

Aus der Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde,
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Kommissarische Leitung: PD Dr. T. Grobecker-Karl

Biomechanische Beurteilung eines neuartigen Verankerungssystems für implantatgetragene Deckprothesen

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

2025

vorgelegt von:

Lisa Maria Diehl

geb. am: 15.12.1992 in Füssen

Tag der Promotion: 29.04.2026

Dekan: Prof. Dr. M. D. Hannig

1. Berichterstatter: Prof. Dr. M. Karl

2. Berichterstatter: Prof. Dr. B. Ganse

Für meine Großeltern

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	2
Deutsche Zusammenfassung.....	2
Abstract.....	6
1 EINLEITUNG.....	10
2 MATERIAL UND METHODE.....	13
4 ERGEBNISSE.....	29
5 DISKUSSION.....	37
6 LITERATURVERZEICHNIS.....	48
7 PUBLIKATIONEN	53
8 DANKSAGUNG.....	54
9 LEBENSLAUF.....	55
10 ANHANG.....	55

Zusammenfassung

Deutsche Zusammenfassung

Einleitung

Zur prothetischen Versorgung eines unbezahnten Unterkiefers dient in zahlreichen Fällen die Totalprothese, die jedoch bei ausgeprägter Atrophie der Mandibula häufig keinen ausreichenden Halt bietet. Durch die Einführung der Implantattechnik kann man heute bei vorteilhaften Kieverhältnissen festsitzenden implantatgetragenen Zahnersatz anfertigen. Häufig ist jedoch die Atrophie der Mandibula so weit fortgeschritten, dass sich nur zwischen den Foramina mentalia Implantate einbringen lassen. Moderne Konzepte sehen auch hier die Möglichkeit von festsitzenden Brückenkonstruktionen vor, was aber eine erhebliche Materialbelastung bedeutet und wofür noch keine Langzeitergebnisse vorliegen. Lange und durchwegs positive Erfahrung hat man hingegen mit interforaminalen Implantaten, die zur Stabilisierung einer totalprothesenartigen abnehmbaren Konstruktion verwendet werden, die man als Hybridprothese, Deckprothese oder Overdenture-Prothese bezeichnet. Dabei gelingt es, mit zwei interforaminalen Implantaten in der Eckzahnregion die Unterkieferprothese ausreichend zu stabilisieren, wobei das Ausmaß des Prothesenhalts auch von den Freiheitsgraden des prothetischen Verbindungselementes abhängt.

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, bei zwei bekannten und einem neuartigen prothetischem Attachment die Kraftübertragung auf das Implantat und speziell auf den peri-implantären Raum zu untersuchen, wie sie bei alltäglichen Belastungssituationen der Prothese auftreten.

Material und Methode

Die Anfertigung des in vitro Messmodells erfolgte analog einer realen Patientensituation. Zwei interforaminale Bone-Level-Implantate waren in der jeweiligen Eckzahnregion des Kunststoffmodells verankert. Im peri-implantären Bereich befestigte man mesial und distal der

Implantate Dehnungsmessstreifen, welche die entstehenden mechanischen Spannungen aufzeichneten.

Zum Testen der prothetischen Attachments wurden je System fünf Messprothesen angefertigt, in welche die Attachment-Matrizen eingebaut wurden. Es handelte sich um Zylinderteleskop, Locator mit blauen, pinkfarbenen und weißen Einsätzen (Zest Dental Solutions, Carlsbad, USA) und ein neuartiges Attachment-System, bei dem ein flexibler Nitinol-Draht einen intrinsischen Memoryeffekt aufweist, der ihn nach Auslenkung in seine Ausgangsposition zurückstellen lässt. Als Testverfahren diente die *Insertion* der Prothesen, die *Belastung* mittels konstant axial einwirkender Kraft von 50 Newton (N) sowie das *Ausgliedern* der Prothesen.

Die *Insertion* der Prothesen erfolgte händisch durch Aufsetzen der Prothesen auf das Messmodell. Die *Belastung* wurde durch eine Universalprüfmaschine unter konstanter Abgabe von 50 N ausgeführt, die auf das Kauzentrum der Messprothesen aufgebracht wurden. Das *Ausgliedern* der Prothesen erfolgte durch Abnahme vom Messmodell mittels Ligaturen an bukkalen und oralen Angriffspunkten am Prothesenkörper und konstantem Zug durch die Universalprüfmaschine.

Alle drei Testverfahren wurden mit jeder Prothese einmalig durchgeführt. Zur statistischen Analyse dienten der Shapiro-Wilk-Test zur Überprüfung der Normalverteilung, der Levene-Test zur Beurteilung der Varianzhomogenität, der Kruskal-Wallis-Test für die nichtparametrische Einweganalyse und zur Erhebung paarweiser Vergleiche der Nemenyi's All-Pairs-Test. Zur Berücksichtigung von Mehrfachtests wurde eine Bonferroni-Korrektur angewendet. Das Signifikanzniveau wurde für alle Tests auf $\alpha=0,05$ festgelegt.

Ergebnis

Beim Zylinderteleskop ergaben sich für *Insertion* die Mittelwerte 214,2 $\mu\text{m/m}$, für *Belastung* 152,2 $\mu\text{m/m}$ und für *Ausgliedern* 164,0 $\mu\text{m/m}$. Beim Locator-System mit blauem Retentionsring lagen die Werte bei 124,2 $\mu\text{m/m}$, 58,9 μm und 84,3 $\mu\text{m/m}$. Die entsprechenden Belastungswerte für pink betragen 117,4 $\mu\text{m/m}$ bei *Insertion*, 58,9 $\mu\text{m/m}$ unter *Belastung* und 91,7 $\mu\text{m/m}$ beim *Prothesenausgliedern*. Bei Verwendung des weißen Retentionsringes erhielt man Werte von 134,6 $\mu\text{m/m}$, 41,0 $\mu\text{m/m}$, und 169,7 $\mu\text{m/m}$. Das NiTi-Attachment-System erbrachte Belastungswerte von 45,9 $\mu\text{m/m}$, 23,9 $\mu\text{m/m}$ und 30,6 $\mu\text{m/m}$.

Die erforderliche Kraft zur Abnahme der Prothesen vom Messmodell betrug bei der Teleskop-Prothese 39,1 N, bei den Lokatoren 25,9 N (blau), 32,1 N (pink) und 43,7 N (weiß). Bei den Prothesen mit den NiTi-Attachments waren 10,0 N zum Ausgliedern erforderlich.

Bei der *Insertion* der Prothesen zeigte sich im Vergleich von Zylinderteleskop (214,17 $\mu\text{m}/\text{m}$) und NiTi-Attachment (45,94 $\mu\text{m}/\text{m}$) ein signifikanter Unterschied ($p=0,027$); ebenso bei der *50N-Belastung* zwischen dem NiTi-Attachment (23,97 $\mu\text{m}/\text{m}$) und dem Locator (blau) (58,86 $\mu\text{m}/\text{m}$; $p=0,039$). Beim *Prothesenausgliedern* ergab sich ein signifikanter Unterschied von $p = 0,027$ im Vergleich von Locator (weiß; 169,66 $\mu\text{m}/\text{m}$) und dem NiTi-Attachment (30,59 $\mu\text{m}/\text{m}$).

Diskussion

Anhand der drei Testverfahren *Insertion*, *50N-Belastung* und *Ausgliedern* der Prothese mit Retentionskraftmessung erfolgte die Belastungsanalyse der drei prophetischen Attachments Zylinderteleskop, Locator-System und NiTi-Attachment.

Bei der *Insertion* erzeugte das Zylinderteleskop mit 214 $\mu\text{m}/\text{m}$ den höchsten Wert der gesamten Studie. Die Implantate waren analog zur Patientensituation mit leichter Divergenz im Kunststoffmodell verankert. Die bei Insertion einwirkenden Kräfte scheinen über die große Retentionsfläche des starren Attachments unmittelbar an das Implantat und so an den umliegenden Knochen weitergegeben worden zu sein. Die Locatoren mit ihren drei Einsätzen erreichten alle etwa 120 $\mu\text{m}/\text{m}$. Dies war zu erwarten, da ihr Unterschied ja vornehmlich in der Abzugskraft bestand. Das NiTi-Attachment bewirkte aber weniger als die Hälfte dessen. Dies ist auf den variablen Nitinol-Draht zurückzuführen, der bei Insertion die Divergenz der Implantate besser ausglich und weniger Kraft auf die Implantate weiterleitete.

Auch bei der *Belastung* ergab das Zylinderteleskop mit 152 $\mu\text{m}/\text{m}$ die höchsten Werte, gefolgt von den Locatoren mit ca. 50 $\mu\text{m}/\text{m}$ und dem NiTi-Attachment, das hier mit 24 $\mu\text{m}/\text{m}$ die niedrigsten Werte der gesamten Untersuchung hervorrief. Hervorzuheben ist dabei, dass die 50N-Prothesenbelastung zu geringerer Implantatbelastung führte als die Insertion der Prothese. Die Elastizität des NiTi-Drahtes scheint für die niedrige Implantatbelastung bei dem neuartigen Attachment-Typ verantwortlich zu sein.

Bei der *Prothesenausgliederung* ergab das Locator-Attachment (weiß) den höchsten peri-implantären Dehnungswert von $170\mu\text{m}/\text{m}$, der den Wert des Zylinderteleskopes übertraf. Dies wurde erwartet, da herstellerseits die höchste Retentionskraft mit 2,3kg vom Hersteller vorgegeben ist. Beim Zylinderteleskop dürfte eine Gleitphase zwischen Matrize und Patrize mit der entstehenden Reibung für den ebenfalls hohen Wert verantwortlich sein.

Interessanterweise zeigte das NiTi-Attachment mit $30\mu\text{m}/\text{m}$ bei der *Ausgliederung* etwas höhere Werte als bei *Belastung* der Prothese. Dies mag durch einen etwas ausgiebigeren Kontakt zwischen Primär- und Sekundärkrone bei der Abnahme hervorgerufen werden.

Beim Vergleich der Retentionskraft bei *Prothesenausgliederung* erreichte der Locator (weiß) 44N, was den höchsten Prothesenhalt darstellte. Das Zylinderteleskop erzielte 39N. Der blaue Locator ergab 26N, der pinkfarbene lag mit 32N etwas höher, beide verhielten sich analog zu den vom Hersteller genannten Retentionskräften von 0,7 bzw. 1,4 kg. Mit 10N wurde die geringste Haltekraft beim NiTi-Attachment gemessen.

Schlussfolgerung

Individuell gefertigte Zylinderteleskopkronen benötigen einen hohen zahntechnischen Aufwand und können in Abhängigkeit von Material und Herstellungsprinzip extrem hohe Kräfte auf die Implantate übertragen. Dies stellt ihre klinische Zweckmäßigkeit in Frage. Die einfachere Verarbeitbarkeit des Locator-Systems hat sicher zu dessen klinischer Verbreitung beigetragen. Gleichermassen treten aber auch beim Locator hohe Kräfte auf, die wohl zu einer gewissen Verschleißanfälligkeit mit häufigerem Austausch des Retentionseinsatzes beitragen. Beim Ni-Ti-Attachment liegt mit 10N wohl eine ausreichende Haltekraft vor. Aufgrund der geringen Belastungsübertragung darf eine geringe Abnutzung und damit eine langzeitige nachbesserungsfreie Gebrauchsphase erwartet werden.

