des Materials bedeutet. Bei isotropen Materialien, deren Eigenschaften unabhängig von den drei Raumachsen sind, ist ein Wert  $\nu$  größer als 0,5 nicht möglich. Die nachfolgende Tabelle (Tab. 2) zeigt einen Überblick über die in dieser Arbeit berücksichtigten Komponenten, deren Materialien und die dazugehörigen Kennwerte.

**Tab. 2:** Überblick über der in dieser Arbeit verwendeten Komponenten, den Materialien und deren physikalischen Eigenschaften.

Komponenten	Material	E-Modul (MPa)	Querkontraktionszahl $\nu$
Kortikalis		18.000	0,3
Mukosa		1	0,4
Implantat	Titan Grade 5	110.000	0,34
Abutments	Titan Grade 5	110.000	0,34
Gerüst	Titan Grade 5	110.000	0,34
Gerüst	Pektkton	6.000	0,25
Gerüst	CoCr	220.000	0,33
Verblendung	Kunststoff	6.000	0,25
Druckstempel	Stahl	200.000	0,3

Keilig et. al haben 2016 vergleichbare Kennwerte für die in der Tabelle genannten Gerüstmaterialien und Komponenten verwendet.

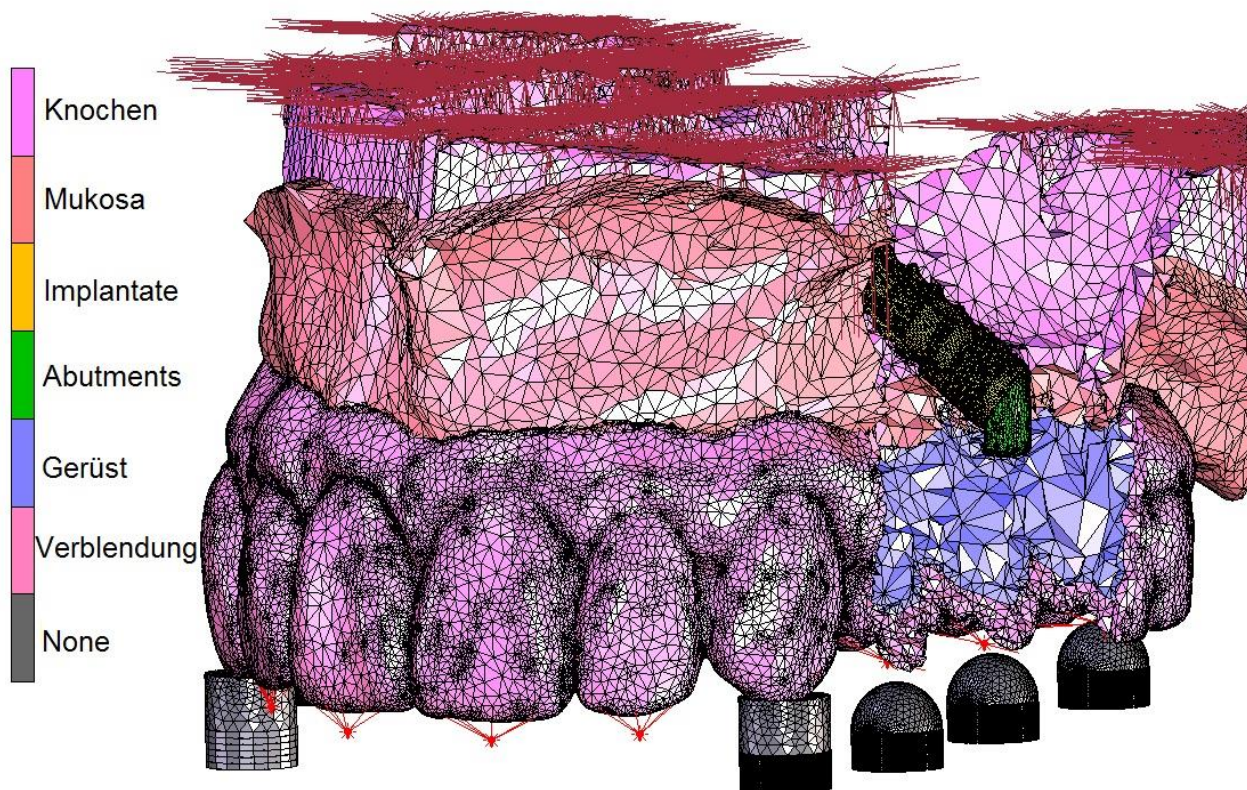
### 3.3 Randbedingungen

Der letzte Schritt vor dem Starten der Simulationen ist die Festlegung von Randbedingungen für die Simulationen. Da der Oberkieferknochen anatomisch gesehen an der Basis des Mittelgesichtsschädels über Muskelaufhängungen und Knochenfortsätze fixiert ist, wurde dies im FE-Modell mit einem „Fixed-Displacement“ entlang der x-, y- und z-Achse simuliert (siehe rote Pfeile in Abb. 9).

Eine lineare Belastung von bis zu 500 N wurde separat auf jeden Druckstempel aufgebracht. Die Belastungsstempel mit Halbkugelform wurden jeweils zentral für die Seitenzähne positioniert, die Belastungsstempel ohne Halbkugelform mit konkaver Fläche kranial der Kauspitze der Eckzähne und die zylindrischen Druckstempel mit planer Auflagefläche zentral über den Inzisalkanten der Frontzähne.



Um Belastungen auf einzelne Kunststoffzähne der Suprakonstruktion flächendeckend weiterzuleiten, wurden sogenannten RBEs, Rigid Body Elements, verwendet. Über jeden Kunststoffzahn des verblendeten Gerüsts wurde ein RBE mit einem zentralen abhängigen Knoten positioniert. Dieser ist wiederum mit jeweils zehn weiteren Knoten, auf der Oberfläche des jeweiligen Zahnes verbunden (siehe Abb. 9). Die zu dem zentralen Knoten angebonden Knoten werden auch Führungsknoten genannt, da sie die Kraft, die vom abhängigen zentralen Knoten eingebracht wird, auf das Modell weiterleiten. Ziel dieser RBEs ist es, genaue Bewegungen oder Deformationen einzelner Prothesenzähne nachvollziehen zu können.



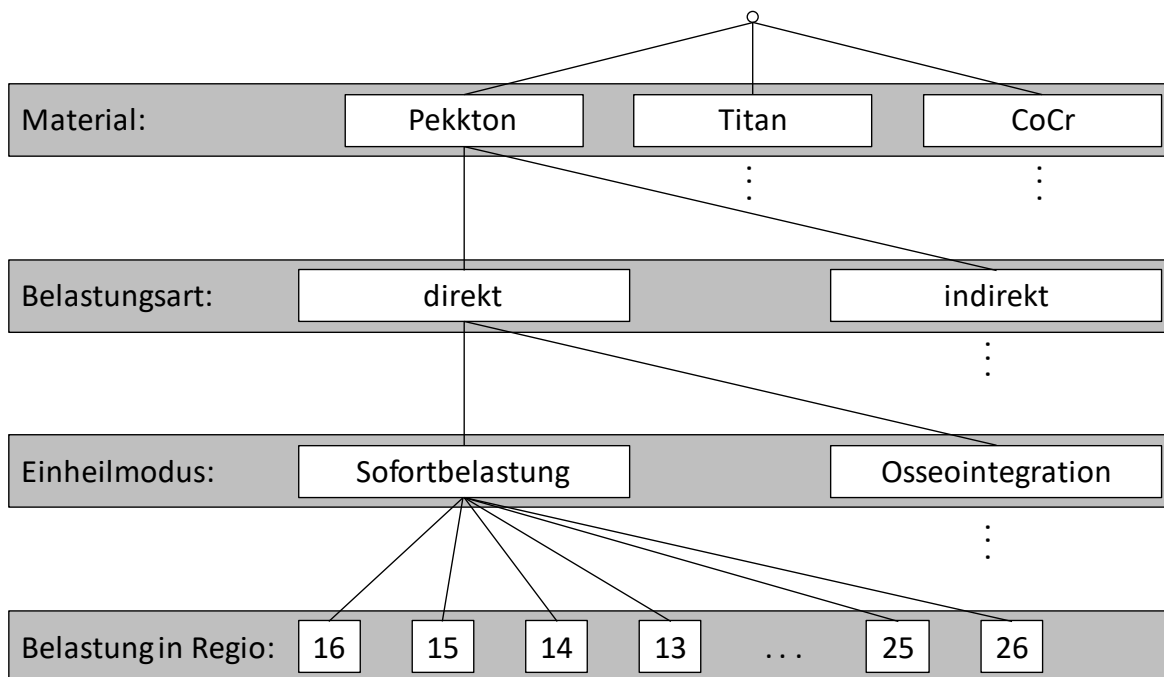
**Abb. 9:** FE-Modell mit Längsschnitt durch die Suprakonstruktion und Kortikalis Regio 25. Abutment und angulierte Implantatposition erkennbar. Belastungsstempel mit Halbkugelform im Seitenzahnbereich und Belastungsstempel ohne Halbkugelform auf Höhe der Kau spitze von 13 und 23. RBEs in zentraler Position zu den einzelnen Kunststoffzähnen.

### 3.4 Simulationen

Die Simulationen wurden mit den folgenden Variationen wiederholt und die Ergebnisse verglichen, um den Einfluss jeder Variation bestimmen zu können:

- Gerüstmaterial (PEKK, Titan, CoCr),
- Belastungsart (direkte Belastung mit RBEs und indirekte Belastung mit Druckstempel),
- Einheilmodus der Knochen-Implantat-Grenzfläche (Gleitkontakt für Sofortbelastung und Klebekontakt für vollständig eingeheiltes Implantat),
- Belastung in Regio 16-26.

Daraus ergaben sich allein für ein Gerüstmaterial 48 Simulationen und für alle drei Gerüstmaterialien insgesamt 144 Simulationen (siehe Abb.10). Alle Modelle wurden auf einem Arbeitsplatzrechner Dell Precision T3600 erstellt. Die Simulationen liefen auf dem Dell Server-Cluster der Oralmedizinischen Technologie.

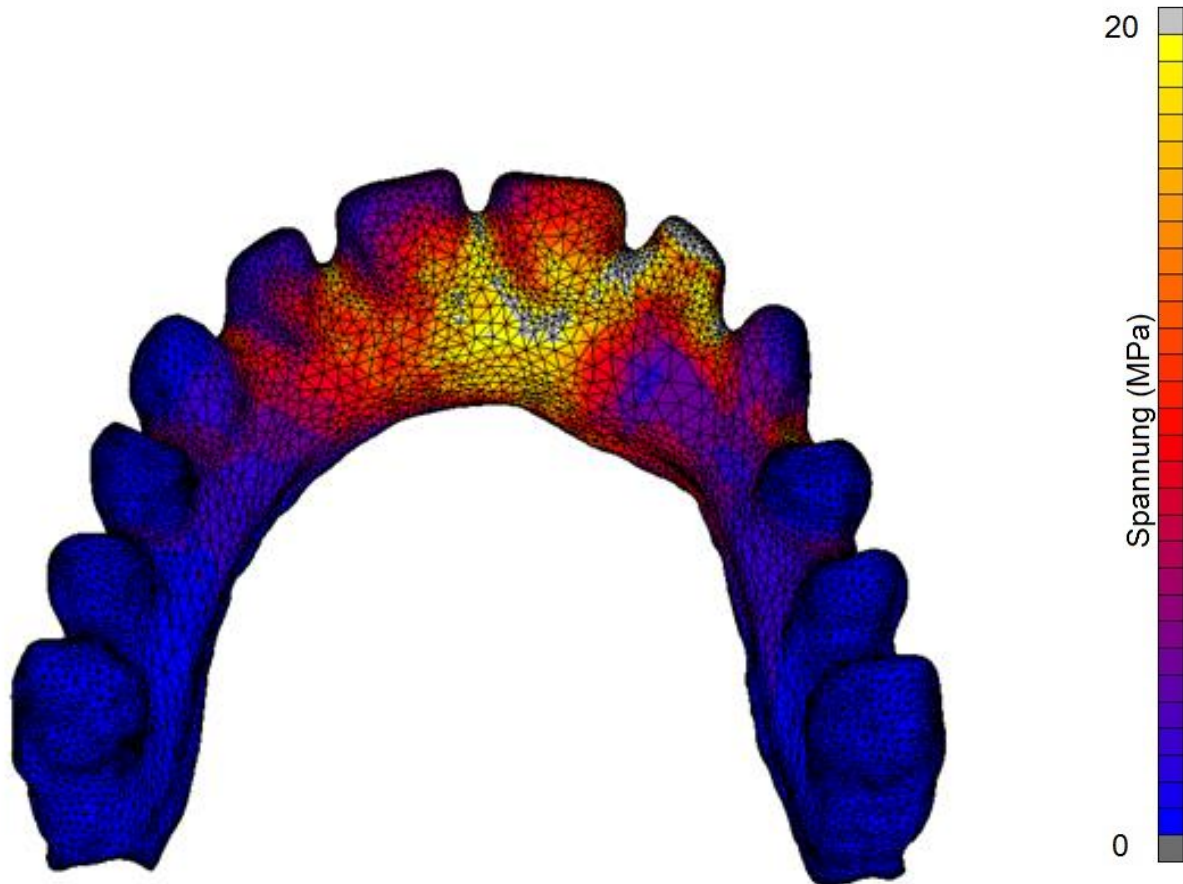


**Abb. 10:** Exemplarische Darstellung der Simulationsvarianten in Baumdiagrammform. Jedes der drei Materialien (PEKK, Ti, CoCr) wird direkt und indirekt belastet und diese sind weiterhin in Sofortbelastung und Osseointegration unterteilt, die wiederum in Regio 16-26 unterteilt sind.





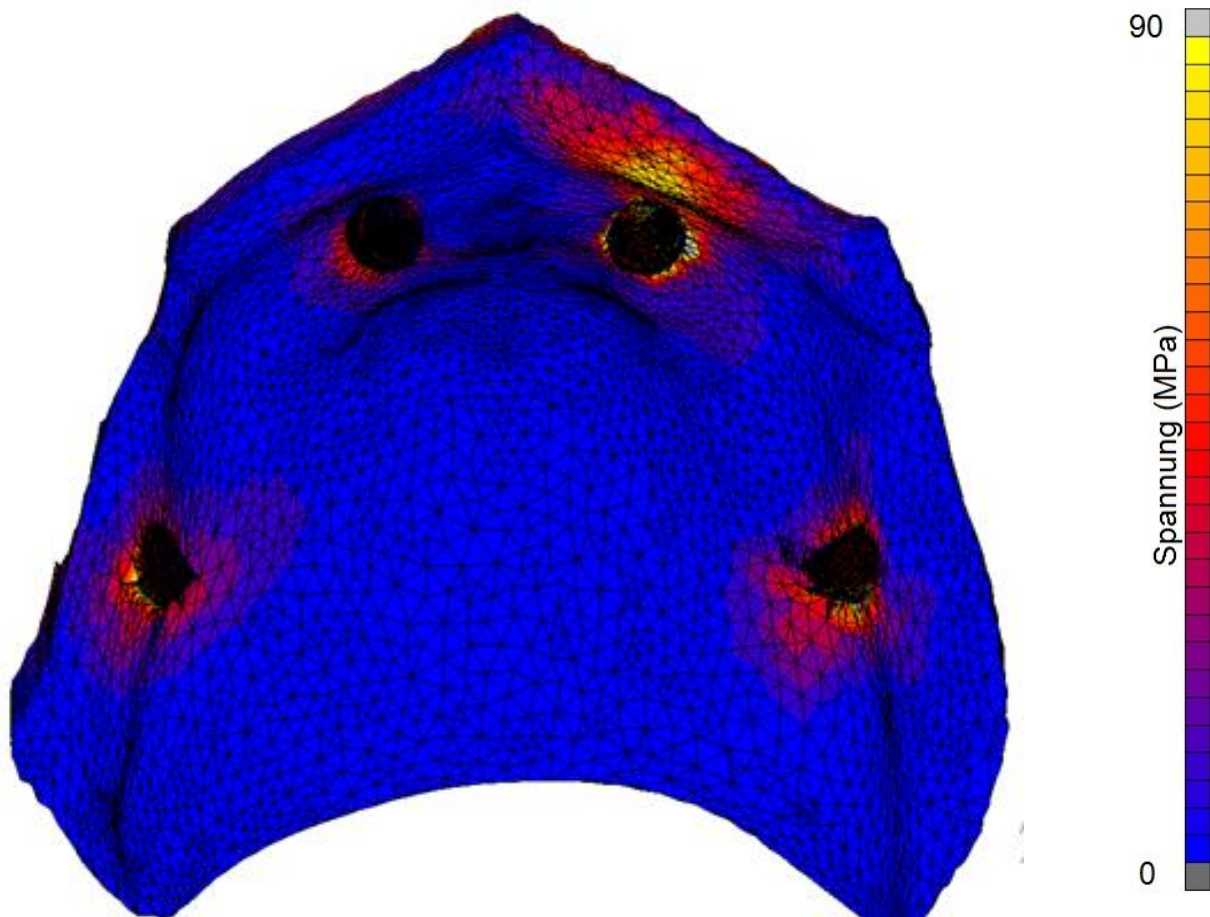
Jede zu analysierende Komponente des FE-Modells lässt sich separat einblenden und auswerten. In Abb.12 ist nur das Gerüst eingeblendet worden. Die höchsten Spannungen mit ca. 20 MPa sind in der belasteten Region zu erkennen. Mit steigender Entfernung zur belasteten Region, hier Regio 22, nimmt die Spannung immer weiter ab. Der Bereich mit sichtbar erhöhter Spannung erstreckt sich insgesamt von Regio 13 bis 24.



**Abb. 12:** Farkodierte Darstellung des Gerüsts bei Belastung in Regio 22 mit farb-kodierter Skala (links), die die Höhe der Spannungen bis 20 MPa visualisiert.

