

Aus der Klinik für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Prof. Dr. Matthias Karl

**Zum Einfluss von Implantatzahl, Implantatposition und Attachment-
System auf das biomechanische Verhalten von Totalprothesen im
Unterkiefer**

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde
der medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2022

Vorgelegt von:
Lea Katharina Kafitz
geb. am 02.08.1995 in Kaiserslautern

Aus der Klinik für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Prof. Dr. Matthias Karl

Tag der Promotion: 03.05.2022
Dekan: Prof. Dr. Michael D. Menger
Erster Berichterstatter: Prof. Dr. Matthias Karl
Zweiter Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. Kolja Freier

Inhalt

Zusammenfassung	1
Summary	4
1 Einleitung	7
1.1 Versorgung des zahnlosen Kiefers	8
1.2 Attachments für implantatgestützte Totalprothesen	9
1.2.1 Stege	9
1.2.2 Kugelkopfanker	10
1.2.3 Doppelkronen (Teleskope)	11
1.2.4 Locatoren	12
1.2.5 Magnete	12
1.3 Biomechanische Aspekte	13
1.4 Ziel der Arbeit	14
2 Material und Methode	15
2.1 Herstellung des Messmodells	15
2.2 Prothesenherstellung	16
2.3 Belastung des Modells in der Prüfmaschine	20
2.4 Auswertung der Messdaten	21
2.5 Statistische Analyse	21
3 Ergebnisse	22
3.1 Situation 1: Implantat interforaminal mittig	22
3.2 Situation 2: Implantat regio 33	28
3.3 Situation 3: Implantate regio 33 und 43	33
4 Diskussion	40
4.1 Implantat interforaminal mittig	40
4.2 Implantat regio 33	42
4.3 Implantate regio 33 und 43	43
4.4 Einschränkungen der Studie	44
4.5 Schlussfolgerung	46
Abbildungsverzeichnis	47
Tabellenverzeichnis	48
Literatur	49
Danksagung	54
Curriculum vitae	55

Zusammenfassung

Einleitung: Zur prothetischen Versorgung des zahnlosen Kiefers stehen verschiedene Behandlungskonzepte zur Verfügung. Mit einer Totalprothese lassen sich durchaus zufriedenstellende Ergebnisse erzielen, wenn der Alveolarfortsatz noch eine gewisse Kontur aufweist. Bei starker Atrophie ist jedoch eine stabile Lage der Unterkieferprothese schwer zu erzielen.

Nach Erstbeschreibung der Osseointegration und Einführung zahnärztlicher Implantate wurde in den 1970er Jahren auch damit begonnen, diese zur Stabilisierung von Totalprothesen zu verwenden. Sie werden in den interforaminalen Bereich des Unterkiefers gesetzt und mithilfe von Verbindungselementen (Attachments) mit der Prothese verbunden. Hierfür verwendet man den Locator, den Kugelanker und die verschiedenen Teleskoparten. Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, die Auswirkungen von Implantatzahl, Implantatposition und Attachmentsystem auf die biomechanische Belastungssituation zu analysieren.

Material und Methode: Als Basis für die Untersuchung diente ein Unterkiefer-Modell mit drei interforaminalen Implantaten und seitlich oder mesial und distal positionierten Dehnungsmessstreifen (DMS). Im Bereich des posterioren Prothesenlagers erfolgte die Aufzeichnung der Belastung mittels Extensometer.

Passend zu den Modellsituationen mit den verschiedenen Implantatanordnungen wurden vier Prothesen angefertigt, in welche man die Attachmentsysteme Locator, Kugelanker, Zylinderteleskop und Resilienzteleskop einarbeitete. Bei den nachfolgenden Messungen wurden folgende Implantatanordnungen untersucht: 1) mittleres Implantat, 2) Implantat in regio 33 und 3) beide Implantate in regio 33 und 43. Die Implantate wurden dabei mit den vier verschiedenen Attachments versehen und in Funktion gebracht. Die Belastung erfolgte mit einer einwirkenden Kraft von 100 Newton a) beidseits im Kauzentrum, b) in regio 33, c) in regio 43 und d) im Bereich der mittleren unteren Schneidezähne.

Ergebnisse: Bei Modellsituation 1) mit einem interforaminal mittig platziertem Implantat ergaben sich bei Belastung zentral im Kauzentrum für den Locator DMS-Werte von 10 $\mu\text{m/m}$ und 110 $\mu\text{m/m}$. Die periimplantären Werte der Kugel-Attachments waren signifikant niedriger als beim Zylinder- oder Resilienzteleskop ($p=0,00$). Wurde das interforaminal singuläre Implantat an regio 33 belastet, so lieferte der rechtsseitige DMS für das Zylinderteleskop Werte um 345 $\mu\text{m/m}$ und für den Locator 180 $\mu\text{m/m}$. Bei der gegenüberliegenden Belastung in regio 43 ergab das Zylinderteleskop linksseitig den höchsten Werte mit 290 $\mu\text{m/m}$ und rechts 160

$\mu\text{m}/\text{m}$. Hier führte die Nutzung der Zylinderteleskope zu signifikant höheren Werten als bei den Locatoren ($p=0,001$).

Bei Belastung im Bereich der Unterkiefer-Incisivi führte das Resilienzteleskop mit $290 \mu\text{m}/\text{m}$ am rechten DMS zum höchsten Wert.

Bei Modellsituation 2) mit Verwendung eines Implantates regio 33 ergaben sich bei Belastung in der Mitte des Kauzentrums die höchsten Werte für das Resilienzteleskop mit $160 \mu\text{m}/\text{m}$ am mesialen DMS. Distal erzielten alle Attachments weit höhere Dehnungswerte mit bis zu $740 \mu\text{m}/\text{m}$ beim Locator. Wurde in regio 33 belastet, waren die Werte des Resilienzteleskopes am distalen DMS mit $540 \mu\text{m}/\text{m}$ die höchsten. Belastungen in regio 43 führten am mesialen DMS zu hohen Werten, die für das Zylinderteleskop $1130 \mu\text{m}/\text{m}$ aufwiesen und für den Locator $490 \mu\text{m}/\text{m}$. Inzisale Belastungen mittig im Unterkiefer ergaben mesiale DMS-Werte zwischen $1140 \mu\text{m}/\text{m}$ für das Zylinderteleskop und $440 \mu\text{m}/\text{m}$ für den Locator.

Bei Modellsituation 3) und Verwendung von zwei Implantaten in regio 33 und 43 führte die zentrale Molarenbelastung beim Locator zu den höchsten Werten mit $750 \mu\text{m}/\text{m}$ distal am linken Implantat; mesial lag der Wert etwas unter $200 \mu\text{m}/\text{m}$. Der Kugelanker erzielte links am distalen DMS Werte um $420 \mu\text{m}/\text{m}$. Bei Belastung in regio 33 waren die gemessenen Belastungen für die Locatoren und Zylinderteleskope signifikant niedriger als bei den Resilienzteleskopen. Belastung in regio 43 führte bei der Nutzung der Resilienzteleskope zu signifikant höheren periimplantären Werten im Vergleich zu den Locatoren ($p=0,011$) und den Zylinderteleskopen ($p=0,019$). Bei Belastung an den Inzisiven führten die Resilienzteleskope im Vergleich zu den Locatoren zu signifikant höherer periimplantärer Belastung ($p=0,015$).

Diskussion: Bei der Modellsituation mit zwei Implantaten wies das Einsinken der Prothesen geringe konstante Werte auf. Diese Versorgungsform wird in der Literatur auch aufgrund der hinreichend bekannten Prothesenkinematik als Standardversorgung betrachtet. Die Verwendung zweier Implantate weist keinen signifikanten Unterschied zur Verwendung eines singulären Implantates auf. Jedoch führen die unterschiedlichen Belastungspositionen bei letzterem zu inkonstanteren Werten, was zeigt, dass die Krafteinwirkung eine höhere Relevanz für die Prothesenkinematik zu haben scheint. Bei Insertion eines singulären Implantates in der Eckzahnregion ergaben die Untersuchungen inhomogene Werte, was mit den dabei entstehenden ungünstigeren Hebelarmen zusammenhängen dürfte.

Ein ideales Attachmentsystem sollte die Prothese ausreichend stabilisieren sowie periimplantäre Belastungsspitzen vermeiden. Dabei führt eine starre Abstützung der Prothese zu geringerer Knochenresorption im Bereich des Kauzentrums, erhöht aber die auftretenden Spannungen am Implantat. Eine bewegliche Abstützung hingegen reduziert die Implantatbelastung, verstärkt allerdings die am Lager auftretende Kraft.

Im Einzelnen konnte gezeigt werden, dass jedes Attachmentsystem Belastungsspitzen an die Dehnungsmessstreifen weiterleitete, was insbesondere für die Verwendung von Teleskopkronen galt, die eine deutliche Dispersität der Messwerte aufwiesen. Kugelanker und Locatoren besitzen im Vergleich dazu mehr Freiheitsgrade, was zu einer geringeren Knochenbelastung führt.

Belastungen in der Molarenregion führten bei jeder Modellsituation und bei jedem Attachmentsystem zu einem stärkeren Einsinken der Prothese im Bereich des Kauzentrums als anteriore Belastungen an den Inzisiven. Die Belastung im Bereich der Inzisiven hingegen rief höhere Implantatbelastungen hervor.

Die vorliegende Untersuchung lässt die Schlussfolgerung zu, dass die Versorgung mit einem oder zwei interforaminalen Implantaten zielführend sein kann. Wenn die Gegebenheiten aber nur ein Implantat zulassen, sollte dieses interforaminal mittig positioniert werden.

Summary

Introduction: Various treatment concepts are available for the prosthetic restoration of the edentulous jaw. With a complete denture, satisfactory results can be achieved if the alveolar process still has a certain contour. In cases of severe atrophy, however, a secure mandibular prosthesis stabilization is difficult to achieve.

After the initial specification of osseointegration and the introduction of dental implants, in the 1970s implants also were used to stabilize complete dentures. They are placed in the interforaminal area of the mandible and connected to the denture using prosthetic attachments. Locator, ball anchor and types of telescopes are used for this purpose. The aim of the present study was to analyze the effects of implant number, implant position and attachment system on the biomechanical loading situation.

Material and method: The study was based on a mandibular model with three interforaminal implants and strain gauges positioned laterally or mesially and distally of the implants. In the area of the posterior denture bearing area, the prosthesis displacement caused by the load was recorded using extensometers.

Four prostheses were fabricated to match the implant arrangements (model situations), into which the Locator, ball anchor, cylindrical telescope and resilience telescope attachment systems were incorporated. The following implant arrangements were examined in the subsequent measurements: 1) central interforaminal implant, 2) implant in region 33 and 3) implants in regions 33 and 43. The implants were fitted with the four different attachments and put into function. The load was applied using a force of 100 N a) on both sides in the masticatory center, b) in region 33, c) in region 43 and d) in the region of the central mandibular incisors.

Results: In model situation 1) with an interforaminal centrally placed implant, loading in the masticatory center resulted in values of 10 $\mu\text{m/m}$ and 110 $\mu\text{m/m}$ for the locator strain gauges. The peri-implant values of the ball anchor were significantly lower than for the cylindrical or resilience telescopes ($p=0.00$). When the interforaminal singular implant was loaded at regio 33, the right-sided strain gauge provided values around 345 $\mu\text{m/m}$ for the cylindrical telescope and 180 $\mu\text{m/m}$ for the locator. For the opposite loading at regio 43, the cylindrical telescope gave the highest values of 290 $\mu\text{m/m}$ on the left side and 160 $\mu\text{m/m}$ on the right side. Here, the use of the cylindrical telescopes resulted in significantly higher values than for the locators ($p=0.001$).

When loading in the region of the mandibular incisors, the resilience telescope resulted in the highest value of 290 $\mu\text{m}/\text{m}$ on the right strain gauge.

In model situation 2) with the use of an implant regio 33, the highest values for the resilience telescope with 160 $\mu\text{m}/\text{m}$ at the mesial strain gauge were obtained with loading in the middle of the masticatory center. Distally, all attachments achieved much higher strain values with up to 740 $\mu\text{m}/\text{m}$ at the locator. When loading was applied in region 33, the values of the resilience telescope at the distal strain gauge were the highest at 540 $\mu\text{m}/\text{m}$. Loads in regio 43 resulted in high values at the mesial strain gauge, which showed 1130 $\mu\text{m}/\text{m}$ for the cylindrical telescope and 490 $\mu\text{m}/\text{m}$ for the locator. Incisal loads centered in the mandible resulted in mesial strain gauge values between 1140 $\mu\text{m}/\text{m}$ for the cylindrical telescope and 440 $\mu\text{m}/\text{m}$ for the locator. In model situation 3) and using two implants in region 33 and 43, the central molar load on the locator resulted in the highest values of 750 $\mu\text{m}/\text{m}$ distally on the left implant; mesially, the value was slightly less than 200 $\mu\text{m}/\text{m}$. The ball anchor achieved values around 420 $\mu\text{m}/\text{m}$ on the left distal strain gauge. With loading in region 33, the measured loads for the locators and cylindrical telescopes were significantly lower than for the resilience telescopes. Loading at regio 43 resulted in significantly higher peri-implant values when using the resilience telescopes compared to the locators ($p=0.011$) and cylindrical telescopes ($p=0.019$). When loaded at the incisors, the resilience telescopes resulted in significantly higher peri-implant loading compared to the locators ($p=0.015$).

Discussion: In the model situation with two implants, prosthesis displacement in the bearing area exhibited low constant values. In the literature, this type of restoration is considered standard, also due to the sufficiently known prosthesis kinematics. The use of two implants does not show any significant difference compared to the use of a single implant. However, the different loading positions lead to more inconstant values for the latter, which shows that the force application seems to have a higher relevance for the prosthesis kinematics. When a singular implant was placed in the canine region, the investigations showed inhomogeneous values, which is probably related to the more unfavorable lever arms that result.

An ideal attachment system should sufficiently stabilize the prosthesis and avoid peri-implant stress peaks. Rigid support of the prosthesis leads to less bone resorption in the area of the masticatory center but increases the stresses occurring at the implant. A flexible support, on the other hand, reduces the implant load, but increases the force occurring at the prosthesis bearing area.

Specifically, it was shown that each attachment system transmitted stress peaks to the strain gauges, which was particularly true for the use of telescopic crowns, which exhibited significant dispersity of the measured values. Ball anchors and locators, in comparison, have more degrees of freedom, resulting in lower bone loading.

Loading in the molar region resulted in greater denture displacement in the masticatory area than anterior loading at the incisors in every model situation and with each attachment system. In contrast, loading in the incisor region evoked higher implant stresses. The present study allows the conclusion that the restoration with one or two interforaminal implants can be target-oriented. However, if the conditions permit only one implant, it should be positioned centrally in the interforaminal area.

1 Einleitung

Als Folge des demografischen Wandels kommt der zahnmedizinischen Versorgung älterer Patienten immer größere Bedeutung zu. Medizinische Prophylaxe und gesunde Ernährung tragen dazu bei, dass viele Menschen bis ins hohe Alter körperlich agil bleiben. In diesem Zusammenhang steht auch der Wunsch nach gut funktionierendem und ästhetisch anspruchsvollem Zahnersatz. Nach einer Erhebung des Instituts der Deutschen Zahnärzte im Jahr 2005 waren etwa 22,6% der über 65-Jährigen in Deutschland unbezahlt (Micheelis et al. 2006). Hauptgründe hierfür sind Karies und Parodontopathien, die unzureichend oder gar nicht behandelt über die Jahre zur Schädigung des stomatognathen Systems führen. Zahnverlust äußert sich zunächst in Lückenbildung mit verminderter Kau- und Abbeißfunktion, reduzierter Phonetik und verminderter Ästhetik. Im Laufe der Zeit resultieren daraus Okklusionsstörungen, die unter anderem Myopathien und Arthropathien hervorrufen können (Lauer et al. 1990). Bei kompletter Zahnlosigkeit tritt vor allem die insuffiziente Kaufunktion in den Vordergrund, aber auch die Auswirkungen auf das Weichgewebe und insbesondere auf das Gesichtsprüfil sind erheblich. Durch die fehlende Unterstützung der Lippen erscheinen diese schmal, das Gesicht und die Wangenpartie wirken eingefallen und das Kinn gewinnt an Prominenz. Die vertikale Kieferrelation sinkt ab, was zu perioraler Faltenbildung führt (Solar et al. 1998). Die Problematik bei der Versorgung zahnloser Unterkiefer liegt im großen Bewegungsspielraum der Lippen und Wangen, deren einstrahlende Bändchen die Lagestabilität von Totalprothesen schmälern. Dazu tritt die Zunge als destabilisierender Faktor, vor allem, wenn der Zungenraum durch die Zahnaufstellung eingegrenzt wird. Der Alveolarknochen atrophiert beim Zahnlosen meist schneller als beim Teilbezahnten (Spiekermann 1995). Durch das verminderte Knochenangebot reduziert sich die Tiefe der Umschlagfalte, der Mundboden erscheint angehoben und die Lippen- und Zungenbändchen inserieren weiter kranial. All diese intraoralen Veränderungen beeinflussen den Prothesenhalt negativ und können zu verminderter Lebensqualität und geringerer sozialer Interaktion der Patienten führen (Fiske et al. 1998). In zahlreichen Studien konnte gezeigt werden, dass mit Totalprothesen versorgte zahnlose Kiefer deutliche Resorptionen aufweisen, die zu einem insuffizienten Halt des Zahnersatzes führen (Tallgren 2003, Felton 2009, Carlsson 2004). Die Herausforderung bei der zahnärztlichen Restauration besteht darin, die Bisshöhe und Kaufunktion wiederherzustellen und durch Zahnauswahl, Zahnstellung und entsprechende Prothesengestaltung auch den ästhetischen Wünschen nachzukommen.

1.1 Versorgung des zahnlosen Kiefers

Die Totalprothese war lange Zeit die einzige Versorgungsmöglichkeit für zahnlose Kiefer. Bis zur Mitte des 19. Jahrhunderts wurden die Prothesenbasen aus Walrossknochen oder Elfenbein hergestellt. Die Zahnbögen wurden aus Porzellan oder aus menschlichen Zähnen angefertigt (Alt 2011). In den 1930er Jahren kam erstmals ein neuartiger Kunststoff auf Methacrylatbasis als PMMA (Polymethylmethacrylat) auf den Markt. Im Stopf-Pressverfahren wurden Pulver (PMMA-Polymer) und flüssiges Monomer unter Zusatz von Peroxid-Katalysatoren zu Prothesen verarbeitet. Weiterentwicklungen führten schon bald zur Marktreife von Autopolymerisat (Fischer 2012). In den 60er Jahren des vergangenen Jahrhunderts wurde die Biokompatibilität von Titan entdeckt und es wurde dafür der Begriff Osseointegration geprägt (Brånemark et al. 1969, Albrektsson et al. 1986). Während man in Skandinavien zunächst die Versorgung zahnloser Kiefer mit festen Brückenkonstruktionen vornahm, ging man in anderen Ländern schon früh dazu über, die Implantate zur Stabilisierung von Totalprothesen im interforaminalen Bereich zu setzen (Ledermann 1979). Da im Unterkiefer ungünstigere anatomische Verhältnisse im Vergleich zum Oberkiefer vorliegen, kann durch den Einsatz von Implantaten die Lagestabilität des Zahnersatzes deutlich verbessert werden (Mericske-Stern et al. 1994, Heckmann et al. 2004).