Abstract

Introduction

In many cases, a complete denture is used to restore an edentulous mandible. However, in cases of severe mandibular atrophy, this often does not provide sufficient support. With the introduction of dental implants, fixed implant-supported prostheses can now be fabricated in favorable jaw conditions. However, mandibular atrophy is often so advanced that implants can only be inserted between the mental foramina. Modern concepts also provide the option of fixed bridge constructions, but this places considerable strain on the material and long-term results are not yet available. However, long and consistently positive experience has been gained with interforaminal implants, which are used to stabilize a removable, complete-denture-like construction also known as an overdenture or hybrid denture. Two interforaminal implants in the canine region successfully stabilize the mandibular prosthesis, whereby the extent of denture retention also depends on the degree of freedom of the prosthetic connecting element.

The aim of this study was to investigate the force transmission to the implant and specifically to the peri-implant bone of two conventional and one novel prosthetic attachments, as they occur during everyday loading situations of the prosthesis.

Materials and Methods

An in vitro measurement model was fabricated resembling a real patient situation. Two interforaminal bone-level implants were anchored in the respective canine region of the resin model. Strain gauges were attached mesial and distal adjacent to the implants to record the resulting stress development.

To test the prosthetic attachments, five measurement prostheses were fabricated for each system, into which the attachment matrices were installed. These included a cylindrical telescopic crown, a locator with blue, pink, and white inserts (Zest Dental Solutions, Carlsbad, USA), and a novel attachment system featuring a flexible nitinol wire with an intrinsic memory effect, allowing it to return to its original position after deflection.

The test procedure involved inserting the prosthesis, applying a constant axial force of 50 N, and removing the prosthesis.

The prostheses were inserted manually by placing them on the measuring model. The loading was performed by a universal testing machine with a constant force of 50 N, which was applied to the masticatory center of the measurement prostheses. The prosthesis was removed from the measurement model using ligatures attached to buccal and oral anchor pins on the prosthesis body and subjected to constant tension by the universal testing machine. All three test procedures were performed once per prosthesis.

Statistical analysis used the Shapiro-Wilk test to verify normal distribution, the Levene test to assess homogeneity of variance, the Kruskal-Wallis test for nonparametric one-way analysis, and the Nemenyi all-pairs test to determine pairwise comparisons. Bonferroni correction was applied to account for multiple testing. The significance level was set at $\alpha=0.05$ for all tests.

Results

For the cylindrical telescope, the values obtained were 214.2 $\mu\text{m/m}$ for insertion, 152.2 $\mu\text{m/m}$ for loading, and 164.0 $\mu\text{m/m}$ for removal. For the Locator system with the blue retention ring, the values were 124.2 $\mu\text{m/m}$, 58.9 $\mu\text{m/m}$, and 84.3 $\mu\text{m/m}$. The corresponding values for the pink system were 117.4 $\mu\text{m/m}$ at insertion, 58.9 $\mu\text{m/m}$ under load, and 91.7 $\mu\text{m/m}$ at prosthesis removal. Using the white retention ring, the values obtained were 134.6 $\mu\text{m/m}$, 41.0 $\mu\text{m/m}$, and 169.7 $\mu\text{m/m}$. The NiTi-Attachment system yielded load values of 45.9 $\mu\text{m/m}$, 23.9 $\mu\text{m/m}$, and 30.6 $\mu\text{m/m}$.

The force required to remove the prostheses from the model was 39.1 N for the telescopic prosthesis, 25.9 N (blue), 32.1 N (pink), and 43.7 N (white) for the locators. For the prostheses with NiTi-Attachments, 10.0 N was required to remove them.

During insertion of the prostheses, a comparison of the cylindrical telescopic attachment (214.17 $\mu\text{m/m}$) and the NiTi-Attachment (45.94 $\mu\text{m/m}$) revealed a significant difference ($p=0.027$); the same was true for the 50 N load between the NiTi-Attachment (23.97 $\mu\text{m/m}$) and the locator (blue) (58.86 $\mu\text{m/m}$; $p=0.039$). For prosthesis removal, a significant difference of $p=0.027$ was observed between the Locator (white; 169.66 $\mu\text{m/m}$) and the NiTi-Attachment (30.59 $\mu\text{m/m}$).

Discussion

The analysis of the loading of the three prosthetic attachments cylinder telescopic crown, locator system, and NiTi-Attachment was carried out using three test procedures: insertion, 50 N loading, and removal of the prosthesis with retention force measurements.

During insertion, the cylinder telescope produced the highest value of the entire study at 214 $\mu\text{m}/\text{m}$. The implants were anchored in the plastic model with slight divergence, analogous to the patient's situation. The forces acting during insertion appear to have been transmitted directly to the implant and thus to the surrounding bone via the large retention surface of this rigid attachment. The locators, with their three inserts, all achieved approximately 120 $\mu\text{m}/\text{m}$. This was to be expected, since their difference lay primarily in the withdrawal force. However, the NiTi-Attachment achieved less than half of this. This is due to the variable Nitinol wire, which better compensated for the divergence of the implants during insertion and transmitted less force to the implants.

The cylindrical telescope also produced the highest values for loading at 152 $\mu\text{m}/\text{m}$, followed by the locators at approximately 50 $\mu\text{m}/\text{m}$ and the NiTi-Attachment, which produced the lowest values of the entire study at 24 $\mu\text{m}/\text{m}$. It is surprising that the 50 N prosthesis load resulted in lower implant stress than the insertion of the prosthesis. The flexibility of NiTi wire, on the other hand, appears to be responsible for the low implant stresses with this new type of attachment.

During prosthesis removal, the locator attachment (white) produced the highest strain value of 170 $\mu\text{m}/\text{m}$, which even exceeded the value of the cylindrical telescope. This was to be expected, since the manufacturer specifies the highest retention force for this attachment at 2.3 kg. In the case of the cylindrical telescope, a sliding phase between the matrix and patrix, with the resulting friction, is likely responsible for the equally high value.

Interestingly, the NiTi-Attachment showed slightly higher values of 30 $\mu\text{m}/\text{m}$ during removal than during loading of the denture. This may be due to somewhat more extensive contact between the primary and secondary crowns during removal.

When comparing the retention force during denture removal, the Locator (white) achieved 44N, which represented maximum retention. The cylindrical telescope achieved 39 N. The blue Locator achieved 26 N, while the pink one was slightly higher at 32 N, but both behaved analogously to the retention forces stated by the manufacturer of 0.7 and 1.4 kg, respectively. The lowest retention force, 10 N, was measured with the NiTi-Attachment.

Conclusion

Custom-made cylindrical telescopic crowns cause high laboratory costs and, depending on the material and manufacturing principle, can transmit extremely high forces to the implant thereby questioning their clinical suitability. The easier processing of the Locator system has certainly contributed to its wide-spread use. However, the Locator also exhibits high forces, which may contribute to a certain susceptibility to wear and more frequent replacement. The NiTi-Attachment, at 10 N, appears to provide sufficient retention force. Due to the low load transfer, low wear and thus a long service life can be expected.

1 Einleitung

Besucht ein Patient heute eine Zahnarztpraxis zur Versorgung seines zahnlosen Unterkiefers, so wird ihm nicht nur die herausnehmbare Totalprothese angeboten, sondern auch die Möglichkeit, bei ausreichender Restknochensubstanz, implantatgetragenen Zahnersatz zu wählen (Feine et al. 2002). Hierbei handelt es sich häufig um herausnehmbare Prothesen, welche starr auf Stützimplantaten verankert werden. Zur Verankerung dienen etwa Stegkonstruktionen, Locator-Attachments und andere vorgefertigte Systeme, sowie individuell angefertigte Zylinder-teleskope (Thomason 2002, Stoker et al. 2007, Keshk et al. 2017). Allen Aufbauten ist gemein, dass sie starr mit den Stützimplantaten verschraubt werden und im Mund verbleiben. Die prothetische Suprakonstruktion wird vom Träger täglich mehrmals in den Mund ein – und ausgegliedert (Heckmann et al. 2001, Weng et al. 2007, Elkerdawy et al. 2011).

Nicht nur der schnelle Materialverschleiß von Suprakonstruktionen ist bereits in vielen retrospektiven Studien aufgezeigt worden (Goodacre et al. 2003, Fromentin et al. 2011, Goodacre et al. 2018, Guedat et al. 2018, Hahnel et al. 2018, Brandt et al. 2019, Matthys et al. 2020, Patodia et al. 2022), auch die Zufriedenheit der Patienten wurde häufig mit Hilfe von Fragebögen untersucht. Mit steigenden Kosten durch Verschleiß von Materialien der Suprakonstruktion oder der Matrizenbestandteile sinkt die Zufriedenheit der Träger (Goodacre et al. 2003, Gonda et al. 2010, Wendler et al. 2023). Bei prothetischen Versorgungen mit zwei Unterkieferimplantaten waren zum Erhalt des Tragekomforts und zur Qualitätssicherung der Prothese über einen Zeitraum von fünf Jahren durchschnittlich 6,7 Maßnahmen pro Patienten erforderlich, welche allesamt nach dem Eingliedern der fertigen Versorgung stattfanden (Matthys et al. 2019). Eine Vergleichsstudie zu Unterkiefer-Implantatprothesen zeigte, dass die anfänglichen Kosten 75% der Gesamtkosten ausmachten. In der Gruppe, welche mit einem Steg auf vier Implantaten versorgt wurden, waren diese höher als in den Gruppen mit einem Steg auf zwei Implantaten und mit zwei Kugelkopfkankern. Letztere Gruppe zeigte allerdings einen erheblich höheren Nachbehandlungsaufwand im Sinne des Austauschs von Verschleißmaterialien wie den Matrizen-einsätzen auf. Ein Nebenbefund des fortschreitenden Verschleißes der Matrizen-einsätze war der Verlust der Retentionskraft der Prothesen. Bei jedem Austausch musste diese nachgestellt und kontrolliert werden (Stoker et al. 2007, Fromentin et al. 2011, Rehmann et al. 2015, Goodacre et al. 2018, Guedat et al. 2018, Hahnel et al. 2018 Brunello et al. 2020, Kappel et al. 2021, Patodia et al. 2022).

Ein noch deutlicheres Missverhältnis zwischen den anfänglichen und fortlaufenden Kosten zeigte sich bei Unterkiefer-Implantatprothesen mit Locator-Befestigungen, bei denen die laufenden Kosten nach fünf Jahren ebenso hoch oder sogar höher waren als die anfänglichen Behandlungskosten (Patodia et al. 2022). Mögliche Ursachen könnten hier in Übertragungsungenauigkeiten zwischen der klinischen Situation und der Laborsituation, sowie in der Abweichung der Achsen zwischen den Implantaten liegen (Karl et al. 2004, Passia et al. 2016, Ma et al. 2018, Maniewicz et al. 2020). Diese Ergebnisse, welche aus Laboruntersuchungen stammen, werden durch klinische Befunde untermauert. Sie zeigen, dass eine fehlende Parallelität der Stützimplantate häufiger zum Austausch der Retentionseinsätze führte, oder es gar zum Bruch der Prothese in der Region der Stützimplantate kam (Goodacre et al. 2003, Gonda et al. 2010, Hahnel et al. 2018, Matthys et al. 2019).