Um beispielsweise die Spannungen im periimplantären Bereich zu ermitteln, wird die Kortikalis eingeblendet. In Abb. 13 sieht man, dass bei dieser Belastung die höchsten Spannungen mit über 90 MPa im periimplantären Bereich von Regio 22/23 auftraten. Die Spannungen in den distalen periimplantären Bereichen lagen bei ca. 60 MPa und die in Regio 12/13 bei ungefähr 40 MPa. Da in diesem Fall die Regio 22 belastet worden ist, ist es sinnvoll, dass in der zu belastenden Regio auch die höchsten Spannungswerte

zu verzeichnen sind. Interessant ist jedoch, dass z.B. die Spannungen in den distalen Bereichen höher ausfallen als in Regio 12/13, obwohl diese näher am Belastungspunkt liegen.

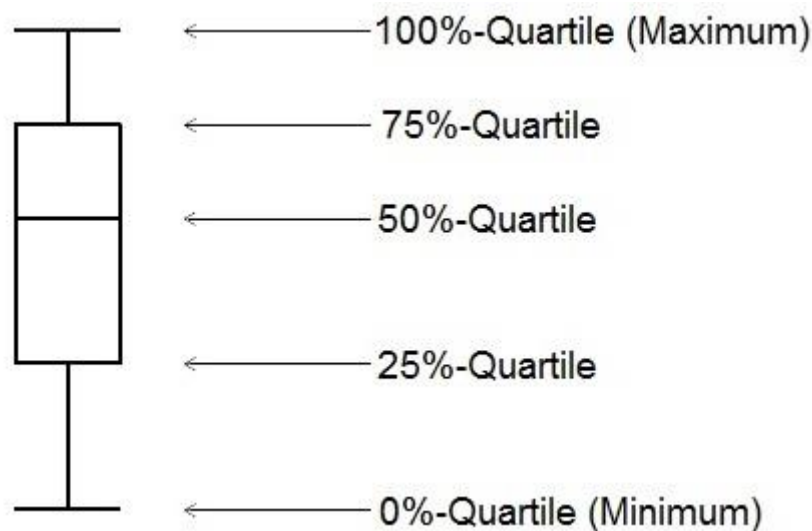


**Abb. 13:** Farbkodierte Darstellung der Kortikalis bei Belastung in Regio 22 mit farbkodierter Skala (rechts), die die Höhe der Spannungen bis 90 MPa visualisiert.

#### 4.2 Darstellung der Spannungsverteilungen als Boxplots

Um die hohen Datenmengen besser vergleichen zu können und die Spannungsverteilungen für die jeweiligen Variationen grafisch übersichtlich darzustellen, sind die FE-Ergebnisse als Boxplots in Excel visualisiert worden. Als Boxplot bezeichnet man eine Kastengrafik, die aus fünf Bestandteilen besteht. Die Box stellt ein Rechteck dar, das von unten durch das erste Quartil und von oben durch das dritte Quartil begrenzt wird (Abb. 14). Das erste Quartil ist durch die untere Begrenzung der Box markiert und sagt

aus, dass 25 % der Werte unter dem Wert des ersten Quartils liegen und 25 % der Werte bis zum Median über diesem ersten Quartilswert liegen. Die obere Begrenzung der Box stellt das dritte Quartil dar und sagt aus, dass 75 % der Werte unterhalb dieses Wertes liegen und 25 % der Werte oberhalb dieses Wertes. Die Maximal- bzw. Minimalwerte sind durch T-Linien mit der Box verbunden, die in der Literatur als Antennen oder Fühler („Whisker“) bezeichnet werden (Williamson et al., 1989). Die Differenz des ersten und dritten Quartils wird als Interquartilsabstand (IQR) bezeichnet und kennzeichnet die Boxgröße, welche als Streuungsmaß gilt. Alle Werte, die außerhalb des anderthalbfachen Interquartilsabstands liegen, werden als Ausreißer bezeichnet. Innerhalb der Box liegen also 50 % der Werte der zu untersuchenden Größe. Der Medianwert kennzeichnet den Wert, bei dem exakt 50 % der Werte unter und 50 % der Werte über dem Medianwert liegen.



**Abb. 14:** Aufbau eines Boxplots mit der Unterteilung der Quartile in jeweils 25 % Abschnitten.

Die Spannung ist als ein Maß für die innere Beanspruchung eines Körpers infolge dessen Belastung von außen definiert (Girtler, 1931). Für die Auswertung der vorliegenden Simulationen wurden die Spannungen in allen Knoten der zu untersuchenden Struktur (zum Beispiel des Gerüsts oder des Knochens) extrahiert, und die 100 höchsten dieser Werte wurden aufgezeichnet. Um die Verteilung dieser Werte zu visualisieren, werden sie als Boxplot dargestellt. Jedes der Diagramme auf den folgenden Seiten zeigt die Höhe der Spannungen bei 16 Simulationen für eine Konfiguration (also zum Beispiel sofortbelastet mit indirekter Lasteinleitung und Gerüst aus CoCr) bei 16 verschiedenen

Belastungspunkten, von Lasteinleitung oberhalb von Zahn 16 über die Frontzähne 11 und 21 bis zur Lasteinleitung oberhalb von Zahn 26. Theoretisch ließen sich noch für jede Variation die Verzerrungen jeder Komponente des Ausgangsmodells analysieren. Da in dieser Arbeit ideal-lineare und isometrische Materialien angenommen wurden, sind die berechneten Spannungen in allen Materialien proportional zu den dazugehörigen Verzerrungen.

### 4.3 Einfluss von Material und Einheilungsgrad

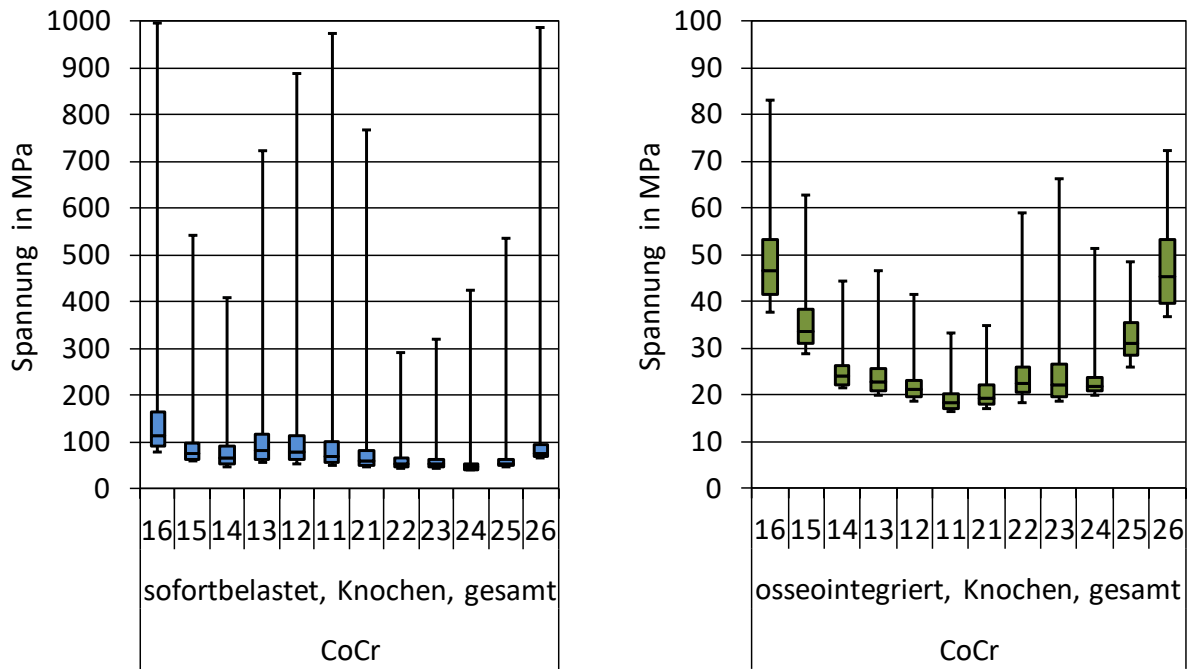
#### 4.3.1 Spannungen im Knochen

Die Ergebnisse für jedes Gerüstmaterial (CoCr, Ti, PEKK) sind jeweils im sofortbelasteten und im osseointegrierten Zustand nebeneinander dargestellt. Dabei zeigt die linke Spalte für jedes Gerüstmaterial untereinander die Spannungsverteilung im Knochen im sofortbelasteten Zustand an und die rechte Spalte die Ergebnisse nach Osseointegration (Abb. 15 bis 17).

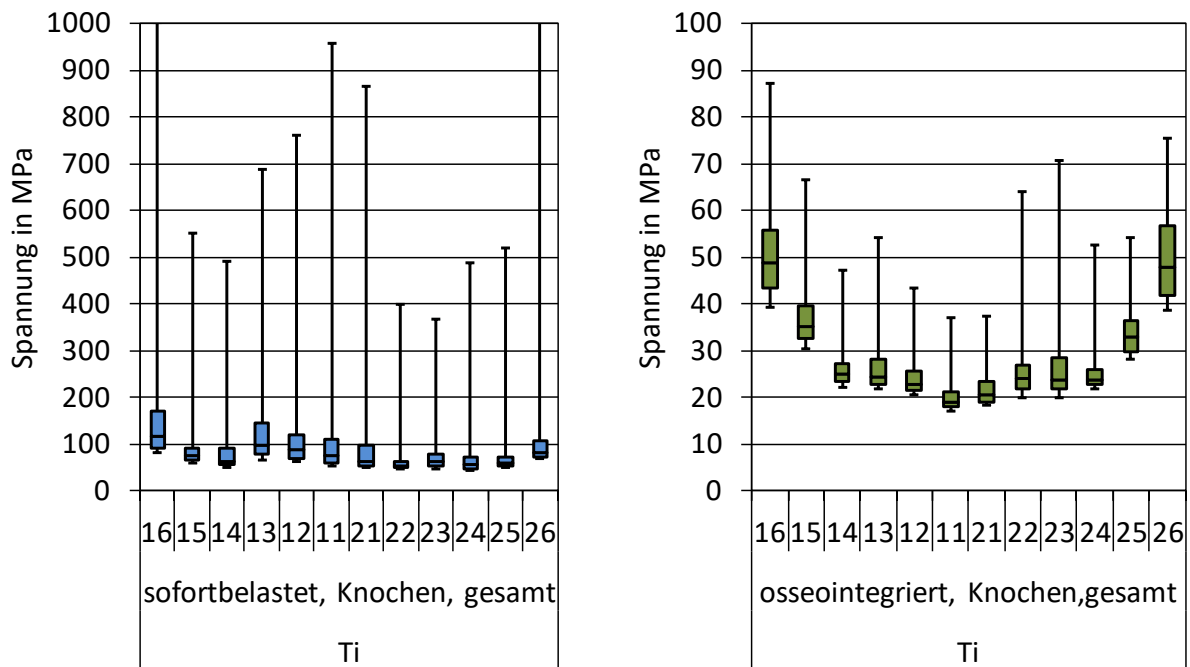
Die Spannung im sofortbelasteten Zustand musste aufgrund der hohen Ausreißer in den Daten mit 1000 MPa skaliert werden. Im Ti-Gerüst werden bei Belastung in der Molarenregion (in Regio 16 und 26) Maximalwerte von etwa 1100 MPa erreicht. Ähnlich zum Ti-Gerüst werden im CoCr-Gerüst Maximalwerte bis zu 1000 MPa erreicht. Im PEKK-Gerüst sind ungleichmäßig hohe Ausreißerwerte, die weit über 1000 MPa reichen, festzustellen. Der Maximalwert wird im PEKK-Gerüst bei Belastung von Regio 13 mit 2800 MPa erreicht. Nach Osseointegration liegen die Spannungen bei allen Gerüstmaterialien bei maximal 100 MPa. Durch die Osseointegration lassen sich also die maximalen Spannungen im Knochen um das Zehnfache verringern. Bei Sofortbelastung zeigt der Knochen unter dem PEKK-Gerüst erhöhte Spannungen im Vergleich zu den CoCr- und Titangerüsten. Es lässt sich jedoch kein wesentlicher Unterschied der Spannung im Knochen nach Osseointegration bei den Gerüstmaterialien erkennen.

In allen drei Gerüstmaterialien lassen sich nach Osseointegration symmetrische Spannungsverteilungen erkennen, die von der distalen Molarenregion bis zur Frontregion kontinuierlich abnehmen. Anders formuliert, je weiter distal belastet wird umso höher die Beanspruchung des Knochens, mit Ausnahme der Regionen 13 bzw. 23, die jeweils leicht erhöhte Werte aufzeigen, genau in der Region, in der die frontalen Implantate inseriert sind. Interessant ist ebenso, dass trotz der Stellung der distalen Implantate in

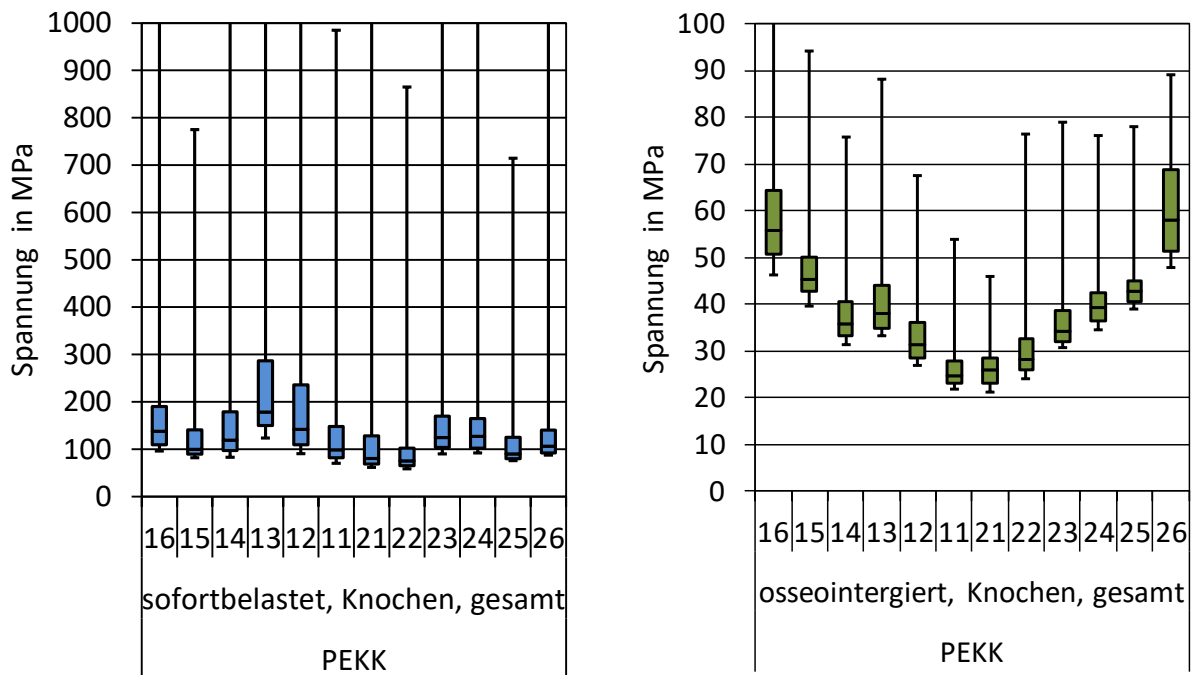
Regio 15 bzw. 25, die noch weiter posterior liegenden Bereiche 16 und 26, unabhängig vom Gerüstmaterial, die höchsten Spannungen im Knochen aufweisen.



**Abb. 15:** Höhe der Spannungen im Knochen im sofortbelasteten (links) und osseointegrierten Zustand (rechts) beim CoCr-Gerüst.



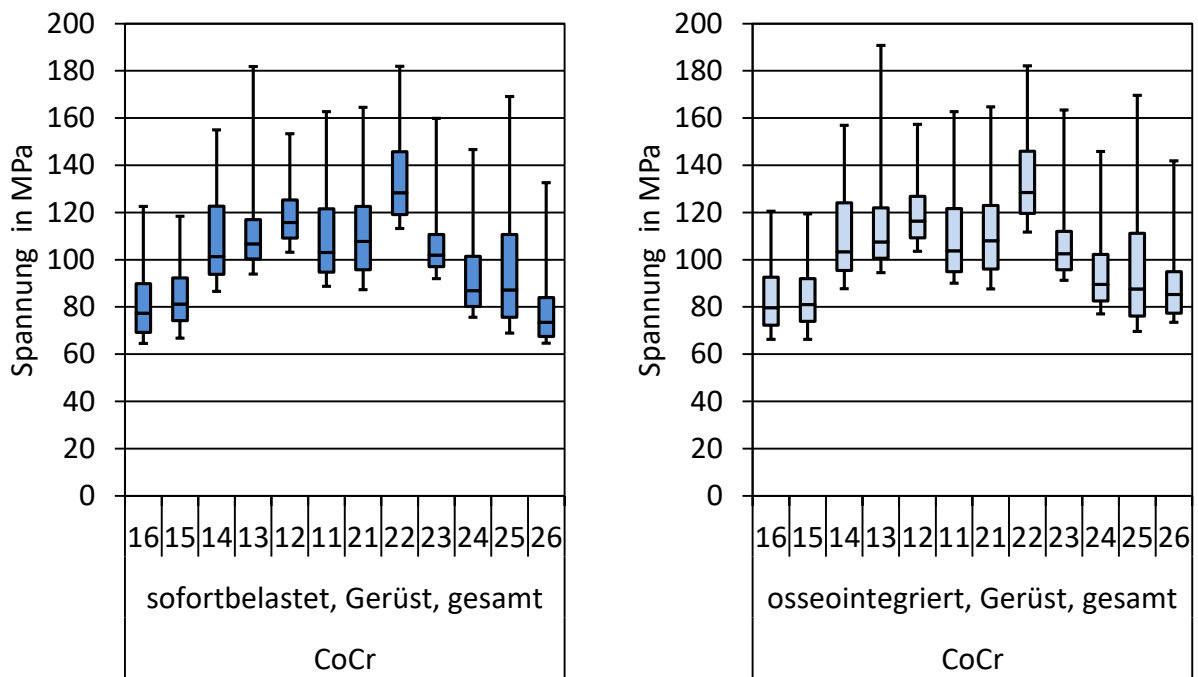
**Abb. 16:** Höhe der Spannungen im Knochen im sofortbelasteten (links) und osseointegrierten Zustand (rechts) beim Titan-Gerüst.