Die Planung des Eingriffs muss dabei nicht nur unter anatomischer, sondern auch unter statischer Sicht hinsichtlich der grundsätzlichen Gestaltung des Zahnersatzes erfolgen. Interforaminale Implantate werden mithilfe sogenannter Attachments mit der Vollprothese verbunden und man bezeichnet diese Konstruktionen als Hybridprothese oder Overdenture-Prothese. Dabei wird die Kaubelastung auf die Implantate sowie auf das tragende Prothesenlager verteilt (Heckmann et al. 2001). Auf diese Weise gelingt es, auch bei Patienten mit ungünstigen anatomischen Verhältnissen oder motorischer Beeinträchtigung einen verbesserten Prothesenhalt zu erzielen (Heckmann et al. 2000). Dem Behandler steht eine Vielzahl an Verbindungselementen (Attachments) zur Verfügung, um den herausnehmbaren Zahnersatz mit dem Implantat zu verbinden. Dabei sollen auf das Implantat einwirkende extraaxiale Kräfte vermieden werden, der Knochenabbau soll geringgehalten werden und die Implantatüberlebensrate sollte möglichst hoch sein (Mericske-Stern et al. 1994, Ma et al. 2010, Allen et al. 2006, Cordioli et al. 1997). Als Verbindungselemente können Teleskope, Stege, Kugelkopfancker und Locatoren dienen. Wichtig bei der Wahl des Attachments bei geringen Implantatzahlen ist, dass sie das Einsinken der Prothese im distalen Bereich erlauben, um hohen mechanischen Spannungen und dem Risiko von Frakturen der Implantate oder der Prothese vorzubeugen (Heckmann et al. 2004).

1.2 Attachments für implantatgestützte Totalprothesen

Für die Wahl des Attachmentsystems spielen verschiedene Faktoren eine Rolle. Neben dem hygienischen Aspekt sind es die anatomischen Verhältnisse, welche die Implantatpositionen und die Implantatzahl vorgeben. Dabei kommt auch dem Patientenalter eine entscheidende Bedeutung zu. Um die richtige Wahl für das Verbindungselement der Overdenture-Konstruktion zu treffen, stehen die gängigen Attachmentsysteme zur Verfügung: Stege, Doppelkronen, Kugelpopfanker, Locatoren, Magnete. Diese Systeme werden kurz vorgestellt.

1.2.1 Stege

Als einfachstes Konzept für die implantologisch-prothetische Versorgung des zahnlosen Unterkiefers kann man zwei Implantate in ausreichendem Abstand von der Unterkiefermitte verankern. Mithilfe eines Steges werden die Implantate verblockt und zu einer festen funktionellen Einheit zusammengefasst (Spiekermann 1995). Ein sogenannter Stegreiter ist in den Prothesenkörper integriert und verbindet die Prothesenkonstruktion mit den Implantaten. Diese Technik wurde erstmals von Schweizer Autoren beschrieben (Dolder 1953, Wirz 1970), die im stark reduzierten anterioren Restgebiss Steggelenkprothesen zur prothetischen Versorgung empfahlen.

Dabei kommen grundsätzlich drei unterschiedliche Stegprofile zur Anwendung: runde, eiförmige und parallelwandige. Stege können gegossen oder gefräst werden, individuell angefertigt oder konfektioniert sein (Wichmann 1994).

Als Materialien kommen Titanlegierungen oder Goldlegierungen zum Einsatz. Beim Vorliegen von zwei Implantaten bevorzugt man runde oder ovale Profile im Sinne eines Stegelenkes, während parallelwandige Profile für rein implantatgetragene Konstruktionen bei mindestens vier Implantaten verwendet werden (Spiekermann 1995). Vor allem die damit mögliche Sofortbelastung der Implantate im zahnlosen Unterkiefer (Ledermann 1990) hat zur Verbreitung des Stegkonzeptes beigetragen.

Vor allem ältere Patienten haben jedoch häufig Schwierigkeiten, die Stegkonstruktionen adäquat zu reinigen, so dass periimplantäre Entzündungen resultieren können. Dies kann noch dadurch verstärkt werden, dass die Implantate zu weit lingual oder vestibulär verankert werden, da sie dann häufig zumindest teilweise von beweglicher Schleimhaut umgeben sind. Bei Verblockung der Implantate kann es durch die Eigenbeweglichkeit der Unterkieferspange bei funktionellen Bewegungen zu erhöhten Spannungen im Interface-Bereich der Implantate kommen (Heckmann et al. 2006). Dies kann erhöhten periimplantären Knochenverlust zur Folge haben – ein Faktor, der die Verwendung von Einzelattachments zweckmäßig erscheinen lässt.

1.2.2 Kugelkopfanker

Kugelkopfanker sind wie die folgenden Verbindungselemente sogenannte Einzelattachments. Sie bilden ein seit Jahrzehnten etabliertes Patrizien-Matrizen-System, bei dem die Matrize in den Unterschnitt der kugelförmigen Patrizie greift. Die Besonderheit der Kugelkopfanker-Systeme liegt in der Fähigkeit der Rotation bei gleichzeitig definiertem Halt. Aus biomechanischer Sicht handelt es sich dabei um ein Einzelattachment mit vielen Freiheitsgraden. Bei der Verwendung mit zwei Implantaten reduzieren sich diese auf nur noch einen Freiheitsgrad, nämlich die Rotation um eine transversale Achse (Spiekermann 1995). Kugelkopfanker leiten sich von dem Versorgungskonzept der Wurzelstiftkappen ab. Dabei wurden auf dekapitierte Restpfeiler mit aufgesetzten Wurzelkappen vorgefertigte Kugelköpfe angelötet oder angegossen, über die eine Prothese im Sinne einer Sekundärkonstruktion befestigt wurde (Schimmel et al. 2018). Heutzutage existieren viele verschiedene Systeme, die sich unter anderem in ihrer Bauhöhe unterscheiden. So kann die Auswahl für jeden Patienten anhand der Schleimhautstärke und der anatomischen Gegebenheiten individuell getroffen werden. Weiterhin weisen sie Vorteile in der einfachen Handhabung beim Ein- und Ausgliedern der Prothese auf. Die Handhabung des Systems stellt auch für motorisch oder visuell eingeschränkte Patienten kein Problem dar. Jedoch besteht die Gefahr der Einlagerung von Speiseresten oder Zahnstein, was das Einschnappen der Prothese verhindert (Ambard et al. 2002). Kugelkopfanker werden in Kombination mit Implantaten häufig aus Titanlegierungen angefertigt, seltener kommen hochgoldhaltige Legierungen zum Einsatz. Die Matrize besteht dabei im Innenteil aus Edelmetalllamellen, die beim Ein- und Ausgliedern über die kugelförmige Patrizie einrasten müssen (Boeckler 2012). In das Matrizeninnenteil eingelegte Kunststoffringe ermöglichen eine Einstellung der Retention bei Ein- und Ausgliederung. Die Ringe befinden sich zwischen den Lamellen und dem Kunststoff der Prothese (Ludwig et al. 2005) und sind somit bei Verschleiß austauschbar. Des Weiteren existieren Systeme, bei denen das Lamellensystem nicht durch einen Kunststoffring mit dem Gehäuse der Matrize verbunden ist, sondern verschraubt wird. Im Falle von Verschleiß oder Retentionsverlust muss somit das Lamellensystem ausgetauscht werden. Kugelkopfankersysteme zeichnen sich in ihrer einfachen Handhabung für den Techniker und den Zahnarzt aus. So besteht die Möglichkeit, die Matrizen direkt am Patientenstuhl in die Prothesenbasis einzuarbeiten. Bei irreversiblen Retentionsverlust ist ein Austauschen der Bestandteile unter geringem Arbeitsaufwand möglich. Um eine suffiziente Versorgung durch Kugelkopfattachments zu gewährleisten, sollten die Implantate keine Disparallelität aufweisen. Dies würde bei Ein- und Ausgliederung durch die gegensätzlichen Neigungen der Patrizien zu einer ungleichmäßigen Auslenkung der Lamellensysteme und somit zum verfrühten Verschleiß führen (Besimo et al. 2003).

1.2.3 Doppelkronen (Teleskope)

Doppelkronen sind für den Patienten eine einfach zu handhabende Versorgungsmöglichkeit, einen sicheren Prothesenhalt bei gleichzeitig günstiger Hygienefähigkeit zu generieren. Als Matrize dient ein individuell gefertigtes oder konfektioniertes Primärteil mit parallel oder leicht konisch gefrästen Wänden. In die Prothese wird von basal das Sekundärteil als Matrize einpolymerisiert. Wenn die Primärkrone in das Gehäuse der Sekundärkrone gleitet ähnelt dies dem Funktionsprinzip eines Teleskopes, woher die Bezeichnung Teleskopkrone rührt. Bei Implantatversorgungen kann die Primärkrone aus einem vorgefertigten Teil bestehen, das mit dem Implantatkörper verschraubt ist. Es besteht aber auch die Möglichkeit, die Primärkrone individuell anzufertigen und auf ein Abutment des Implantates zu zementieren. Bezüglich des mechanischen Funktionsprinzips unterscheidet man zwischen Zylinder-, Resilienz- und Konusteleskop.

Zylinderteleskope zeichnen sich durch parallel zueinander verlaufende Seitenflächen aus, wodurch beim Ein- und Ausgliedern der Prothese immer Kontakt zwischen Primär- und Sekundärteil besteht. Auf diese Weise wird Friktion zwischen den Kronen erzeugt, der Patient muss eine Abzugskraft aufbringen, um die Prothese zu entfernen. Idealerweise liegt diese Abzugskraft im Bereich von 5 bis 10 Newton.

Resilienzteleskope stellen eine Sonderform der Zylinderteleskope dar. Sie besitzen ebenfalls parallelisierte Außenflächen. Zwischen Primär- und Sekundärteil befindet sich jedoch ein 0,3mm breiter okklusaler und ein 0,03mm breiter zirkulärer Spalt, wodurch die Prothese rein gingival gelagert ist (Hofmann und Ludwig 1973, Heckmann et al. 2004). Erst bei Belastung treten Primär- und Sekundärteil miteinander in Kontakt. Der Spalt erlaubt das Einsinken der Prothese gemäß der Weichgewebsresilienz.

Im Laufe der Zeit kann die Nutzung der Doppelkronensysteme zu Friktionsverlust führen, der nur schlecht ausgeglichen werden kann. Um diese Problematik zu umgehen, wurden Konusteleskope von Körber eingeführt. Durch die konvergierend gestalteten Außenflächen lässt sich die Haftkraft über den Konuswinkel einstellen. In Endposition wird eine Art Klemmpassung erzielt, wohingegen beim Ein- und Ausgliedern lediglich geringe bis keine Friktionskräfte entstehen (Körber 1968).

Als Kronenmaterialien eignen sich Edelmetall-Legierungen oder verschiedene Nichtedelmetall-Legierungen. Die keramischen Werkstoffe erfreuen sich aufgrund ihrer ästhetischen Eigenschaften einer fortwährend größeren Nachfrage (Rosch et al. 2008). Bei implantatgetragenen Primärkronen aus Keramik bietet sich vor allem die Verwendung von dünnen Galvanokäppchen als Sekundärteile an, weil Implantate im Vergleich zum Parodontium eine geringere Resilienz aufweisen und die Goldkäppchen somit geringeren Spannungsvarianzen ausgesetzt sind als bei einer natürlichen Restbezahnung (Rinke et al.

2015). Die Sekundärteleskope werden dabei chairside im Patientenmund in ein Tertiärgerüst eingeklebt, was einen spannungsfreien Sitz der Prothese ermöglichen soll (Greven et al. 2007). Die tribogene Retention der Galvanotechnik wird über den dünnen Speichelfilm, Gleitreibung und über adhäsive Kräfte vermittelt (Weigl et al. 2000).

1.2.4 Locatoren

Die neueste Generation von Prothesen-Attachments stellen die Locatoren dar. Die Matrize besteht beim Locator aus einem runden, flachen Titan-Nitrid Metallzylinder mit einer zirkulären Nut und wird in die Prothesenbasis eingearbeitet. Die pilzförmige Matrize schnappt beim Eingliedern über die Nut der Matrize, ähnlich wie ein Druckknopf an Kleidungsstücken. In die Matrize sind kleine Kunststoffringe aus Polyamid (=Nylon) eingearbeitet, welche die Retention des Systems gewährleisten (Ludwig et al. 2005). Dadurch wird eine Art Drehgelenk geschaffen. Die Kunststoffringe sind in verschiedenen Stärken erhältlich und bei Verschleiß oder Retentionsverlust austauschbar (Boeckler et al. 2009B). Locatoren ermöglichen der Prothese Beweglichkeit und zugleich Stabilität. Durch die einfache Handhabung beim Ein- und Ausgliedern und der einfachen Reinigungsmöglichkeit eignen sie sich sehr gut für motorisch oder visuell eingeschränkte Patienten. Außerdem sind sie aufgrund ihrer geringen und variablen Bauhöhe auch bei geringen vertikalen Platzverhältnissen gut einsetzbar. Ein weiterer Vorteil liegt in der Nutzungsmöglichkeit bei disparallel gesetzten Implantaten.

1.2.5 Magnete

Magnete werden meist bei geringer Implantatzahl im Unterkiefer angewandt. Dafür werden gegenpolige Magnete auf den Implantaten verschraubt und auch als Gegenlager in die Prothesen einpolymerisiert (Spiekermann 1995). Sie wiesen zwar keinen Nachteil gegenüber Kugelköpfen oder Stegen hinsichtlich der Überlebensrate über 10 Jahre auf, allerdings wurde in der entsprechenden Studie über geringe Patientenzufriedenheit berichtet (Naert et al. 2004). Magnete hielten den wechselnden extremen Bedingungen der Mundhöhle häufig nicht lange Stand und korrodierten (Vrijhoff et al. 1987). Dieses Problem konnte dadurch gelöst werden, dass man Magnete mit einer dicht verschweißten Titankapsel umgab (Wirz und Jäger 1991). Der Vorteil dieser Art von prothetischem Verbindungselement liegt in der geringen Implantatbelastung bei Ein- und Ausgliederung des Zahnersatzes sowie in der guten Reinigungsmöglichkeit der Implantate (Boeckler 2012). Desweiteren konnte nachgewiesen werden, dass sich die Magnete bei übermäßiger Implantatbelastung voneinander lösen. Dies beugt Frakturen und verstärktem Knochenabbau durch Überbelastungen vor (Hofmann 1997), zumal gezeigt werden konnte, dass bei der Kaubelastung kaum extra-axiale Kräfte und Momente auf das Implantat übertragen werden (Heckmann et al. 2001B).

Die auf das Implantat aufgeschraubten Abutments bestehen aus ferromagnetischen Legierungen (Ehring 2009). Meist handelt es sich dabei um eine Neodym-Eisen-Bor Legierung (Walmsley 2002). Der Gegenmagnet wird in die Prothesenbasis eingearbeitet. Weiterhin unterscheidet man zwischen Mono- und Duosystemen. Bei ersterem wird auf das Implantat ein Attachment aufgeschraubt, welches aus einer ferromagnetischen Legierung besteht. Der eigentliche Magnet ist als Gegenpart in die Prothese eingearbeitet (Riley et al. 2001). Das Duosystem besteht aus zwei gepolten Magneten, wovon einer fest in der Mundhöhle als Implantatattachment verschraubt ist. Der Gegenmagnet ist in die Prothesenbasis einpolymerisiert (Blankenstein 2002). Die Duosysteme sind häufig von einer Titankapsel ummantelt, die als Korrosionsschutz dient (Boeckler et al. 2009A).

1.3 Biomechanische Aspekte

Durch die interforaminäre Positionierung von Implantaten kommt es bei Belastung des Prothesensattels nicht nur zu axial einwirkenden Kräften, sondern auch zur Entstehung von Momenten und extraaxialen Implantatbelastungen. Da Implantate kein Parodontium und somit eine geringere Resilienz als natürliche Zähne aufweisen, werden diese Kräfte je nach Attachmentsystem und Prothesenausdehnung unterschiedlich stark in den Alveolarknochen weitergeleitet. Basierend auf einer klinischen Studie wurde eine grobe Korrelation zwischen Parafunktionen und Verlust der Osseointegration postuliert (Isidor 1996). Als gesichert gilt, dass die Wahl des Verankerungssystems einen wesentlichen Faktor in der Kraftübertragung auf den Knochen und die Schleimhaut darstellt (Böning 1996, Ogata et al. 1993, Niedermeier et al. 1994, Heckmann et al. 2001B). Dabei sollte das Implantat keinen überlastenden extraaxialen Kräften ausgesetzt werden. Die auftretenden Kräfte und Belastungen am periimplantären Knochen können mithilfe von Dehnungsmessstreifen und vertikalen Kraftaufnehmern bestimmt werden (Heckmann et al. 2001B, Karl et al. 2004).

Lange Zeit ging man davon aus, dass für eine ausreichende Prothesenstabilität mindestens zwei Implantate inseriert werden sollen. In einer in vitro Studie aus dem Jahr 2008 konnte allerdings gezeigt werden, dass ein Einzelimplantat in der Unterkiefermitte im Vergleich zu zwei interforaminären Implantaten, jeweils mit einem Kugelkopf als Attachmentsystem, keinen Unterschied hinsichtlich der Prothesenbewegung und den am Implantat auftretenden Kräften aufweist (Maeda et al. 2008). Auch in zahlreichen anderen Studien konnte belegt werden, dass die Einzelimplantatversorgung durchaus ein belegtes, anwendbares Therapiekonzept ist (Cordioli et al. 1997, Krennmair & Ulm 2001, Walton et al. 2009), ohne dabei übermäßige Implantatverluste zu verzeichnen. Durch die Einzelimplantatlösung kann den Patienten eine adäquate Versorgung bei reduzierten Kosten ermöglicht werden.

1.4 Ziel der Arbeit

Ziel der Arbeit ist es, die Effekte von Implantatzahl, Implantatposition und Attachmentsystem auf das biomechanische Verhalten einer implantatgetragenen Unterkiefertotalprothese darzustellen. Unter den zu untersuchenden Attachmentsystemen befanden sich Kugelkopfancker, Locatoren, Zylinderteleskope und Resilienzteleskope. Aus den Ergebnissen der Versuche sollten Kenntnisse über die Prothesenbewegung sowie über die Belastungsspitzen an den Implantaten gewonnen werden. In den Versuchen wurde zwischen einem und zwei Implantaten sowie zwischen verschiedenen interforaminären Implantatpositionen unterschieden.

2 Material und Methode

2.1 Herstellung des Messmodells

Als Vorlage zur Modellherstellung diente ein standardisiertes Unterkiefermodell aus Kunststoff (Sawbones® Europe AB, Malmö; Schweden). Das Collum wurde mit einer Fräse bis zum Kieferwinkel abgetrennt und der Unterkieferbasalrand in der Front plan geschliffen, sodass das Modell sicher und standfest auf einer Plexiglasplatte fixiert werden konnte (Abb. 1). Eine anmodellierte Wachsmanschette diente als Platzhalter für die später hergestellte Gingivamaske.

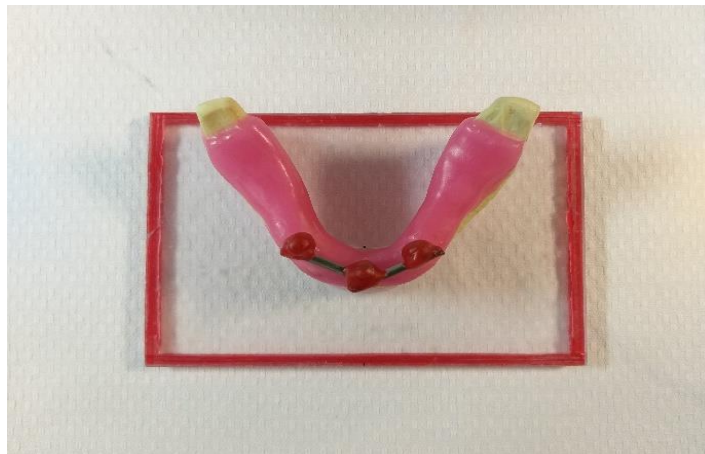


Abb. 1: Unterkiefermodell mit den insertierten Implantaten montiert auf Plexiglasplatte. Die Wachsmanschette dient als Platzhalter für die spätere Gingivamaske.