Diskrepanzen in der Parallelität zwischen Implantaten ist ein häufiges Thema bei der Herstellung von Suprakonstruktionen für implantatgetragenen Zahnersatz. Die entstehende Divergenz der Stützimplantate kann mehrere Ursachen haben. Sie kann bei chirurgischer Insertion mit schwieriger anatomischer Patientensituation, bei Abformungsungenauigkeiten oder auch bei der Herstellung der individuellen Verankerungsoptionen entstehen (Karl et al. 2004, Passia et al. 2016, Ma et al. 2018, Maniewicz et al. 2020, de Araújo et al. 2022).

Da sich diese Probleme des Verschleißes und der Divergenz bei bestehenden Verankerungssystemen bisher nicht lösen ließen, sollte ein modernes neues System entwickelt werden, welches den Materialverschleiß herabsetzt, um dadurch versteckte Folgekosten zu verhindern und zu einer höheren Überlebensrate der Prothesen zu führen.

Um das Problem der Divergenz zwischen den Implantaten zu lösen wurde ein neues Befestigungssystem entwickelt, das ein flexibles Element aus superelastischem Nickel-Titan (NiTi) enthält (Besselink 1997, Grobecker-Karl et al. 2020, Shin et al. 2021, Shayanfard et al. 2022). Trotz allergologischer Bedenken zur Biokompatibilität von nickelhaltigen Materialien wurden schon vor 10 Jahren NiTi-Komponenten in der Implantologie eingeführt (Morshedi et al. 2014, Jia et al. 2015). Sie finden Anwendung bei der Befestigung festsitzender und herausnehmbarer Restaurationen. Zum Beispiel konnte in einer klinischen Pilotstudie gezeigt werden, dass ein neu entwickeltes Verankerungssystem auf Basis einer Formgedächtnislegierung wie Nitinol eine geeignete Alternative für die Implantatprothetik darstellen könnte. Hier ermöglicht sie durch einen neu entwickelten Mechanismus der Verankerung einen ausreichenden Halt, ohne die Notwendigkeit einer Verschraubung oder einer Zementierung zu besitzen (Shah et al. 2017, Shah et al. 2019, Jensen et al. 2019, Shah et al. 2020, Shin et al. 2021). Zusätzlich wurde ein

aus Nitinol bestehendes Attachment entwickelt, welches spaltfrei mit dem Stützimplantat verschraubt wurde. Die in-vitro Studie zeigte hier, dass durch die besonderen Eigenschaften des Metalls auf Druck zu reagieren, weniger Biofilm am Implantat-Abutment-Interface akkumuliert wurde. Somit konnte nachgewiesen werden, dass die Spalten zwischen Implantat und Aufbau durch dieses Attachment-System geschlossen werden können (Pautke et al. 2009).

Es liegt die Annahme nahe, dass das neuartige flexible NiTi-Draht-Attachement bei nicht parallel inserierten Stützimplantaten die Divergenz während des Ein- und Ausgliederungsvorgangs und bei Belastung ausgleichen kann. Dank des materialspezifischen Memoryeffektes passen sich die Patrizen der durch die Matrize vorgegebenen Position an, ohne dabei die Suprakonstruktion in ihrer Position zu beeinflussen. Nach der Verformung erfolgt die Rückstellung in die Ausgangsposition. (Grobeck-Karl et al. 2020, Shayanfard et al. 2022). Der Vorteil hier ist, dass sich einwirkende Kräfte trotz bestehender möglicher Divergenzen axial auf Implantate übertragen lassen. Hierbei entstehen geringere peri-implantäre Spannungen, welche zu geringerem Knochenabbau führen (Pham et al. 2021). Dies könnte die Überlebensrate von Implantaten steigern und ihren frühzeitigen Verlust vermeiden. Verschleißmaterialien erführen dadurch weniger lokale Druckspitzen. Dies lässt vermuten, dass der Austausch hier weniger häufig vollzogen werden müsste.

Die Kräfte, welche auf den peri-implantären Raum wirken, entstehen vornehmlich während der *Insertion*, der *Kaubelastung* und der *Ausgliederung der Prothese*. In der vorliegenden in-vitro Studie wurden die drei verschiedenen Attachment-Systeme anhand dieser genannten Parameter getestet. Durch den zylinderförmigen, supragingivalen Anteil des neu entwickelten Attachments versucht man eine ausreichende Retentionskraft zu erhalten. Die Zylinderform hat sich hierfür durch die große Anlagerungsfläche bewährt.

Ziel der Arbeit / Fragestellung

Ziel dieser Studie war es, bei einem neu entwickelten prothetischen NiTi-Attachment-System für implantatgetragene Deckprothesen die periimplantär auftretenden mechanischen Belastungen zu untersuchen, welche bei alltäglicher Belastung der zwei interforaminalen Implantate auftraten. Als Referenz dienten zwei bekannte und klinisch bewährte Attachment-Systeme.

2 Material und Methode

Die in-vitro-Modell-Situation ist durch die Verwendung einer realen klinischen Patientenabformung klinischen Bedingungen sehr nahe. Die Abformung erfolgte in Form einer offenen intraoralen Abformung nach Implantatinserktion und abgeschlossener Einheilphase am Patienten. Durch die intraorale offene Abformung wurde die tatsächliche Position der Implantate festgehalten. Hieraus konnte im Anschluss im zahntechnischen Labor ein Gipsmodell erstellt werden. Dieses galt als Grundlage zur Herstellung des prothetischen Zahnersatzes. Das Gipsmodell wurde anschließend in dieser Studie verwendet, um die klinische Situation in eine in-vitro-Situation zu übertragen. Relevant war hierbei, dass die in Regio 33 und Regio 43 positionierten Implantate (Straumann Standard Plus 4.1 x 10.0mm, Straumann AG, Basel) nicht mittels geführter Implantation inseriert wurden, und somit nicht parallel zueinander ausgerichtet im Knochen standen. Die Divergenz ließ sich deutlich erkennen, nachdem die NiTi-Attachments eingeschraubt wurden (Abb. 1).

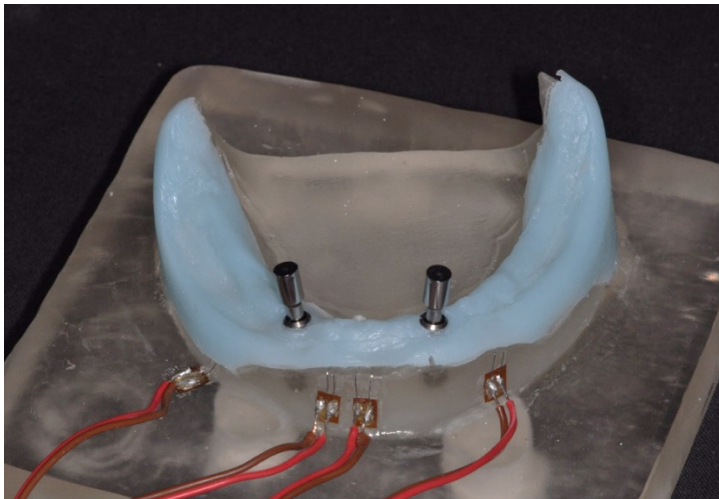


Abb. 1: Frontalansicht des Messmodells mit eingeschraubten NiTi-Zylinder-Attachments in den Implantaten (Straumann AG, Basel, Schweiz); zu erkennen ist die Divergenz zwischen beiden Implantatpositionen.

Übertragung der klinischen Situation in eine in-vitro-Situation

Nach Desinfektion der Abformung, welche zur Herstellung der prothetischen Versorgung diente, wurden an die beiden Transferpfosten im Abformlöffel zwei Laborimplantate angebracht. Anschließend konnte dieser zur Herstellung eines Meistermodells mit Superhartgips der Klasse vier (Fujirock EP Superhartgips, GC Europe N.V., Leuven; Belgien) ausgegossen werden. Dieses Meistermodell diente als Kontrollmodell der Studie.

Auf dem entstandenen Meistermodell mit zwei interforaminalen Laborimplantaten wurden fünf individuelle Abformlöffel aus lichthärtendem Kunststoff (ORBIS Protray LC Löffelplatten UK rosa) hergestellt. Diese dienten der Fertigung von fünf Gips-Duplikatmodellen, welche ebenfalls jeweils zwei Laborimplantate besaßen.

Zur Herstellung dieser Gips-Duplikate diente eine offene, monophasige Abformtechnik mit Polyetherabformmaterial (Impregum, 3M ESPE, Seefeld). Der individuelle Löffel wurde im Labor im Bereich der Implantat-Positionen perforiert. Gleichzeitig wurden wie schon zu Beginn Transferpfosten in die Implantate im Kontrollmodell geschraubt. Bei Positionierung des Löffels mit Polyether, wurde so die Implantatposition festgehalten. Nach Abbinden des Polyethers wurde die Schraube des jeweiligen Transferpfosten gelöst und der Löffel vom Modell abgenommen. Nach Rückstellung des bei der Entnahme gestauchten Materials im Löffel, wurde die Abformung mit Superhartgips der Klasse vier ausgegossen (Fujirock EP Superhartgips, GC Europe N.V., Leuven; Belgien).

Um passende Prothesen zu dieser Patientensituation herzustellen, welche dann zur Durchführung der Tests dienten, wurde die bestehende Unterkieferprothese der Patientensituation repliziert. Hierzu wurde eine Dublierform aus Zwei-Komponenten Knetsilikon (picodent® twinduo extrahart) hergestellt, welche wiederholt mit Autopolymerisat (Pro Base Cold®, Ivoclar Vivadent, Schaan; Liechtenstein) ausgegossen und polymerisiert werden konnte.

Herstellung der Mess-Prothesenkörper

Auf jedes der fünf Gipsmodelle wurden drei Kunststoff-Totalprothesen angepasst. Hierbei wurde auf eine stabile Lage der Basalfläche der Kunststoffprothese auf dem Gipsmodell geachtet. Diese Kunststoffprothesen aus transparentem Autopolymerisat (Pro Base Cold[®], Ivoclar Vivadent, Schaan; Liechtenstein) wurden als Duplikate der bestehenden prothetischen Versorgung des Patienten erstellt. Sie dienten als Mess-Prothesen und erhielten rechts wie links okklusale Auflageflächen in der Position des Kauzentrums, zwischen zweitem Prämolaren und erstem Molaren. Die Auflagefläche wurde mit Hilfe einer Wasserwaage parallel zur Tischebene ausgerichtet.

Herstellung des Messmodells

Zur Herstellung eines Messmodells wurde aus dem Unterkiefer-Gipsmodell eine Duplikatform erstellt. Hierzu wurde eine Negativform aus Zwei-komponenten Silikon (Adisil[®] blau 9:1, SILADENT, Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar, Deutschland) hergestellt. Übertragungspfeifen, welche vor Anwendung des Silikons auf dem Gipsmodell appliziert wurden fixierten die Position der Stützimplantate.

Darauffolgend wurde mit Modellierwachs die 2-3 mm dicke Gingivamaske in die Silikonform eingebracht. Die Laborimplantate wurden auf die im Silikon steckenden Abformpfeifen geschraubt. Die Silikonform wurde folgend mit transparentem Autopolymerisat ausgegossen.