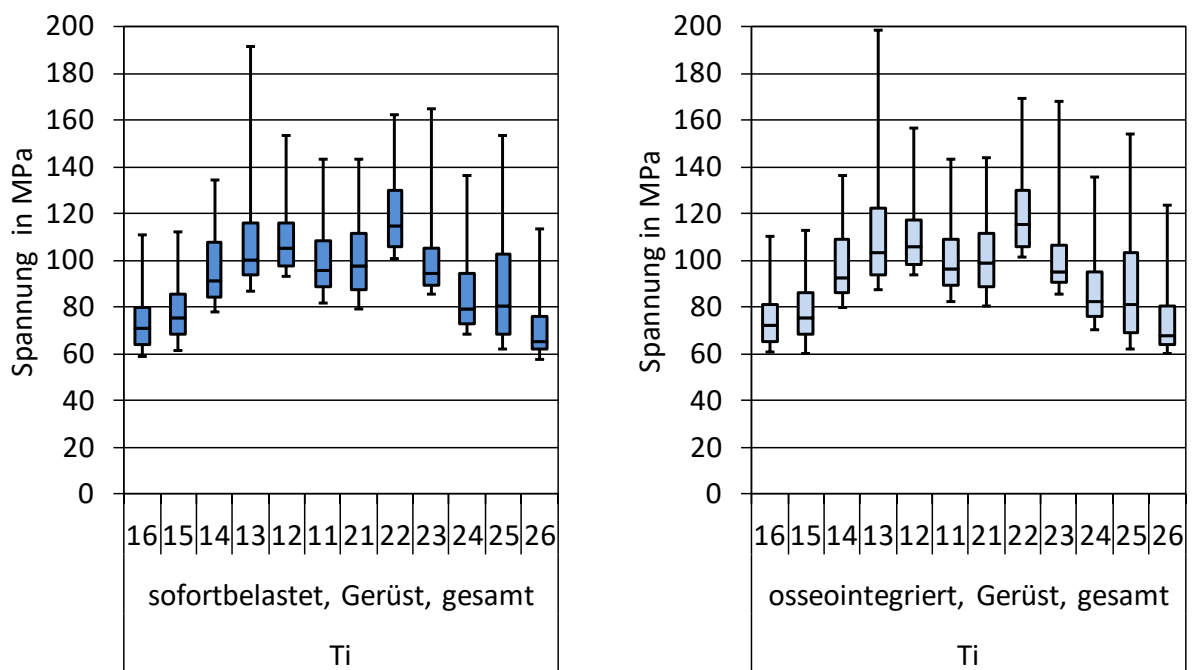
**Abb. 17:** Höhe der Spannungen im Knochen im sofortbelasteten (links) und osseointegrierten Zustand (rechts) beim PEKK-Gerüst.

#### 4.3.2 Spannungen im Gerüst

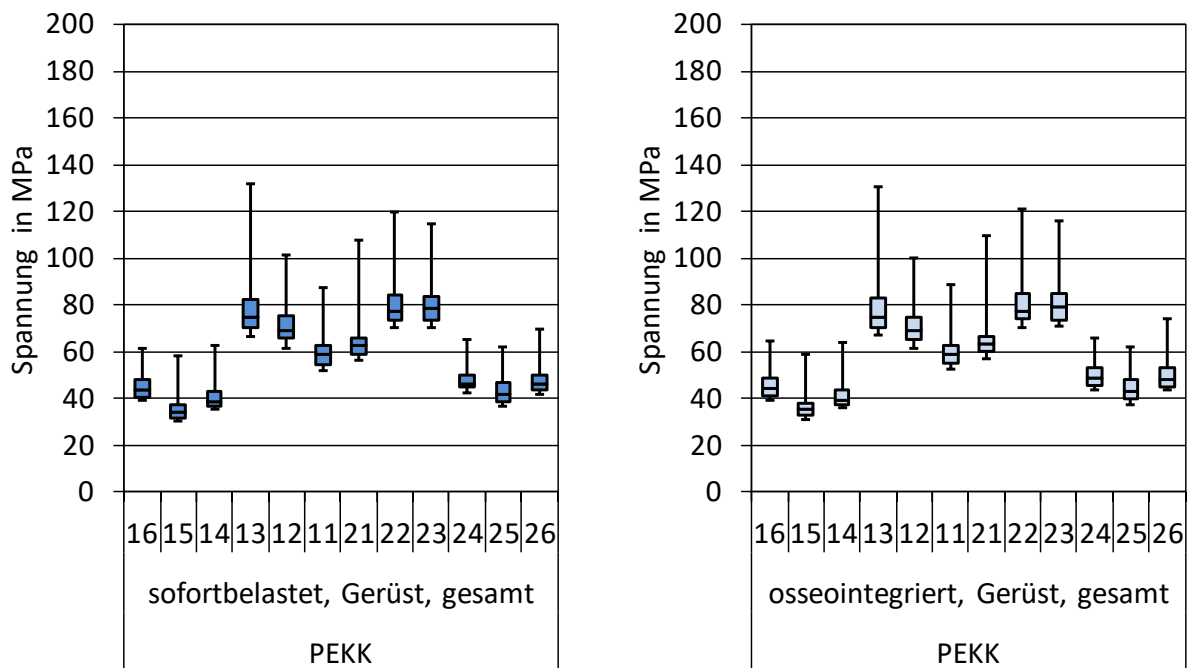
Im Folgenden sind in den Abbildungen 18 bis 20 die Spannungsverteilungen im Gerüst jeweils mit den Gerüstmaterialien CoCr, Titan und PEKK in den unterschiedlichen Einheilungsgraden sofortbelastet beziehungsweise osseointegriert dargestellt. Vergleicht man die Gerüstmaterialien untereinander, so zeigt sich fast kein Unterschied zwischen dem CoCr-Gerüst und dem Titangerüst mit Maximalwerten bis zu 190 MPa, jedoch eine deutliche Spannungsabnahme im PEKK-Gerüst bis max. 130 MPa. Im Gegensatz zum Knochen, bei dem die Osseointegration einen erheblichen Einfluss hatte, zeigt sich im Gerüst kein Einfluss in allen drei Gerüstmaterialien. Ebenso lässt sich im Gerüst konträr zum Knochen beobachten, dass die Belastung der Frontzähne zu höheren Spannungen führt, als die Belastung im Molarenbereich.



**Abb. 18:** Höhe der Spannungen im CoCr-Gerüst im sofortbelasteten (links) und osseointegrierten Zustand (rechts).



**Abb. 19:** Höhe der Spannungen im Ti-Gerüst im sofortbelasteten (links) und osseointegrierten Zustand (rechts).



**Abb. 20:** Höhe der Spannungen im PEKK-Gerüst im sofortbelasteten (links) und osseointegrierten Zustand (rechts).

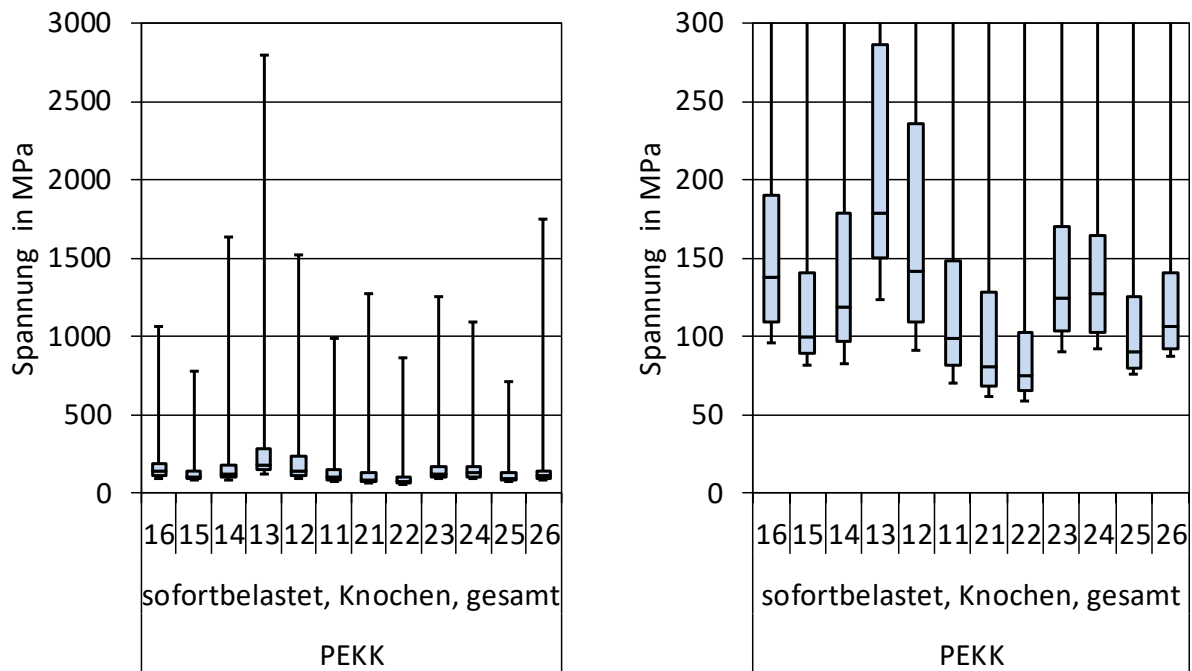
#### 4.4 Detaillierte Betrachtung der Verteilung der Spannungen im Knochen mit PEKK als Gerüstmaterial

##### 4.4.1 Sofortbelasteter Zustand im periimplantären Knochen

Wie aus 4.2 zu entnehmen war, gab es hinsichtlich der Spannungen im Knochen mit dem PEKK-Gerüst bei Sofortbelastung deutlich höhere Werte als beim CoCr- und Ti-Gerüst, die keinen Unterschied zueinander hatten. Vor diesem Hintergrund ist es interessant, das PEKK-Gerüst genauer unter Sofortbelastung zu untersuchen.

Tatsächlich ist Abb. 21 zu entnehmen, dass die Belastung des Knochens bei Sofortbelastung im PEKK-Gerüst Maximalwerte bzw. Ausreißer bis ca. 2800 MPa zeigt. Diese punktuelle Spannungsspitze sieht man in Regio 13. Im gesamten Knochen liegen die Ausreißerwerte zwischen 200 MPa und ca. 2800 MPa. Skaliert man die Spannungsverteilung auf den Knochen auf ein Zehntel der Ausreißerwerte, so erhält man die Werte, in denen 75 Prozent der Spannungswerte liegen (Abb. 21). Diese liegen zwischen 60 MPa und 290 MPa. Bei sofortbelasteten Implantaten mit PEKK als Gerüstmaterial können Spannungsspitzen mit zehnfacher Belastung auf den Knochen wirken, verglichen mit den anderen Materialien.



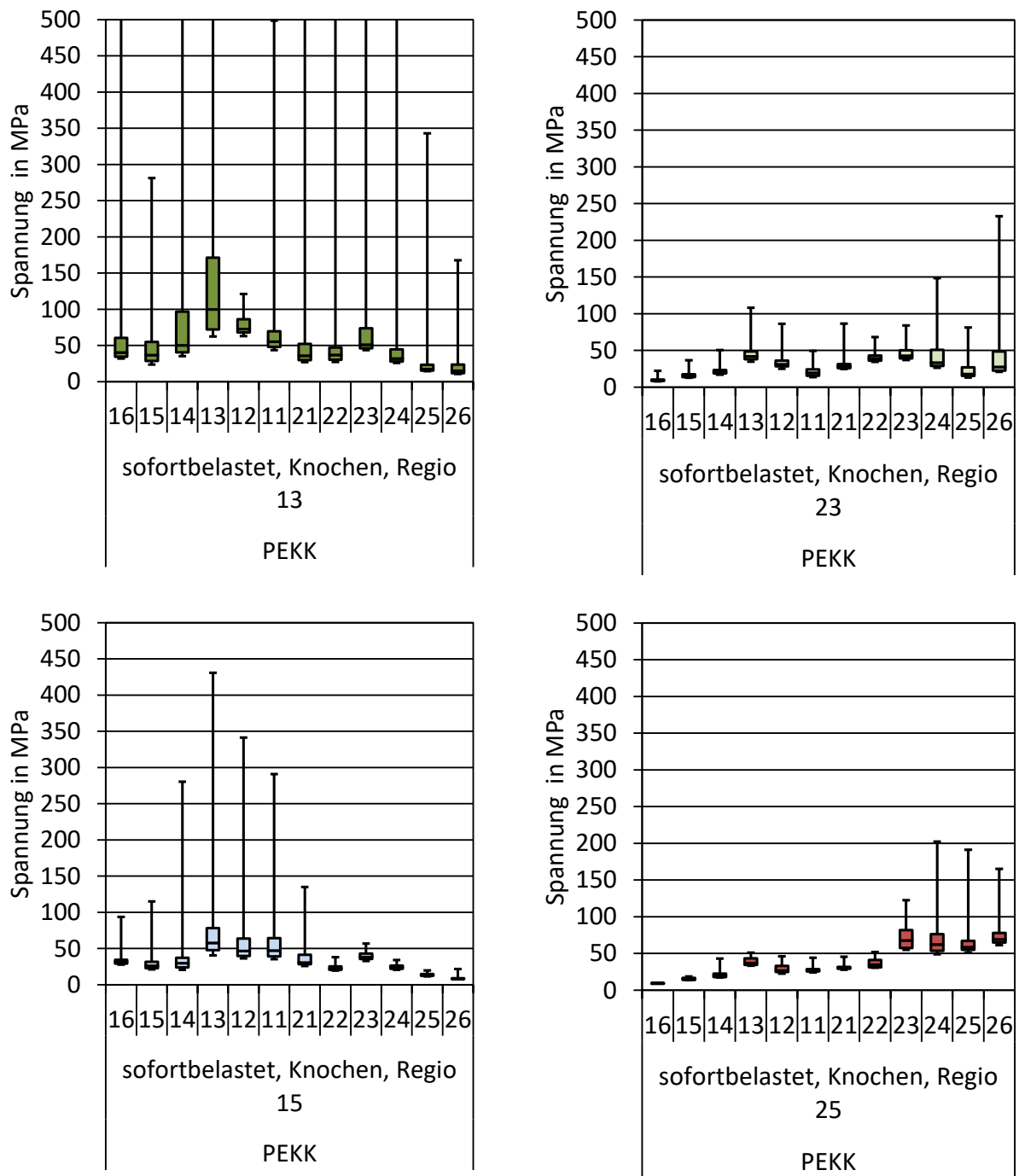


**Abb. 21:** Höhe der Spannungen im gesamten Knochen bei Sofortbelastung mit dem Gerüstmaterial PEKK. In dem linken Diagramm ist die Spannung auf 3000 MPa skaliert und in dem rechten Diagramm auf 300 MPa (auf ein Zehntel).

Für die folgenden Diagramme wurden jeweils nur die Spannungen in unmittelbarer Umgebung der Implantate berücksichtigt. Dazu wurden jeweils alle Knoten in einem Radius von 25 mm um die Implantatachse bis 1 mm unterhalb des Implantatendes extrahiert und aus diesen Knoten wurden die 100 höchsten Werte ausgewählt.

Betrachtet man die Belastungen im periimplantären Bereich für die Implantate in Regio 15, 13, 23 und 25 (Abb. 22) so erkennt man, dass die höchsten Spannungen, unabhängig davon, welchen periimplantären Bereich man betrachtet, jeweils am höchsten sind, wenn die Eckzahnregion des jeweiligen Quadranten belastet wird. Schaut man sich also die distalen Implantatbereiche an, so sieht man bei Belastung der Eckzahnregion 13 bzw. 23 jeweils die höchsten Spannungen mit ca. 80 MPa. Obwohl also die Regio weiter mesial liegt, spielt dieser Eckzahnbereich eine bedeutende Rolle bei sofortbelasteten Implantaten mit PEKK als Gerüstmaterial.

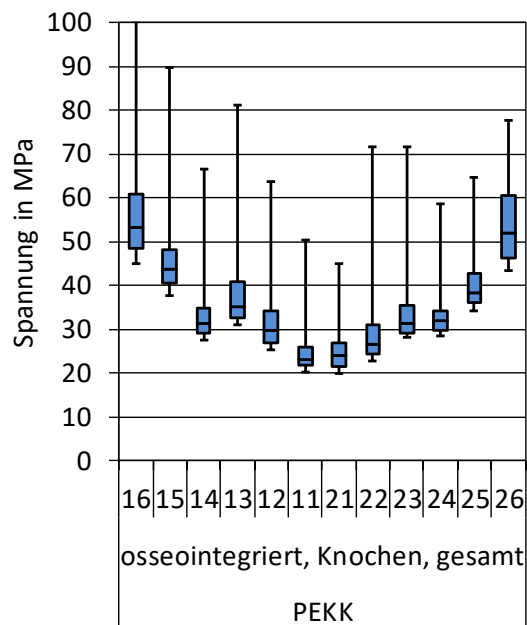
Auffällig ist weiterhin, dass die höchste Spannung im periimplantären Bereich um das Implantat Regio 13 auftritt mit ca. 170 MPa, bei Belastung direkt unterhalb des Druckstempels auf das Element 13.



**Abb. 22:** Höhe der Spannungen im periimplantären Knochen bei verschiedenen Last-einleitungen für das Gerüstmaterial Pekkton®, bei sofortiger und indirekter Belastung mittels Druckstempel, jeweils (im Uhrzeigersinn) in der Region um die Implantate 15, 13, 23 und 25.