Anschließend wurden drei Modellimplantate (SCIP1042, Alfa Gate, KfarQara; Israel) in den Kieferkamm in Regio 33/34, 31/41 und 43/44 eingebracht. Dazu musste eine Lochbohrung mittels Pinbohrgerät im Modell erfolgen. Mit einem Kunststoff auf Polymethylmethacrylatbasis (Pro Base®, Ivoclar Vivadent, Schaan; Liechtenstein) wurden die Modellimplantate verankert. Bei der Positionierung achtete man darauf, dass die Implantate mittig auf dem Kieferkamm platziert waren und eine gemeinsame Einschubrichtung aufwiesen. Auf die Implantate wurden die passenden Übertragungsposten aufgesteckt und diese untereinander mit Metallstäbchen und einem Modellierkunststoff (Pattern Resin GC Europe N.V.; Belgien) verblockt, sodass die Position der Implantatschultern zueinander eindeutig bestimmt war. Mit Dubliermasse (Adisil® blau 9:1, SILADENT, Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar) wurde nun eine Negativform des Modells hergestellt, welche die Übertragungsposten enthielt. Nachdem die Implantate auf diese Übertragungsposten gesteckt waren, konnte mit farblosem Kaltpolymerisat (Pro Base®, Ivoclar Vivadent, Schaan; Liechtenstein) das Messmodell gegossen und nach erfolgter

Polymerisation im Drucktopf ausgearbeitet werden. Dabei erfolgte eine Glättung des Kieferkamms in mesio-distaler Richtung rund um die Implantate, um für die später anzubringenden Dehnungsmessstreifen eine ebene Oberfläche zu schaffen.

Um das Weichgewebe am Implantat auch in vitro simulieren zu können, musste im Anschluss noch eine Gingivamaske auf Polyetherbasis hergestellt werden. Dies erfolgte mit Vestogum™ (3M ESPE, Seefeld).

Anschließend wurde das Modell jeweils links und rechts von dorsal in etwa 0,5 cm breit bis in die Region der zweiten beziehungsweise ersten Prämolaren horizontal geschlitzt. Oberhalb und unterhalb dieses Schlitzes wurde auf jeder Seite jeweils ein Metallhaken einpolymerisiert. Diese Haken dienten während der Messung als Halterung für die Extensometer, mit denen das Einsinken der Prothesen gemessen wurde. An jedem Implantat wurde mesial und distal jeweils ein Dehnungsmessstreifen (LY11-0,6/120, 120 Ω , Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt) angebracht.

2.2 Prothesenherstellung

Für die vorliegende Studie wurden insgesamt vier Prothesen benötigt, in welche die zu untersuchenden Attachmentsysteme (Locator, Kugelanker, Resilienzteleskop, Zylinderteleskop) eingearbeitet wurden.

Um die Prothesen herstellen zu können, wurden die Implantatpositionen mit verblockten Übertragungspfosten (AGM-302-C, Alfa Gate, KfarQara; Israel), einem verwindungsstabilen Abformlöffel aus Palatry XL (Kulzer GmbH, Hanau) und Impregum™ Penta™ Polyether (3M ESPE, Seefeld) abgeformt. Im Anschluss konnten auf die Übertragungspfosten Modellanalogue aufgesteckt und mit Fujirock EP Superhartgips (GC Europe N.V., Leuven; Belgien) Arbeitsmodelle erstellt werden.

Die Zahnaufstellung erfolgte nach gängigen Standards frei ohne Artikulator. Nach Herstellung eines Vorwalls aus Silikon wurde die Zahnreihe mit Adisil® blau 9:1 (SILADENT Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar) dubliert, sodass eine Hohlform des Zahnkranzes entstand. Diese konnte mit lichthärtendem Kunststoff (Structur 2 SC VOCO GmbH, Cuxhaven) viermal ausgegossen werden. Die Zahnkränze wurden mit der Fräse ausgearbeitet und basal mit Retentionen versehen, um einen stabilen Verbund zwischen dem Prothesenkunststoff und den Zahnreihen zu schaffen (Abb. 2).



Abb. 2: Ausgegossene Zahnkränze für die späteren Prothesen.

Die so gefertigten Zahnkränze wurden im Anschluss mit Sekundenkleber im Silikonvorwall fixiert. Der Vorwall wurde über das Gipsmodell positioniert, sodass die Prothesen mit rosafarbenem Prothesenkunststoff (ProBase® Cold Ivoclar Vivadent, Schaan; Liechtenstein) im Gießverfahren hergestellt werden konnten (Abb. 3).



Abb. 3: fertig ausgearbeitete Prothese.

Die Patrizen und Matrizen der Locatoren (AGM-106-2) und Kugelkopfanker (AGM-105-2C; AlfaGate, KfarQara; Israel) wurden zusammengefügt und auf die Implantate geschraubt. Die Prothesen wurden nun an den Stellen, an denen die Implantatmatrizen eingearbeitet werden mussten, von basal freigelegt, damit die Prothese auf dem Gipsmodell mit aufgesteckten Implantatmatrizen in Endposition mit Klebewachs fixiert werden konnte. Die so entstandenen Hohlräume wurden im Anschluss mit Probase® Cold (Ivoclar Vivadent, Schaan; Liechtenstein) ausgegossen und auspolymerisiert.

Für die Teleskopherstellung wurden Abutments (AGM-207-2H, AlfaGate, KfarQara; Israel) aus ausbrennbarem Kunststoff mit einer Schraube auf den Modellanalogen im Gipsmodell verschraubt, mit Wachs modelliert und am Parallelometer achsgerecht parallelisiert (Abb. 4).

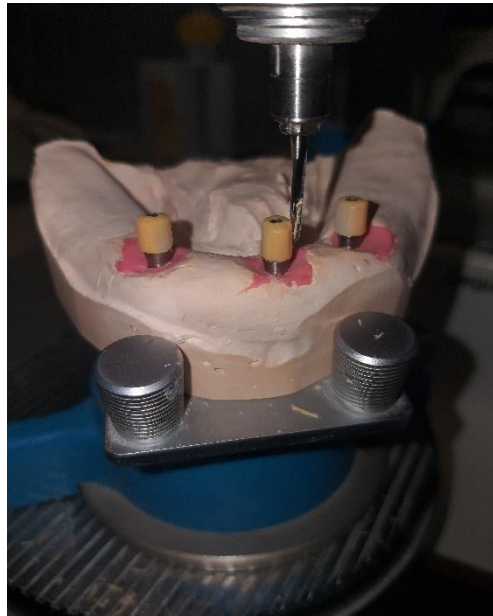


Abb. 4: Herstellung der Teleskopkronen am Parallelometer.

Anschließend wurden die Schrauben gelöst, die modellierten Primärteleskope vom Modell entnommen, mit Gussdraht angestiftet und in eine gipsgebundene Masse (Deguvest California, Dentsply Sirona, Bensheim) eingebettet.

Für den Gussvorgang wurde Phantommetall NF (Dentsply Sirona GmbH, Bensheim) verwendet. Im Anschluss wurden die Primärteile im Fräsverfahren am Parallelometer ausgearbeitet.

Im nächsten Schritt konnten die Sekundärteile mit Hilfe eines Modellierkunststoffes (Pattern Resin GC Europe N.V.; Belgien) auf den Primärteilen modelliert werden. Die Sekundärteile wurden angestiftet und gemeinsam in eine phosphatgebundene Masse (Heravest Speed, Heraeus Kulzer, Hanau) eingebettet. Die Sekundärteile konnten im Anschluss ausgearbeitet und visuell auf ihre Passung kontrolliert und angepasst werden. Bei den Zylinderteleskopen wurde eine Friktionspassung erzielt, während bei den Resilienzteleskopen durch die Nutzung einer okklusal eingelegten Zinnfolie und durch Auspolieren der Sekundärteile eine Spielpassung geschaffen wurde.

Anschließend wurden die Sekundärteleskope wie oben beschrieben in die Prothese eingearbeitet. In den Abb. 5 und 6 sind die fertiggestellten Prothesen mit den entsprechenden Verbindungselementen abgebildet.

Zur gleichmäßigen Belastung wurde ein Metallstab mit 5mm Durchmesser an jede Prothese in Verbindung der beiden Kauzentren links und rechts (regio 36 und regio 46) anpolymerisiert.

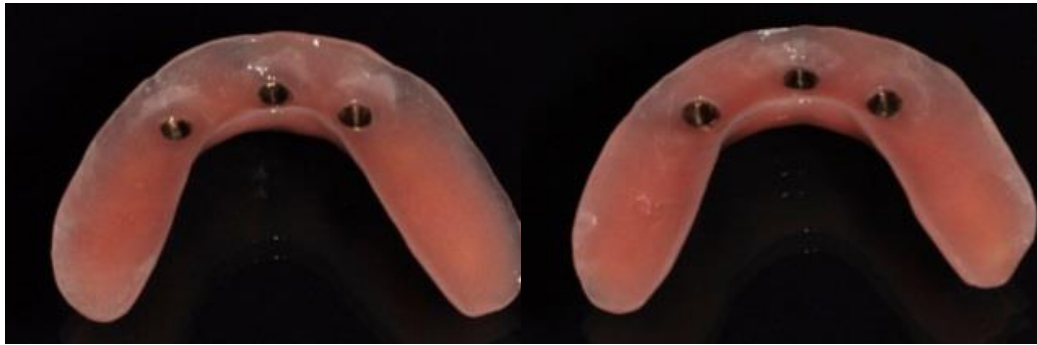


Abb. 5: Fertig ausgearbeitete Prothesen, links mit Zylinderteleskopen, rechts mit Resilienzteleskopen.



Abb. 6: Fertig ausgearbeitete Prothesen, links mit Kugelkopfkern, rechts mit Locatoren.

2.3 Belastung des Modells in der Prüfmaschine

Während alle Prothesen auf das Messmodell aufgesetzt werden konnten, wurden nur selektiv Attachments auf den Implantaten aufgeschraubt. Auf das Modell wurden die Dehnungsmessstreifen jeweils distal und mesial der Implantate angebracht. Die Beschriftung der Dehnungsmessstreifen erfolgte entsprechend der Quadranten und ihrer Position mesial oder distal zum Implantat (3 mesial, 3 distal, 4 mesial, 4 distal). Das Implantat in der Kiefermitte wurde mit „Midline“ bezeichnet. Der Dehnungsmessstreifen mesial davon mit „Midline 3“ und distal mit „Midline 4“. Die posterior positionierten Extensometer wurden mit den Ziffern des jeweiligen Quadranten beschriftet (3 Extenso und 4 Extenso; Abb. 7).

Anschließend wurde das Modell in einer Universal Prüfmaschine (Z020, Zwick/Roell, Ulm) eingespannt. Um Belastungswerte für verschiedene Implantatkonstellationen zu erhalten, wurden folgende Implantat-Anordnungen untersucht:

1. Implantat interforaminal mittig
2. Implantat regio 33
3. Implantate regio 33 und 43

An folgenden Belastungspunkten wurde eine Kraft von 100 Newton aufgebracht:

- a) Belastung mittig im Kauzentrum
- b) Belastung regio 33
- c) Belastung regio 43
- d) Belastung an den mittleren unteren Schneidezähnen.

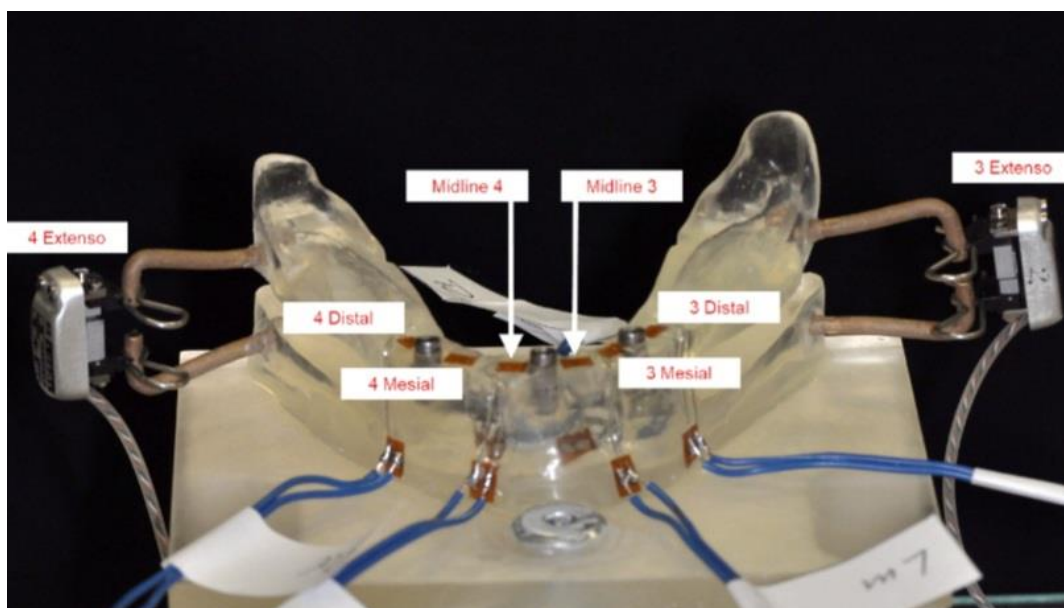


Abb. 7: Fertiges Messmodell mit angebrachten Dehnungsmessstreifen sowie den Extensometern.

2.4 Auswertung der Messdaten

Die Erhebung der Daten erfolgte mit einem Messverstärker (Quantum X, Hottinger Bladwin Messtechnik GmbH, Darmstadt) und einer Auswertungssoftware (jBEAM, AMS GmbH, Chemnitz). Dabei wurden die maximalen Belastungen an den Implantaten über die Dehnungsmessstreifen und das Einsinken der Prothesen während der Belastung über die Extensometer aufgezeichnet. Jeder Messvorgang wurde fünfmal wiederholt.

2.5 Statistische Analyse

Die Analyse orientierte sich nur an den jeweils höchsten Messwerten aus jedem Messvorgang. Es wurden die Mittelwerte der periimplantären Belastung und dem Einsinken der Prothese für jedes Attachmentteil auf jeder Implantatposition gebildet.

Die vergleichende statistische Auswertung erfolgte mit dem Welch-Test für gleiche Mittelwerte und dem Games-Howell-Test für paarweise Vergleiche. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha=0,05$ festgelegt.

3 Ergebnisse

In der vorliegenden Studie wurden Unterkieferprothesen mit verschiedenen **Implantatanordnungen** bei verschiedenen Belastungssituationen untersucht.

Situation 1: Implantat interforaminal mittig

Situation 2: Implantat regio 33

Situation 3: Implantate regio 33 und 43

Mittels DMS erfasste man die Implantatauslenkungen, und im Seitenzahn eingebaute Extensometer zeichneten das Einsinken der Prothesensättel auf. Die vier Prothesen waren mit den Attachmentsystemen Locator, Kugelkopfanker, Zylinderteleskop und Resilienzteleskop ausgestattet. Die Untersuchungsmodelle wurden in eine Universalprüfmaschine eingespannt und konstant bis 100 N belastet. Aus den jeweils fünf durchgeführten Messungen wurden Mittelwert und Standardabweichung gebildet. Die statistische Analyse erfolgte mithilfe des Games-Howell- und des Welchtests. Ergebnisse, die das Signifikanzniveau erreichen sind in den Tabellen fett gedruckt.

3.1 Situation 1: Implantat interforaminal mittig

Der Versuchsaufbau der Belastungssituation mit der Implantat-Anordnung interforaminal mittig ist in Abbildung 8 schematisch dargestellt. Der blaue Punkt stellt die Implantatposition im Modell dar. Die untersuchten Belastungssituationen sind wie folgt:

- a) Belastung mittig im Kauzentrum
- b) Belastung regio 33
- c) Belastung regio 43
- d) Belastung Unterkiefer mittig inzisal

Rechts und links in der Seite befinden sich die Extensometer als „Sattel links“ und „Sattel rechts“ bezeichnet (Abb. 8).

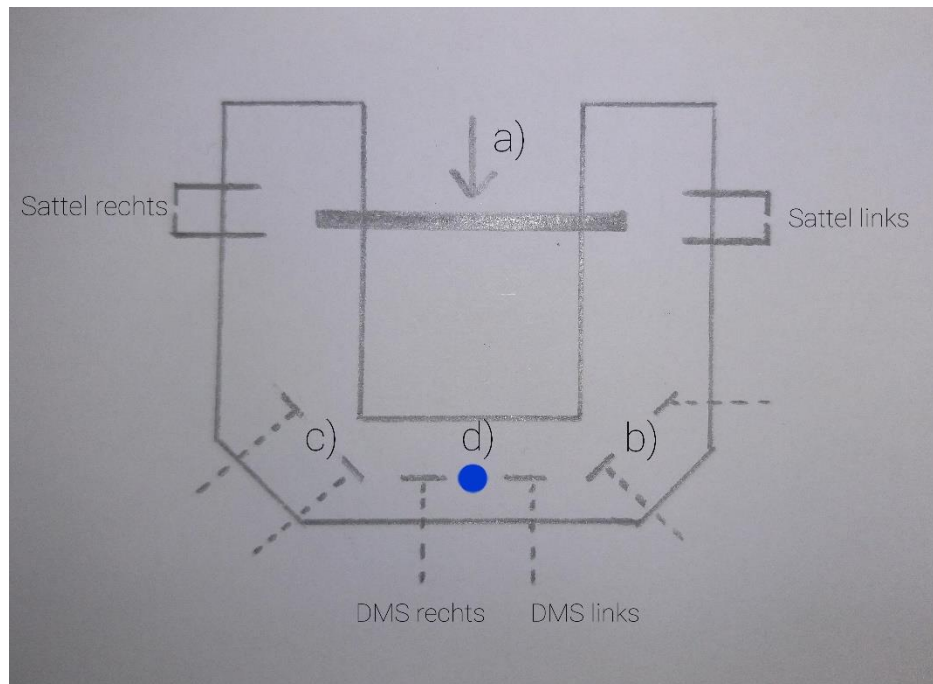


Abb. 8: Schematische Darstellung der Situation 1: Implantat interforaminal mittig

a) *Belastung zentral im Kauzentrum*

Die periimplantäre Belastung, wie sie an den beiden DMS aufgezeichnet wurde, ergab beim Locator 8 $\mu\text{m}/\text{m}$ am rechten DMS und 104 $\mu\text{m}/\text{m}$ am linken DMS (Tab. 2, Abb. 9). Die Werte für die Kugelkopfankerprothese lagen bei 61 $\mu\text{m}/\text{m}$ am linken DMS und 25 $\mu\text{m}/\text{m}$ am rechten DMS. Die Verankerung über das Zylinderteleskop ergab Werte von 81 beziehungsweise 82 $\mu\text{m}/\text{m}$ an den beiden DMS. Die Resilienzteleskopprothese lag mit 60 $\mu\text{m}/\text{m}$ am rechten DMS darunter.

Die gemessenen periimplantären Belastungsspitzen der Kugelkopfattachments waren signifikant niedriger als beim Zylinderteleskop ($p=0,000$) und Resilienzteleskop ($p=0,005$; Tab. 1, a).

Belastungen im Kauzentrum mittig führten beim Locator zum Einsinken der Prothese von 59 μm auf der rechten Seite und bis 188 μm beim Zylinderteleskop auf der linken Seite (Tab. 2, Abb. 9). Bei Nutzung der Zylinderteleskope war das Einsinken der Prothese im Vergleich zu den anderen Attachmentsystemen erhöht ($p\leq 0,003$; Tab. 1, a).