Nach Abbinden des Kunststoffs im wassergefüllten Drucktopf (2 Bar), wurde das geschaffene Kunststoffduplikat aus der Silikonform entfernt und die Wachsreste der Gingivamaske abgespült. Distal der klinisch bezeichneten Region 37 und 47 wurden mit Kunststofffräsen Kerben angelegt. Diese dienten im folgenden Schritt als mechanische Retention der Gingivamaske. Der saubere trockene Kunststoffkörper wurde anschließend in die Silikonform zurückgesetzt. Der durch die Wachsmodellation entstandene Hohlraum zwischen Kunststoffprothese und Silikonform wurde mit Silikon ausgegossen und bildete die Gingivamaske. Nach Abbinden konnte das fertige Messmodell aus der Silikonform entfernt werden. Hierbei konnte ein Ablösen der entstandenen Gingivamaske durch die zuvor geschaffenen Retentionsflächen in Region 37 und 47 verhindert werden (Abb. 2). Die Gingivamaske des Messmodells limitierte die natürliche Resilienz der Kammschleimhaut.

Eine rechteckige Basis aus Autopolymerisat (Pro Base Cold[®], Ivoclar Vivadent, Schaan; Liechtenstein) am Messmodell ermöglichte die zur Tischebene parallele Positionierung während der Messvorgänge in der Universalprüfmaschine (Z020, Zwick/Roell, Ulm, Deutschland). Im Messmodell wurden jeweils mesial und distal der Implantate Dehnungsmessstreifen angebracht (LY11-0.6/120, 120Ω Referenzwiderstand, Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Deutschland; Abb. 2). Die Dehnungsmessstreifen wurden von 1-4 durchnummeriert (DMS 1,2,3,4; Abb. 3).

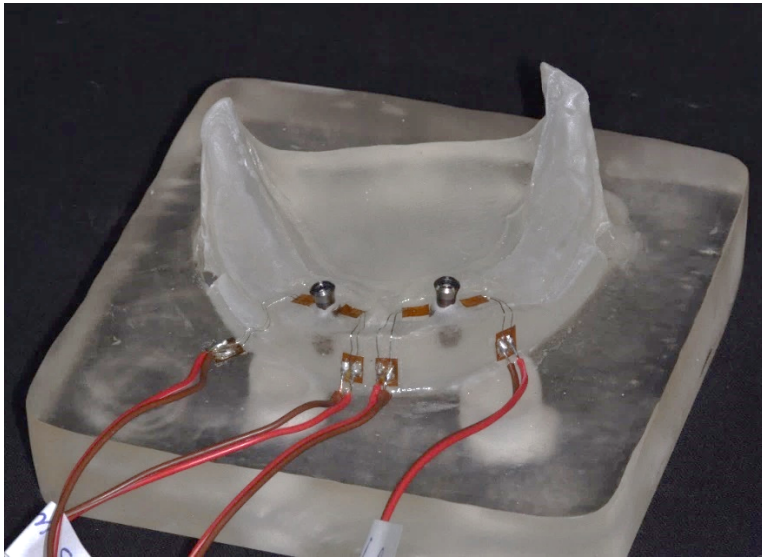


Abb. 2: Frontalansicht des Messmodells mit Dehnungsmessstreifen mesial und distal der interforaminalen Implantate; die vestibulären Lötstützpunkte dienen der Zugentlastung.

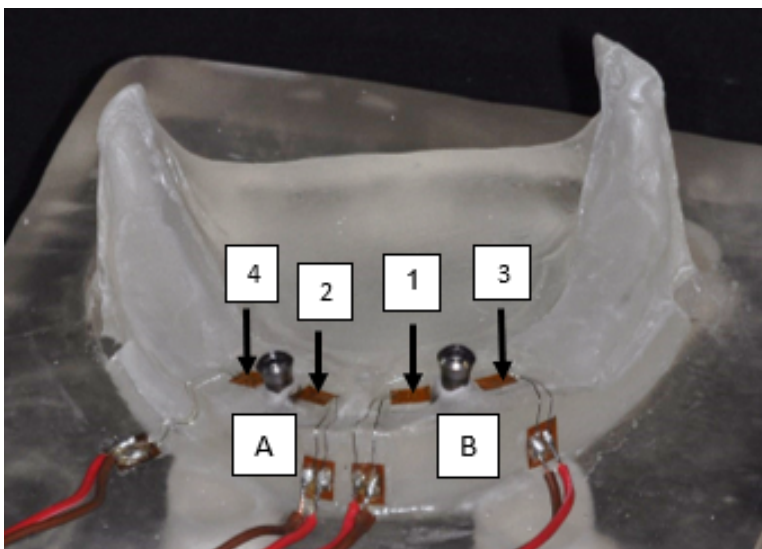


Abb. 3: Detailansicht des Messmodells mit zwei Implantaten regio 43 (A) und 33 (B) sowie mit den gekennzeichneten DMS 1,2,3,4.

Durch die Positionierung der Messstreifen mesial und distal der Implantate in Regio 33 und 43 konnten peri-implantär auftretende Dehnungen gemessen werden (Abb. 4).

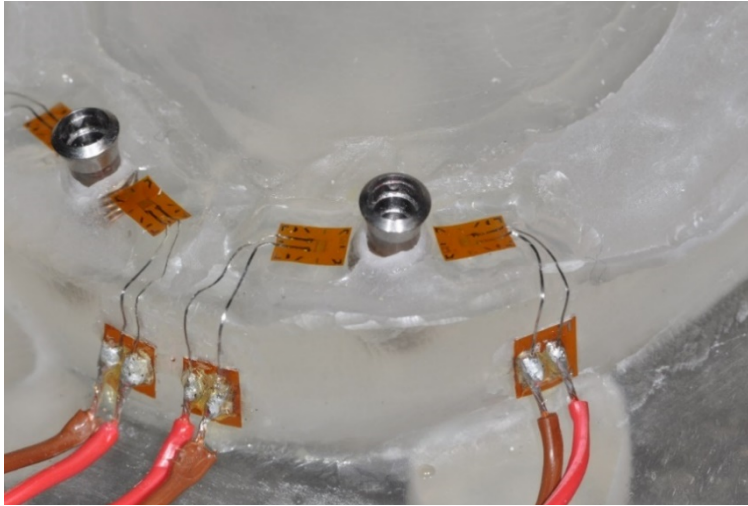


Abb. 4: Nahaufnahme der positionierten Dehnungsmessstreifen und Lötstützpunkte zur Zugentlastung, jeweils mesial und distal der interforaminalen Implantate.

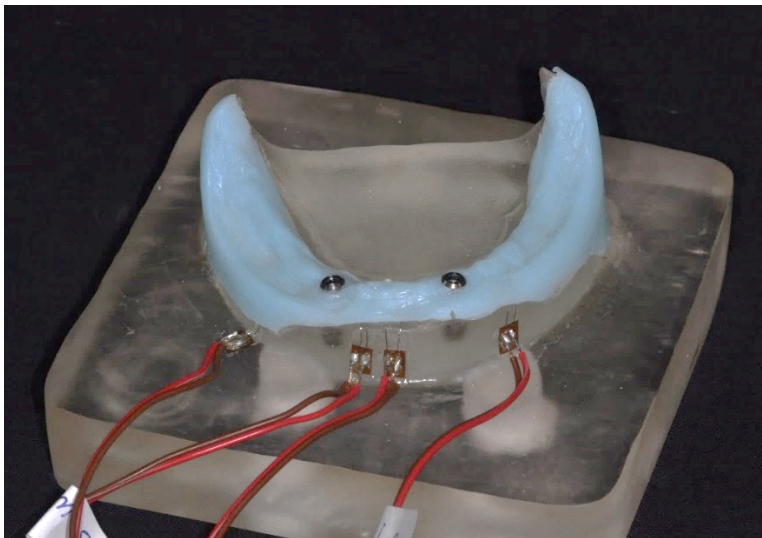


Abb. 5: Das Messmodell mit Gingivamaske, welches auf einem 30 mm hohen Kunststoffsockel befestigt ist, welches die korrekte Positionierung in der Universalprüfmaschine ermöglicht.

Einbau der Attachment-Matrizen in die Mess-Prothesenkörper

Passend zu der implantatversorgten unbezahnten Unterkiefersituation sollten Suprakonstruktionen im Sinne von herausnehmbaren Unterkiefertotalprothesen mit drei unterschiedlichen Verankerungsmöglichkeiten hergestellt werden. Als Kriterium zur Auswahl dreier Systeme, sollten diese, die am häufigsten in der Praxis verwendeten Versorgungstypen einer klinischen Situation widerspiegeln.

Zylinderteleskope

Die erste Verankerungsmöglichkeit der Implantatsituation stellten individuell angefertigte Zylinderteleskope dar. Diese wurden auf der Basis von verschraubbaren Sekundärteilen (RN syn-Octa verschraubbares Sekundärteil, Straumann AG, Basel) und ausbrennbaren Modellierhilfen mit Gusswachs modelliert. Die anschließend entstandenen Primärteile wurden aus Phantommetall gegossen (Phantom-Metall NF, Dentsply Sirona Deutschland GmbH, Bensheim). Die Matrizen wurden als Kunststoffkäppchen gefertigt (Pattern Resin GC Europe N.V.; Belgien). Die vertikale Höhe der Primärteleskope betrug zwischen 5 - 6 mm (Abb. 6).

Die Pattern-Käppchen wurden anschließend mit einem lichthärtenden Kunststoff (Rebilda DC, Voco, Cuxhaven) in die Prothesen eingearbeitet (Abb. 7). Bei der Kontrolle der Retention wurde darauf geachtet, dass bei der Prothese eine Friktionspassung vorlag. Eine genaue Kraftmessung bei Abzug der Prothesen wurde zu diesem Zeitpunkt nicht durchgeführt.

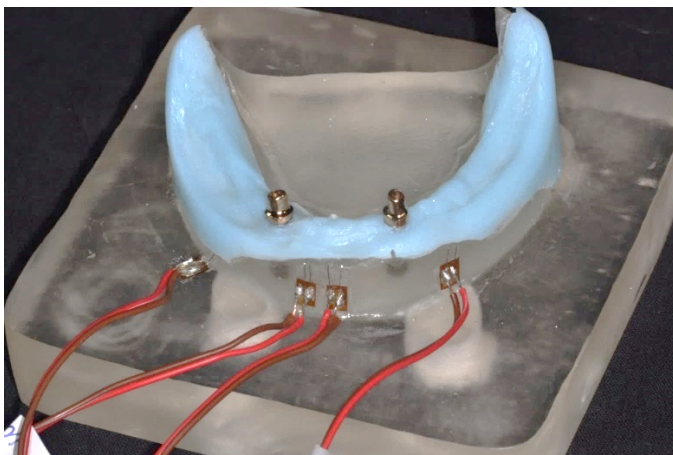


Abb. 6: Messmodell mit zwei in die Implantate eingeschraubten individuell hergestellten Primärteleskopen aus Phantommetall.

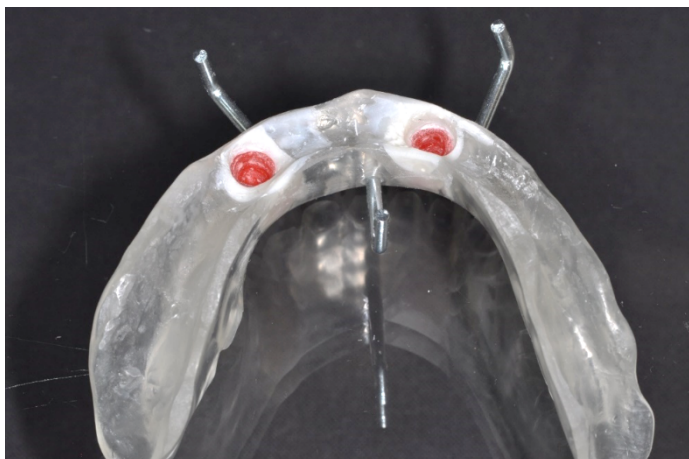


Abb. 7: Basale Ansicht der Kunststoffprothese mit eingearbeiteten Sekundärteleskopen aus Kunststoff.