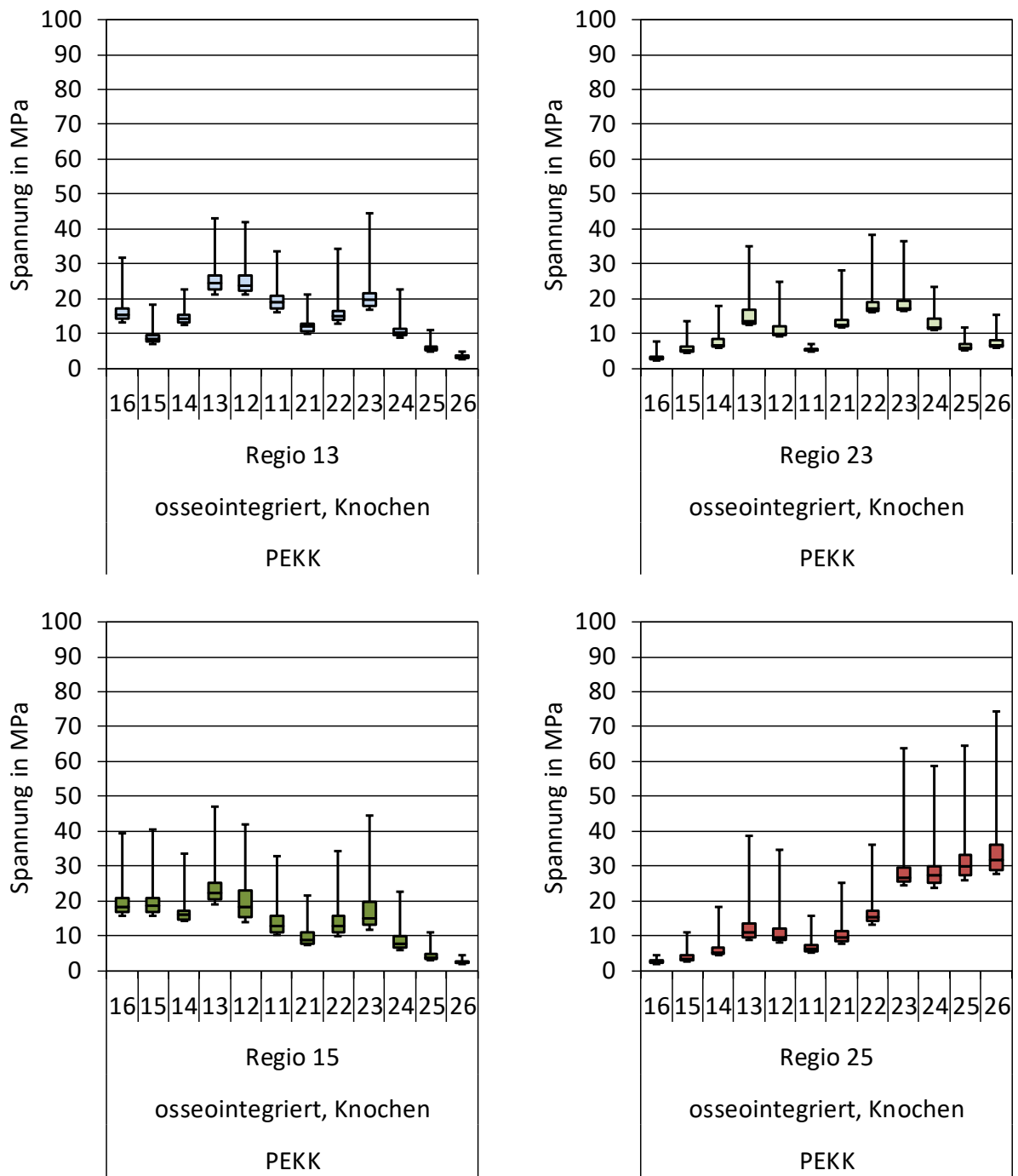
#### 4.4.2 Osseointegrierter Zustand im periimplantären Knochen

Im Folgenden werden die Belastungen im gesamten Knochen und auf die periimplantären Bereiche nach vollständiger Einheilung der Implantate weiterhin für das PEKK-Gerüst betrachtet. Je distaler die Region, die belastet wird, umso höher sind die Belastungen im Knochen. Die Spannungswerte liegen maximal bei 100 MPa in den distalen Regionen und bei maximal 40 MPa in den Frontregionen. Insgesamt lässt sich daher eine relativ symmetrische Spannungsverteilung von distal nach mesial erkennen mit der Minimalspannung bei den vorderen mittleren Inzisiven 11 und 21 mit ca. 20 MPa (siehe Abb. 23).



**Abb. 23:** Höhe der Spannungen im Knochen bei eingeeheilten Implantaten für das Gerüstmaterial Pekkton®.

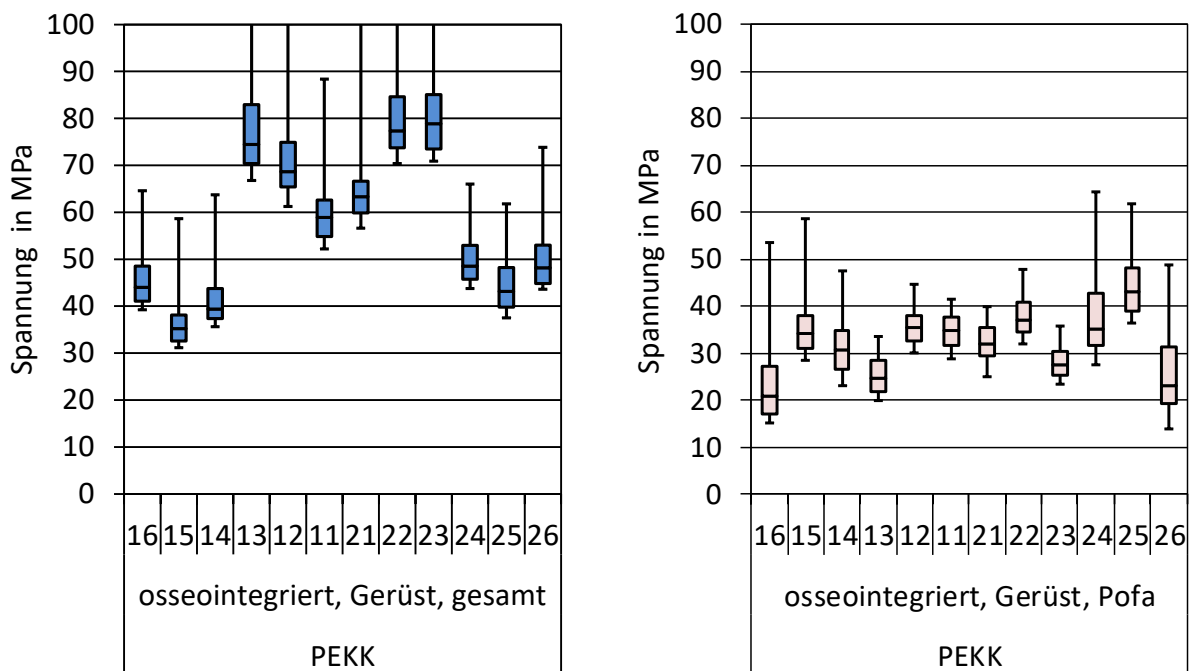
Abbildung 24 zeigt die Spannungen wieder beschränkt auf den periimplantären Knochen. Die Spannungen im Knochen um die Implantate 15,13 und 23 sind mit bis zu maximal 45 MPa bei der Belastung der Eckzahnbereiche am höchsten. Lediglich um das Implantat in Regio 25 zeigt sich eine höhere Spannung auf den Knochen bei Belastung auf das Implantat Regio 26 mit max. 75 MPa. Die Ergebnisse ähneln von der Verteilung her der Sofortbelastung im periimplantären Bereich mit jedoch wesentlich niedrigeren Spannungswerten.



**Abb. 24:** Höhe der Spannungen im Knochen bei verschiedenen Lasteinleitungen für das Gerüstmaterial Pekkton, nach Osseointegration und indirekter Belastung mittels Druckstempel, jeweils (im Uhrzeigersinn) in der Region um die Implantate 13, 23 und 25, 15.

#### 4.5 Verteilung der Spannungen im Gerüst in den verschiedenen Teilbereichen im osseointegrierten Zustand mit PEKK als Gerüstmaterial

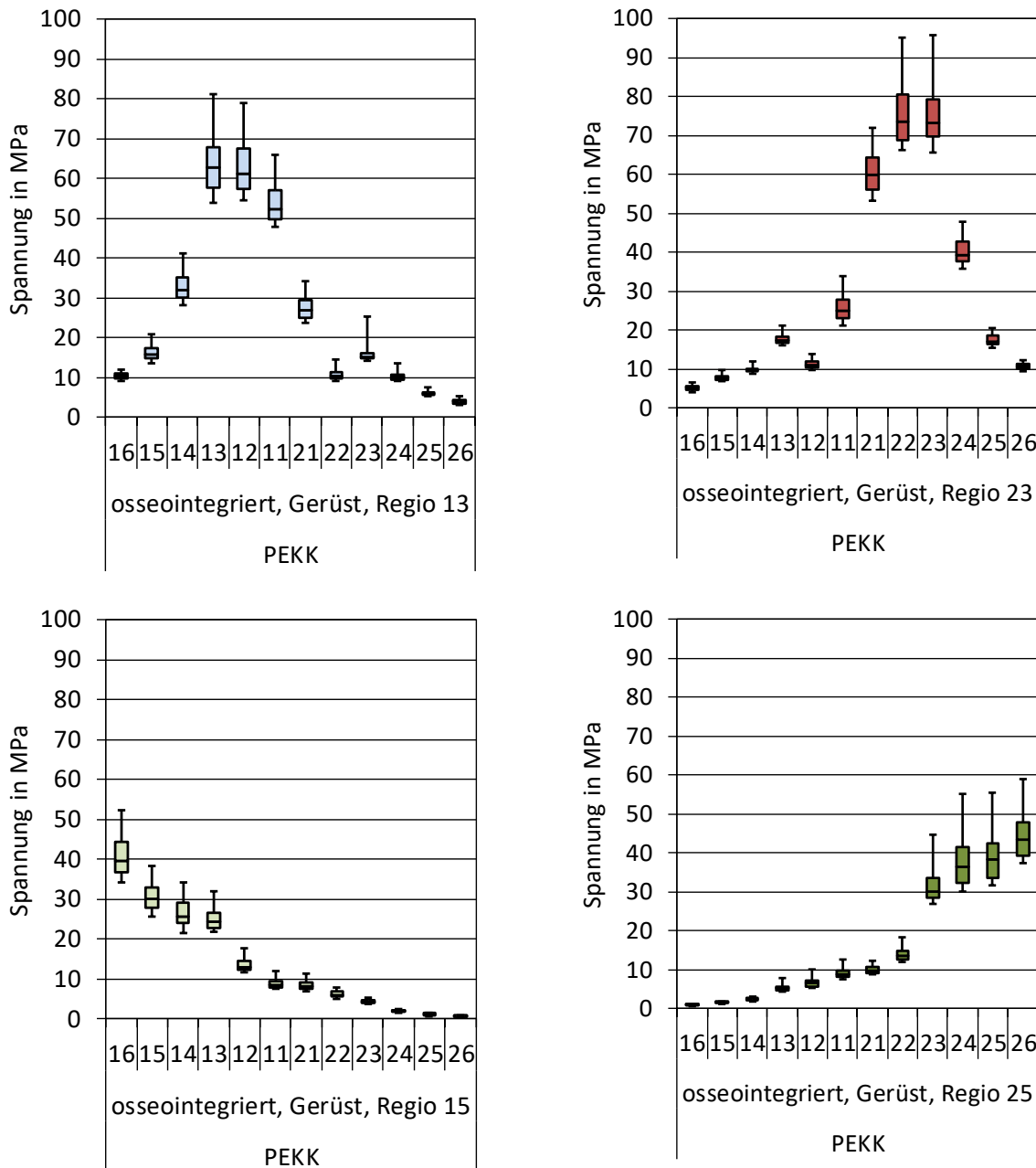
Im osseointegrierten Zustand entstehen die höchsten Spannungen im Gerüst in der Front-Eckzahnregion mit 50 MPa bis 80 MPa, während die Belastung der Molarenregion zu einer geringeren Beanspruchung des Gerüsts mit 35 MPa bis 55 MPa führen (linkes Diagramm der Abb. 25). Im Vergleich dazu sind die Spannungen, die auf das Gerüst bei Belastungen direkt unterhalb der Druckstempel („Pofa“- „Point of force application“) entstehen, deutlich geringer mit 15 MPa bis etwa 50 MPa.



**Abb. 25:** Höhe der Spannungen im Gerüst bei verschiedenen Lasteinleitungen für das Gerüstmaterial Pekkton®, bei vollständiger Osseointegration und indirekter Belastung mittels Druckstempel. Links ist die Höhe der Spannungen im gesamten Gerüst dargestellt, rechts die Höhe der Spannungen direkt unterhalb des Druckstempels („Point of force application“, „Pofa“).

Die Spannungsverteilung im Gerüst um die Abutments 15, 13, 23 und 25 herum zeigt eine symmetrische Verteilung. Betrachtet man die Gerüstbereiche um die distalen Abutments 15 und 25, so fällt auf, dass dieser Bereich umso stärker belastet wird je distaler der Belastungspunkt liegt (siehe untere Diagramme in Abb. 26). Um die beiden distalen Abutmentareale herum entstehen also die höchsten Spannungen bei Belastung von 16 und 26. Nahezu symmetrisch ist auch die Spannungsverteilung auf das Gerüst um die frontalen Abutments in Regio 13 und 23 herum. Hier wird das Gerüst bei Belastung

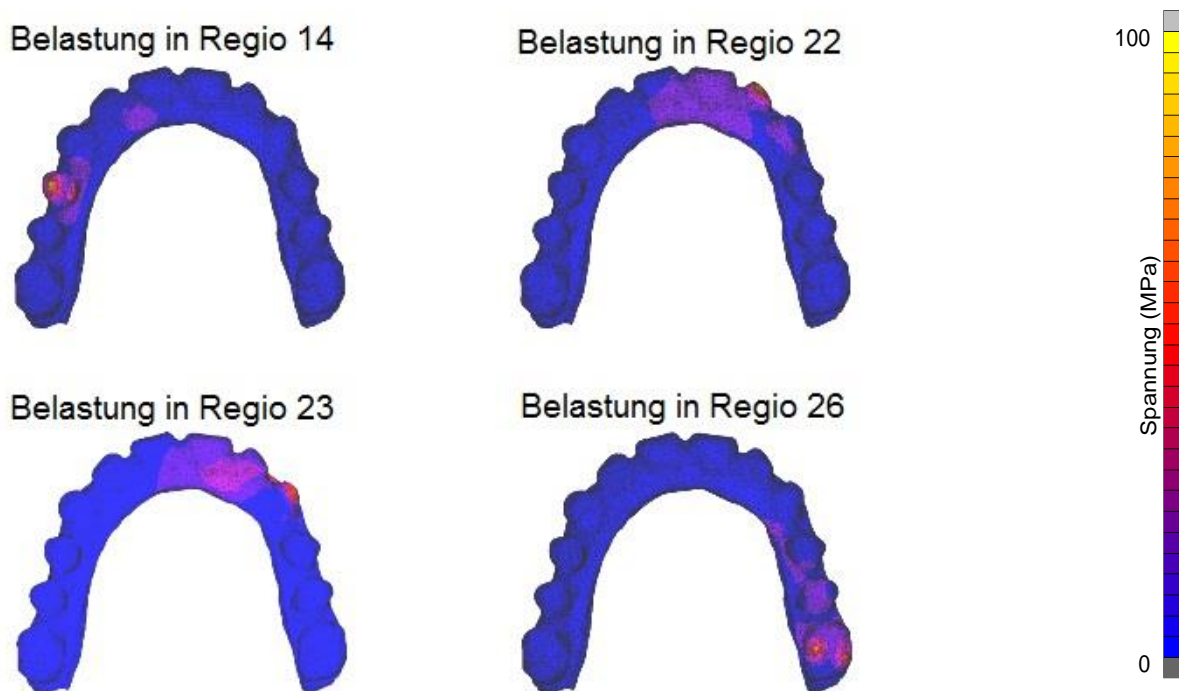
exakt unter den Belastungspunkten 12/13 bzw. 22/23 am stärksten beansprucht. Insgesamt zeigt sich eine nahezu doppelt so hohe Belastung des Gerüsts um die frontalen Abutments herum mit etwa 70 MPa bis 80 MPa, im Vergleich zu denen der distalen Abutments mit 35 MPa bis 40 MPa.



**Abb. 26:** Höhe der Spannungen im Gerüst bei verschiedenen Lasteinleitungen für das Gerüstmaterial Pekkton®, bei vollständiger Osseointegration und indirekter Belastung mittels Druckstempel, jeweils (im Uhrzeigersinn) in der Region um die Abutments 13, 23 und 25, 15.

#### 4.5.1 Einfluss des Belastungspunktes im Gerüst

In der folgenden Abbildung (Abb. 27) wird die Spannungsverteilung für ausgewählte Simulationen mit unterschiedlichem Kraftangriffspunkt gezeigt. Es handelt sich bei allen um direkte Belastungen im PEKK-Gerüsten nach Osseointegration. Zu erkennen ist, dass in allen Bereichen mit erhöhten Spannungen im Gerüst auch in einiger Entfernung von der belasteten Einheit erhöhte Spannungen erscheinen. Bei Belastung in Regio 14 taucht zusätzlich von der belasteten Einheit zwischen den Einheiten 11 und 12 eine Spannung von etwa 30 MPa auf. Ähnliches gilt für die Belastungen in Regio 22, 23 und 26, bei denen in einiger Entfernung zu der jeweils belasteten Einheit noch Spannungswerte zu erkennen sind. Die Kraft verteilt sich demnach im PEKK-Gerüst über mehrere Einheiten. Ähnliche Beobachtungen waren auch im Knochen festzustellen (s. 4.4.1).