	Dehnungsmessstreifen		Extensometer			
	Welchtest	Games-Howell-Test	Welchtest	Games-Howell-Test		
a) Belastung mittig im Kauzentrum	0,000	Zylinderteleskop vs Kugelkopf	0,000	0,000	Zylinderteleskop vs Locator	0,003
		Resilienzteleskop vs Kugelkopf	0,005		Zylinderteleskop vs Kugelkopf	0,000
					Resilienzteleskop vs Zylinderteleskop	0,000
b) Belastung regio 33	0,432			0,014		
c) Belastung regio 43	0,003	Zylinderteleskop vs Locator	0,001	0,041		
		Resilienzteleskop vs Kugelkopf	0,001			
d) Belastung Unterkiefer mittig inzisal	0,134			0,074		

	Sattel rechts [μm]	DMS rechts [$\mu\text{m}/\text{m}$]	DMS links [$\mu\text{m}/\text{m}$]	Sattel links [μm]
Locator	59,0	7,8	104,4	149,4
Kugelkopfanker	128,9	25,5	61,1	89,1
Zylinderteleskop	174,3	81,9	82,7	187,8
Resilienzteleskop	119,3	60,1	87,8	137,5

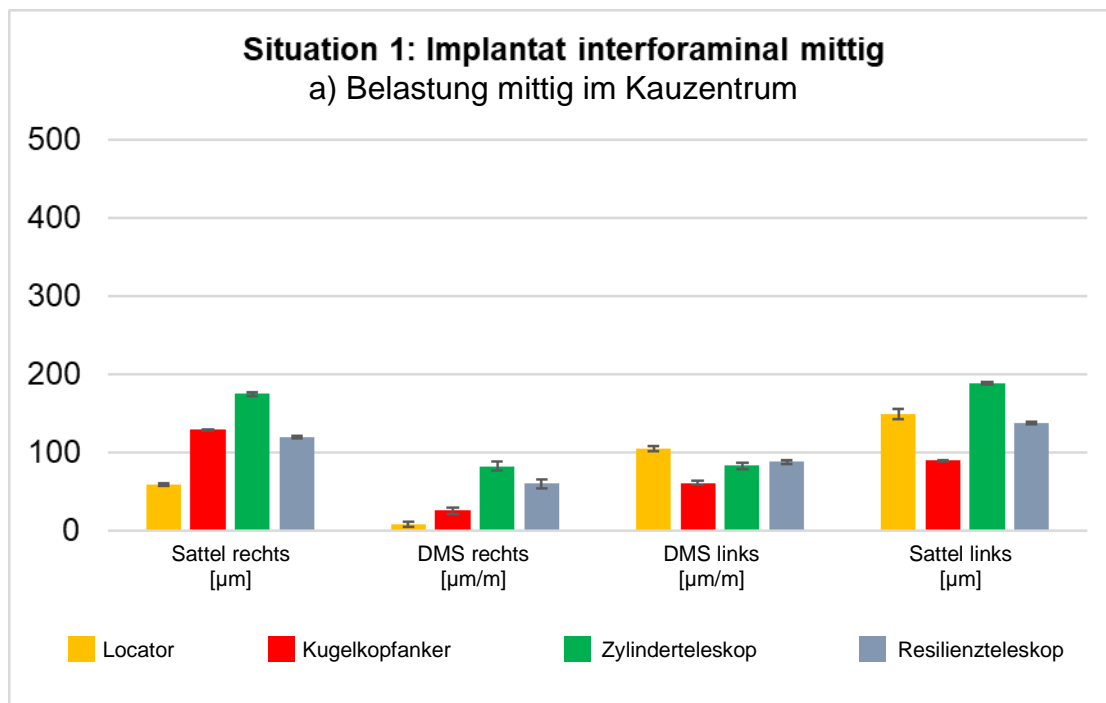


Abb. 9: Messergebnisse für das interforaminal mittig platzierte Implantat bei Belastung im Kauzentrum

b) Belastung regio 33

Die periimplantäre Belastung der Dehnungsmessstreifen ergab am DMS rechts beim Locator 185 $\mu\text{m/m}$ und am DMS links 42 $\mu\text{m/m}$. Der Kugelkopfanker lag mit 276 $\mu\text{m/m}$ am DMS rechts und 53,5 $\mu\text{m/m}$ am DMS links höher. Das Zylinderteleskop erzielte am DMS rechts den höchsten Wert mit 343 $\mu\text{m/m}$, das Resilienzteleskop am DMS links den kleinsten Wert mit 8 $\mu\text{m/m}$ (Tab. 3; Abb. 10).

Belastungen in regio 33 führten beim Locator zum Einsinken des linken Sattels um 8 μm , während bei Nutzung der Zylinderteleskope auf der linken Seite 138 μm registriert wurden. Bei Nutzung des Kugelkopfankers sank die Prothese links um 78 μm ein, bei Nutzung des Resilienzteleskops um 42 μm .

Auf der rechten Seite führten der Locator und das Resilienzteleskop zu einem Einsinken des Sattels um 2,4 μm . Die anderen Attachmentsysteme lagen darunter.

	Sattel rechts [μm]	DMS rechts [$\mu\text{m/m}$]	DMS links [$\mu\text{m/m}$]	Sattel links [μm]
Locator	2,4	184,8	42,2	8,4
Kugelkopf	2,1	276,3	53,5	78,0
Zylinderteleskop	1,9	343,3	55,9	137,7
Resilienzteleskop	2,4	300,7	7,7	42,9

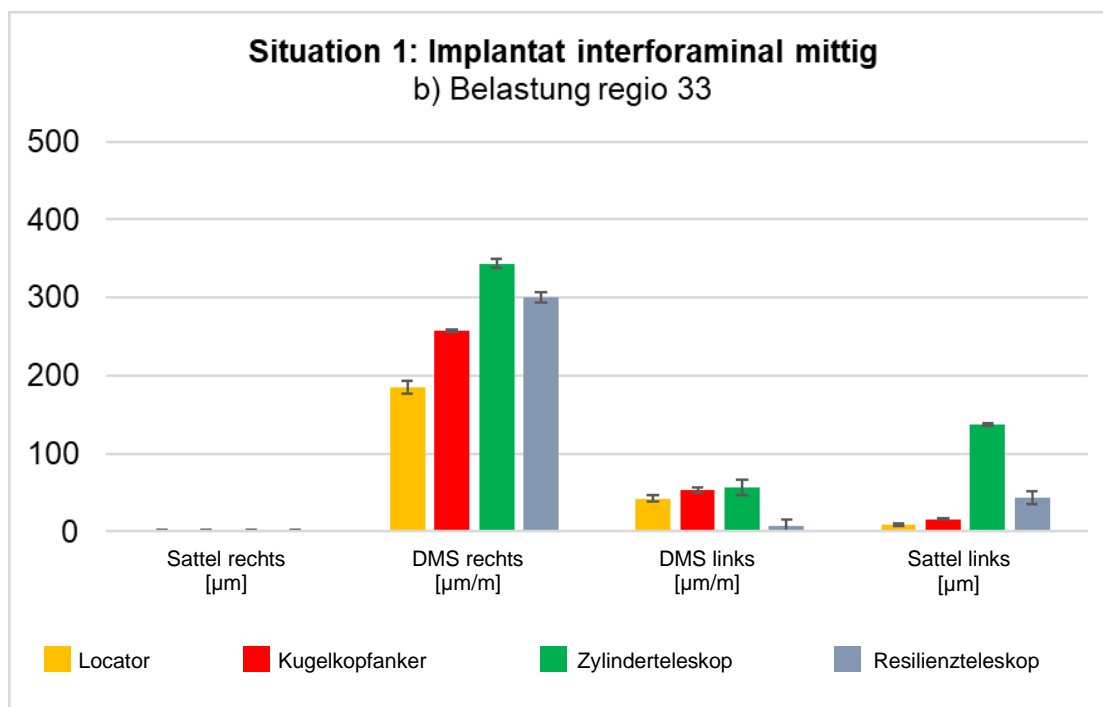


Abb. 10: Messergebnisse für das interforaminal mittig platzierte Implantat bei Belastung regio 33

c) Belastung regio 43

Die periimplantäre Belastung der Dehnungsmessstreifen ergab beim Locator Werte von 29 $\mu\text{m/m}$ am DMS links und 148 $\mu\text{m/m}$ am DMS rechts (Tab. 4; Abb. 11). Bei Nutzung des Resilienzteleskops ergaben sich Werte von 215 $\mu\text{m/m}$ am DMS links und 106 $\mu\text{m/m}$ am DMS rechts. Am höchsten lag das Zylinderteleskop mit 291 $\mu\text{m/m}$ links und 157 $\mu\text{m/m}$ rechts. Die Nutzung der Kugelkopfanker ergab höhere Belastungen an den Implantaten als bei Nutzung der Resilienzteleskope ($p=0,001$). Die Verwendung der Zylinderteleskope führte zu signifikant größerer periimplantärer Belastung als bei den Locatoren ($p=0,001$; Tab. 1, c).

Die Sättel sanken beim Locator rechts um 14 μm ein, beim Zylinderteleskop um 119 μm . Bei Belastung mit dem Resilienzteleskop sanken die Prothesen um 46 μm ein. Die Kugelkopfankerprothese lag mit 15 μm darunter.

Am linken Sattel führte der Locator zu einem Einsinken um 2 μm . Zylinder- und Resilienzteleskopprothese führten zum Einsinken um 1,2 bzw. 1,3 μm . Am niedrigsten lag der Kugelkopfanker mit 0,3 μm .

	Sattel rechts [μm]	DMS rechts [$\mu\text{m/m}$]	DMS links [$\mu\text{m/m}$]	Sattel links [μm]
Locator	14,1	28,6	148,4	2,2
Kugelkopf	15,0	96,0	242,9	0,3
Zylinderteleskop	119,3	157,3	290,9	1,2
Resilienzteleskop	43,6	106,2	215,1	1,3

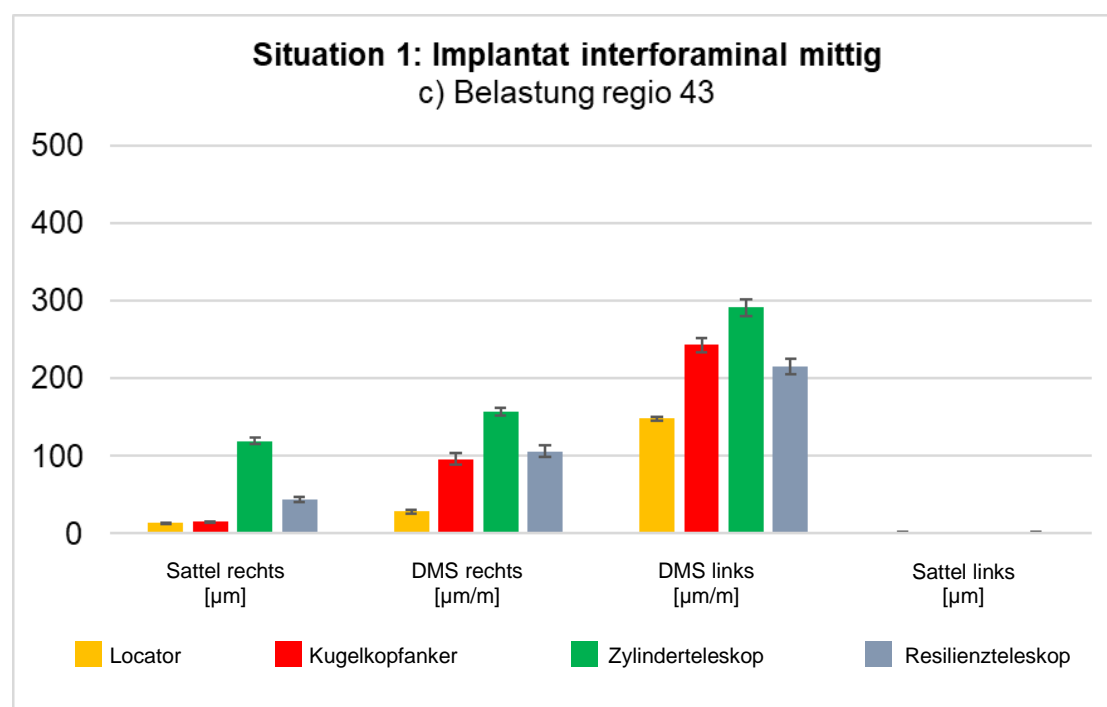


Abb. 11: Messergebnisse für das interforaminal mittig platzierte Implantat bei Belastung regio 43

d) *Belastung Unterkiefer mittig inzisal*

Die periimplantäre Belastung ergab beim Kugelkopf am DMS rechts 62 $\mu\text{m}/\text{m}$ und beim Resilienzteleskop 288 $\mu\text{m}/\text{m}$ (Tab. 5; Abb. 12). Die Belastung mit dem Zylinderteleskop ergab 95 $\mu\text{m}/\text{m}$ und mit dem Locator 132 $\mu\text{m}/\text{m}$.

Am DMS links führte der Kugelkopfanter mit 236 $\mu\text{m}/\text{m}$ zur höchsten Belastung und das Resilienzteleskop zu einer Belastung von 31 $\mu\text{m}/\text{m}$. Locator und Zylinderteleskop lagen mit 124 $\mu\text{m}/\text{m}$ und 131 $\mu\text{m}/\text{m}$ dazwischen.

Belastungen zwischen den Inzisiven führte sowohl am rechten als auch am linken Sattel zum Einsinken der Prothese zwischen 2,8 μm rechts und 5,6 μm links beim Locator. Am niedrigsten lag der Kugelkopf am linken Sattel mit 4 μm , gefolgt vom Zylinder- und Resilienzteleskop mit 5 μm . Das stärkste Einsinken konnte bei Nutzung der Locator gemessen werden. Diese führten am linken Sattel zu einem Einsinken von 6 μm .

Tab. 5: Situation 1: Impl. interforaminal mittig bei d) Belastung Unterkiefer mittig inzisal

	Sattel rechts [μm]	DMS rechts [$\mu\text{m}/\text{m}$]	DMS links [$\mu\text{m}/\text{m}$]	Sattel links [μm]
Locator	2,8	131,6	124,1	5,6
Kugelkopf	3,0	61,6	236,4	3,9
Zylinderteleskop	3,2	94,9	130,5	4,9
Resilienzteleskop	3,5	288,3	31,3	5,3

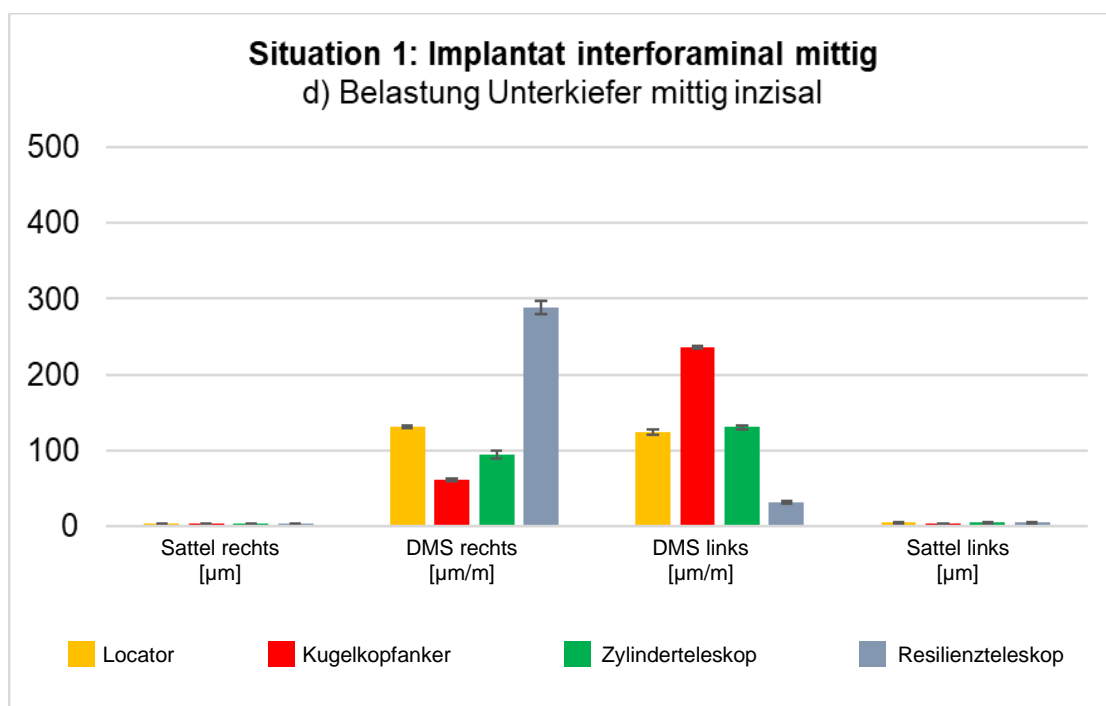


Abb. 12: Messergebnisse für das interforaminal mittig platzierte Implantat bei Belastung in der Mitte der Unterkiefer-Schneidezähne

3.2 Situation 2: Implantat regio 33

Der Versuchsaufbau der Implantat-Anordnung Einzelimplantat regio 33 ist in Abbildung 13 schematisch dargestellt.

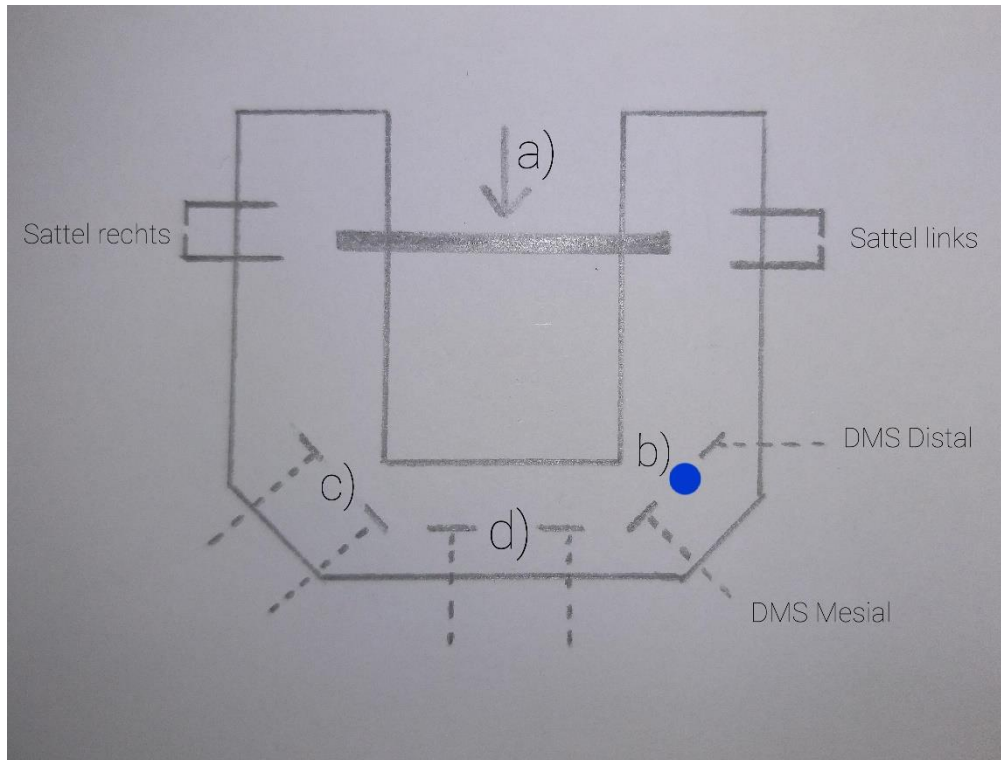


Abb. 13: Schematische Darstellung der Situation 2: Implantat regio 33

a) Belastung zentral im Kauzentrum

Die periimplantären Belastungen am DMS distal lagen zwischen $736 \mu\text{m/m}$ bei Verwendung des Locators und $358 \mu\text{m/m}$ bei Verwendung des Kugelkopfs (Tab. 7; Abb. 14). Nutzung der Teleskope ergab für das Zylinderteleskop $516 \mu\text{m/m}$ und für das Resilienzteleskop $736 \mu\text{m/m}$.

DMS mesial führte die Verwendung des Locators zu einem Wert von $76 \mu\text{m/m}$. Der Kugelkopfanker ergab die geringste Belastung mit $16 \mu\text{m/m}$. Am höchsten lag das Resilienzteleskop mit $159 \mu\text{m/m}$.

Belastungen im Kauzentrum mittig führten beim Locator zum Einsinken der Prothese am rechten Sattel um $70 \mu\text{m}$. Den höchsten Wert erzielte das Zylinderteleskop mit $180 \mu\text{m}$. Am linken Sattel sanken die Prothesen unter Belastung mit dem Locator am stärksten ein. Die Werte lagen hier bei $205 \mu\text{m}$. Nutzung des Zylinderteleskops führte zum Einsinken der Prothese links um $162 \mu\text{m}$, gefolgt vom Resilienzteleskop mit $200 \mu\text{m}$. Das geringste Protheseneinsinken wurde mit Verwendung des Kugelkopfs verzeichnet. Die Werte lagen hier bei $70 \mu\text{m}$.