Locator-Attachment-System

Zur Herstellung von Prothesen des Locator-Attachment-Systems, wurden in die Laborimplantate der Gipsmodelle zwei vorgefertigte Locatoren eingeschraubt (RN LOCATOR Attachment, Höhe 1.0mm, Straumann AG, Basel, Schweiz, Abb. 8). Dieses System stellte das zweite verwendete System zur Versorgung von herausnehmbarem Zahnersatz mit Stützimplantaten dar.

Bei der Verankerung der Matrizen (Zest Dental Solutions, Carlsbad, Kalifornien) in der Kunststoffprothese mittels Autopolymerisat erfolgte gemäß Herstellerangabe. Die Metallhülsen wurden mit einem Transfergummiring (Locator Block out Spacer, Zest Dental Solutions) versehen, welcher das Eindringen von Autopolymerisat während des Polymerisationsvorgangs verhinderte. Anschließend wurden die Metallmatrizen auf den Locator-Attachments platziert. Nach abgeschlossener Polymerisation im wassergefüllten Drucktopf wurden die Metallmatrizen mit der Kunststoffprothese verbunden. Die Metallmatrizen konnten anschließend mit den Retentionseinsätzen bestückt werden (Abb. 9,10 und 11). Diese sind farblich codiert und besitzen durch den Hersteller vorgegebene Retentionsmerkmale. In dieser Studie wurden die farblich codierten Retentionseinsätze blau, rosa und weiß verwendet (Abb. 9,10 und 11).

Die blauen Retentionseinsätze halten gemäß Hersteller einem Abzugsgewicht von 0,7 kg stand, die rosafarbenen Retentionsgummis einem Abzugsgewicht von 1,4 kg und die weißlich codierten Retentionsgummis halten einem Abzugsgewicht von 2,3 kg stand. Diese Angaben beziehen

sich auf je einen Retentionsring innerhalb einer Matrize in Verbindung mit einer Locator-Pat-
rize.

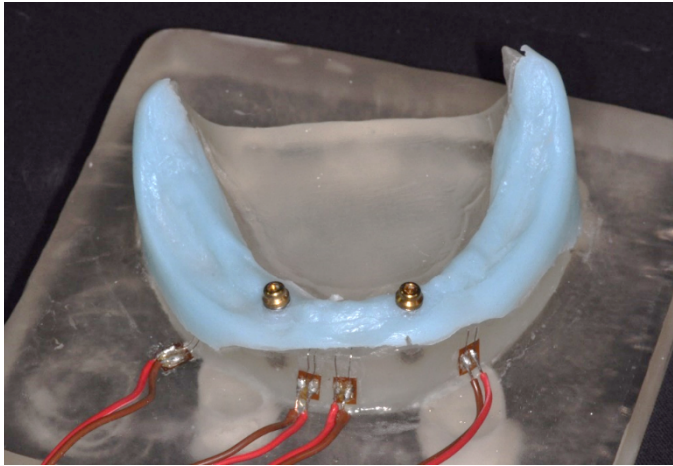


Abb. 8: Messmodell mit Gingivamaske und zwei in die Implantate eingeschraubten Patrizen des Locator-Attachment-Systems.



Abb. 9: Basale Ansicht der Kunststoffprothese mit Metallmatrize und blauem Retentionseinsatz für 0,7 kg Abzugsgewicht; vestibulär sind zwei L-Metallhaken, die bei Ausgliederungs-Messungen gebraucht werden.



Abb. 10: Basale Ansicht der Kunststoffprothese mit Metallmatrize und rosafarbenem Retentionseinsatz für 1,4 kg Abzugsgewicht.



Abb. 11: Basale Ansicht der Kunststoffprothese mit Metallmatrize und weißem Retentionseinsatz für 2,3 kg Abzugsgewicht.

Nitinol-Attachment-System

Die dritte Verankerungsoption der Implantatsituation war das neu entwickelte Nitinol-Attachment (Prototyp, nicht käuflich zu erwerben). Diese Attachments zeigten einen zylinderförmigen Aufbau aus Nickeltitanlegierung (NiTi) mit einem inneren Hohlraum. Der Durchmesser dieses Attachments ist genauso groß wie der Innendurchmesser des koronalen Anteils des Implantates. Nach basal ist der Zylinder offen, an der okklusalen Seite verschlossen. Im Zentrum des Hohlraums befindet sich ein von okklusal nach basal verlaufender Nitinol-Draht. Dieser wurde am

okklusalen Ende verschweißt. Er besitzt superelastische Eigenschaften und hatte einen Durchmesser von 0,8 mm. Am basalen Ende wurde der Draht an ein Gewinde geschweißt, welches eine Verschraubung in ein RN-Laborimplantat erlaubt (Abb. 12).

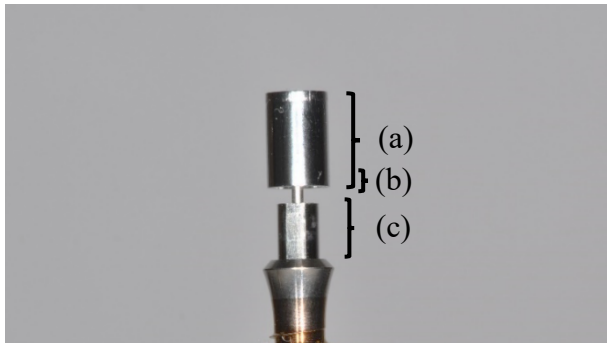


Abb. 12: Laterale Ansicht eines eingeschraubten NiTi-Attachment-Prototyps in ein Implantat (Straumann AG, Basel, Schweiz); der NiTi-Zylinderanteil (a) ist nach basal über einen NiTi-Draht (b) mit dem Gewindeanteil des Attachments (c) verschweißt.

Durch die hohe Elastizität des NiTi-Drahtes bei Raumtemperatur, ließ sich der zylinderförmige Teil des Attachments bewegen (Abb. 13). Der Bewegungsumfang stand in Abhängigkeit der Elastizität der Nitinol-Legierung des Drahtes. Der Draht zeigte nach Ende der Krafteinwirkung durch den Memoryeffekt der NiTi-Legierung wieder seine Ausgangsposition (Abb. 14). Die hohe Variabilität des Drahtes durch den Memoryeffekt, verlieh dem Draht eine hohe Stabilität gegenüber einwirkenden Kräften. Er ermöglichte dem Zylinder-Attachment einer einwirkenden Kraft auszuweichen und danach wieder in die Ursprungsform zurückzukehren.



Abb. 13 (links) und 14 (rechts): Zylinderförmiges NiTi-Attachment in einem Straumann-Implantat *während* und *nach* Einwirken einer horizontalen Kraft, die hier mittels zahnärztlicher Sonde erfolgte.

Als Matrizen zu den NiTi-Attachments wurden in den Kunststoffprothesen Aussparungen an den entsprechenden Positionen geschaffen. Zwei mit Kunststoff eingearbeitete, übereinander liegende Gummiringe dienen als individuelle Matrizen der zylinderartigen NiTi-Attachments (Abb. 15 und 16).

Verankerungen zur Messung der Prothesenabnahme

Zum Anbringen von Ligaturen mit dem Ziel, den Prothesenabzug zu simulieren, wurden an allen Kunststoffprothesen eines jeden Verankerungssystems jeweils vestibulär und lingual „L-förmige“ Metallhaken eingearbeitet (Abb. 15).



Abb. 15: Messprothese mit vestibulär und lingual angebrachten L-Metallhaken, an denen die Ligaturen zum Prothesenabnehmen befestigt wurden. Die blauen Gummiringe interforaminal, dienen als Matrizen für die NiTi-Attachments. Distal davon befinden sich die Auflageflächen zur Kraftapplikation.



Abb. 16: Basale Ansicht der Messprothese mit Gummiring-Matrizen zur Aufnahme des zylinderförmigen NiTi-Attachment-Primärteils.

Messungen der Spannungsentwicklung bei Insertion, Druckbelastung und Abzugsphase

Es wurde eine Belastung gewählt, die einer alltäglichen, üblichen Belastung durch den Träger entspricht. Hierzu zählten die *Insertion* der Prothese, die *Druckbelastungsphase* und die *Ausgliederung*. Während aller Belastungen wurden die Messwerte über die im Kunststoff eingearbeiteten Dehnungsmessstreifen detektiert und aufgezeichnet.

Insertion der Mess-Prothesenkörper

Zur Messung der entstehenden Dehnungen bei manueller Prothesen-Eingliederung, wurde an den Dehnungsmessstreifen ein Nullabgleich durchgeführt. Dieser markierte den Beginn eines Durchlaufs und sollte verfälschte Messwerte bei den darauffolgenden Testverfahren ausschließen.

Zur Insertionsmessung wurden die Kunststoffprothesen händisch auf die jeweiligen Primärteile aufgesetzt und mit Druck in eine stabile Lage der jeweiligen Endposition gebracht. Dies stellte die Insertion einer Prothese durch einen Patienten realitätsnah dar.

Druckbelastung mit 50 Newton [N]

Das Messmodell mit Prothese wurde folgend in eine Universalprüfmaschine eingespannt. Ein Metallstab wurde auf der jeweiligen Prothesenoberseite in die vorgefertigten Auflageflächen gelegt welche das Kauzentrum widerspiegeln. Mit Applikation einer konstanten axialen Kraft von 50 Newton mittig auf den Metallstab wurde eine gleichmäßige und definierte Belastung auf die Prothesensättel appliziert. Da der Messstab auf beiden Seiten der Prothese auflag, wurde die Kraft gleichzeitig auf beide Seiten appliziert. Die Kraftausübung simulierte eine durchschnittliche Belastung der Prothese während eines Kauvorgangs (Abb. 17 und 18).

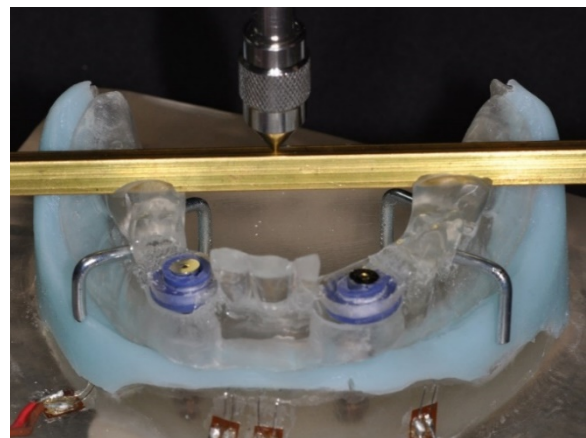
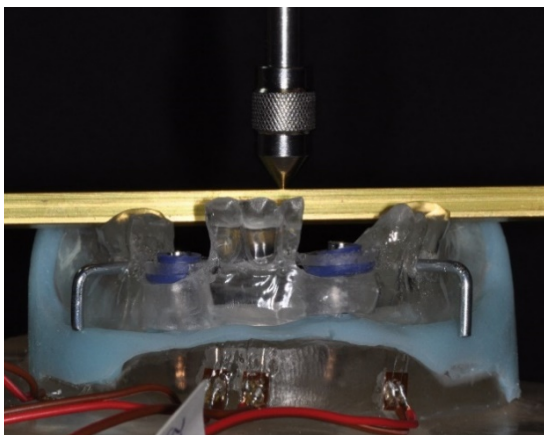


Abb. 17 (links) und Abb. 18 (rechts): Frontalansicht und Aufsicht auf das Messmodell während der Kraftapplikation von 50 N über den Metallstab auf das Kauzentrum; hier im Test die Kunststoffprothese während der Testung mit Gummiring-Matrize für das NiTi-Attachment-System.