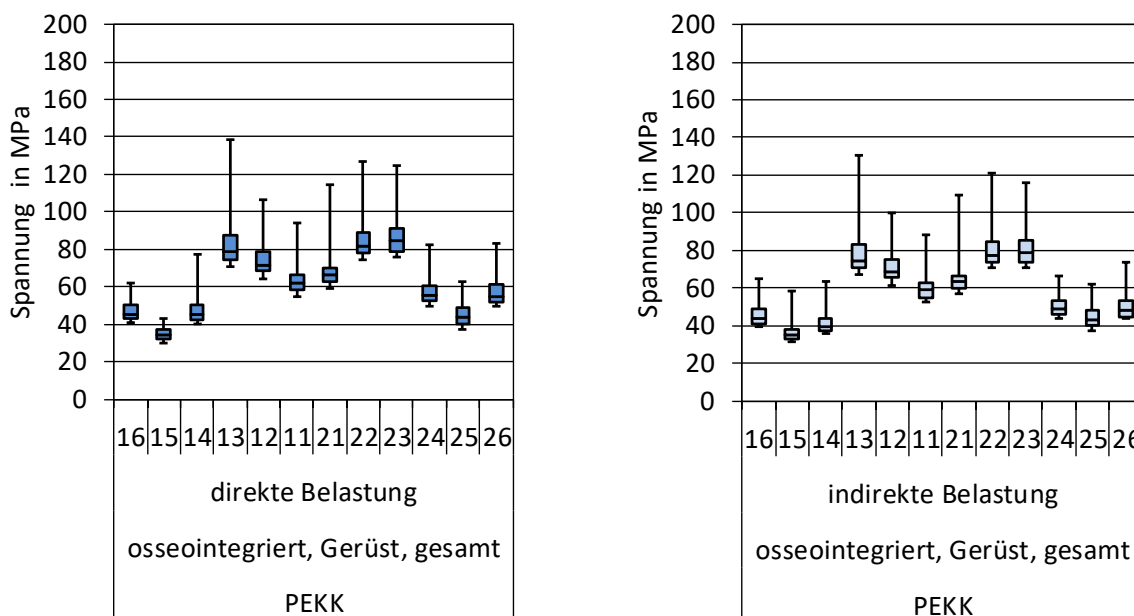


**Abb. 27:** Verteilung der Spannungen bei Belastung von verschiedenen Kraftangriffspunkten im PEKK-Gerüst nach Osseointegration. Oben links zeigt die Spannungsverteilung bei Belastung in Region 14, oben rechts zeigt die Spannungsverteilung bei Belastung in Region 22, unten links zeigt die Spannungsverteilung bei Belastung in Region 23 und unten rechts zeigt die Spannungsverteilung bei Belastung in Region 26. Rechts außen ist die farbkodierte Skala bis 100 MPa Spannung dargestellt.

#### 4.6 Vergleich der Spannungen im Gerüst bei direkter und indirekter Belastung mit PEKK als Gerüstmaterial

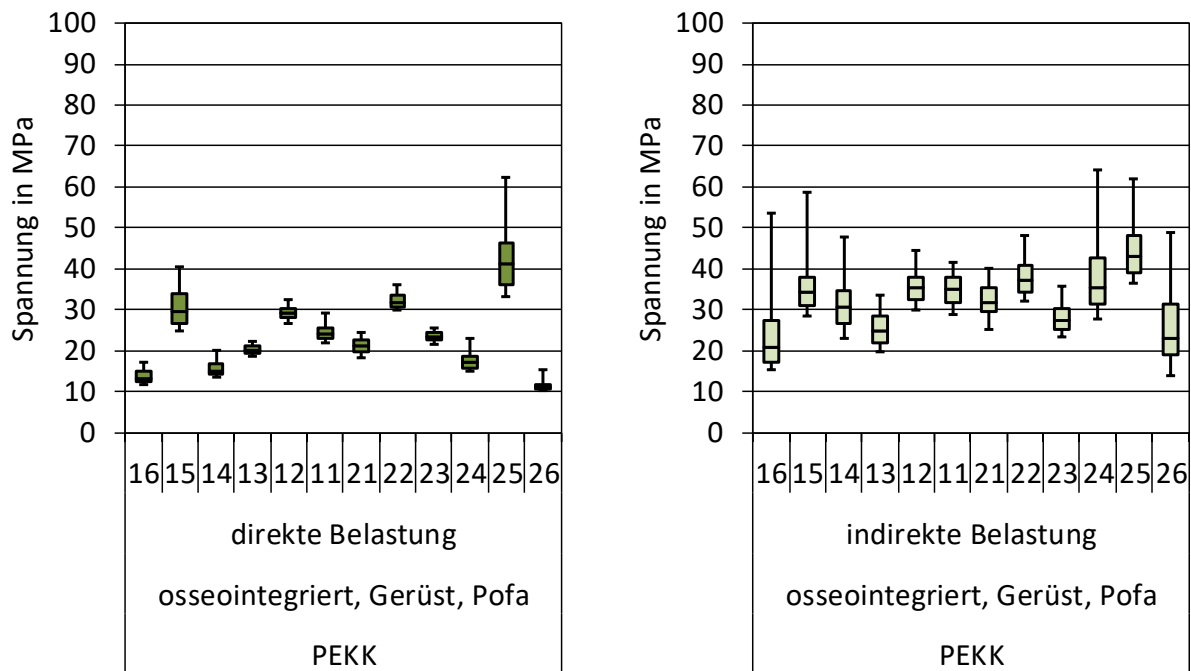
Es lassen sich anhand von Abbildung 28 und 29 keine wesentlichen Unterschiede hinsichtlich der Belastungsart im gesamten PEKK-Gerüst erkennen. Die Höhe der Spannungen im gesamten Gerüst zeigt in der Front- und Eckzahnregion höhere Spannungswerte als in der Molarenregion unabhängig davon, ob indirekt oder direkt belastet wurde. Der Vergleich der Spannungen im Gerüst ändert sich jedoch in Abhängigkeit von der Belastungsart, wenn die Belastung direkt mittels RBE anstatt indirekt mittels Druckstempel erfolgen. Bei direkter Belastung direkt unterhalb der Druckstempel sind die Spannungen im Bereich der distalen Abutments 15 bzw. 25 deutlich höher als die der Frontregion.

Direkt unterhalb der Druckstempel zeigt sich bei indirekter Belastung mit Ausnahme der distalsten Belastungspunkte 16 und 26 eine relativ gleichmäßig hohe Spannungsverteilung von der Molarenregion bis zur Frontregion. Insgesamt sind aber die Spannungswerte direkt unterhalb der Druckstempel deutlich geringer als im gesamten Gerüst.



**Abb. 28:** Höhe der Spannungen im gesamten Gerüst bei direkter (linkes Diagramm) und indirekter Belastung (rechtes Diagramm) mit Belastung auf den verschiedenen Stempelpositionen, jeweils mit osseointegrierten Implantaten.

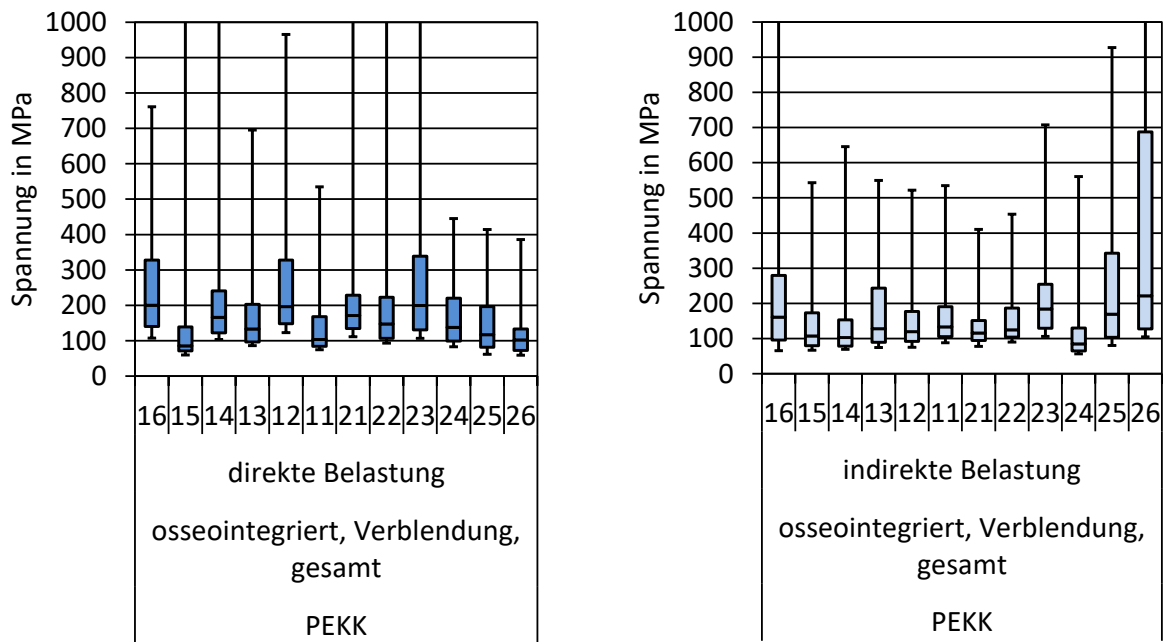




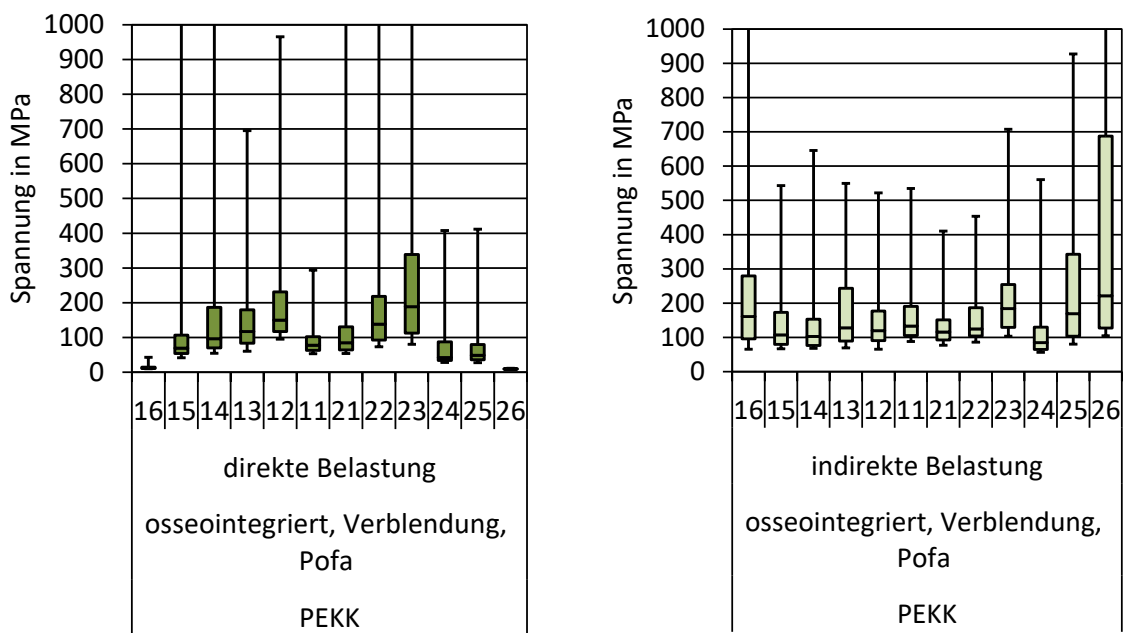
**Abb. 29:** Höhe der Spannungen im Gerüst direkt unter dem Druckstempel bei direkter (links) und indirekter Belastung (rechts) mit Belastung auf den verschiedenen Stempelpositionen, jeweils mit osseointegrierten Implantaten.

#### 4.7 Vergleich der Spannungen in der Verblendung bei direkter und indirekter Belastung mit PEKK als Gerüstmaterial

Bei direkter Belastung zeigt sich eine große Streuung der Spannungen über die Verblendung, sowohl in der gesamten Verblendung als auch direkt unterhalb der Druckstempel. Bei letzterem sind die Spannungswerte in Regio 16 und 26 im Vergleich zu den Spannungswerten in der gesamten Verblendung minimal. Insgesamt sind die Spannungswerte in der gesamten Verblendung bei direkter Belastung ein wenig höher als direkt unterhalb der Druckstempel. Bei indirekter Belastung treten sowohl in der gesamten Verblendung als auch direkt unter dem Druckstempel die höchsten Spannungen auf, daher sind die Diagramme in Abb. 30 (rechts) und Abb. 31 (rechts) nahezu identisch. Es besteht jedoch ein wesentlicher Unterschied zwischen direkter und indirekter Belastung in der Verblendung. Während die Spannungen in der Verblendung bei direkter Belastung eine große Streuung von Spannungen über die gesamte Verblendung zeigt, so zeigt die Verblendung bei indirekter Belastung lediglich im äußersten Bereich in Regio 16 bzw. 26 hohe Spannungsspitzen und gleichmäßig niedrige Werte zwischen den Enden der Verblendung. In Regio 26 liegt der Maximalwert sogar über 2075 MPa.



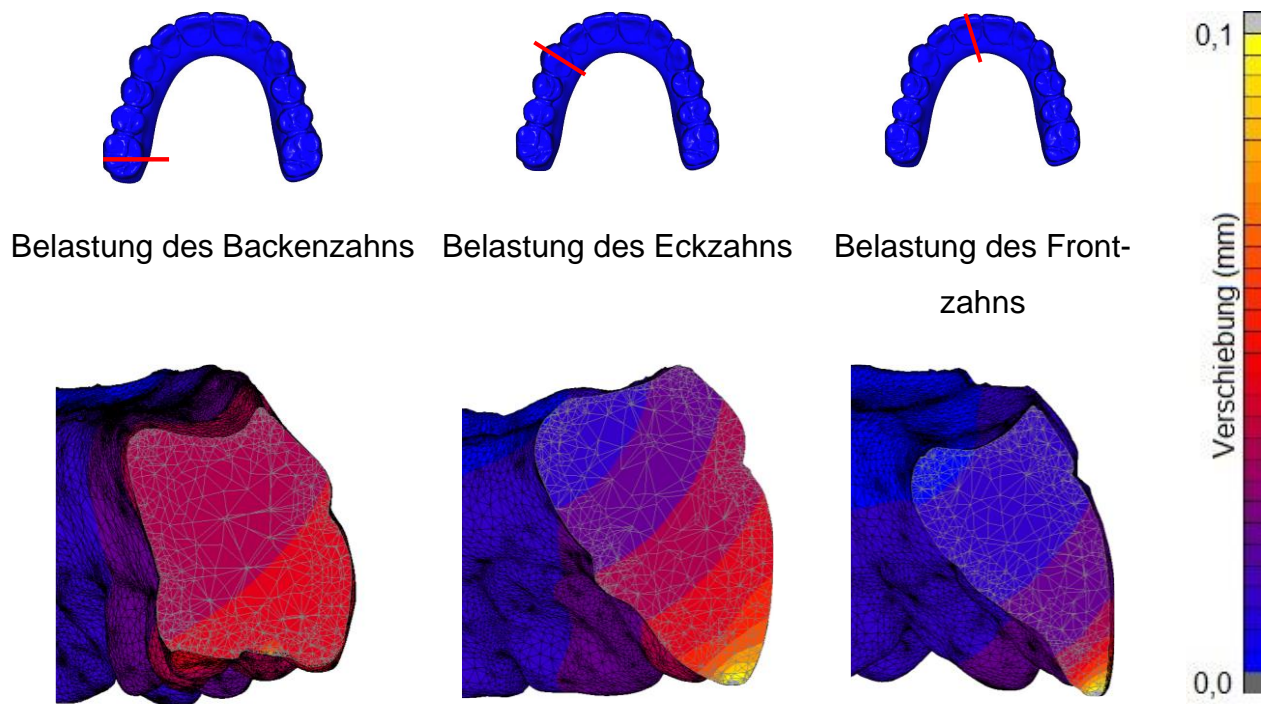
**Abb. 30:** Höhe der Spannungen in der Verblendung bei direkter (links) und indirekter (rechts) Belastung mit Belastung auf den verschiedenen Stempelpositionen, jeweils mit osseointegrierten Implantaten.



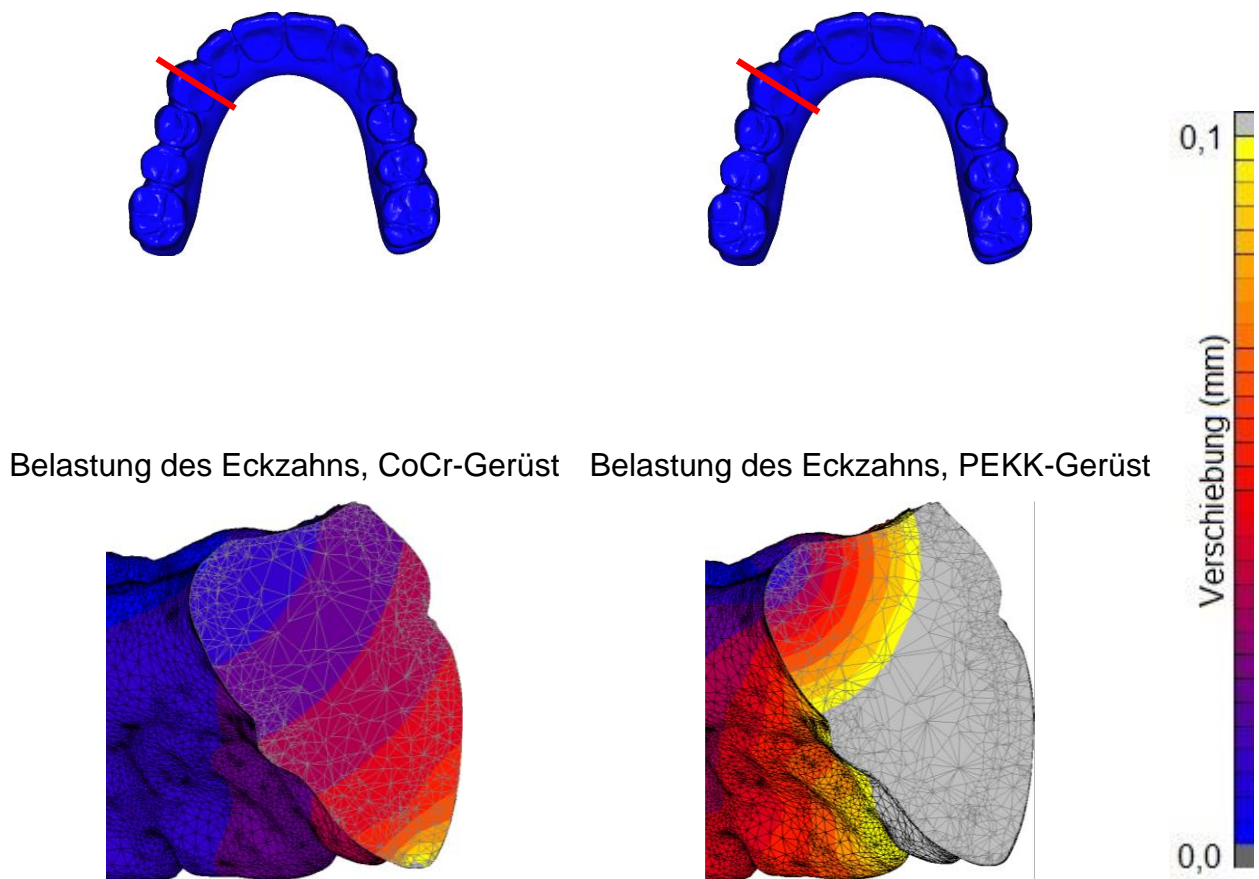
**Abb. 31:** Höhe der Spannungen in der Verblendung direkt unter dem Druckstempel („Pofa“- „Point of force application“) bei direkter (links) und indirekter Belastung (rechts) mit Belastung auf den verschiedenen Stempelpositionen, jeweils mit osseointegrierten Implantaten.