Tab. 6: Statistische Analyse von Situation 2: Implantat regio 33

	Dehnungsmessstreifen		Extensometer		
	Welchtest	Games-Howell-Test	Welchtest	Games-Howell-Test	
a) Belastung zentral Kauzentrum	0,117		0,038		
b) Belastung regio 33	0,213		0,006		
c) Belastung regio 43	0,368		0,005		
d) Belastung Unterkiefer mittig inzisal	0,063		0,001	Resilienzteleskop vs Kugelkopf	0,028
				Resilienzteleskop vs Zylinderteleskop	0,021
				Zylinderteleskop vs Locator	0,034

Tab. 7: Situation 2: Impl. regio 33 bei a) Belastung mittig im Kauzentrum

	Sattel rechts [μm]	DMS mesial [$\mu\text{m}/\text{m}$]	DMS distal [$\mu\text{m}/\text{m}$]	Sattel links [μm]
Locator	70,1	76,2	753,5	204,7
Kugelkopf	169,6	16,1	357,6	69,7
Zylinderteleskop	179,9	46,1	516,4	162,2
Resilienzteleskop	121,7	159,3	736,1	200,2

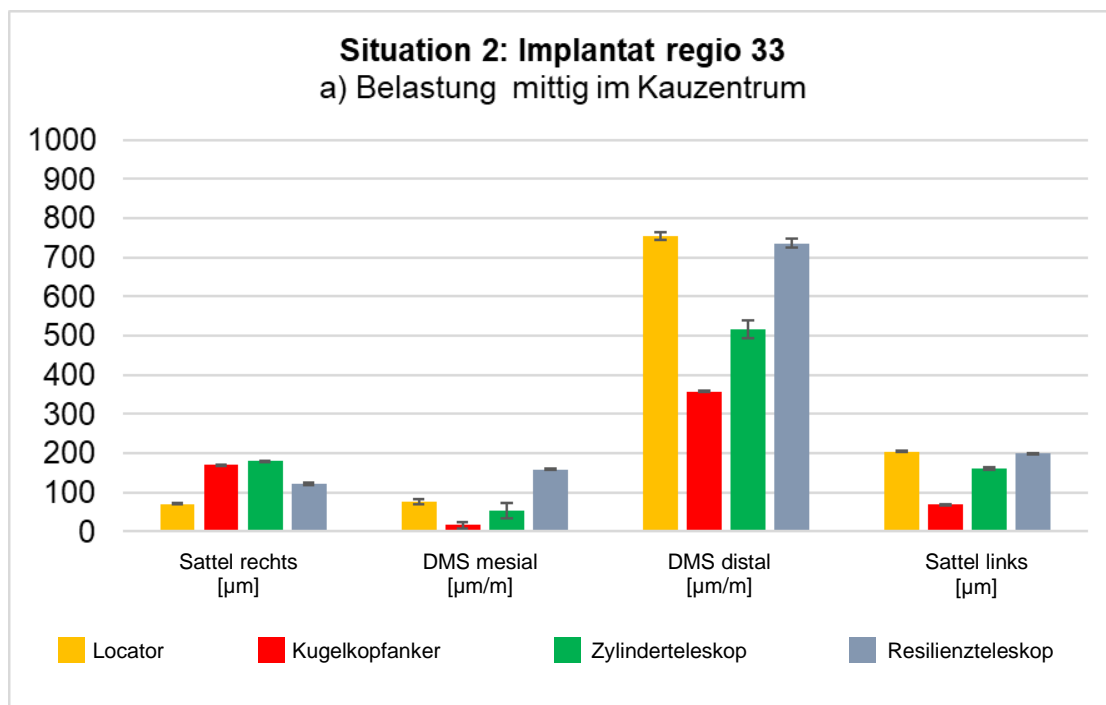


Abb. 14: Messergebnisse für das Einzelimplantat regio 33 bei Belastung im Kauzentrum.

b) *Belastung regio 33*

Die periimplantäre Belastung lag am DMS distal zwischen 19 $\mu\text{m}/\text{m}$ beim Locator und 547 $\mu\text{m}/\text{m}$ beim Resilienzteleskop (Tab. 8, Abb. 15). Kugelkopf und Zylinderteleskop lagen mit 72 $\mu\text{m}/\text{m}$ bzw. 79 $\mu\text{m}/\text{m}$ dazwischen. Am DMS mesial stellte sich die Belastungssituation genau umgekehrt dar mit 225 $\mu\text{m}/\text{m}$ für die Locatorprothese und 8 $\mu\text{m}/\text{m}$ für die Resilienzteleskopprothese.

Belastung in regio 33 führte am Sattel links beim Kugelkopf zu Werten um 11 μm und beim Zylinderteleskop zu Werten um 3 μm . Das Resilienzteleskop lag mit 112 μm am höchsten. Am Sattel rechts lag das Zylinderteleskop mit 5 μm am höchsten.

Tab. 8: Situation 2: Impl. regio 33 bei b) Belastung regio 33

	Sattel rechts [μm]	DMS mesial [$\mu\text{m}/\text{m}$]	DMS distal [$\mu\text{m}/\text{m}$]	Sattel links [μm]
Locator	2,4	224,5	19,1	23,6
Kugelkopf	3,1	167,1	72,1	11,1
Zylinderteleskop	4,9	119,4	79,1	3,3
Resilienzteleskop	4,3	8,3	546,8	111,5

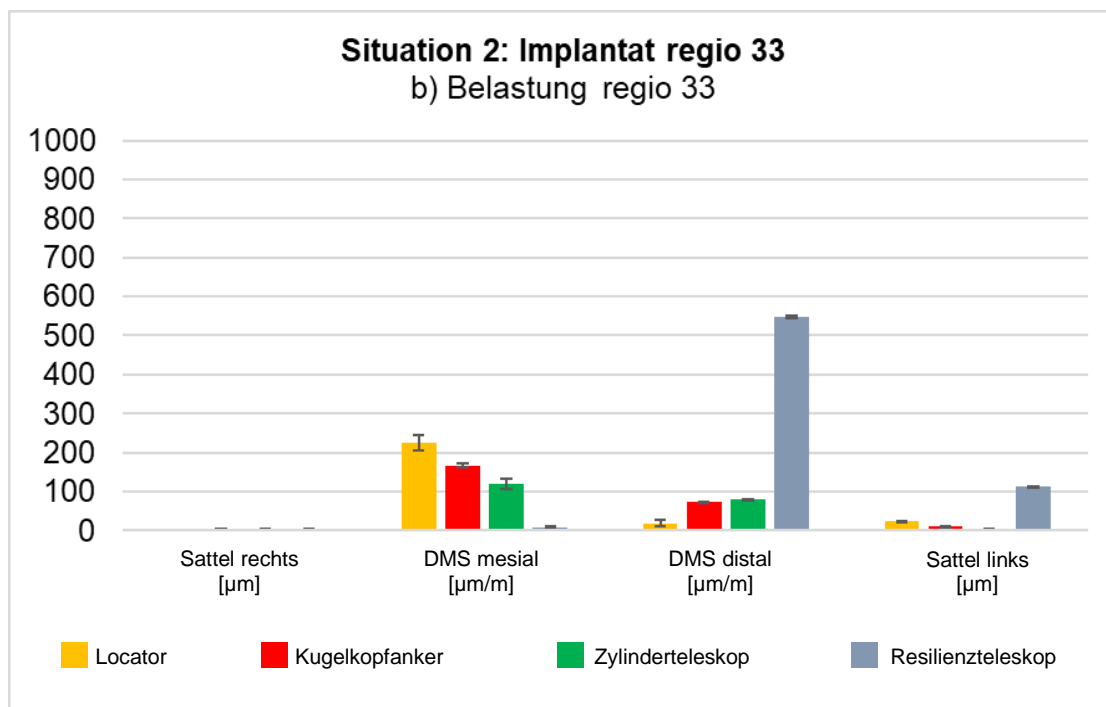


Abb. 15: Messergebnisse für das Einzelimplantat regio 33 bei Belastung regio 33.

c) *Belastung regio 43*

Die periimplantären Belastungen lagen am DMS mesial beim Locator am niedrigsten mit 492 $\mu\text{m}/\text{m}$, gefolgt vom Kugelkopf mit 762 $\mu\text{m}/\text{m}$, dem Resilienzteleskop 885 $\mu\text{m}/\text{m}$ und dem Zylinderteleskop mit 1145 $\mu\text{m}/\text{m}$ (Tab. 9; Abb. 16). Am DMS distal lieferte der Kugelkopf den geringsten Wert (19 $\mu\text{m}/\text{m}$).

Das Einsinken der Prothesen am Sattel links lag beim Locator bei 19 μm . Die geringste Einlagerung ergab sich bei Nutzung des Resilienzteleskops mit 3 μm . Am rechten Sattel führte der Locator mit 8 μm zum niedrigsten Wert.

Tab. 9: Situation 2: Impl. regio 33 bei c) Belastung regio 43

	Sattel rechts [μm]	DMS mesial [$\mu\text{m}/\text{m}$]	DMS distal [$\mu\text{m}/\text{m}$]	Sattel links [μm]
Locator	7,6	491,8	33,1	18,5
Kugelkopf	8,8	762,3	18,8	5,9
Zylinderteleskop	72,1	1144,6	32,0	4,9
Resilienzteleskop	31,2	884,8	21,2	3,4

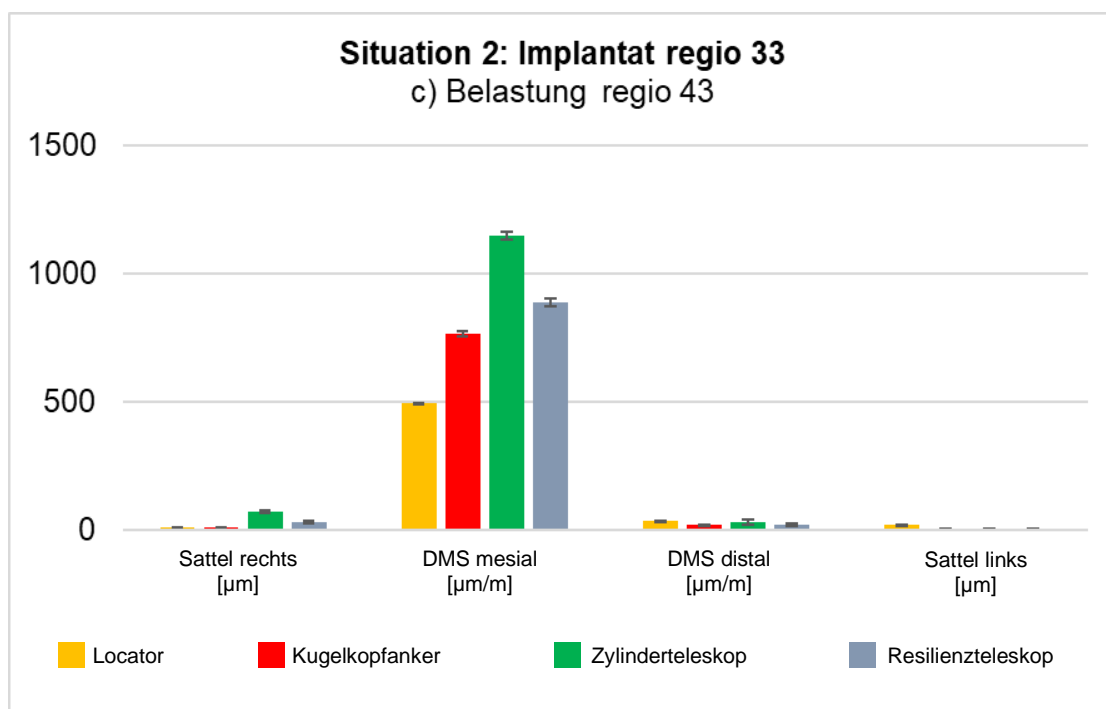


Abb. 16: Messergebnisse für das Einzelimplantat regio 33 bei Belastung regio 43.

d) *Belastung Unterkiefer mittig inzisal*

Periimplantäre Belastungen am DMS mesial führten bei der Locatorprothese zum niedrigsten Wert mit 448 $\mu\text{m/m}$ (Tab. 10; Abb. 17). Das Zylinderteleskop führte zu Belastungen um 1419 $\mu\text{m/m}$ und lag somit höher als alle anderen Attachmentsysteme. Am DMS distal lag der Locator erneut am niedrigsten mit 53 $\mu\text{m/m}$. Den höchsten Wert lieferte das Resilienzteleskop mit 326 $\mu\text{m/m}$.

Die Resilienzteleskopprothese führte zum stärksten Einsinken der Sättel links und rechts mit 32 μm bzw. 6 μm .

Im Vergleich zwischen den Locatoren und den Zylinderteleskopen sanken die Prothesen mit Zylinderteleskopen weniger stark ein ($p=0,034$; Tab 6, d). Die Prothesen mit Kugelkopfantern sanken bei Belastung in der Inzisalregion signifikant niedriger ein als mit Resilienzteleskopen ($p=0,028$). Im direkten Vergleich zwischen Zylinder- und Resilienzteleskop zeigte sich, dass die Resilienzteleskopprothese signifikant höher einsank als die Prothese mit Zylinderteleskopen ($p=0,021$).

	Sattel rechts [μm]	DMS mesial [$\mu\text{m/m}$]	DMS distal [$\mu\text{m/m}$]	Sattel links [μm]
Locator	3,3	448,2	52,9	17,5
Kugelkopf	3,6	948,4	110,8	2,7
Zylinderteleskop	1,9	1418,6	104,7	2,7
Resilienzteleskop	5,5	532,8	326,4	32,2

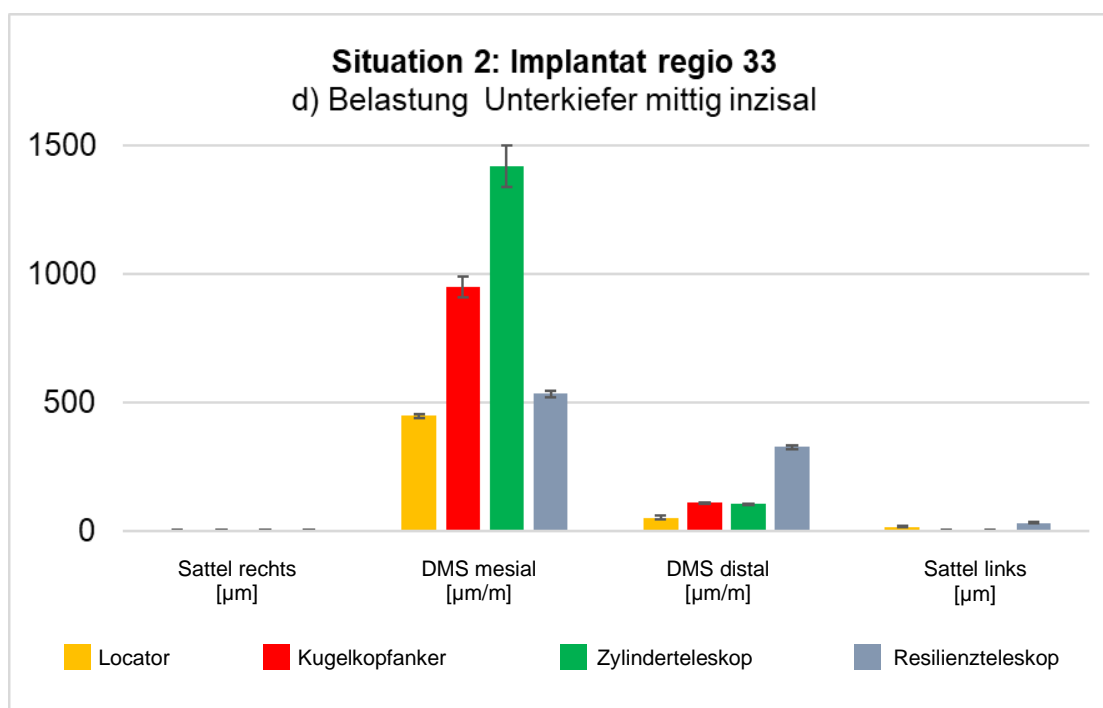


Abb. 17: Messergebnisse für das Einzelimplantat regio 33 bei Belastung in der Mitte der Unterkiefer-Schneidezähne

3.3 Situation 3: Implantate regio 33 und 43

Der Versuchsaufbau der Implantat-Anordnung regio 33 & 43 ist in Abbildung 18 schematisch dargestellt (Abb. 18).

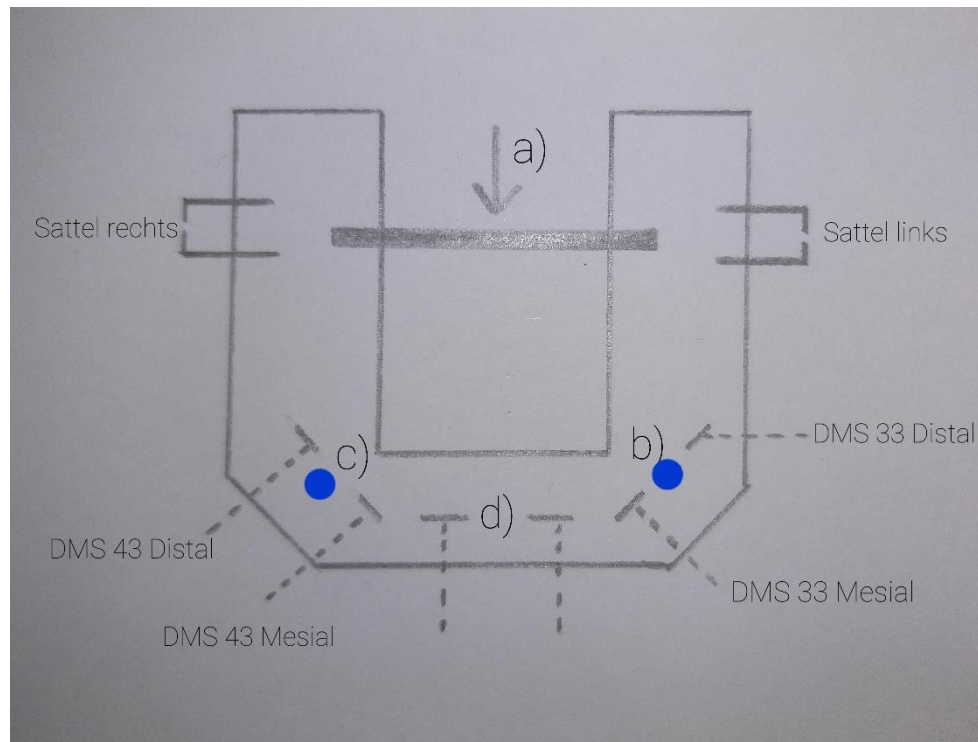


Abb. 18: Schematische Darstellung der Belastungssituation bei Implantat-Anordnung regio 33 und 43.

a) *Belastung zentral im Kauzentrum*

Die periimplantären Belastungen am DMS 43 distal lagen für den Kugelkopfanker am höchsten mit $516 \mu\text{m/m}$ (Tab. 12; Abb. 19) und für den Locator am niedrigsten mit $179 \mu\text{m/m}$. Am DMS 43 mesial war der Locator mit $96 \mu\text{m/m}$ am höchsten. Dieser Trend zeichnete sich auch am DMS 33 distal ab mit $754 \mu\text{m/m}$ ab. Der Kugelkopfanker lag hier mit $439 \mu\text{m/m}$ am niedrigsten. Auch am DMS 33 mesial lag der Kugelkopfanker am niedrigsten mit $39 \mu\text{m/m}$. Am DMS 33 mesial führte die Nutzung des Locators zum höchsten Messwert mit $186 \mu\text{m/m}$. Am DMS 43 mesial erzielte die Resilienzteleskopprothese die geringsten Werte mit $25 \mu\text{m/m}$.