Abzugsphase/ Ausgliederung

Das Verfahren der Ausgliederung der Prothesen von den jeweiligen Primärteilen wurde durch den Zug an Ligaturen dargestellt, welche an den erwähnten L-förmigen Metallhaken ansetzten. Ein großer Zughaken wurde mit der Universalprüfmaschine verbunden. Dieser bewegte sich anschließend mit einer konstant ansteigenden Kraft in vertikaler Richtung vom Testmodell weg (Abb. 19).

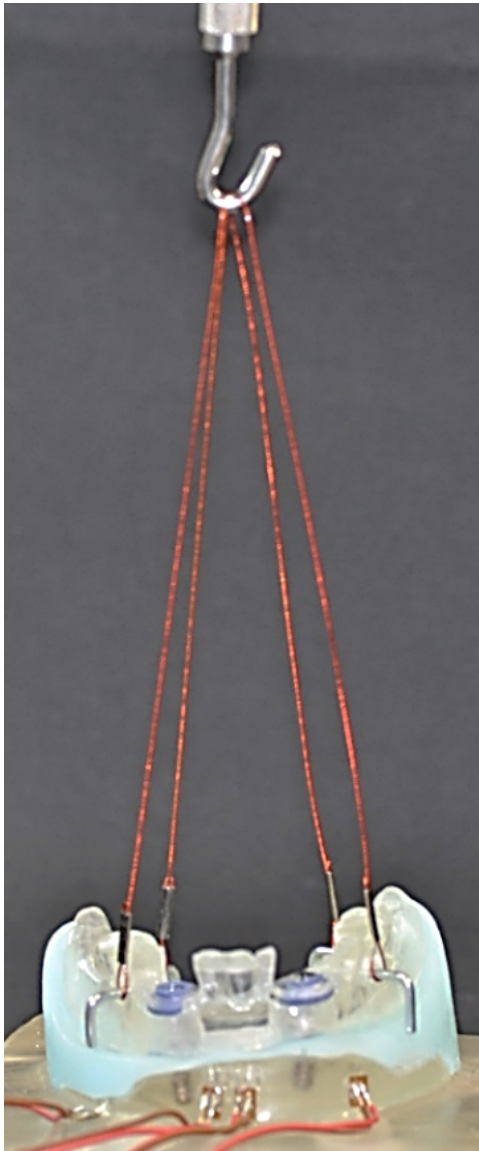


Abb. 19: Messmodell mit Kunststoffprothese. Die vier Ligaturen zum Abnehmen der Prothese sind an den vestibulären und lingualen L-Metallhaken befestigt und in den Aufnahmehaken der Universalprüfmaschine eingehängt.

Auswertung der Messungen

Jede Prothese wurde einmalig eingegliedert, belastet und ausgegliedert, wobei die peri-implantäre Dehnungen mit Hilfe eines Messverstärkers (Quantum X, Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Deutschland) und einer Analysesoftware (jBEAM, AMS GmbH, Chemnitz, Deutschland) bei einer Messrate von 50/Sekunde erfasst wurde (Abb. 20).

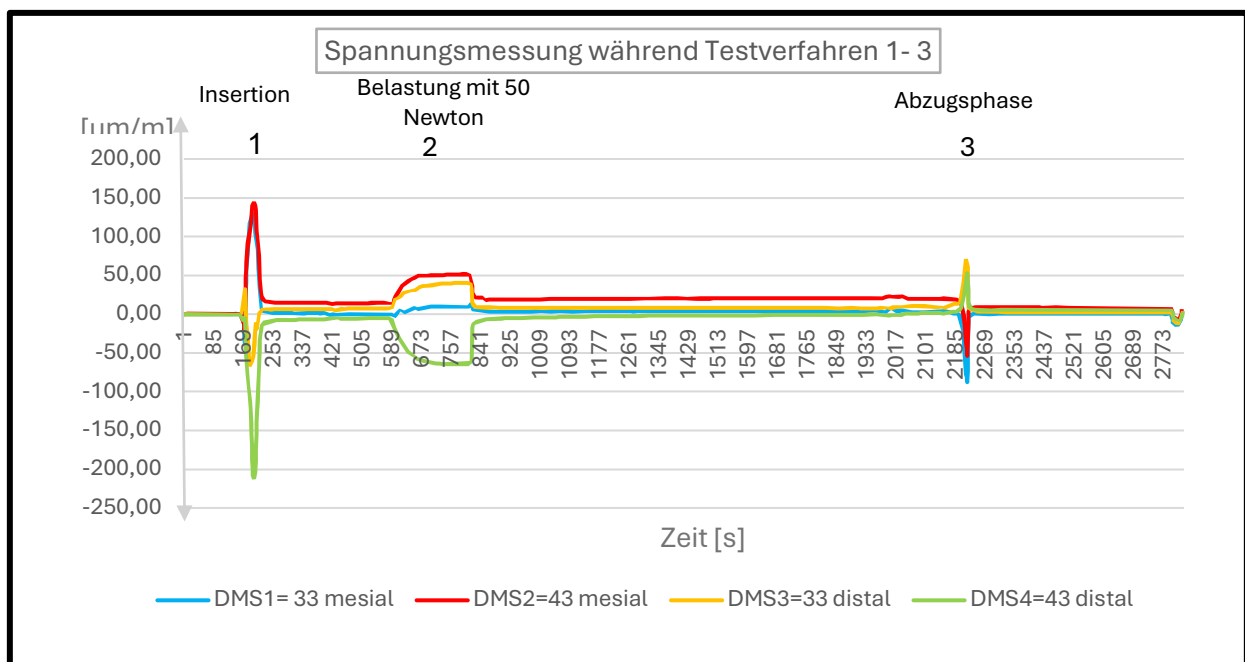


Abb. 20: Einzelmesswerte in $\mu\text{m}/\text{ml}$ in Abhängigkeit der Zeit [in Sekunden] für die Dehnungsmessstreifen 1-4 (DMS 1-4) während *Insertion*, *Belastung* und *Ausgliederung*.

Um signifikante Unterschiede in den gemessenen Spannungswerten zwischen den drei verschiedenen Attachment-Systemen benennen zu können, wurden die Einzelmesswerte unter den verschiedenen Testdurchläufen für das jeweilige System zusammengefasst.

Bei den resultierenden Einzelmesswerten der Versuche konnten positive Auslenkung als peri-implantäre Dehnung und Messwerte mit einer negativen Auslenkung als Stauchung interpretiert werden (Heckmann et al. 2001). Dadurch, dass die in-vitro-Implantatposition der klinischen Patienten-Situation entsprach, standen die Implantate nicht parallel zueinander im Kunststoffmodell. Insetierte man eine Kunststoffprothese in vertikaler Richtung, so wurde diese bei star-

ren Verankerungssystemen streng axial auf das Attachment-System gedrückt. Die Stützimplantate im Kunststoff wurden leicht ausgelenkt, da durch die Divergenz lokale Druckspitzen erreicht wurden. Diese Bewegungen resultierten dann als Dehnung oder Stauchung im peri-implantären Raum (Abb. 20) und konnten von den Dehnungsmessstreifen erfasst werden.

Statistische Analyse

Alle drei Testverfahren wurden mit jeder Prothese einmalig durchgeführt. Zur statistischen Analyse dienten der Shapiro-Wilk-Test zur Überprüfung der Normalverteilung, der Levene-Test zur Beurteilung der Varianzhomogenität, der Kruskal-Wallis-Test für die nichtparametrische Einweganalyse und zur Erhebung paarweiser Vergleiche der Nemenyi's All-Pairs-Test. Zur Berücksichtigung von Mehrfachtests wurde eine Bonferroni-Korrektur angewendet. Das Signifikanzniveau wurde für alle Tests auf $\alpha=0,05$ festgelegt.

4 Ergebnisse

Um aus den Einzelmesswerten der untersuchten Verankerungssysteme Vergleiche ziehen zu können, wurde für die jeweiligen Testverfahren der Mittelwert der Spannungsmesswerte berechnet und in $\mu\text{m}/\text{m}$ angegeben. Ebenfalls wurden von der Retentionskraftmessung die Mittelwerte eines jeden Verankerungssystems berechnet und in Newton [N] angegeben. Die Werte wurden im Folgenden in Diagrammen dargestellt.

Zylinderteleskope

Bei den Teleskop-Prothesen ergab sich in den Testverfahren der Insertion ein Mittelwert von $214,17 \mu\text{m}/\text{m}$ und bei der Druckbelastung ein Mittelwert von $152,16 \mu\text{m}/\text{m}$. Während des Abzugs der Prothesen erhielt man einen Mittelwert von $164,01 \mu\text{m}/\text{m}$ (Abb. 21). Der Mittelwert der Retentionskraftmessung betrug bei diesem Verankerungssystem $39,14 \text{ N}$ (Abb. 24).

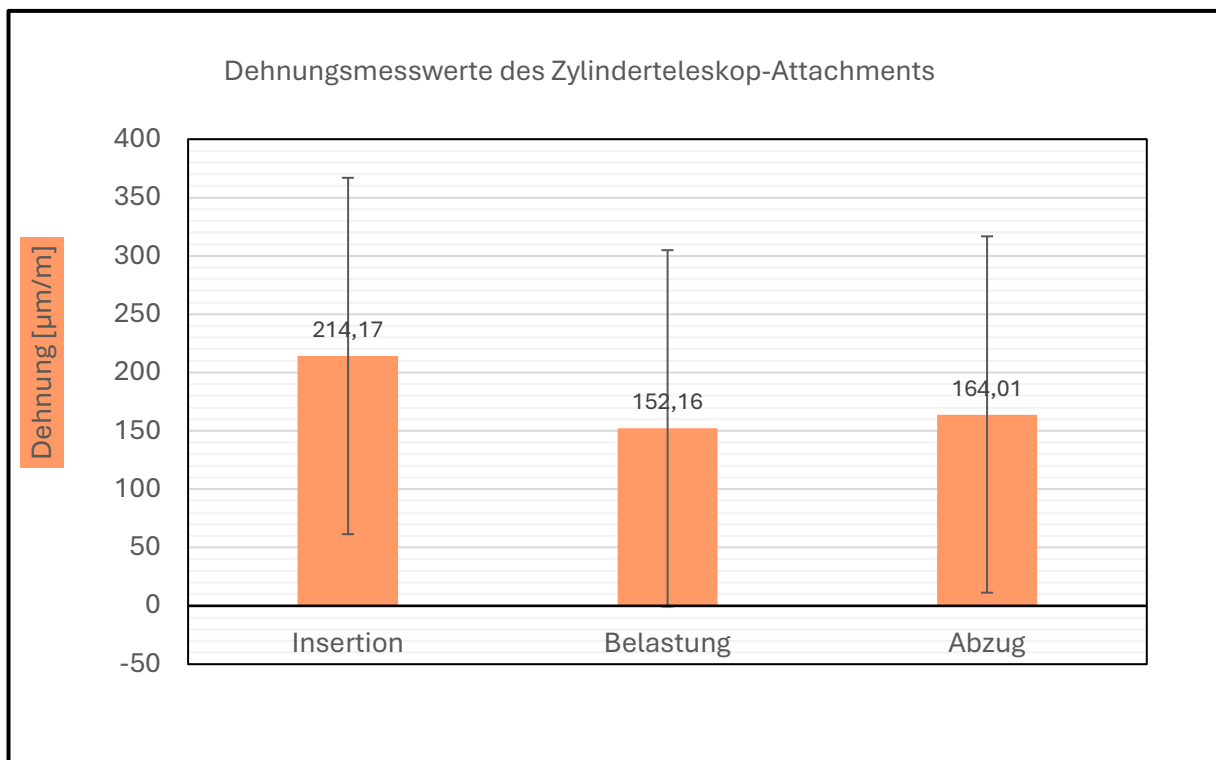


Abb. 21: Mittelwerte und Standardabweichung der Implantatbelastung für das Zylinderteleskop-Attachment während der drei Testverfahren.