#### 4.8 Verformungsmuster innerhalb der Brücke

Die Abbildung 32 zeigt die Verformung (Verschiebung in mm) innerhalb der Brücke bei direkter Belastung eines CoCr-Gerüsts nach Osseointegration. Das CoCr-Gerüst wurde exemplarisch als metallisches Gerüst ausgewählt, da sich die Belastungsverteilungen und Deformationen in Knochen und in der Brücke für CoCr und Titan sehr ähnelten. Es zeigte sich, dass die Verformung in der Brücke mit dem Lastangriffspunkt variiert. Während man bei direkter Belastung des Molarenbereichs eine Verschiebung von rund 0,04 (basal) mm bis 0,06 mm (okklusal) beobachtet, so sieht man bei Belastung des Eck- und Frontzahns (vorderer Bereich der Brücke) eine Verschiebung über 0,1 mm. Die Verformungen sind in allen Lastangriffspunkten von inzisal beziehungsweise okklusal nach basal hin fallend. Bei Belastung im Eckzahnbereich zeigt sich ferner eine gleichmäßigere Verformung von inzisal nach basal, wohingegen bei Belastung des Frontzahns die hohe Verformung auf den inzisalen Bereich beschränkt ist.



**Abb. 32:** In der oberen Zeile sind die Lokalisationen der Querschnitte durch den roten Strich quer durch die Brücke (CoCr-Gerüst) markiert und in der unteren Zeile sind die Querschnitte mit Farbverlauf in den jeweiligen Belastungsregionen (von Backenzahn (links) über den Eckzahn (mitte) bis zum Frontzahn (rechts)) zu sehen. Rechts außen ist die farbkodierte Skala von 0,0 bis 0,1 mm Verschiebung dargestellt.



**Abb. 33:** In der oberen Zeile ist jeweils auf Höhe des Eckzahns die Lokalisation der darunterliegenden Querschnitte durch den roten Strich markiert. In der unteren Zeile sind die Querschnitte mit entsprechendem Farbverlauf bei Belastung des Eckzahns im CoCr-Gerüst (links) und im PEKK-Gerüst (rechts) dargestellt. Rechts außen ist die farbkodierte Skala von 0,0 bis 0,1 mm Verschiebung dargestellt.

Die Abbildung 33 zeigt die Verformung innerhalb der Brücke ebenfalls bei direkter Belastung eines CoCr-Gerüsts (links) und eines PEKK-Gerüsts (rechts) jeweils nach Osseointegration. Die Verformung im PEKK-Gerüst mit eindeutig über 0,1 mm Verschiebung übertrifft die Verformung im CoCr-Gerüst mit einer Verschiebung bis maximal 0,1 mm. Demnach variiert die Verformung in der Brücke mit dem Lastangriffspunkt und nimmt mit abnehmender Materialsteifigkeit zu. Zudem führte die Belastung der Brücke im vorderen Bereich (Schneidezähne oder Eckzähne) zu einer Torsionsverformung der Brücke. Dieser Effekt nahm mit abnehmender Gerüststeifigkeit zu.

## 5. Diskussion

Hier soll zuerst die Eignung der Finite-Elemente-Methode für die durchgeführte Untersuchung diskutiert werden. Ferner sind die Ergebnisse zu diskutieren, die jeweils in Abhängigkeit von bestimmten Parametern zu berücksichtigen sind. Dabei wird der Einfluss des Einheilgrades auf den Knochen und das Gerüst für die drei Gerüstmaterialien diskutiert. Näher beleuchtet werden die weiteren Ergebnisse im Hinblick auf das Gerüstmaterial PEKK, das in Abhängigkeit von dem Einheilgrad, der Belastungsart und dem Belastungsort untersucht wurde. Abschließend werden klinische Schlussfolgerungen aus dieser Arbeit dargelegt.

### 5.1 Diskussion von Material und Methode

Die FEM wurde in ihrem Prinzip, ihrer Wirkungsweise und ihrer wissenschaftlichen Bedeutung in der Einleitung vorgestellt. In wissenschaftlichen Studien kann diese Methode je nach Komplexität der Fragestellung und dem damit verbundenen Aufwand für die Modellerstellung im Vergleich zu langwierigen klinischen Studien mit geringerem Zeit- und Kostenaufwand sowie ohne potentiell Risiko für Patienten durchgeführt werden. Je realer man die Modelle und die Simulationen erstellt, umso aussagekräftiger sind die Ergebnisse und das Transferieren auf die Klinik. Andererseits bedeutet es eine enorme Rechenleistung und Rechenzeit, sodass die FEM immer einen Kompromiss darstellt und demnach als Annäherungsverfahren zu betrachten ist. Gewonnene Ergebnisse können allgemein Auskunft geben, sollten aber im speziellen durch weitere genauere Untersuchungen (zum Beispiel klinische oder experimentelle Untersuchungen) validiert werden (Deger, 2001).

Die hier vorliegenden Simulationen wurden mit einer maximalen Belastung von 500 N durchgeführt. Bei den Einzelzahnbelastungen wurden diese 500 N linear steigend auf einen Stempel gegeben. In der Realität weicht die individuelle Kaukraft aber mitunter sehr stark von diesen 500 N ab. Miyaura et al. (1999) zeigten, wie die Kaukraft mit abnehmender Anzahl der Zähne stark vermindert wird, und wie unterschiedlich hoch Kaukräfte innerhalb einer Probandengruppe waren. Mit den hier verwendeten 500 N liegt man im oberen Bereich der Belastung, den viele Patienten mit Totalprothese nicht mehr erreichen. Des Weiteren konzentriert sich die vorliegende Untersuchung haupt-

sächlich auf die Belastung eines einzelnen Zahnes oder Prothesenzahnes. Im klinischen Alltag kommt es beim physiologischen Kauen aber nur in sehr kurzen Momenten zu solch einer punktuellen Belastung. Selbst die Belastung eines Quadranten, also der Arbeitsseite der Bennett-Bewegung, entspricht nicht vollends einer normalen Kaubelastung. Außerdem wurde ausschließlich die vertikale Komponente der Okklusion berücksichtigt.

Grundsätzlich stellt der physiologische Kauvorgang keine rein lineare Belastung dar, da durch das Kauen und Parafunktionen auch Seitwärtsbewegungen und Scherbewegungen, also auch nicht axiale Belastungen, entstehen. Um diese Komponenten zu berücksichtigen, müsste das Modell deutlich größer gestaltet sein und einen Gegenkiefer und ein Kiefergelenk beinhalten. Nur so ließen sich, wie in einem Artikulator, die genauen Bewegungen beim Kauen und damit auch die auftretenden Kräfte darstellen. In unserer Arbeit wurde die Suprakonstruktion, die im Oberkiefer verankert war, mit direkten und indirekten Belastungen mittels RBEs und Druckstempel, simuliert. Dabei wurde auf einen Vielpunktkontakt geachtet, der beim Kauen in der Regel angestrebt wird. Rand et al. hatten 2017 in ihrer Studie versucht, nicht nur die typischen axialen Belastungen, sondern vor allem die nicht axialen Belastungen zu simulieren. Hier wurden alle Okklusionspunkte, die auf der Kaufläche eines einzelnen Zahnes liegen, sprich in den Randleisten, Höckern und Fissuren als Kontaktfläche zum Antagonisten, berücksichtigt. In der vorliegenden Arbeit hätte dies den Rahmen gesprengt, denn hierfür wäre die Betrachtung jeder einzelnen Okklusionsfläche des gesamten Kiefers vonnöten gewesen, und dies hätte zu den bereits 144 Simulationen eine exponentielle Vervielfachung bedeutet. Auch die berücksichtigten Parameter sind Vereinfachungen der Realität. So berücksichtigte das erstellte Modell des Oberkiefers keine Differenzierung in Spongiosa und Kompakta, obwohl im Oberkiefer der Anteil spongiösen Knochens im Vergleich zum kompakten Knochen überwiegt. Es wurde lediglich ein Mittelwert für den Knochen genommen. Zudem wurden die Zähne im Gegenkiefer aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht als Komponente mit integriert. Eine entsprechende Anpassung der Modelle würde zu einer deutlichen Zunahme an Daten und Rechenzeit führen. Die jetzt vorhandenen Modelle sind mit einer Größe von bis zu 1.339.352 Elementen und 337.715 Knoten schon verhältnismäßig groß, was zu einer mittleren Rechenzeit von 33 Stunden pro Simulation geführt hat. Die längste Simulation hat 8,7 Tage benötigt. Wollte man das Modell wie

oben beschrieben anpassen, würde die Menge an Elementen enorm ansteigen. Würden zusätzlich die Parameter angepasst, um eine möglichst natürliche Kaubelastung zu reproduzieren, stiegen die benötigten Rechenzeiten immens und wären gegebenenfalls mit den hier zur Verfügung stehenden Rechner nicht mehr möglich.

Die Stärken der Finite-Elemente-Simulation liegen mitunter darin, durch sinnvolle Vereinfachung schnell zu fundierten Erkenntnissen zu gelangen. In diesem Fall wurde also ein sinnvoller Kompromiss aus aufgewendeter Rechenzeit und Detailgrad des Modells gewählt, wobei weitere Vereinfachungen nicht mehr vertretbar wären.

## 5.2 Diskussion der Ergebnisse

### 5.2.1 Einfluss des Einheilgrades auf die biomechanische Belastung im Knochen für die unterschiedlichen Gerüstmaterialien

Im Bereich des Knochens (periimplantärer Bereich) zeigte der Einheilgrad einen bedeutenden Einfluss auf die biomechanische Belastung im Knochen. Im osseointegrierten Zustand reduzierten sich die maximalen Spannungswerte im Knochen für alle drei Gerüstmaterialien auf ein Zehntel im Vergleich zum sofortbelasteten Zustand. Dabei gab es keinen Unterschied innerhalb der Gerüstmaterialien, sodass im osseointegrierten Zustand die Gerüstmaterialien zu vernachlässigen sind, beziehungsweise fast keinen Einfluss auf die Spannungen in der Restauration haben. Der osseointegrierte Zustand stellt einen engen Kontakt von Knochen und Implantatoberfläche dar und daraus resultiert aus biomechanischer Sicht eine gleichmäßige und großflächige Verteilung der Spannung, weshalb die Reduzierung der Spannungen im Knochen um den Faktor 10 nachzuvollziehen ist.

Bei Sofortbelastung der Prothese zeigten sich entsprechend zehnfach höhere Spannungswerte im Knochen. Vor dem Hintergrund, dass bei Sofortbelastung noch kein einheitlicher, struktureller Kontakt zwischen Knochen und Implantatoberfläche gegeben ist und nur punktuelle Kontakte zwischen diesen vorliegen scheint es logisch zu sein, dass bei diesem Einheilgrad mehr Spannungsspitzen entstehen und er demnach biomechanisch als ungünstig einzustufen ist. Laut der Mechanostat-Theorie von Frost (1960a, 1960b) liegt die Belastungsgrenze von Knochen bei ca. 140 MPa, so dass solche hohen Werte bei der Sofortbelastung mit 300 MPa und aufwärts eine absolute Knochenüberbelastung und infolge dessen einen Knochenabbau zur Folge hätte. Sofortbelastung führte

lokal zu hohen Spannungen im Knochen. Diese lagen in einzelnen Knoten im Bereich von bis zu 1.100 MPa (CoCr, Ti) und 2.800 MPa (PEKK).

Demnach erweist sich Pekkton® als Gerüstmaterial im Vergleich zum CoCr- und Titan-Gerüst bei Sofortbelastung biomechanisch als ungünstiger als die starren Gerüstmaterialien, obwohl dem Gerüstmaterial Pekkton® eine stoßdämpfende Wirkung nachgesagt wird. Dafür spricht auch die Pilotstudie von Lee et al. (2017). Die Autoren verglichen in einer Pilotstudie verschiedene Gerüstmaterialien (PEKK, Titan und Zirkoniumoxid) für implantatgetragene Prothesen mittels einer dreidimensionalen Finite-Elemente-Analyse (3D-FEA) auf Basis der Kegelstrahl-Computertomographie (CBCT) und CAD-Daten. Ein geometrisches Modell, das aus vier Oberkieferimplantaten bestand, die ein Prothesengerüst stützten, wurde aus CBCT- und CAD-Daten eines behandelten Patienten konstruiert. Drei verschiedene Materialien (Zirkoniumoxid, Titan und PEKK) wurden ausgewählt und ihre Materialeigenschaften wurden unter Verwendung von FEA-Software in dem erzeugten geometrischen Modell simuliert. Dabei resultierten für das PEKK-Gerüst (niedriger Elastizitätsmodul) reduzierte Spannungswerte im periimplantären Bereich bei Druckspannungen und erhöhte Spannungswerte, wenn Zugspannung vorherrschte. Diese Studie legt nahe, dass die stoßabsorbierenden Wirkungen von elastisch implantatgestützten Gerüstmaterialien in einigen Bereichen begrenzt ist und dass die starren Gerüstmaterialien eine günstige Spannungsverteilung und Sicherheit der gesamten Komponenten der Prothese zeigen. Konträr zu diesen Ergebnissen sagte Siewert (2014), dass PEKK alle physikalischen Voraussetzungen, wie Elastizität und Kriechverhalten, mitbringt, die einen spannungslosen Sitz der Prothese im Mund gewährleisten und entsprechend könnten Passungenauigkeiten kompensiert und damit einer lokalen Überbeanspruchung der Implantate vorgebeugt werden. Dies sei mit starren Strukturen wie CoCr- und Ti-Gerüsten, wenn überhaupt, nur mit sehr hohem Aufwand zu realisieren.

Bei Sofortbelastung waren die Spannungen im Knochen für die metallischen Gerüstmaterialien CoCr und Titan ähnlich hoch, aber deutlich geringer als im PEKK-Gerüst. Demnach erweisen sich die starren Gerüstmaterialien für eine Sofortbelastung als biomechanisch günstiger für den Knochen. In zahlreichen Studien wurde jedoch gezeigt, dass es keinen Unterschied im chronologischen Heilungsprozess für den periimplantären Be-



reich gibt, ob sofortbelastet wird oder erst nach Osseointegration (Watanabe et al., 2016).

### 5.2.2 Einfluss des Einheilgrades auf die biomechanische Belastung im Gerüst für die unterschiedlichen Gerüstmaterialien

Während der Einheilgrad eine große Bedeutung hinsichtlich der biomechanischen Belastung des Knochens hatte, stellte sich dieser Einfluss als vernachlässigbar im Gerüst dar. Die Spannungswerte im Gerüst waren sowohl im osseointegrierten Zustand als auch im sofortbelasteten Zustand nahezu identisch für alle drei Gerüstmaterialien. Im PEKK-Gerüst zeigten sich niedrigere Spannungswerte (ca. 130 MPa), wohingegen die starren Gerüstmaterialien höhere Spannungswerte im Gerüst zeigten (ca. 190 MPa). Pekkton® scheint also für das Gerüst biomechanisch günstiger zu sein. Dies bestätigten auch Keilig et al. in einer Studie von 2016, in dem sie das biomechanische Verhalten von Gerüstmaterialien mit unterschiedlicher Materialsteifigkeit in einer dreigliedrigen Brücke, die dental abgestützt war, untersuchten. Als Gerüstmaterialien wurden PEKK (mit der niedrigsten Materialsteifigkeit), Titan und Zirkon gewählt. Es wurden zwei Varianten einer dreigliedrigen Brücke untersucht, die monolithische Brücke und die verblendete Brücke, die zentral belastet wurden und in den unterschiedlichen Gerüstmaterialien simuliert wurden. Das Pekkton®-Gerüst zeigte reduzierte Spannungswerte in Bezug auf das Gerüst, wohingegen die Spannungswerte in der Verblendung erhöht waren, ähnlich wie in der vorliegenden Arbeit. Demnach erschließt sich das Pekkton®-Gerüst vor allem hinsichtlich der Spannungsverteilung im Gerüst als vorteilhaft.

Ferner zeigten die verschiedenen Gerüstmaterialien einen minimalen Einfluss auf die umgebenden biologischen Strukturen, sodass die Autoren daraus schlossen, dass weichere Gerüstmaterialien wie Pekkton® auf dental abgestützten Brücken keinen negativen Einfluss auf die involvierten biologischen Strukturen hat.

### 5.2.3 Einfluss des Belastungsortes im Knochen mit PEKK als Gerüstmaterial

Vergleicht man den Einfluss des Belastungsortes im Knochen mit PEKK als Gerüstmaterial, so stellt man im osseointegrierten Zustand einen gleichmäßigen und symmetrisch

verteilten Verlauf (von mesial nach distal steigend) der Spannungswerte fest, während im sofortbelasteten Zustand eine ungleichmäßige Verteilung mit punktuellen Ausreißern im gesamten Knochen zu erkennen ist. Der Einheilgrad hat demnach einen großen Einfluss auf die Spannungswerte in den unterschiedlichen Belastungsorten. Im sofortbelasteten Zustand scheint Pekkton® keine stoßabsorbierende Wirkung zu haben und im osseointegrierten Zustand nur im Bereich der Front-Eckzahnregion, sodass hier die stoßabsorbierende Wirkung eine Limitierung hat.

Betrachtet man die Spannungswerte um die Implantate jeweils in Regio 15, 13, 23 und 25 herum, so stellt man sowohl im osseointegrierten als auch im sofortbelasteten Zustand fest, dass die höchsten Spannungswerte jeweils dort am höchsten waren, in der auch belastet wurde (bzw. in unmittelbarer Umgebung des Belastungsortes) und auch auf der kontralateralen Eckzahnregion. Berücksichtigt man die Bogenform des gesamten Oberkiefers so scheint, dass im Bereich der kontralateralen Seite in der Eckzahnregion Torsionskräfte bzw. Verwindungen zustande kommen und diese sich folglich auf den Knochen übertragen.