Das Einsinken der Sättel war links und rechts am größten für das Resilienzteleskop mit $169 \mu\text{m}$ links und $171 \mu\text{m}$ rechts.

Das Resilienzteleskop führte unter Molarenbelastung zu signifikant höherem Einsinken der Prothesen im Vergleich zum Kugelkopfanker ($p=0,028$) und dem Zylinderteleskop ($p=0,026$; Tab. 11, a).

Tab. 11: Statistische Analyse von Situation 3: Implantate regio 33 und 43

	Dehnungsmessstreifen		Extensometer			
	Welchtest	Games-Howell-Test	Welchtest	Games-Howell-Test		
a) Belastung zentral Kauzentrum	0,648		0,002	Resilienzteleskop vs Kugelkopf	0,028	
				Resilienzteleskop vs Zylinderteleskop	0,026	
b) Belastung regio 33	0,000	Resilienzteleskop vs Locator	0,000	0,005	Resilienzteleskop vs Locator	0,029
		Zylinderteleskop vs Kugelkopf	0,027			
		Resilienzteleskop vs Zylinderteleskop	0,000			
c) Belastung regio 43	0,005	Resilienzteleskop vs Locator	0,011	0,000	Resilienzteleskop vs Locator	0,029
		Resilienzteleskop vs Zylinderteleskop	0,019		Zylinderteleskop vs Kugelkopf	0,000
					Resilienzteleskop vs Kugelkopf	0,018
d) Belastung Unterkiefer mittig inzisal	0,004	Resilienzteleskop vs Locator	0,015	0,000	Resilienzteleskop vs Kugelkopf	0,000
					Zylinderteleskop vs Kugelkopf	0,012

Tab. 12: Situation 3: Implantate regio 33 und 43 bei a) Belastung mittig im Kauzentrum

	Sattel rechts [µm]	DMS 43 distal [µm/m]	DMS 43 mesial [µm/m]	DMS 33 mesial [µm/m]	DMS 33 distal [µm/m]	Sattel links [µm]
Locator	38,5	179,0	95,6	186,1	754,2	230
Kugelkopfanker	163,6	515,7	66,3	39,9	438,9	93,0
Zylinderteleskop	125,1	287,7	33,6	50,1	527,4	164,7
Resilienzteleskop	170,8	512,8	24,8	48,3	667,8	168,5

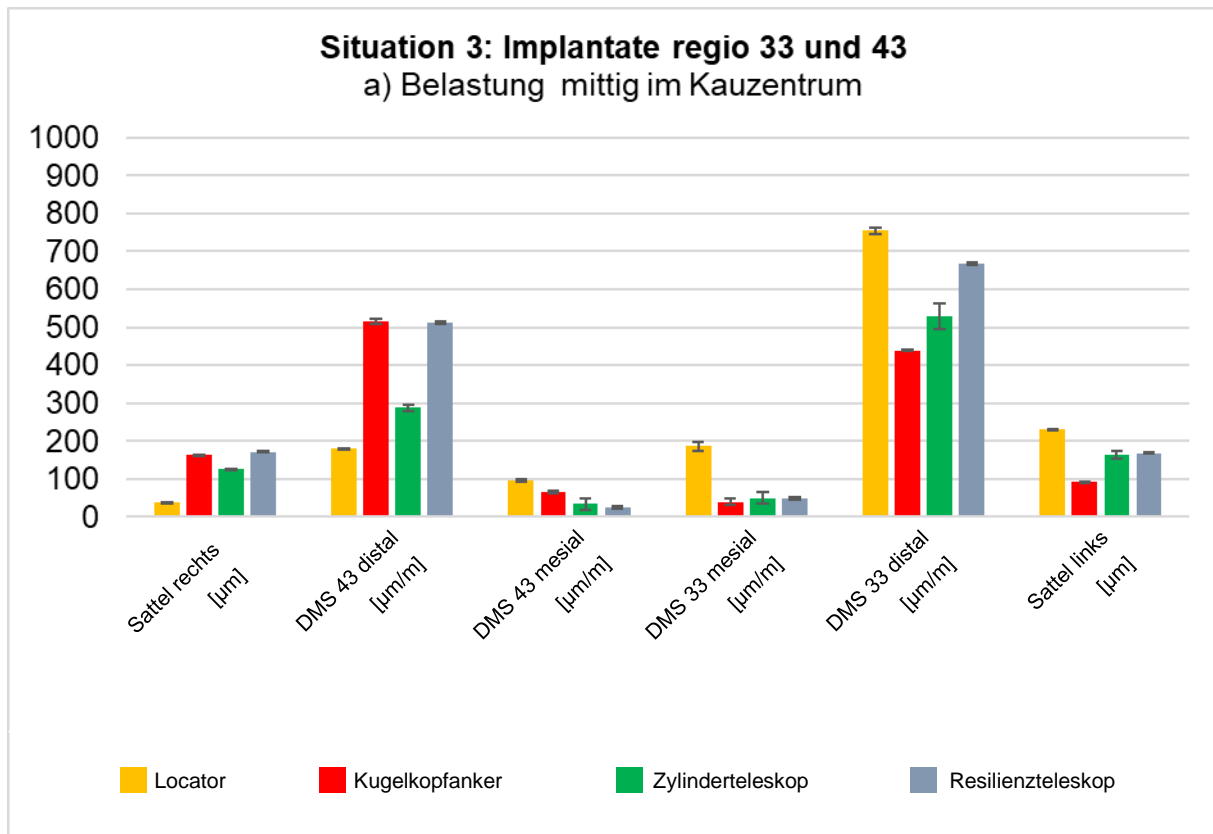


Abb. 19: Messergebnisse für die Implantate regio 33 und 43 bei Belastung im Kauzentrum

b) *Belastung regio 33*

Die periimplantäre Belastung am DMS 43 distal ergab beim Locator den höchsten Wert mit 83 µm/m, gefolgt vom Kugelkopfanker mit 70 µm/m und dem Resilienzteleskop mit 58 µm/m (Tab. 13, Abb. 20). Am DMS 43 mesial hingegen lag das Resilienzteleskop mit 247 µm/m am höchsten, am DMS 33 mesial der Kugelkopf mit 492 µm/m. Die Kugelkopfanker führten im Vergleich zu den Zylinderteleskopen zu höheren Werten ($p=0,027$; Tab. 11, b). Die Resilienzteleskope hatten die größten periimplantär gemessenen Werte, die im Vergleich zu Locatoren und Zylinderteleskopen zu signifikanten Unterschieden führte ($p=0,000$).

Betrachtet man das Einsinken der Sättel, so zeigten sich rechts und links für das Resilienzteleskop die höchsten Werte mit 12 µm und 78 µm. Der Locator führte an beiden Sätteln zum geringsten Einsinken der Prothesen (3 µm rechts, 10 µm links). Das Einsinken der Prothese unter Belastung regio 33 zeigte, dass die Resilienzteleskope auch hier höhere Werte im Vergleich zu den Locatoren lieferten ($p=0,029$).

Tab. 13: Situation 3: Implantate regio 33 und 43 bei b) Belastung regio 33

	Sattel rechts [μm]	DMS 43 distal [$\mu\text{m}/\text{m}$]	DMS 43 mesial [$\mu\text{m}/\text{m}$]	DMS 33 mesial [$\mu\text{m}/\text{m}$]	DMS 33 distal [$\mu\text{m}/\text{m}$]	Sattel links [μm]
Locator	2,9	82,7	72,4	238,2	34,9	10,2
Kugelpfanker	7,2	69,9	165,5	491,6	46,4	15,5
Zylinderteleskop	8,7	20,0	58,6	154,1	17,0	16,9
Resilienzteleskop	12,0	57,8	246,8	440,5	393,2	78,4

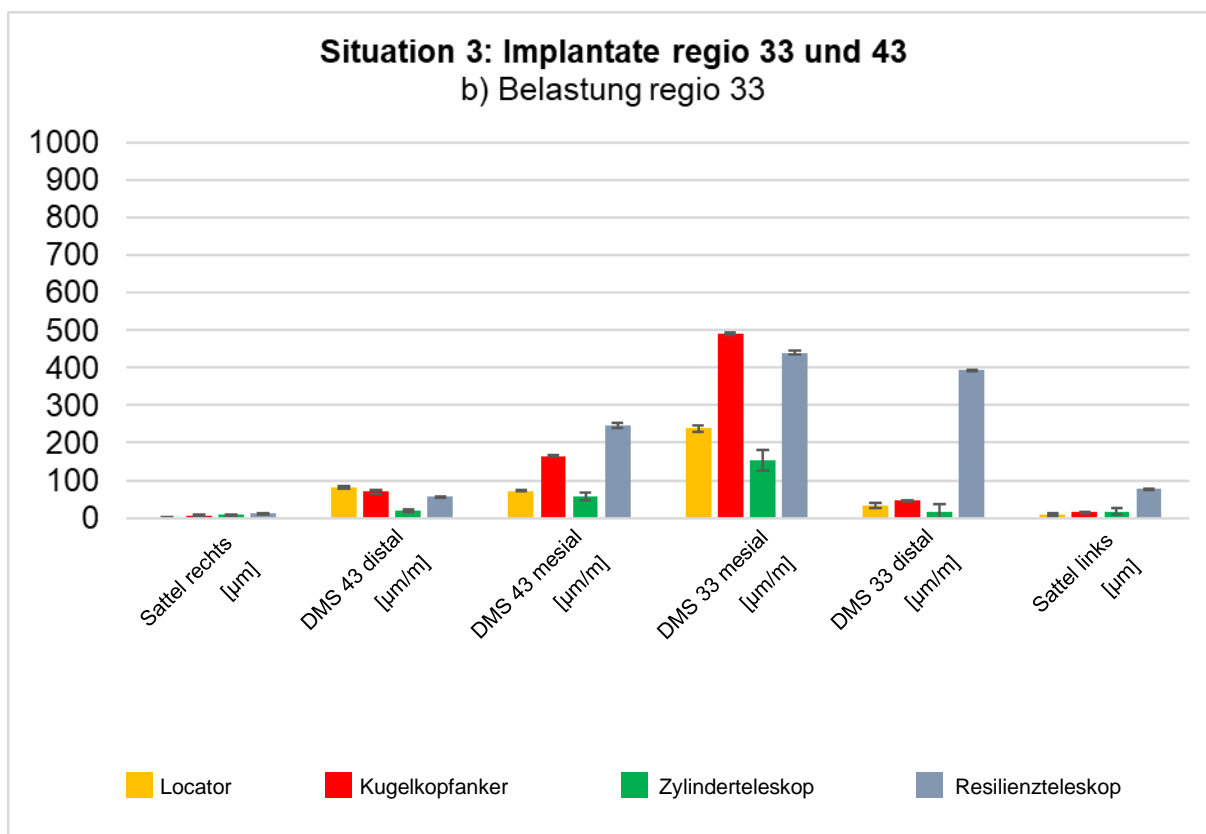


Abb. 20: Messergebnisse für die Implantate regio 33 und 43 bei Belastung regio 33

c) *Belastung regio 43*

Die periimplantäre Belastung ergab am DMS 43 distal für den Locator den geringsten Wert mit 56 $\mu\text{m}/\text{m}$ (Tab. 13, Abb. 21) und für das Resilienzteleskop mit 621 $\mu\text{m}/\text{m}$ den höchsten. Am DMS 43 mesial und DMS 33 mesial sowie am DMS 33 distal führte der Locator zu den höchsten Werten. Am DMS 43 mesial führte die Nutzung der Zylinderteleskope zu den niedrigsten Werten mit 16 $\mu\text{m}/\text{m}$, am DMS 33 mesial die Nutzung der Locatoren mit 159 $\mu\text{m}/\text{m}$ sowie am DMS 33 distal die Nutzung der Resilienzteleskope mit 28 $\mu\text{m}/\text{m}$.

Bei Belastung in regio 43 führt die Nutzung der Resilienzteleskopen zu signifikant höheren Werten in Bezug auf die periimplantäre Belastung im Vergleich zu den Locatoren ($p=0,011$; Tab. 11, c) und im Vergleich zu Zylinderteleskopen ($p=0,019$).

Das Einsinken der Sättel war rechts beim Locator mit 2 µm am geringsten, der Kugelkopf lag darüber mit 8 µm. Am Sattel links lagen Locator und Resilienzteleskop mit Werten von 21 µm bzw. 20 µm fast gleichauf. Beim Einsinken der Prothesen kam es zu signifikanten Ergebnissen im Vergleich von Resilienzteleskopen mit Locatoren ($p=0,029$) zum einen und Kugelkopfkern ($p=0,018$) zum anderen, sowie im Vergleich von Zylinderteleskopen mit Kugelkopfkern ($p=0,000$).

Tab. 14: Situation 3: Implantate regio 33 und 43 bei c) Belastung regio 43

	Sattel rechts [µm]	DMS 43 distal [µm/m]	DMS 43 mesial [µm/m]	DMS 33 mesial [µm/m]	DMS 33 distal [µm/m]	Sattel links [µm]
Locator	2,4	56,0	147,3	158,6	57,8	20,8
Kugelkopfkern	8,4	107,5	83,7	637,5	32,4	4,2
Zylinderteleskop	14,3	55,1	15,6	350,3	39,0	21,1
Resilienzteleskop	117,9	620,5	70,2	868,3	27,5	19,6

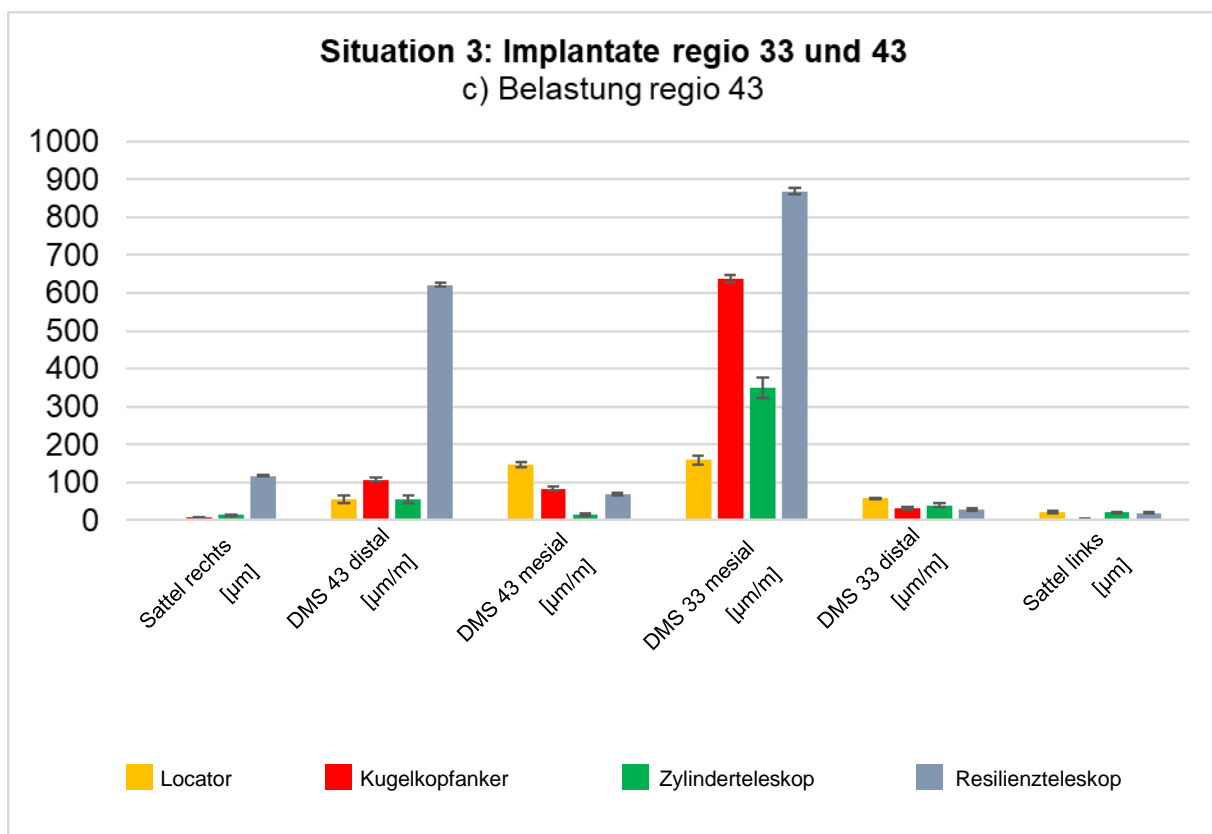


Abb. 21: Messergebnisse für die Implantate regio 33 & 43 bei Belastung regio 43.

d) *Belastung Unterkiefer mittig inzisal*

Die periimplantäre Belastung führte am DMS 43 distal zu Werten um 182 $\mu\text{m}/\text{m}$ für den Kugelkopfanker (Tab. 14, Abb. 22). Das Zylinderteleskop lag mit 175 $\mu\text{m}/\text{m}$ darunter. Der Locator lag bei 119 $\mu\text{m}/\text{m}$. Am DMS 43 mesial erzielte das Zylinderteleskop die höchsten Werte mit 551 $\mu\text{m}/\text{m}$. Auch hier lag der Locator am niedrigsten mit 41 $\mu\text{m}/\text{m}$. Dies setzt sich auch am DMS 33 mesial fort, wo der Locator einen Wert von 306 $\mu\text{m}/\text{m}$ erzielte, das Resilienzteleskop lag hier am höchsten mit 836 $\mu\text{m}/\text{m}$. Am DMS 33 distal lag das Zylinderteleskop am niedrigsten mit 4 $\mu\text{m}/\text{m}$. Die Resilienzteleskope führten im Vergleich zu den Locatoren zu signifikant höherer periimplantärer Belastung ($p=0,015$; Tab. 11, d).

Das Einsinken der Sättel war rechts beim Locator am niedrigsten (2,5 μm), gefolgt vom Kugelkopfanker (3 μm). Am Sattel links lag das Zylinderteleskop am höchsten mit 28 μm . Die Kugelkopfanker sanken nach distal signifikant weniger ein als die Resilienzteleskope ($p=0,000$) und die Zylinderteleskope ($p=0,012$; Tab. 11 d).