Locator-Attachment-System

Innerhalb des Locator-Attachment-Systems zeigten während der *Insertion* und der *Druckbelastung* die Retentionsringeinsätze blau (Insertion: 124,16 $\mu\text{m}/\text{m}$; Belastung: 58,86 $\mu\text{m}/\text{m}$) und pink (Insertion: 117,40 $\mu\text{m}/\text{m}$; Belastung: 58,87 $\mu\text{m}/\text{m}$) vergleichbare Werte. Die weißen Retentionsgummiringe ließen bei Insertion einen mittleren Spannungsmesswert von 134,64 $\mu\text{m}/\text{m}$ erkennen und bei Druckbelastung einen mittleren Spannungsmesswert von 41,01 $\mu\text{m}/\text{m}$ (Abb. 22).

Bei *Ausgliederung* zeigten sich folgende Messungen: der blaue Gummiring ließ einen Mittelwert von 84,29 $\mu\text{m}/\text{m}$ detektieren. Der pinkfarbene Gummiring einen Mittelwert von 91,74 $\mu\text{m}/\text{m}$. Der weiße Gummiring ließ peri-implantäre Dehnungswerte mit einem Mittelwert von 169,66 $\mu\text{m}/\text{m}$ zu. Die gemessenen Werte standen im allgemeinen Konsens des Herstellers in Bezug auf die farblichen Codierungen der Retentionsgummiringe.

Im Hinblick auf die *Retentionskräfte* konnte eine Steigerung der Retentionskraft der verschiedenen Gummiringe festgestellt werden. Diese Aussage deckt sich ebenfalls mit derer des Herstellers. Die Messwerte steigerten sich von blau (25,92 N) über pink (32,12 N) nach weiß (43,72 N). Diese Steigerung wird in Abbildung 24 ersichtlich und ist in Tabelle 1 nochmals einzeln aufgeführt. Die Herstellerangaben sind in Kilogramm angegeben und wurden zum besseren Vergleich der Studien-Messwerte mit dem Faktor der Erdbeschleunigung ($9,81 \text{ m}/\text{s}^2$) multipliziert und in Newton angegeben. Gleichzeitig verdoppelte man das Ergebnis, da in dieser Studie zwei Locatoren in einer Messprothese verankert wurden und so gleichzeitig reagierten. Das bedeutete, dass zu erwartende Messwerte in Bezug auf die Retentionskraft der Locatoren bei dem blauen Locator bei 13,73 N lagen, bei dem pink-farbenen Locator bei 27,46 N und bei dem weißen Locator bei 43,72 N. Hier war die gewollte Steigerung der Retentionskraft, welche über die verschiedenen Farben codiert wurde, zu erkennen.

Ergebnisse

	Lo Blau	Lo Pink	Lo Weiß
Herstellerangaben	0.7 kg	1.4 kg	2.3.kg
Erwartete Messwerte für zwei Locatoren	13.73 N	27.46 N	45.12 N
Mittelwerte (Abbildung 24)	25.92 N	32.12 N	43.72 N

Tabelle 1: Vergleich der Retentionskraftangaben zwischen Herstellerangabe und den in vitro gemessenen Mittelwerten; die Einheit der Angaben ist Newton [N]; die Herstellerangaben sind in Kilogramm [kg] angegeben und wurden zum besseren Vergleich in N umgerechnet.

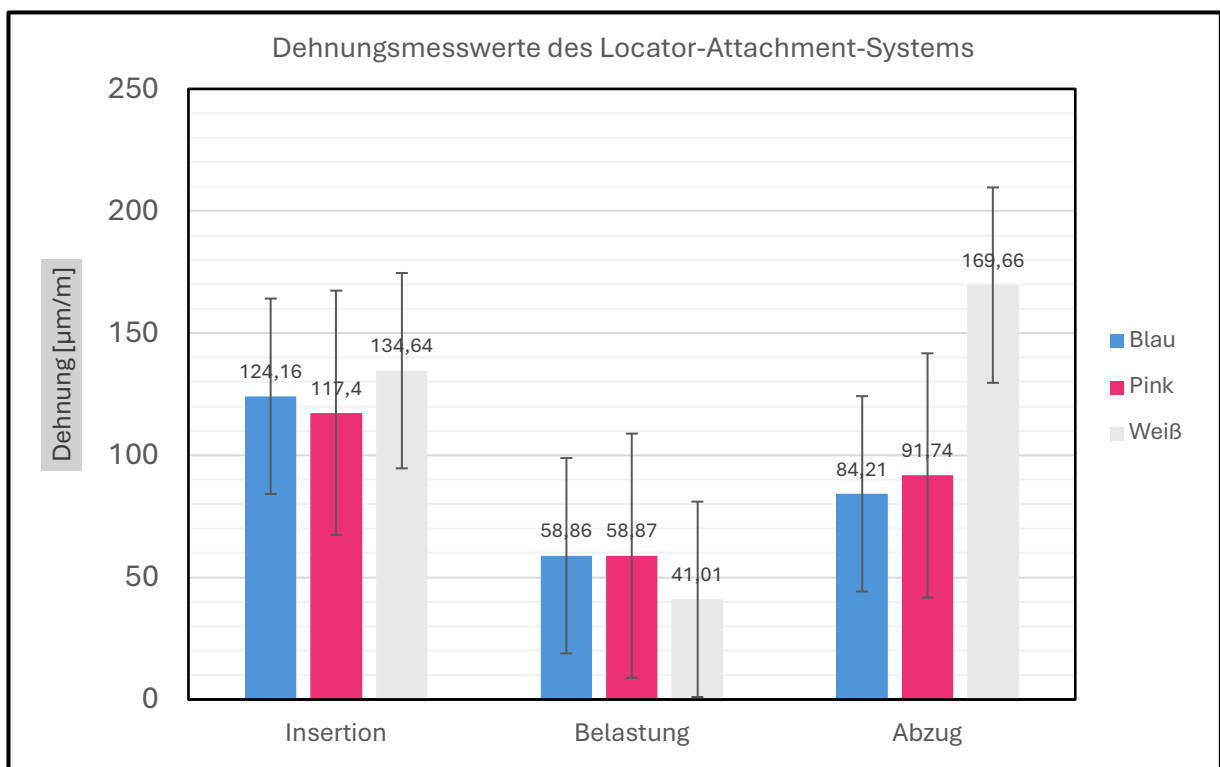


Abb. 22: Mittelwerte und Standardabweichung der Implantatbelastung für die drei Einsätze des Locator-Attachment-Systems.

NiTi-Attachment-System

Bei dem Testverfahren der Insertion betrug die Dehnung im Mittel 45,94 $\mu\text{m}/\text{m}$. Während der simulierten Belastung erzielten die Messwerte einen peri-implantären Dehnungsmittelwert von 23,97 $\mu\text{m}/\text{m}$ (Abb. 23). Beim Abzug der Prothesen zeigte sich ein Mittelwert von 30,59 $\mu\text{m}/\text{m}$. Die Retentionskraft lag im Mittel bei 10,04 Newton (Abb. 24).

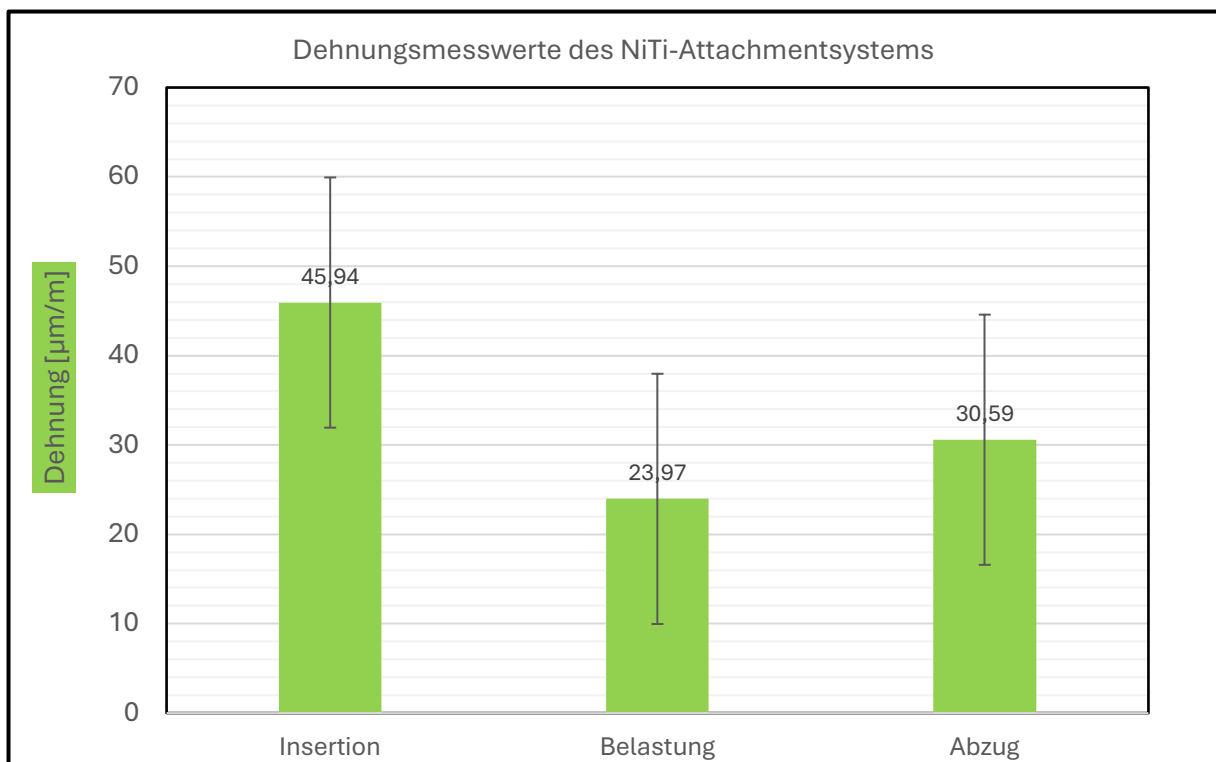


Abb. 23: Mittelwerte und Standardabweichung der Implantatbelastung für das NiTi-Attachment-Systems während der drei Testverfahren.