#### 5.2.4 Einfluss der Belastungsart im Gerüst direkt unterhalb des Druckstempels und im gesamten Gerüst mit PEKK als Gerüstmaterial mit osseointegrierten Implantaten

Die Belastungsart hatte im gesamten Gerüst keinen Einfluss und nur einen geringen Einfluss unterhalb der Druckstempel. Entscheidenden Einfluss hatte also nicht die Belastungsart. Die Lage des Lastpunktes hatte jedoch einen deutlichen Einfluss auf die Beanspruchungen in der Restauration. Die Spannungen im Gerüst nahmen zu, wenn sich der Lastangriffspunkt vom Molarenbereich auf die Vorderzähne verlagerte. Im Gegensatz dazu nahmen nach der Osseointegration die Spannungen im Knochen ab, wenn sich der Belastungspunkt von der Molarenregion zu den Vorderzähnen bewegte. Ein Grund für diese Unterschiede könnte sein, dass die Last im Molarenbereich zentral auf den Körper des Gerüsts aufgebracht wird, während sie sich aufgrund der Neigung der Schneidezähne in labialer Richtung geringfügig versetzt für die Vorderzähne befindet.

Insgesamt erwies sich die Frontregion im Gerüst biomechanisch als ungünstig, aufgrund höherer Spannungswerte. Der Molarenbereich hatte im Gerüst deutlich niedrigere

Spannungswerte aufzuweisen, sodass das PEKK-Gerüst endständig eine gute biomechanische Lösung zu sein scheint.

#### 5.2.5 Einfluss der Belastungsart in der Verblendung direkt unterhalb des Druckstempels und in der gesamten Verblendung mit PEKK als Gerüstmaterial mit osseointegrierten Implantaten

Direkte Belastungen führen in der Verblendung direkt unterhalb der Druckstempel zu höheren Spannungen in der Frontregion und zu sehr niedrigen Spannungen in der Seitenzahnregion beidseitig. Ähnliches ließ sich auch im Gerüst erkennen. Berücksichtigt man die Achsrichtung in der die Frontregion und die Molarenregion belastet werden, so erscheint es nachvollziehbar, dass es in der Frontregion zu höheren Torsionskräften kommt, wenn man auf die Schneidekanten drückt, da dieser Punkt seitlich zum Verlauf des Gerüsts versetzt ist. Belastet man hingegen im Molarenbereich, so resultieren keine Torsionskräfte, da in Achsrichtung zentral oberhalb des Gerüsts belastet wird. In Kapitel 4.8 ist diese Beobachtung ebenfalls grafisch visualisiert.

Bei indirekter Belastung spielt es keine Rolle, ob die Spannungswerte in der gesamten Verblendung betrachtet werden oder direkt unterhalb der Druckstempel, da diese gleich hoch sind. Bei direkter Belastung zeigt sich im Allgemeinen eine größere Streuung der Spannungen über die Verblendung, sowohl in der gesamten Verblendung als auch direkt unterhalb der Druckstempel, wohingegen bei indirekter Belastung nur die endständigen Regionen hohen Spannungsspitzen ausgesetzt sind, unabhängig davon, ob die gesamte Verblendung betrachtet wird oder lediglich direkt unterhalb der Druckstempel. Indirekte Belastungen wirken sich demnach biomechanisch in den äußersten Enden der Prothese ungünstig aus. In der Frontregion sind indirekte Belastungen für die Verblendung aus biomechanischer Sicht besser und im Molarenbereich die direkten Belastungen. Rand et al. zeigten 2017, dass die periimplantären Knochenspannungen stark von der Art der Kraftübertragung und der Kontaktzahl beeinflusst werden. Dafür wurde ein FE-Modell mit nichtlinearer Kontaktsimulation unter Verwendung eines Antagonisten als Kraftgeber entwickelt und dieses mit einem ähnlichen Modell verglichen, das eine direkte Kraftübertragung verwendet. Darüber hinaus wurden fünf Kontaktsituationen erstellt, um ihren Einfluss auf die periimplantären Knochenspannungen zu untersuchen, die für die Überlebensrate von Implantaten relevant sind. In jeder Kontaktsituation, ob mit direk-

ter oder indirekter Kraftübertragung, befanden sich die größten maximalen und niedrigsten minimalen Spannungen im kortikalen Knochen. Wenn ein Antagonist verwendet wurde, wurden Phänomene wie Gleiten und Reibung berücksichtigt, so dass das Modell mit indirekter Kraftübertragung als realistischer angesehen werden kann. Nichtaxiale Kräfte auf das Implantat induzieren Spannungsspitzen im periimplantären Knochen und wurden häufiger durch Einzelkontakte verursacht. Diese Spannungsspitzen können durch gleichmäßig verteilte Mehrflächenkontakte zwischen Krone und Antagonist reduziert werden. Nicht axiale Kräfte resultieren aus ungleichmäßig verteilten Kontaktflächen, insbesondere aus Situationen mit nur einem Kontakt. Ein einzelner Kontakt an den inneren Höckerhängen sollte generell vermieden werden.

### 5.3 Klinische Schlussfolgerungen

Laut den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit ergeben sich folgende klinische Schlussfolgerungen:

Der Einheilgrad der Implantate spielt eine Schlüsselrolle für die Verteilung der Belastungen. Hierbei sollte der osseointegrierte Zustand angestrebt werden, da dieser bei allen drei Gerüstmaterialien eine erhebliche Verbesserung der Spannungswerte auf den zu übertragenden Knochen hat (auf ein Zehntel geringere Belastung im Knochen). Dies widerspricht dem Grundsatz des All-on-4-Konzepts, bei der die Versorgung sofortbelastet wird.

Bei Sofortbelastung bieten sich aus biomechanischer Sicht für die Belastung im Knochen die starren Gerüstmaterialien als erste Wahl an, da Pekkton® im Vergleich zum Ti- und CoCr-Gerüst deutlich höhere Spannungen im Knochen verursacht. Für osseointegrierte Implantate ist die Wahl der Gerüstmaterialien weniger bedeutsam, da alle Gerüstmaterialien vergleichbar hohe Spannungswerte aufzeigten. Für die Auswirkung im Knochen würde also eine All-on-4-Versorgung ohnehin als ungünstig gesehen werden, obwohl zahlreiche Studien belegen, dass die Implantatüberlebensrate mit sofortbelasteten Versorgungen im Sinne des All-on-4-Konzepts genauso hoch sind (Babbush et al., 2011; Di et al., 2010; Soto-Penalosa et al., 2017).

Hierbei ist es wichtig zwischen „Überlebensrate“ und „Erfolgsrate“ zu differenzieren. Während die Überlebensrate eine quantitative Angabe ist, die den prozentualen Anteil

der Implantate angibt, die sich zu einem bestimmten Zeitpunkt noch in situ befinden, lässt die Erfolgsrate mit festgelegten Erfolgskriterien Rückschlüsse auf den qualitativen Zustand der Implantate zu. Daher sollte die Überlebensrate kritisch in Bezug auf die Bewertung von Implantatsystemen gesehen werden.

Betrachtet man die Spannungen im Gerüst, so erweist sich Pekkton® als Gerüstmaterial der Wahl. Es ist demnach ein großer Unterschied, welche Komponente der Versorgung betrachtet wird. Hierbei spielt der Einheilgrad eine untergeordnete Rolle, sodass man auch im All-on-4-Konzept Pekkton® als Gerüstmaterial wählen kann. Da jedoch der Einfluss auf den Knochen, wie oben beschrieben, als biomechanisch ungünstig befundet wurde, sei insgesamt den starren Gerüstmaterialien der Vorzug gegeben.

Für den Knochen ist der Belastungsort maßgeblich vom Einheilgrad abhängig. Im Allgemeinen ist die Auswirkung im Knochen wie zu erwarten dort am höchsten, wo auch belastet wird und in der kontralateralen Seite der Eckzahnregion.

Ob direkt oder indirekt belastet wird spielt für das Gerüst eine untergeordnete Rolle. In Bezug auf die Verblendung herrschen endständig immer ungünstige Spannungswerte, unabhängig von der Belastungsart. Die indirekten Belastungen kommen dem physiologischen Kauvorgang am ehesten nahe, sodass für diese Belastungsart die Frontregion in der Verblendung besser abschneidet und die Molarenregion bei der reinen Betrachtung der Gerüststruktur.

## 6. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde mithilfe der Finite-Element-Methode das biomechanische Verhalten verschiedener Gerüstmaterialien im Sinne des All-on-4-Konzepts untersucht. Hierfür wurde ein FE-Modell eines zahnlosen Oberkiefers erstellt, das mit vier Implantaten versorgt wurde (zwei gerade anteriore und zwei distal angulierte Implantate entsprechend des All-on-4-Konzepts). Die Implantate dienten der Verankerung einer festsitzenden Brücke. Zu den untersuchten Gerüstmaterialien zählten Pekkton, Titan und CoCr. Während Ti- und CoCr-Gerüste in der Klinik standardmäßig als Gerüstmaterialien verwendet werden, sollte das Hochleistungspolymer Pekkton genauer untersucht werden, da seine mechanischen und physikalischen Eigenschaften dem des menschlichen Knochens eher ähnelt als die beiden Metalle und demnach bei Belastungen wie dem physiologischen Kauvorgang, einen stoßabsorbierenden Effekt auf den periimplantären Bereich im Knochen verspricht.

Um das biomechanische Verhalten der unterschiedlichen Gerüstmaterialien im Knochen zu untersuchen, wurden mittels Belastungsstempeln und Rigid Body Elements an jedem Element der festsitzenden Brücke von 16 bis 26 jeweils einzeln eine Kraft von 500 N appliziert. Die Einheilgrade „osseointegriert“ und „sofortbelastet“ wurden mit entsprechender Änderung der simulierten Kontaktbeschreibung simuliert. Zur Auswertung der insgesamt 144 möglichen Simulationsvarianten wurden Boxplots verwendet. Dabei wurden die Gerüstmaterialien, die Einheilmodi, die Belastungsarten und die belastete Region angepasst.

Die klinisch relevanten Schlussfolgerungen aus den FE-Ergebnissen befürworten eine Belastung einer implantatprothetischen Versorgung im All-on-4-Konzept mit komplett eingehheilten osseointegrierten Implantaten, da in allen Gerüstmaterialien Spannungswerte bis zu 100 MPa erreicht wurden. Eine sofortbelastete Suprakonstruktion im All-on-4-Konzept zeigt demgegenüber eine zehnfache Belastungssteigerung auf den Knochen bei denen Spannungswerte von 1000 MPa im CoCr- und Ti-Gerüst erreicht wurden und eine 28-fache Belastungssteigerung mit Spannungswerten bis 2800 MPa im PEKK-Gerüst. Klinisch führten diese hohen Spannungswerte zu knochenatrophierenden Prozessen in Folge pathologischer Überlastung. Im Hinblick auf die Gerüstmaterialien eignen sich starre Gerüstmaterialien für den sofortbelasteten Zustand biomechanisch bes-

ser für den periimplantären Bereich. Im Vergleich zum CoCr- und Ti-Gerüst mit Spannungswerten bis 190 MPa scheint die stoßabsorbierende Wirkung von Pekkton® auf das Gerüst limitiert zu sein, da im PEKK-Gerüst die Maximalspannungen im Gerüst bei lediglich 130 MPa liegen. In Bezug auf den Knochen zeigte Pekkton® bei eingeeilten Implantaten eine von distal nach mesial zunehmende stoßabsorbierende Wirkung (endständige Region um die 60 MPa und Frontregion um die 25 MPa).

Im Allgemeinen sollte darauf hingewiesen werden, dass die hier erstellten Simulationen eine Idealisierung der klinischen Situation darstellen. Die verwendete Belastung spiegelt aufgrund der Varianz der Kaukraft in der Bevölkerung die Wirklichkeit nur bedingt wider. Auch die verschiedenen Krafrichtungen und Belastungspunkte einer physiologischen Kaubelastung sind hier, so gut es technisch simulierbar möglich war, nachgestellt. Die Lage des Lastpunktes hatte einen deutlichen Einfluss auf die Beanspruchungen in der Restauration. Die Spannungen im Gerüst nahmen zu, wenn sich der Lastangriffspunkt vom Molarenbereich auf die Vorderzähne verlagerte. Im Gegensatz dazu nahmen die Spannungen im Knochen nach der Osseointegration ab, wenn sich der Belastungspunkt von der Molarenregion auf die Vorderzähne verlagerte. Ein Grund für diese Unterschiede könnte sein, dass die Belastung im Molarenbereich zentral auf den Körper des Gerüsts ausgeübt wird, während sie aufgrund der Neigung der Schneidezähne in labialer Richtung geringfügig versetzt für die Frontzähne liegt.

Abschließend ist anzumerken, dass Pekkton® aufgrund dieser Ergebnisse seiner biomechanischen Eigenschaften nicht als Gerüstmaterial in der Implantatprothetik zu empfehlen ist, aber im Bereich der Teilprothetik in nachfolgenden Studien als Gerüstmaterial untersucht werden sollte.

## 7. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Basisaufbau Implantat-Abutment-Suprakonstruktion. Die einzelnen Komponenten sind bezeichnet (modifiziert nach ECDI GmbH, 2020). S.11

Abb. 2: Versorgung des zahnlosen Unterkiefers (links) und Oberkiefers (rechts) mit einer Brücke, die von jeweils 4 Implantaten getragen wird (All-on-4-Konzept). Die oberen Bilder zeigen das chirurgische Protokoll der zahnlosen Kiefer und die unteren Bilder zeigen die prothetische Versorgung der jeweiligen Kiefer (modifiziert nach Hungary Dental Implant, 2020). S.12

Abb. 3: Das All-on-4 Konzept im Unterkiefer. Nach der 3D Planung für die Bohrschablone (oben links) erfolgt die Implantatinserktion mittels Bohrschablone (oben rechts) (Hinze et al., 2020). Zum Abschluss wird die Brücke im Unterkiefer eingesetzt (unten mitte) (Nobel Biocare Services AG, 2020). S.13

Abb. 4: Pekkton® Ivory entspricht von den physikalischen Eigenschaften her dem menschlichen Knochen am ehesten (modifiziert nach Cendres+ Métaux SA, 2020). S.18

Abb. 5: Elementtypen zur Diskretisierung (modifiziert nach Deger, 2001). S.19

Abb. 6: Zerlegung eines Bauteils in finite Elemente (modifiziert nach Fröhlich, 2005). S.20

Abb. 7: Volumenmodelle der einzelnen Komponenten des FE-Modells. Die Kortikalis ist von Mukosa bedeckt. Die Abutments sind mit den einzelnen Implantaten verbunden und durchdringen die die Kortikalis auskleidende Mukosa. Das verblendete Gerüst sitzt der Mukosa auf und ist über die vier Abutments mit den vier Implantaten („All-on-4“) verbunden. Die Suprakonstruktion ist eine von 16 auf 26 festsitzende Brücke. S.25

Abb. 8: FE-Modell mit Ausschnittsfenster auf das transkortikale und mukosale Implantat-Abutmentsystem in Regio 25 in Längsschnitt. Das Implantat in Regio 25 durchdringt die



Kortikalis und die Mukosa und das zugehörige Abutment in Regio 25 durchdringen das Gerüst, das von der Verblendung ausgekleidet ist. S.27

Abb. 9: FE-Modell mit Längsschnitt durch die Suprakonstruktion und Kortikalis Regio 25. Abutment und angulierte Implantatposition erkennbar. Belastungsstempel mit Halbkugelform im Seitenzahnbereich und Belastungsstempel ohne Halbkugelform auf Höhe der Kauspitze von 13 und 23. RBEs in zentraler Position zu den einzelnen Kunststoffzähnen. S.30

Abb. 10: Exemplarische Darstellung der Simulationsvarianten in Baumdiagrammform. Jedes der drei Materialien (PEKK, Ti, CoCr) wird direkt und indirekt belastet und diese sind weiterhin in Sofortbelastung und Osseointegration unterteilt, die wiederum in Regio 16-26 unterteilt sind. S.31

Abb. 11: Farbkodierte Darstellung des Ausgangsmodells mit folgenden Komponenten: Druckstempel in Regio 22, Verblendung, Mukosa und Kortikalis. Links ist eine Farbskala als Legende dargestellt. Hieraus kann die Höhe der Spannungen in den jeweiligen Bereichen des FE Modells visualisiert werden. S.32

Abb. 12: Farbkodierte Darstellung des Gerüsts bei Belastung in Regio 22 mit farbkodierter Skala (links), die die Höhe der Spannungen bis 20 MPa visualisiert. S.33

Abb. 13: Farbkodierte Darstellung der Kortikalis bei Belastung in Regio 22 mit farbkodierter mit Skala (links), die die Höhe der Spannungen bis 90 MPa visualisiert. S.34

Abb. 14: Aufbau eines Boxplots mit der Unterteilung der Quartile in jeweils 25% Abschnitten. S.35

Abb. 15: Höhe der Spannungen im Knochen im sofortbelasteten (links) und osseointegrierten Zustand (rechts) beim CoCr-Gerüst. S.37

Abb. 16: Höhe der Spannungen im Knochen im sofortbelasteten (links) und osseo-integrierten Zustand (rechts) beim Titan-Gerüst. S.37

Abb. 17: Höhe der Spannungen im Knochen im sofortbelasteten (links) und osseo-integrierten Zustand (rechts) beim PEKK-Gerüst. S.38

Abb. 18: Höhe der Spannungen im CoCr-Gerüst im sofortbelasteten (links) und osseo-integrierten Zustand (rechts). S.39

Abb. 19: Höhe der Spannungen im Ti-Gerüst im sofortbelasteten (links) und osseo-integrierten Zustand (rechts). S.39

Abb. 20: Höhe der Spannungen im PEKK-Gerüst im sofortbelasteten (links) und osseo-integrierten Zustand (rechts). S.40

Abb. 21: Höhe der Spannungen im gesamten Knochen bei Sofortbelastung mit dem Gerüstmaterial PEKK. In dem linken Diagramm ist die Spannung auf 3000 MPa skaliert und in dem rechten Diagramm auf 300 MPa (auf ein Zehntel). S.41