	Sattel rechts [μm]	DMS 43 distal [$\mu\text{m}/\text{m}$]	DMS 43 mesial [$\mu\text{m}/\text{m}$]	DMS 33 mesial [$\mu\text{m}/\text{m}$]	DMS 33 distal [$\mu\text{m}/\text{m}$]	Sattel links [μm]
Locator	2,5	118,7	40,9	305,6	14,3	25,6
Kugelkopfanker	3,0	181,8	109,8	827,1	83,9	3,0
Zylinderteleskop	6,9	174,8	95,1	728,8	4,4	28,1
Resilienzteleskop	8,7	146,3	279,6	835,8	143,1	12,51

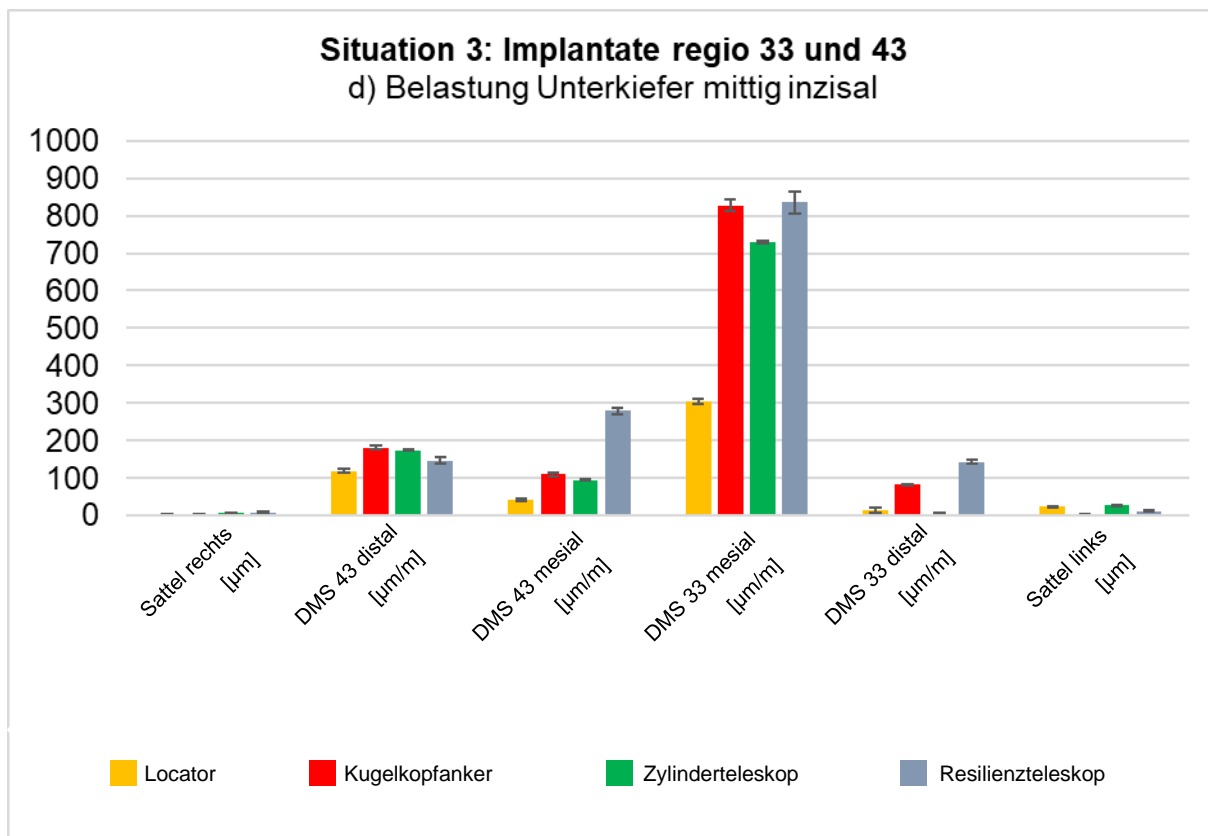


Abb. 22: Messergebnisse für die Implantate regio 33 und 43 bei Belastung Unterkiefer mittig inzisal.

4 Diskussion

Die vorliegende *in vitro* Studie untersucht das posteriore Einsinken sowie die auftretenden periimplantären Belastungen unter Anwendung unterschiedlich lokalisierter okklusaler Kräfte an einer durch ein, beziehungsweise zwei Implantate getragenen Unterkiefertotalprothese. Hierbei wurden vier Attachmentsysteme (Zylinder- / Resilienzteleskope, Kugelkopfanter, Locatoren) untersucht. Als Grundlage diente eine Modellsituation mit drei interforaminalen Implantaten regio 33, 31/41, 43. Extensometer und Dehnungsmessstreifen wurden an das Modell angebracht, um die periimplantäre und dorsale Belastung im Modell bei okklusaler Prothesenbelastung zu quantifizieren. Das Studiendesign orientierte sich im Wesentlichen an zwei Publikationen. Hardtmann publizierte 1989, dass das posteriore Einsinken der Prothese in das Weichgewebe unter Belastung durch vertikale Kraftaufnehmer gemessen werden kann (Hardtmann et al., 1989). In einer 2001 veröffentlichten Studie erstellten die Autoren mithilfe computer-tomographischer Daten eines Patienten aus einem Material mit bekannten elastischen Eigenschaften ein stereolithographisches Modell, an welches Messsensoren angebracht wurden. Somit konnten sowohl die periimplantäre Belastung als auch das distale Einsinken der Prothesen gemessen werden. Vergleiche zwischen *in vitro* und *in vivo* gewonnenen Daten ergaben, dass das Modell für die Messungen von Implantatbelastungen geeignet erscheint (Heckmann et al., 2001). Die Verwendung einer Gingivamaske sollte die Resilienz des Teguments nachbilden. Hierzu wurde ein elastischer Kunststoff mit standardisierten Materialeigenschaften verwendet und manschettenartig um den künstlichen Alveolarkamm gelegt.

4.1 Implantat interforaminal mittig

Bei Belastungen im Kauzentrum dieser Implantatanordnung zeigte sich, dass das Einsinken der Prothese im Sattelbereich distal hohe Werte annahm, während die periimplantär gemessenen Werte sowohl mesial als auch distal gering ausfielen (Abb. 9). Dies ergibt sich aus der Statik des verwendeten Systems sowie der Kieferform, wonach die äußere Rotationsachse auf Höhe der Eckzähne liegt. Bei Belastungen in der Molarenregion ergibt sich somit der längstmögliche Hebelarm. Auch Maeda konnte in einer 2008 publizierten *in vitro*-Studie zeigen, dass bei einem singulären mittig platziertem Unterkieferimplantat bei Belastung in der Molarenregion die Kraftspitzen am Implantat geringe, und das Einsinken der Prothese maximale Messwerte annahm (Maeda et al., 2008). Ähnliche Ergebnisse ergaben Untersuchungen von Kremer, der in einer retrospektiven Studie zu dem Schluss kam, dass die Stärke des posterioren Knochenabbaus mit dem Abstand zwischen Kaubelastung und äußerer Rotationsachse korreliert (Kremer et al., 2014). Einem hier geforderten kurzen Abstand

zwischen Implantat und Belastungspunkt steht allerdings der Höhenabbau des Alveolarfortsatzes im Seitenzahnbereich limitierend entgegen, so dass der verbliebene Knochen in seiner Vertikalausdehnung häufig keinen Platz für Implantate bietet. Des Weiteren besteht in dieser Region die Gefahr der Verletzung des Nervus alveolaris inferior.

Die Zylinderteleskope führten bei Belastung im Kauzentrum zum stärksten Einsinken der Prothesen und erzielten signifikant höhere periimplantäre Werte im Vergleich zu den Kugelkopffankern. Zylinderteleskope erscheinen somit unter dieser Belastungssituation nicht ideal, weil die starre Verankerung ohne Spielpassung zwischen Implantat und Prothese zu hohen periimplantären Belastungsspitzen im Knochen führt. Dies kann zu einer kritischen Überlastung des Knochens und zu dessen vermehrten Abbau führen (Heckmann et al., 2001). Die Kugelkopffanker scheinen im Vergleich zu den Teleskopen die periimplantäre Belastung zu reduzieren, zeigen relativ gesehen jedoch auch hohe Werte. Akca bestätigte in einer Studie, dass die Kugelkopffattachments zu erhöhter periimplantärer Knochenbelastung führen im Vergleich zu Stegsystemen (Akca et al., 2007).

Unter der Belastung regio 33 (Abb. 10) ergaben sich bei allen Attachmentsystemen am rechten DMS des Implantates hohe Werte. Die Zylinderteleskope führen auch hier zu den größten Messergebnissen. Durch die Belastung links des Implantates kommt es auf der linken Seite zum stärkeren Einsinken der Prothese, was am rechten DMS hohe Belastungswerte auslöste. Die Prothese kippt nach links, und das Implantat und das starre Abutment können dieser Relativbewegung des Zahnersatzes nicht folgen. Vor allem die Zylinderteleskope weisen eine starre Verbindung auf, wodurch erhöhte Spannungen auftreten, die sekundär in den Knochen geleitet werden. Die Kugelkopffanker und Locatoren besitzen im Vergleich zu den Teleskopen mehr Freiheitsgrade und erlauben eine größere Relativbewegung zwischen Abutment und Prothese, was zu einer geringeren Knochenbelastung führt.

Unter Belastung regio 43 zeigten sich – gewissermaßen in umgekehrter Form - analoge Ergebnisse (Abb. 11).

Bei der Belastung der Schneidezähne in der Mitte der Unterkieferfront kommt es zu minimalem Einsinken der Prothesen im distalen Bereich (Abb. 12). Die Locatoren erlaubten durch die Freiheitsgrade der Kunststoffmatrizen eine gleichmäßige Kraftübertragung rechts und links des Implantats. Dieses Verhalten kann ursächlich sein für die in einer klinischen Studie beschriebene hohe Patientenzufriedenheit mit dieser Art von Verbindungselement (Kleis et al., 2010).

4.2 Implantat regio 33

Die Belastung im Kauzentrum bzw. in der Molarenregion führten zu einem stärkeren distalen Einsinken als bei inzisaler Prothesenbelastung (Abb. 14). Die Kraftableitung in den Knochen war periimplantär distal des Implantates deutlich höher als mesial. Bei einer asymmetrischen Implantatsituation lässt sich somit die von Maeda aufgestellte Hypothese nicht bestätigen, dass nämlich bei singulären Implantatversorgungen bei Belastungen im Kauzentrum die periimplantäre knöcherne Spannungsentwicklung minimal sei (Maeda et al., 2008). Im direkten Vergleich unterschieden sich die Abutmentsysteme nicht signifikant. Die größten periimplantären Belastungen ergaben sich mit den Locatoren und den Resilienzteleskopen. Dies lässt sich vermutlich durch die Spielpassung der Resilienzteleskope beziehungsweise die Rotationsmöglichkeit der Locatoren erklären. Die Kugelkopfkanker besitzen ebenfalls eine Rotationsmöglichkeit, führten im vorliegenden Versuch jedoch zu den geringsten Belastungen. Die Belastung in regio 33 (Abb. 15) führte überwiegend zu geringen Werten, wobei sich hier die Attachments von Locatoren, Kugelanker und Zylinderteleskopp nicht signifikant unterschieden. Die Resilienzteleskope führten jedoch am distalen DMS des Implantates zu den höchsten Werten. Wie bereits aufgeführt, scheint die Spielpassung der Teleskope in diesem Fall der Prothese ein stärkeres Einsinken zu ermöglichen und führt somit indirekt zu einer größeren Belastung des Knochens distal des Implantates. Die insgesamt eher geringen Werte lassen sich durch die Belastung direkt auf der Implantatposition erklären. Möglich hierbei wäre, dass die Kraft direkt senkrecht nach unten auf das Implantat weitergeleitet wird - sofern eine axiale Belastungssituation vorliegt. Die Kraftspitzen würden in diesem Fall verstärkt apikal auftreten, was hier nicht gemessen wurde. Wird das Implantat nicht exakt axial belastet und kommt es zu Momentbelastungen, ist mit der größten Spannungsentwicklung im kortikalen Knochen zu rechnen (Papavasiliou et al., 1996).

Bei der Belastungssituation in regio 43 war auffällig, dass das distale Einsinken vernachlässigbar gering war, jedoch die Belastung mesial am Implantat zu deutlich erhöhten Werten führte (Abb. 16). Die Zylinder- beziehungsweise Resilienzteleskope lagen hierbei am höchsten. Durch die Belastung der Prothese der kontralateralen Eckzahnregion kam es vermutlich zur internen Spannungsbildung. Die Teleskopprothese kann nicht oder nur in geringem Maße ob der körperlichen zirkulären Fassung der Abutments durch die Form der Teleskope abkippen. Dies ist durch die im Vergleich zu Locator und Kugelkopf reduzierten Freiheitsgrade erklärbar.

Eine Krafteinwirkung an den Inzisiven führte zu den höchsten Dehnungswerten mesial des Implantates (Abb. 17). Es kam zum signifikant stärkeren distalen Einsinken der Prothesen im Vergleich zwischen Kugelkopfkankern und Zylinderteleskopen, wobei die Werte jedoch minimal blieben, da der Hebelarm nach anterior und nicht nach posterior wirkte. Auch hier erzielten die

starrten Verbindungen in Form von Teleskopen die höchsten Belastungen. Aufgrund der Streuung von Implantatbelastung und Protheseneinlagerung bei asymmetrischer Implantatposition sollte dies klinisch vermieden werden.

4.3 Implantate regio 33 und 43

Bei der Kraftapplikation mittig in der Molarenregion nehmen die periimplantären Belastungen distal beider Implantate die größten Werte an (Abb. 19). Dabei erreichten die Resilienzteleskope im Vergleich zu den Kugelkopfkankern und den Zylinderteleskopen signifikant höhere Werte. Bei Betrachtung der Diagramme zeigt sich, dass das Protheseneinsinken konstante Werte zu ergeben scheint, die in allen Belastungssituationen als gering einzustufen sind. Dies scheint mit einer Studie von De Jong aus dem Jahr 2010 im Widerspruch zu stehen, wonach die Verwendung zweier Implantate zu verstärktem distalem Knochenabbau führt, was auf das starke Einsinken der Prothesen durch den langen Hebelarm zurückzuführen ist (De Jong et al., 2010). Auch die bereits oben erwähnte Studie von Kremer unterstützt diese Hypothese (Kremer et al., 2014). Ungeachtet dessen wurde in einer FE-Analyse aus dem Jahr 2015 gezeigt, dass die Erhöhung der Implantatzahl auf zum Beispiel zwei Implantate die periimplantäre Knochenbelastung durchaus reduzieren kann (Selda et al., 2015). Die Autoren belasteten hierzu ein Unterkiefermodell und zeichneten die Belastungen im Knochen unter Kausimulation auf. Auch Bryant et al. konnten 2015 in einer klinischen Studie zeigen, dass keine statistischen Unterschiede in Bezug auf die Überlebensraten von mit einem Einzelimplantat oder mit zwei Implantaten versorgten Unterkiefertotalprothesen erkennbar waren (Byrant et al., 2015).

Bei der Prothesenbelastung in regio 33 und auch in regio 43 kam es im Bereich der Prothesensättel nur zu einem geringen Einsinken (Abb. 20 und Abb. 21). Die Belastungen an den Implantaten erwiesen sich bei allen Abutmentsystemen als inhomogen mit signifikant erhöhten Werten für Resilienzteleskope. Selda konnte in der bereits oben erwähnten Studie ebenfalls zeigen, dass eine starre Verankerung der Prothese die periimplantäre Knochenbelastung in Kombination mit einer Erhöhung der Implantatzahl reduzieren kann (Selda et al., 2015). Dies erklärt die höheren Werte der Resilienzteleskope, die durch ihre Spielpassung und den okklusalen Spalt eine gingivale Lagerung bedingen und somit keiner starren Verankerung entsprechen. Dennoch konnte Heckmann in einer klinischen 10-Jahres-Studie zeigen, dass die Versorgung stark atrophiertes Kiefer mit zwei interforaminalen Implantaten und Resilienzteleskopen eine langfristig erfolgsversprechende Therapiemöglichkeit darstellt (Heckmann et al., 2004).

Die Belastung in der Inzisalregion führte zu minimalem Einsinken der Prothesen im distalen Bereich (Abb. 22). Die Werte am Implantat 33 mesial waren bei den Kugelkopfkankern und den

beiden Teleskoparten am größten. Die Inhomogenität der Werte zwischen linkem und rechtem Implantat bei allen Abutmentsystemen lässt sich möglicherweise auf eine ungenaue Positionierung der Kraftapplikation zurückführen. Diese könnte zu weit rechts erfolgt sein, was die großen Spannungswerte am linken Implantat mesial erklären könnte – und auch die etwas höheren Werte der linksseitigen Lagerbelastung. Insgesamt jedoch erscheinen die Werte sinnig, da die distalen Dehnungsmessstreifen an den unterstützenden Implantaten nur geringe Werte anzeigten.

4.4 Einschränkungen der Studie

Bei den vorliegenden Untersuchungen handelt es sich um eine *in vitro* Studie. Die Übertragung *in vivo* muss somit unter Vorbehalt erfolgen. Die grundsätzliche Eignung des Versuchsaufbaus wurde in vorab durchgeführten Vorversuchen überprüft (Heckmann et al., 2001A).

Die statistische Auswertung zeigt, dass mit dem verwendeten Modell einheitliche Ergebnisse erzielt werden konnten, was einen relativen Vergleich der Abutmentsysteme zu erlauben scheint. Trotzdem spiegelt die vorliegende Untersuchung und vor allem das verwendete Modell nicht die große Varianz klinischer Parameter wider, darunter die Form des Alveolarfortsatzes, unterschiedliche Knochenqualitäten, die Verformung der Knochenspange bei Belastung sowie die unterschiedliche Dicke und Resilienz der Mundschleimhaut in der Mundhöhle. Weichgewebefaktoren wie der neuromuskulär bedingte Zungendruck oder Wangen- und Lippendruck auf die Prothesenbasis konnten nicht berücksichtigt werden. Diese können jedoch die Prothesenlage und innere Spannungen in den Prothesen beeinflussen (Jemt et al., 1982).

Rodriguez konnte in einer Studie zeigen, dass bei Verwendung von Dehnungsmessstreifen periimplantäre Belastungen nur an der Knochenoberfläche, nicht aber im Inneren des Knochens quantifiziert werden können, was als limitierender Faktor zu betrachten ist (Rodriguez et al., 1993).

Die Implantate wurden bewusst ohne Einsatz einer Bohrschablone im Modell gesetzt. Dies scheint der realen klinischen Situation nahe zu kommen, da komplizierte anatomische Verhältnisse wie z. B. eine unzureichende Höhe des Alveolarfortsatzes, linguale Einziehungen oder Verläufe von Gefäßen und Nerven eine exakt parallele Implantatinserion am Patienten häufig nicht ermöglichen. Dies wiederum kann sich in Folge auch negativ auf die Retention des verwendeten Attachments auswirken (Passia et al., 2016).

Bei der Herstellung der Teleskope wurde die Retention nicht mit labortechnischen Abzugskraftmessungen überprüft. Geringe Unterschiede in Retentionskraft und Spielpassung bei den Resilienzteleskopen könnten die teilweise inkonstanten Messwerte der Teleskopkronen erklären. Jedoch ist die Einstellung der Retention auch unter klinischen

Bedingungen eine anspruchsvolle Aufgabe. Abnutzungserscheinungen und ein nicht spannungsfreier Sitz der Prothese im Mund können eine korrekte und vor allem gleichmäßige Einstellung der Retention schwierig bis unmöglich machen. Krennmeier publizierte 2012, dass das korrekte Einstellen gleichmäßiger Retention bei Verwendung von Teleskopabutments umso schwieriger wird, je mehr Implantate zur Stabilisierung eingesetzt werden.

Das Modell wurde in der Prüfmaschine individuell positioniert. Um Messungenauigkeiten zu kompensieren, wurde jede Messreihe fünffach ausgeführt - mit einer jeweiligen erneuten Positionierung. Dabei achtete man darauf, dass der Kraftaufnehmer immer auf den Mittelpunkt der Okklusalfächen beziehungsweise mittig auf die Inzisalfächen auftraf. Die ausgeübte Kraft lag bei konstanten 100 Newton. *In vivo* unterscheidet sich der Kauvorgang und somit die Prothesenbelastung bei jedem Patienten. Grund hierfür können unter anderem der Zustand der Kaumuskulatur, die Höhe der Alveolarfortsätze und die Dicke der Mukosa sein. Einwirkende Kaukräfte korrelieren zudem mit Alter und Geschlecht (Lassila et al., 1985). Die Knochenspanne verformt sich unter funktionellen Bewegungen sowie klinisch auch durch unterschiedliche Unterkieferpositionen in der Sagittalen und Transversalen (Koeck et al., 1978).

Diese angeführten Besonderheiten können die Übertragung der Modellergebnisse auf die klinische Situation limitieren und *in vivo* zu höheren periimplantären Belastungen führen als sie im *in vitro*-Modell bestimmt wurden. Eine von Boeckler durchgeführte Untersuchung zur Kinematik von implantatgetragenen Prothesen im Unterkiefer zeigte auf, dass *in vivo* komplexe Bewegungsmuster während des gesamten Kauvorgangs vorliegen (Boeckler, 2011), was sich in der vorliegenden Studie nicht berücksichtigen ließ. Jedoch liegen die in einer Studie von Roßbach gefundenen Kräfte unter Prothesensätteln bei nur 50 Newton (Roßbach, 1973), was einen Hinweis darstellt, dass die Kraftapplikation von 100 Newton in der vorliegenden Untersuchung als durchaus realitätsnah zu werten ist, zumal es ja auch unbezahnte Unterkiefer zu versorgen gilt, die im Oberkiefer über eigene Zähne oder festsitzenden Zahnersatz verfügen.

4.5 Schlussfolgerung

In der vorliegenden Studie wurde mit 100 N von einer relativ großen Kaubelastung ausgegangen, was für die Höhe der gemessenen Belastungswerte mitverantwortlich ist. Dies führte unabhängig von den untersuchten Implantatpositionen im peri-implantären Bereich zu hohen Spannungen im Knochen, während eine relativ geringe Belastung des tragenden Lagers durch die Prothese erfolgte. Die klinische Erfahrung zeigt, dass das peri-implantäre Knochengewebe die auftretenden Spannungen durchaus kompensieren kann. Es gilt jedoch zu bedenken, dass durch langjährige Tragezeit das Problem der Materialermüdung und schließlich des Materialversagens in den Vordergrund tritt. Mit der Verwendung von zwei Implantaten im Eckzahnbereich scheint eine vorteilhafte Prothesenkinematik gewährleistet. Steht nur ein Implantat zur Verfügung, ist die interforaminal mittige Positionierung am vorteilhaftesten. Durch die Wahl eines Verbindungselementes mit hinreichenden Freiheitsgraden lassen sich dabei extreme Spannungsspitzen vermeiden.

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Unterkiefermodell mit den insertierten Implantaten montiert auf Plexiglasplatte. Die Wachsmanschette dient als Platzhalter für die spätere Gingivamaske.	15
Abb. 2: Ausgegossene Zahnkränze für die späteren Prothesen.	17
Abb. 3: fertig ausgearbeitete Prothese.	17
Abb. 4: Herstellung der Teleskopkronen am Parallelometer.	18
Abb. 5: Fertig ausgearbeitete Prothesen, links mit Zylinderteleskopen, rechts mit Resilienzteleskopen.	19
Abb. 6: Fertig ausgearbeitete Prothesen, links mit Kugelkopfkankern, rechts mit Locatoren. .	19
Abb. 7: Fertiges Messmodell mit angebrachten Dehnungsmessstreifen sowie den Extensometern.	20
Abb. 8: Schematische Darstellung der Situation 1: Implantat interforaminal mittig.....	23
Abb. 9: Messergebnisse für das interforaminal mittig platzierte Implantat bei Belastung im Kauzentrum.....	24
Abb. 10: Messergebnisse für das interforaminal mittig platzierte Implantat bei Belastung regio 33.....	25
Abb. 11: Messergebnisse für das interforaminal mittig platzierte Implantat bei Belastung regio 43.....	26
Abb. 12: Messergebnisse für das interforaminal mittig platzierte Implantat bei Belastung in der Mitte der Unterkiefer-Schneidezähne	27
Abb. 13: Schematische Darstellung der Situation 2: Implantat regio 33.....	28
Abb. 14: Messergebnisse für das Einzelimplantat regio 33 bei Belastung im Kauzentrum....	29
Abb. 15: Messergebnisse für das Einzelimplantat regio 33 bei Belastung regio 33.....	30
Abb. 16: Messergebnisse für das Einzelimplantat regio 33 bei Belastung regio 43.....	31
Abb. 17: Messergebnisse für das Einzelimplantat regio 33 bei Belastung in der Mitte der Unterkiefer-Schneidezähne	32
Abb. 18: Schematische Darstellung der Belastungssituation bei Implantat-Anordnung regio 33 und 43.	33
Abb. 19: Messergebnisse für die Implantate regio 33 und 43 bei Belastung im Kauzentrum 35	
Abb. 20: Messergebnisse für die Implantate regio 33 und 43 bei Belastung regio 33	36
Abb. 21: Messergebnisse für die Implantate regio 33 & 43 bei Belastung regio 43.....	37
Abb. 22: Messergebnisse für die Implantate regio 33 und 43 bei Belastung Unterkiefer mittig inzisal.	39

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Statistische Analyse von Situation 1: Implantat interforaminal mittig	24
Tab. 2: Situation 1: Impl. interforaminal mittig bei a) Belastung mittig im Kauzentrum	24
Tab. 3: Situation 1: Impl. interforaminal mittig bei b) Belastung regio 33.....	25
Tab. 4: Situation 1: Impl. interforaminal mittig bei c) Belastung regio 43	26
Tab. 5: Situation 1: Impl. interforaminal mittig bei d) Belastung Unterkiefer mittig inzisal	27
Tab. 6: Statistische Analyse von Situation 2: Implantat regio 33.....	29
Tab. 7: Situation 2: Impl. regio 33 bei a) Belastung mittig im Kauzentrum	29
Tab. 8: Situation 2: Impl. regio 33 bei b) Belastung regio 33.....	30
Tab. 9: Situation 2: Impl. regio 33 bei c) Belastung regio 43.....	31
Tab. 10: Situation 2: Impl. regio 33 bei d) Belastung Unterkiefer mittig inzisal	32
Tab. 11: Statistische Analyse von Situation 3: Implantate regio 33 und 43	34
Tab. 12: Situation 3: Implantate regio 33 und 43 bei a) Belastung mittig im Kauzentrum.....	34
Tab. 13: Situation 3: Implantate regio 33 und 43 bei b) Belastung regio 33	36
Tab. 14: Situation 3: Implantate regio 33 und 43 bei c) Belastung regio 43	37
Tab. 15: Situation 3: Implantate regio 33 und 43 bei d) Belastung Unterkiefer mittig inzisal	38

Literatur

Akca K, Akkocaoglu M, Comert A, Tekdemir I, Cehreli MC (2007) Bone strains around immediately loaded implants supporting mandibular overdentures in human cadavers. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22:101-109.

Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR (1986) The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1:11-25.

Allen PF, Thomason JM, Jepson NJ, Nohl F, Smith DG, Ellis J (2006) A randomized controlled trial of implant-retained mandibular overdentures. *J Dent Res* 85:547-551.

Alt KW (2011) Curriculum Prothetik, 4. Auflage, Quintessenzverlag Berlin S. 845

Ambard AJ, Fanchiang JC, Mueninghoff L, Dasanayake AP (2002) Cleansability of and patients' satisfaction with implant-retained overdentures: a retrospective comparison of two attachment methods. *J Am Dent Assoc* 133:1237-1242.

Besimo C, Guarneri A (2003) In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *J Oral Rehabil* 30:671-678.

Blankenstein F (2002) Permanentmagnete in der Hybridprothetik. *Mitteilungsblatt Berliner Zahnärzte*.

Boeckler AF, Ehring C, Morton D, Geis-Gerstorfer J, Setz, J (2009A) Corrosion of Dental Magnet Attachments for Removable Protheses on Teeth and Implants. *J Prosthodont* 18:301-308.

Boeckler A, Arnold C, Rump D, Bierögel C, Setz J (2009B) Retention characteristics of Locator attachments on angulated dental implants. *J Dent Res* 88:2923.

Boeckler A (2011) Klinisch - experimentelle Untersuchung zur Kinematik von implantatverankerten Prothesen im zahnlosen Unterkiefer, Habilitationsschrift.

Boeckler A (2012) Suprakonstruktionen und Verbindungselemente in der Alterszahnheilkunde, <https://www.iww.de/pi/zahnmedizin/zahnmedizin-suprakonstruktionen-und-verbindingselemente-in-der-alters-zahnheilkunde-f60952>; 07.04.2020 Martin-Luther-Universität Halle

Böning K (1996) Kinematik der gußklammerverankerten Freiidprothese im Unterkiefer - eine klinische Studie. Habilitationsschrift. Technische Universität Dresden, 194.

Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson O, Lindström J, Ohlsson A (1969) An intraosseus anchorage of dental protheses. *Scand J Plast Reconstr Surg* 3:81-100.

Bryant SR, Walton JN, MacEntee MI (2015) A 5-year randomized trial to compare 1 or 2 implants for implant overdentures. *J Dent Res* 94:36-43.

Carlsson GE (2004) Responses of jawbone to pressure. *Gerodontology* 21: 65-70

Cordioli G, Majzoub Z, Castagna S (1997) Mandibular overdentures anchored to single implants: a five-year prospective study. *J Prosthet Dent* 78:159-165.

Curriculum Prothetik Band 3. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin 2011.

De Jong MH, Wright PS, Meijer HJ, Tymstra N (2010) Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with overdentures supported by two or four endosseus implants in a 10-year prospective comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25:1168-1174.

Dolder E (1953) Bar-joint prosthesis of mandibula. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 63:339-376.

Ehring C (2009) Mechanische Eigenschaften und Korrosionsverhalten dentaler Magnetsysteme. Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades Doktor der Zahnmedizin, Halle-Wittenberg.

Felton DA (2009) Edentulism and comorbid factors. *J Prosthodont* 18:88-96.

Fischer K (2012) Wissenschaftliche Dokumentation IvoBase®. Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein S.3.

Fueki K, Kimoto K, Ogawa T, Garrett NR (2007) Effect of implant-supported or retained dentures on masticatory performance: a systematic review. *J Prosthet Dent* 98:470-477.

Fiske AP, Kitayama S, Markus HR, Nisbett RE (1998) The cultural matrix of social psychology. *The handbook of Social Psychology*, 4. Auflage, S. 915-981.

Greven B, Luepke M, von Dorsche SH (2007) Telescoping implant prostheses with intraoral luted galvano mesostructures to improve passive fit. *J Prosthet Dent* 98:239-244.

Grobecker-Karl T, Karl M (2017) Correlation Between Micromotion and Gap Formation at the Implant-Abutment Interface. *Int J Prosthodont* 30:150-152.

Hardtmann G, Pröschel P, Ott RW (1989) Kaukräfte und maximale Kieferschließkräfte von Totalprothesenträgern vor und nach Bisshebung. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 44:26-29.

Heckmann SM, Heckmann JG, Weber H-P (2000) Clinical outcomes of three Parkinson's disease patients treated with mandibular implant overdentures. *Clin Oral Implants Res* 11:566-571.

Heckmann SM, Winter W, Meyer, Weber H-P, Wichmann MG (2001A) Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1: in vivo verification of stereolithographic model. *Clin Oral Implants Res* 12:617-623.

Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber H-P, Wichmann MG (2001B) Prosthesis attachment selection and its influence on loading of implant and bearing area. Part 2: A methodical study using five types of prosthesis attachment. *Clin Oral Implants Res* 12:640-647.

Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP (2004) Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clin Oral Implants Res* 15:560-569.

Heckmann SM, Linke JJ, Graef F, Foitzik CH, Wichmann MG, Weber HP (2006) Stress and Inflammation as a Detrimental Combination for Peri-Implant Bone Loss *J Dent Res* 85:711-716.

Hofmann M, Ludwig P (1973) Die teleskopierende Totalprothese im stark reduzierten Lückengebiss. *Dtsch Zahnärztl Z* 28:2-17.

Hofmann M (1997) Kopplungsabhängige Implantatbelastung bei Hybridprothesen. Z Zahnärztl Implantol 13:210-216.

Isidor F (1996) Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. Clinical Oral Impl Res 7:143-152.

ITI treatment guide: implant therapy in the geriatric patient, Volume 9, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin 2016.

Jemt T, Hedegard B (1982) Reproducibility of chewing rhythm and of mandibular displacements during chewing. J Oral Rehabil 9:531-537.

Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM (2004) in vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. Int J Oral Maxillofac Impl 19:30-37.

Kleis WK, Kammerer PW, Hartmann S, Al-Nawas B, Wagner W (2010) A comparison of three different attachment systems for mandibular two-implant overdentures: one-year report. Clin Implant Dent Relat Res 12:209-218.

Koeck B, Sander G (1978) Über die elastische Deformation der Unterkieferspange. Dtsch Zahnärztl Z 33:254-26.

Körber KH (1968) Konuskronen - ein physikalisch definiertes Teleskopsystem. Dtsch Zahnärztl Z 23:619-630.

Körber, KH (1971) Konuskronen-Teleskope: Einführung in Klinik und Technik. Hüthig-Verlag Heidelberg.

Kremer U, Schindler S, Enkling N, Worni A, Katsoulis J, Mericske-Stern R (2014) Bone resorption in different parts of the mandible in patients restored with an implant overdenture. A retrospective radiographic analysis. Clin Oral Implants Res 27:267-272.

Krennmair G, Ulm C (2001) The symphyseal single-tooth implant for anchorage of a mandibular complete denture in geriatric patients: a clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants 16:98-104.

Krennmair G, Sütö D, Seemann R, Piehslinger E (2012) Removable four implant-supported mandibular overdentures rigidly retained with telescopic crowns or milled bars: a 3-year prospective study. Clin Oral Implants Res 23:481-488.

Lassila V, Holmlund I, Koivumaa KK (1985) Bite force and its correlations in different denture types. Acta Odontol Scand 43:127-132.

Lauer HC, Weigl P (1990) Zahnverlust und seine Auswirkung auf das stomatognathe System. Phillip J 7:199-204.

Ledermann PD (1979) Stegprothetische Versorgung des zahnlosen Unterkiefers mit Hilfe von plasmabeschichteten Titanschraubenimplantaten Dtsch Zahnärztl Z 34:907-911.

Ledermann PD (1990) Die sofortprothetische Versorgung des zahnlosen Unterkiefers mit Hilfe der Ledermann-Schraube. Quintessenz 41:953-64.

Ludwig K, Hartfil H, Kern M (2005) Untersuchung zum Verschleißverhalten von Kugelkopfattachements. Quintessenz Zahntech 10:1074-1083.

Ma S, Tawse-Smith A, Thomson WM, Payne AG (2010) Marginal bone loss with mandibular two-implant overdentures using different loading protocols and attachment systems: 10-year outcomes. *Int J Prosthodont* 23:321-332.

Maeda Y, Horisaka M, Yagi K (2008) Biomechanical rationale for a single implant-retained mandibular overdenture: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 19:271-275.

Mericske-Stern R, Steinlin ST, Marti P, Geering AH (1994) Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clin Oral Implants Res* 1:9-18.

Micheelis W, Schiffner U (2006) Vierte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS 4). Deutscher Zahnärzterverlag Köln.

Naert I, Alsaadi G, Quirynen M (2004) Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *Int J Prosthodont* 17:401-410.

Niedermeier W, Rießner EM (1994) Beweglichkeit von Prothesenpfeilern unter dem Einfluß verschiedenartiger Konstruktionselemente. *Dtsch Zahnärztl Z* 49:25-29.

Ogata K, Ishii A, Shimizu K, Watanabe N (1993) Longitudinal study on occlusal force distribution in lower distal-extension removable partial dentures with conus crown telescopic system. *J Oral Rehabil* 20:385-392.

Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA (1996) Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type and loading during function. *J Prosthet Dent* 76:633-640.

Passia N, Ghazal M, Kern M (2016) Long-term retention behaviour of resin matrix attachment systems for overdentures. *J Mech Behav Biomed Mater* 57:88-94.

Rinke S, Ziebolt D, Ratka-Krüger P, Frisch E (2015) Clinical outcome of double crown-retained mandibular removable dentures supported by a combination of residual teeth and strategic implants. *J Prosthodont* 24:358-365.

Riley M, Walmsley A, Harris I (2001) Magnets in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 86:137-142.

Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund PS, Ryther JS, Southard TE (1993) Evaluation of strain at the terminal abutment site of a fixed mandibular implant prosthesis during cantilever loading. *Journal of Prosthodontics* 2:93-102.

Roßbach A (1973) Vergleichende Untersuchungen über den Einfluß der Kaukräfte auf die Belastung des unteren Prothesenlagers beim Zahnlosen während der Lateralbewegung. *Dtsch Zahnärztl Z* 28:749-754.

Rosch R, Mericske-Stern R (2008) Zirconia and removable partial dentures. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 118:959-974.

Schimmel M, Zimmermann P (2018) Der betagte Patient in der Implantatprothetik. *ZTM Aktuell* https://www.ztm-aktuell.de/technik/festsitzende-implantatprothetik/story/der-betagte-patient-in-der-implantatprothetik_5873.html ; 07.05.2021

Selda AB, Cengiz B, Hakan B, Omer K, Ata M (2015) Effect of attachment types and number of implants supporting mandibular overdentures on stress distribution: A computed tomography-based 3D finite element analysis. *J of Biomechanics* 48:130-137.

Solar P, Aro G, Ulm Ch, Bernhart G (1998) Die Auswirkungen des Zahnverlustes auf die Anatomie der Maxilla. *Schweiz Monatsschreiben Zahnmed* 9:871-875.

Spiekermann H (1995) *Implantology*. Thieme, Stuttgart, New York.

Tallgren A (2003) The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent* 89:427-435.

Vrijhof MMA, Mezger PR, van der Zel JM, Greener EH (1987) Corrosion of ferromagnetic alloys used for magnetic retention of overdentures. *J Dent Res* 66:1456-1459.

Walmsley AD (2002) Magnetic Retention in Prosthetic Dentistry. *Dental Update* 29:428-433.

Walton JN, Glick N, Macentee MI (2009) A randomized clinical trial comparing patient satisfaction and prosthetic outcomes with mandibular overdentures retained by one or two implants. *Int J Prosthodont* 22:331-339.

Weigl P, Hahn L, Lauer HC (2000) Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures: Part I. *J Biomed Mater Res* 53:320-336.

Wichmann M, Neukam FW (1994) Implantatgetragener Oberkieferzahnersatz - der individuelle Steg als Behandlungsalternative bei ungünstigen prothetischen Voraussetzungen. *Implantologie* 2:155.

Wirz J (1970) Die Transfixation von Stegpfeilern im Unterkiefer. *Zahnärztl Welt* 79: 721-726.

Wirz J, Jäger K (1991) Magnetverankerungen implantatgetragener Hybridprothesen. *Quintessenz* 42:1837-1844.

Teile dieser Arbeit wurden im Rahmen folgender Publikationen veröffentlicht:

Grobecker-Karl T, Kafitz L, Karl M (2020) Effect of Implant Position and Attachment Type on the Biomechanical Behavior of Mandibular Single Implant Protheses. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 28:1-9.

Grobecker-Karl T, Kafitz L, Karl M (2022) Rationale for a Novel Attachment System for Implant-Supported Overdentures. *Int J Prosthodont* 35:1-8 .

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Professor Dr. Matthias Karl für die Überlassung des interessanten Themas sowie die fachliche Unterstützung und stets zielführende Beratung und Hilfsbereitschaft während der gesamten Arbeitszeit.

Ferner gilt mein Dank Herrn Professor Dr. Dr. Siegfried Heckmann für die Korrektur und die Überlassung notwendiger Quellen und Dokumente.

Herrn Dr. Friedrich Graef möchte ich für die statistische Auswertung herzlich danken. Darüber hinaus danke ich Herrn Andreas Knauber und Herrn Kai John für die technische Einweisung und die Hilfsbereitschaft im Labor.

Danke an meinen Freund Felix für die zeitaufwendige Arbeit des Korrekturlesens und die Lösung aller größeren und kleineren technischen Probleme. Deine Geduld, Dein liebevolles Verständnis, vor allem aber Dein moralischer Beistand und der menschliche Halt haben mir Kraft und Mut zur Anfertigung und Vollendung dieser Arbeit gegeben. Dir verdanke ich so viel und noch viel mehr.

Abschließend möchte ich meinen Eltern für ihre liebevolle Unterstützung und ihren unerschütterlichen Glauben in mich, während des Studiums und der Verfassung dieser Arbeit, danken. Diese Dissertation ist ihnen in aufrichtiger Liebe und Dankbarkeit gewidmet.

Curriculum vitae

Aus datenschutzrechtlichen Gründen wird der Lebenslauf in der elektronischen Fassung der Dissertation nicht veröffentlicht.

Publikationen

- 2022 Grobecker-Karl T, Kafitz L, Karl M (2022) Rationale for a Novel Attachment System for Implant-Supported Overdentures. *Int J Prosthodont* 35:1-8. .
- 2020 Grobecker-Karl T, Kafitz L, Karl M (2020) Effect of Implant Position and Attachment Type on the Biomechanical Behavior of Mandibular Single Implant Prosthesis. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 28:1-9.