Abb. 22: Höhe der Spannungen im periimplantären Knochen bei verschiedenen Lasteinleitungen für das Gerüstmaterial Pekkton, bei sofortiger und indirekter Belastung mittels Druckstempel, jeweils (im Uhrzeigersinn) in der Region um die Implantate 15,13, 23 und 25. S.42

Abb. 23: Höhe der Spannungen im Knochen bei eingeeheilten Implantaten für das Gerüstmaterial Pekkton. S.43

Abb. 24: Höhe der Spannungen im Knochen bei verschiedenen Lasteinleitungen für das Gerüstmaterial Pekkton, nach Osseointegration und indirekter Belastung mittels Druckstempel, jeweils (im Uhrzeigersinn) in der Region um die Implantate 13, 23 und 25, 15. S.44

Abb. 25: Höhe der Spannungen im Gerüst bei verschiedenen Lasteinleitungen für das Gerüstmaterial Pekkton, bei vollständiger Osseointegration und indirekter Belastung mittels Druckstempel. Links ist die Höhe der Spannungen im gesamten Gerüst dargestellt, rechts die Höhe der Spannungen direkt unterhalb des Druckstempels („Point of force application“, „Pofa“). S.45

Abb. 26: Höhe der Spannungen im Gerüst bei verschiedenen Lasteinleitungen für das Gerüstmaterial Pekkton, bei vollständiger Osseointegration und indirekter Belastung mittels Druckstempel, jeweils (im Uhrzeigersinn) in der Region um die Abutments 13, 23 und 25, 15. S.46

Abb. 27: Verteilung der Spannungen bei Belastung von verschiedenen Kraftangriffspunkten im PEKK-Gerüst nach Osseointegration. Oben links zeigt die Spannungsverteilung bei Belastung in Region 14, oben rechts zeigt die Spannungsverteilung bei Belastung in Region 22, unten links zeigt die Spannungsverteilung bei Belastung in Region 23 und unten rechts zeigt die Spannungsverteilung bei Belastung in Region 26. Rechts außen ist die farbkodierte Skala bis 100 MPa Spannung dargestellt. S.47

Abb. 28: Höhe der Spannungen im gesamten Gerüst bei direkter (linkes Diagramm) und indirekter Belastung (rechtes Diagramm) mit Belastung auf den verschiedenen Stempelpositionen, jeweils mit osseointegrierten Implantaten. S.48

Abb. 29: Höhe der Spannungen im Gerüst direkt unter dem Druckstempel bei direkter (links) und indirekter Belastung (recht) mit Belastung auf den verschiedenen Stempelpositionen, jeweils mit osseointegrierten Implantaten. S.49

Abb. 30: Höhe der Spannungen in der Verblendung bei direkter (links) und indirekter (rechts) Belastung mit Belastung auf den verschiedenen Stempelpositionen, jeweils mit osseointegrierten Implantaten. S.50

Abb. 31: Höhe der Spannungen in der Verblendung direkt unter dem Druckstempel („Pofa“- „Point of force application“) bei direkter (links) und indirekter Belastung (rechts) mit

Belastung auf den verschiedenen Stempelpositionen, jeweils mit osseointegrierten Implantaten. S.50

Abb. 32: In der oberen Zeile sind die Lokalisationen der Querschnitte durch den roten Strich quer durch die Brücke (CoCr-Gerüst) markiert und in der unteren Zeile sind die Querschnitte mit Farbverlauf in den jeweiligen Belastungsregionen (von Backenzahn (links) über den Eckzahn (mitte) bis zum Frontzahn (rechts)) zu sehen. Rechts außen ist die farbkodierte Skala von 0,0 bis 0,1 mm Verschiebung dargestellt. S.51

Abb. 33: In der oberen Zeile ist jeweils auf Höhe des Eckzahns die Lokalisation der darunterliegenden Querschnitte durch den roten Strich markiert. In der unteren Zeile sind die Querschnitte mit entsprechendem Farbverlauf bei Belastung des Eckzahns im CoCr-Gerüst (links) und im PEKK-Gerüst (rechts) dargestellt. Rechts außen ist die farbkodierte Skala von 0,0 bis 0,1 mm Verschiebung dargestellt. S.52

## 8. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Überblick über die Sets mit den jeweiligen Elementgrößen. S.24

Tabelle 2: Überblick über der in dieser Arbeit verwendeten Komponenten, den Materialien und deren physikalischen Eigenschaften. S.29

## 9. Literaturverzeichnis

Akça K, Cehreli MC, Uysal S. Marginal bone loss and prosthetic maintenance of bar-retained implant-supported overdentures: a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25:137-145

AK Implantologie der DGZMK: Frankfurter Konsensus Implantologie vom 23.01.1991. *GOI Jahrbuch*, 1991: 11-14

Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001; 3: 39-49

Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive Implants: a retrospective study. *J Oral Implantol* 2011; 37: 431-445

Bayer G, Kistler F, Kistler S, Sigmund F, Neugebauer J. Versorgungsmöglichkeiten ohne Sinusbodenelevation mit angulierten Implantaten - 6 Jahre Erfahrungen. *Implantologie* 2012; 20: 195-204

Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 663-671

Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, Francetti L. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 511-517

Bergman M, Johansson G, Sjögren G, Sundh A. CAD/CAM in dentistry. *Tandlakartidningen* 1989; 81: 848-853

Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. J Clin Periodontol 2002; 29: 197–212

Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983; 50: 399-410

Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-Integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago – Berlin: Quintessenz Verlag, 1985

Brecher C, Weck M. Werkzeugmaschinen 2 Konstruktion und Berechnung. Berlin - Heidelberg: Springer Verlag, 2006

Cendres+Métaux SA, 2019: Pekkton® ivory High-performance polymer for definitive aesthetic restorations on implants. <https://www.cmsa.ch/en/medtech/download-centre/> (Zugriffsdatum: 18.01.2020)

Deger Y. Die Methode der Finiten Elemente. Grundlagen und Einsatz in der Praxis. Renningen-Malmsheim: expert-Verlag, 2001: 4-41

DGZMK. Implantologie in der Zahnheilkunde DGZMK. Dtsch Zahnarztl Z 2005; 60: 915-9416

Di P, Lin Y, Li JH, Qiu LX, Chen B, Cui HY. Clinical study of “All-on-4” implant immediate function in edentulous patients. Chinese journal of stomatology 2010; 45: 357-362

ECDI GmbH, 2020: Implantataufbau. <https://zahnimplantate.com/implantate/implantataufbau.html> (Zugriffsdatum: 28.01.2020)

Ferrigno N, Laureti M, Fanali S, Grippaudo G. A long-term follow-up study of non-submerged ITI implants in the treatment of totally edentulous jaws. Part I: Ten-year life

table analysis of a prospective multicenter study with 1286 implants. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13: 260-273

Friberg B, Sennerby L, Linden B, Gröndahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999; 28: 266-272

Fröhlich P, *FEM-Anwendungspraxis: Einstieg in die Finite Elemente Analyse*, Wiesbaden: Vieweg Verlag, 2005: 13

Frost HM. The Utah Paradigm of Skeletal Physiology Vol. 1. International Society of Musculoskeletal and Neuronal Interactions, 1960a

Frost HM. The Utah Paradigm of Skeletal Physiology Vol. 2. International Society of Musculoskeletal and Neuronal Interactions, 1960b

Frost HM. The mechanostat: a proposed pathogenic mechanism of osteoporoses and the bone mass effects of mechanical and nonmechanical agents. *Bone Miner* 1987; 2: 73-85

Frost HM. Vital biomechanics: proposed general concepts for skeletal adaptations to mechanical usage. *Calcif Tissue Int* 1988; 42: 145-156

Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anat Rec* 1990a; 226: 403-413

Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 2. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anat Rec* 1990b; 226: 414-422

Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994; 64: 175-188



Girtler R. Einführung in die Mechanik fester elastischer Körper und das zugehörige Versuchswesen. Wien: Springer Verlag, 1931: 20

Hasan I, Röger B, Heinemann F, Keilig L, Bourauel C. Influence of abutment design on the success of immediately loaded dental implants: experimental and numerical studies. Med Eng Phys 2012; 34: 817-825

Hinze M, Bauer-Textor H, Hanusch P, 2020: Feste dritte Zähne an einem Tag mit Implantaten: Die Methode All-on-4. <https://www.implanteer.de/zahnimplantate/feste-dritte-zahne-muenchen/> (Zugriffsdatum: 28.01.2020)

Hopp M, Titan ist immer öfter der Werkstoff der Wahl. DZW 1998; 33: 10

Hopp M, de Araujo Nobre M, Malo P. Comparison of marginal bone loss and implant success between axial and tilted implants in maxillary All-on-4 treatment concept rehabilitations after 5 years of follow-up. Clin Implant Dent Relat Res 2017; 19: 849–859

Hungary Dental Implant, 2020: Most Friendly All on 4 dental implant solutions in London by top Hungarian Dentists. <https://www.hungarydentalimplant.co.uk/blog/most-friendly-all-on-4-dental-implant-solutions/> (Zugriffsdatum 28.01.2020)

Jemt T, Stenport V. Implant treatment with fixed prostheses in the edentulous maxilla. Part 2: prosthetic technique and clinical maintenance in two patient cohorts restored between 1986 and 1987 and 15 years later. Int J Prosthodont 2011; 24: 356–362

Jensen OT, Adams MW. All-on-4 treatment of highly atrophic mandible with mandibular V-4: report of 2 cases. J Oral Maxillofac Surg 2009; 67: 1503-1509

Jordan RA, Bodechtel C, Hertrampf K, Hoffmann T, Kocher T, Nitschke I, Schiffner U, Stark H, Zimmer S, Micheelis W. Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie DMS V. BMC Oral Health 2014; 14: 161

Keilig L, Stark H, Bourauel C. Does the Material Stiffness of Novel High-Performance Polymers for Fixed Partial Dentures Influence Their Biomechanical Behavior? *Int J Prosthodont* 2016; 30: 595-597

Kern JS, Kern T, Wolfart S, Heussen N. A systematic review and meta-analysis of removable and fixed implant-supported prostheses in edentulous jaws: post-loading implant loss. *Clin Oral Implants Res* 2016; 27: 174-195

Kern JS, Terheyden H, Wolfart S. 2014: S3-Leitlinie „Implantatprothetische Versorgung des zahnlosen Oberkiefers“. <https://www.dgzmk.de> (Zugriffsdatum: 18.01.2020)

Klein B, FEM: Grundlagen und Anwendungen der Finite-Element-Methode im Maschinen- und Fahrzeugbau, Wiesbaden: Vieweg + Teubner Verlag, 2012: 9

Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, ortopedic and spinal implants. *Biomaterial* 2007; 28: 4845-4869

Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Impl Res* 2000; 11: 146-155

Lee KS, Shin SW, Lee SP, Kim JE, Kim JH, Lee JY. Comparative Evaluation of a Four-Implant-Supported Polyetherketoneketone Framework Prosthesis: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on Cone Beam Computed Tomography and Computer-Aided Design. *Int J Prosthodont* 2017; 30: 581-585

Li S, Di P, Zhang Y, Lin Y. Immediate implant and rehabilitation based on All-on-4 concept in patients with generalized aggressive periodontitis: A medium-term prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017; 19: 559–571

Lindigkeit J. Werkstoffkunde und Technologie. In: Siebert G, Hrsg. *Dentallegierungen in der Zahnärztlichen Prothetik*. München – Wien: Carl Hanser Verlag, 1989: 23-111

Lindigkeit J, Mehr als Billiglösungen für die soziale Indikation Edelmetallfreie Legierungen und Titan. Ispringen: DZW-Spezial, 2002: 20-23

Liu T, Mu Z, Yu T, Wang C, Huang Y. Biomechanical comparison of implant inclinations and load times with the all-on-4 treatment concept: a three-dimensional finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2018; 22: 585-594

Lopes A, Maló P, de Araújo Nobre M, Sanchez-Fernández E. The Nobel Guide® All-on-4® Treatment Concept for Rehabilitation of Edentulous Jaws: A Prospective Report on Medium- and Long-Term Outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17: 406–416

Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc* 2011; 142: 310–20

Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Francischone C, Rigolizzo M. "All-on-4" immediate-function concept for completely edentulous maxillae: a clinical report on the medium (3 years) and long-term (5 years) outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14: 139-150

Maló P, Araújo Nobre MD, Lopes A, Rodrigues R. Double Full-Arch Versus Single Full-Arch, Four Implant-Supported Rehabilitations: A Retrospective, 5-Year Cohort Study. *J Prosthodont* 2015; 24: 263–270

Meinken A. Allgemeines Vorgehen bei einer FE-Analyse. In: Meinken A, Hrsg. *Finite Elemente in der Praxis: Grundlagen und Beispiele für die Anwendung von Marc/Mentat*. Renningen-Malmsheim: expert-Verlag, 2001b: 29

Meißner U, Maurial A. *Die Methode der finiten Elemente*. Berlin - Heidelberg: Springer Verlag, 2000

Miyaura K, Matsuka Y, Morita M, Yamashita A, Watanabe T. Comparison of biting forces in different age and sex groups: a study of biting efficiency with mobile and non-mobile teeth. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 223-227

Mormann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F, Gotsch T. CAD-CAM ceramic inlays and onlays: a case report after 3 years in place. *J Am Dent Assoc* 1990; 120: 517-520

Naconecy MM, Geremia T, Cervieri A, Teixeira ER, Shinkai RS. Effect of the number of abutments on biomechanics of Brånemark prosthesis with straight and tilted distal implants. *J Appl Oral Sci* 2010; 18: 178-185

Nash RW. CEREC CAD/CAM inlays: aesthetics and durability in a single appointment. *Dent Today* 1990; 9:20-22

Niedermaier R, Stelzle F, Riemann M, Bolz W, Schuh P, Wachtel H. Implant-Supported Immediately Loaded Fixed Full-Arch Dentures: Evaluation of Implant Survival Rates in a Case Cohort of up to 7 Years. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017; 19: 4–19

Nobel Biocare Services AG, 2020: Das All-on-4® Behandlungskonzept: Eine minimalinvasive Lösung mit einer festsitzenden Versorgung für den vollständigen Zahnbogen für hohe Patientenzufriedenheit. <https://www.nobelbiocare.com/de/de/home/products-and-solutions/treatment-concepts/all-on-4.html> (Zugriffsdatum: 28.01.2020)

Rand A, Stiesch M, Eisenburger M, Greuling A. The effect of direct and indirect force transmission on peri-implant bone stress- a contact finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2017; 20: 1132-1139

Reuling N. Biologische Verträglichkeit von Dentallegierungen. In: Siebert G, Hrsg. *Dentallegierungen in der zahnärztlichen Prothetik*. München – Wien: Carl Hanser Verlag, 1989

Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller WD. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *Journal of Biomechanics* 2015; 48: 1-7

Siebert G, *Dentallegierungen in der zahnärztlichen Prothetik*. München - Wien: Carl Hauser Verlag, 1989

Siewert B. *Polyetheretherketon (PEEK) – ein neuartiger Werkstoff für die Gerüsterstellung*. Balingen: spitta Verlag Zahntechnik Magazin, 2013

Siewert B. Die klinisch relevanten Vorteile von PEEK (Poly-Ether-Ether-Keton) in der zahnärztlichen Prothetik. *Umwelt mediziner gesellschaft* 2014; 17: 286

Silber G, Steinwender F, *Bauteilberechnung und Optimierung mit der FEM*. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag, 2005

Soto-Penalzoza D, Zaragozı-Alonso R, Penarrocha-Diago M, Penarrocha-Diago M. The all-on-four treatment concept: Systematic review. *J Clin Exp Dent* 2017; 9: 474-488

Stoll R, Stachniss V. Computer-assisted technologies in dentistry. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990; 45: 314-322.

Tabrizi R, Pourdanesh F, Zare S, Daneste H, Zeini N. Do Angulated Implants Increase the Amount of Bone Loss Around Implants in the Anterior Maxilla? *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2013; 71: 272-277

Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res* 2010; 54: 179-184

Watanabe T, Nakagawa E, Saito K, Ohshima H. Differences in Healing Patterns of the Bone-Implant Interface between Immediately and Delayed-Placed Titanium Implants in Mouse Maxillae. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016; 18: 146-160

Williamson DF, Parker RA, Kendrick JS. The box plot: a simple visual method to interpret data. *Ann Intern Med* 1989; 110: 916-921

Wirz J, Bischoff H. *Titan in der Zahnmedizin*. Berlin: Quintessenzverlag, 1997

Wörner M, Biegerl A, Siebert G. Everything from one alloy? Cobalt-chromium-molybdenum-titanium-alloys. *Dent Labor* 1986; 34: 569-574

Zarb GA, Alberktsson T. Criteria for determining clinical success with osseointegrated dental implants. *Cah Prothese* 1990; 71: 19-26

Zou D, Wu Y, Huang W, Wang F, Wang S, Zhang Z, Zhang Z. A 3-year prospective clinical study of telescopic crown, bar, and locator attachments for removable four implant-supported maxillary overdentures. *Int J Prosthodont* 2013; 26: 566-573

## 10. Danksagung

In erster Linie danke ich Herrn Prof. Bourauel für die Ermöglichung und Überlassung der Doktorarbeit in der Oralmedizinischen Technologie.

Mein größter Dank gilt Dr. Keilig, der mich über die Dauer der Promotion als Hauptansprechpartner stets in allen Fragen und Belangen begleitet hat. Ohne seine fachliche Unterstützung, insbesondere in Bezug auf die Einarbeitung und den Umgang des FE-Programms, wäre die Arbeit nicht zustande gekommen. Ich danke Dr. Keilig auch für seine unermüdliche Geduld und sein Verständnis in jeglicher Phase der Promotion. Vor allem in den Phasen, in der die Simulationen nicht reibungslos liefen, verdanke ich Dr. Keilig den späteren reibungslosen Ablauf der Simulationen, in den er viel Zeit und Mühe gesteckt hat.

Ich danke den anderen Doktoranden dafür, dass man stets in einer kollegialen Atmosphäre arbeiten konnte und eine unterstützende Kultur da war, von der Parkplatzsuche bis hin zum Freimachen von einem Rechner.

Ein besonderer Dank gilt meiner Familie, meinem Freund Dr. Ahmadreza Rezaei Marbin und meinen Freunden, die mich stets motiviert haben und mich auf ihre Art und Weise auch emotional unterstützt haben, gerade in der intensiven finalen Phase.