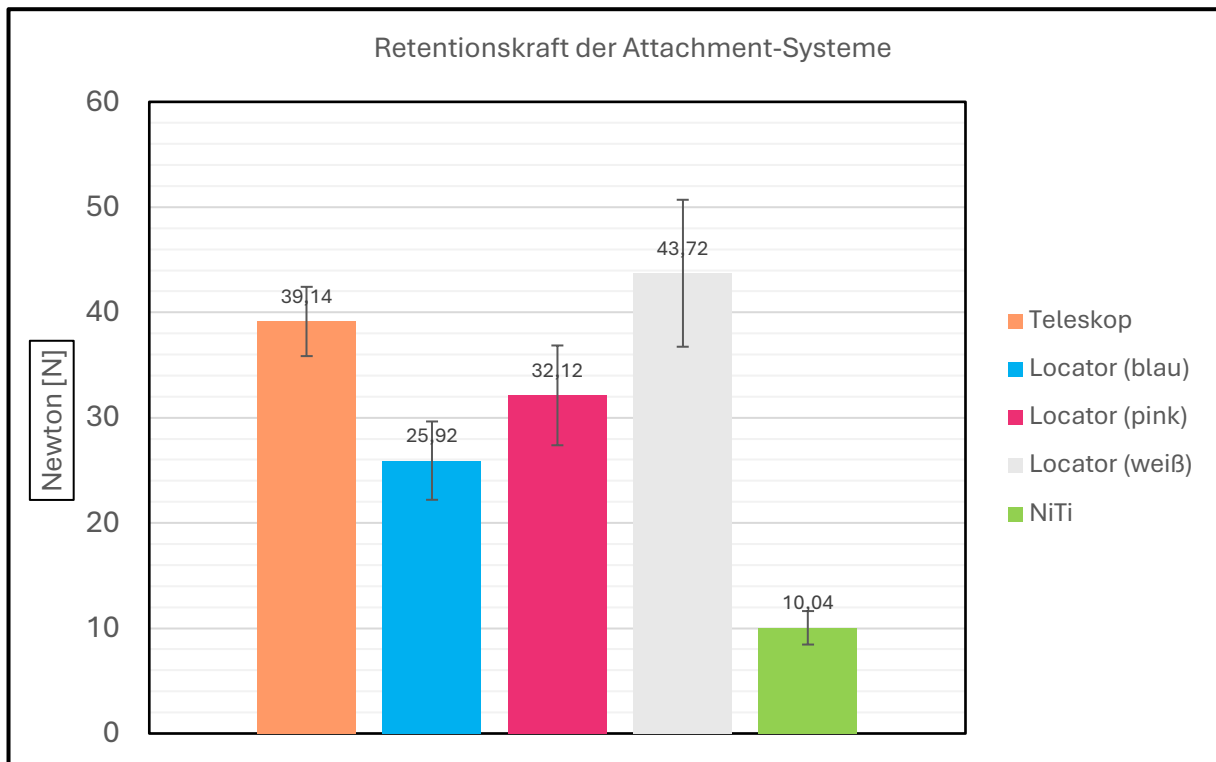


Abb. 24: Retentionskraftmessungen der Attachment-Systeme während des Testverfahrens *Ausgliederung der Prothesen*.

Signifikante Unterschiede zwischen den Messwerten der Attachment-Systeme

Die Werte, welche einen signifikanten Unterschied anzeigen, sind in den folgenden Tabellen mit einem Stern (*) markiert und zeigen eine signifikante Relevanz zur gestellten Annahme, dass das neu entwickelte NiTi-Attachment-System in allen Testverfahren geringere Dehnungsmesswerte auf den peri-implantären Raum erzielte, als eines der beiden anderen Attachment-Systeme.

Testverfahren Nummer 1: Insertion der Prothesen

Bei der *Insertion* der Prothesen auf die drei getesteten Attachment-Systeme, zeigte sich im Vergleich zwischen dem Zylinderteleskop-Attachment-System (214,17 $\mu\text{m}/\text{m}$) und dem NiTi-Attachment-System (45,94 $\mu\text{m}/\text{m}$) ein signifikanter Unterschied mit einem Wert von $p = 0,027$. Somit resultierte bei der Insertion der Prothesen des NiTi-Attachment-Systems eine signifikant geringere Kraftausübung auf den peri-implantären Raum als beim Zylinderteleskop-System.

Tabelle 2: Prothesen-Insertion

	Teleskop	Lo Blau	Lo Pink	Lo Weiß	NiTi
Teleskop	-	0,989	0,937	0,900	0,027*
Locator Blau		-	0,998	0,994	0,109
Locator Pink			-	1,000	0,215
Locator Weiß				-	0,269
NiTi					-

Tabelle 2: Prothesen-Insertion: Signifikanzniveau bei $\alpha = 0,05$; signifikante Unterschiede sind mit * markiert.

Testverfahren Nummer 2: Druckbelastung der Mess-Prothesen mit 50 Newton

Der Kraftaufbau von 50 Newton auf die jeweiligen Prothesen, ermittelte einen signifikanten p-Wert von $p = 0,039$ bei dem paarweisen Vergleich zwischen dem NiTi-Attachment-System (23,97 $\mu\text{m}/\text{m}$) und dem blauem Retentionsring des Locator-Attachment-Systems (58,86 $\mu\text{m}/\text{m}$; Tabelle 3).

Auch bei den Mittelwerten zwischen Zylinderteleskop-Attachment (152,16 $\mu\text{m}/\text{m}$) und Locator-Attachment mit blauem Retentionsring (58,86 $\mu\text{m}/\text{m}$), ließ sich ein signifikanter Unterschied von $p = 0,009$ errechnen (Tabelle 3).

Tabelle 3: Prothesen-Kraftbelastung mit 50 Newton

	Teleskop	Lo Blau	Lo Pink	Lo Weiß	NiTi
Teleskop	-	0,009*	0,999	0,777	0,074
Locator Blau		-	0,989	0,640	0,039*
Locator Pink			-	0,900	0,143
Locator Weiß				-	0,640
NiTi					-

Tabelle 3: Prothesen-Kraftbelastung mit 50 Newton. Signifikanzniveau bei $\alpha = 0,05$; signifikante Unterschiede sind mit * markiert.

Testverfahren Nummer 3: Abzug der Mess-Prothesen

Bei dem Abzugs-Versuch resultierte ein signifikanter Unterschied von $p = 0,027$ beim Vergleich zwischen Locator-Attachment-System mit weißem Retentionsring ($169,66 \mu\text{m/m}$) und dem NiTi-Attachment-System ($30,59 \mu\text{m/m}$; Tabelle 4).

Tabelle 4: Prothesen-Abzug

	Teleskop	Lo Blau	Lo Pink	Lo Weiß	NiTi
Teleskop	-	0,925	0,854	0,989	0,109
Locator Blau		-	1,000	0,688	0,516
Locator Pink			-	0,566	0,640
Locator Weiß				-	0,027*
NiTi					-

Signifikanzniveau bei $\alpha = 0,05$; signifikante Unterschiede sind mit * markiert.

Retentionskraftmessung während Testverfahren Nummer 3

Während des Vergleichs der Messungen der Retentionskräfte bei Abzug der Prothesen konnte ein signifikanter Unterschied mit einem p-Wert von $p = 0,004$ zwischen dem NiTi-Attachment (10,04 N) und dem Locator-Attachment mit weißem Retentionsring errechnet werden. (43,72 N). Im paarweisen Vergleich von NiTi-Attachment (10,04 N) mit Zylinderteleskop-Attachment wurde ein signifikanter Unterschied mit einem p-Wert von $p = 0,021$ berechnet (Tabelle 5).

Tabelle 5: Retentionskraft

	Teleskop	Lo Blau	Lo Pink	Lo Weiß	NiTi
Teleskop	-	0,318	0,836	0,991	0,021*
Locator Blau		-	0,919	0,119	0,827
Locator Pink			-	0,553	0,308
Locator Weiß				-	0,004*
NiTi					-

Signifikanzniveau bei $\alpha = 0,05$; signifikante Unterschiede sind mit * markiert.

5 Diskussion

Zur prothetischen Versorgung des unbezahnten Unterkiefers dient in zahlreichen Fällen die Totalprothese, die jedoch bei ausgeprägter Atrophie der Mandibula den Patienten häufig nicht zufriedenstellen kann. Durch die Einführung der Implantattechnik kann man heute bei vorteilhaften Kieferverhältnissen festsitzenden implantatgetragenen Zahnersatz anfertigen. Häufig ist jedoch die Atrophie der Mandibula so weit fortgeschritten, dass sich nur zwischen den Foramina mentalia Implantate einbringen lassen. Moderne Konzepte wie die All-on-4-Methode sehen auch hier die Möglichkeit von festsitzenden Brückenkonstruktionen vor, was aber eine erhebliche Materialbelastung bedeutet und noch keine Langzeitergebnisse aufweist. Dauernde und durchwegs positive Erfahrung erzielte man hingegen mit interforaminalen Implantaten, die zur Stabilisierung einer totalprothesenartigen abnehmbaren Konstruktion verwendet werden. Man bezeichnet diese als Hybridprothese, Deckprothese oder Overdenture-Prothese. Dabei gelingt es, mit nur zwei interforaminalen Implantaten in der Eckzahnregion die Unterkieferprothese in ausreichendem Maße zu stabilisieren, sodass sie als die Festere im Vergleich zur Oberkiefer-Totalprothese empfunden wird. Dabei hängt das Ausmaß der Prothesenstabilität von den Freiheitsgraden des prothetischen Verbindungselementes ab. Das Verbindungselement zwischen Prothese und Implantaten besteht aus einer *Patrize*, welche das verschraubte Attachment im Implantat darstellt und einer *Matrize*, welche in der Prothese verankert ist und das Gegenstück zur Attachment-Form darstellt.

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, bei zwei traditionellen und einem neuartigen prothetischen Attachment die Kraftübertragung auf den peri-implantären Raum zu untersuchen, wie sie bei alltäglichen Belastungssituationen, wie der *Insertion*, der *Druckbelastung* und der *Ausgliederung* der Prothese, auftritt. Hierzu wurden in einem Messmodell aus Kunststoff mesial und distal der beiden Bone-Level-Implantate Dehnungsmessstreifen (DMS) befestigt, welche die entstehenden peri-implantären Spannungsentwicklungen aufzeichneten. Bei *Ausgliederung* wurde zusätzlich in dieser Studie die Retentionskraft bestimmt.

Alle drei Testverfahren wurden mit jeder Prothese einmalig durchgeführt. Bei der statistischen Analyse wurde das Signifikanzniveau für alle Tests auf $\alpha=0,05$ festgelegt.

Bei der *Insertion* (Tabelle 2) der Prothesen auf die drei Attachment-Systeme, zeigte sich im Vergleich zwischen Zylinderteleskop-Attachment-System (214,17 $\mu\text{m}/\text{m}$) und NiTi-Attachment-System (45,94 $\mu\text{m}/\text{m}$) ein signifikanter Unterschied ($p = 0,027$).

Beim Kraftaufbau von 50 N im Testverfahren *Belastung* ergab sich ein $p = 0,039$ beim paarweisen Vergleich zwischen dem NiTi-Attachment-System (23,97 $\mu\text{m}/\text{m}$) und dem blauen Retentionsring des Locator-Attachment-System (58,86 $\mu\text{m}/\text{m}$, Tabelle 3).

Bei *Ausgliederung* (Tabelle 4) resultierte ein signifikanter Unterschied ($p = 0,027$) im Vergleich zwischen Locator-Attachment-System mit weißem Retentionsring (169,66 $\mu\text{m}/\text{m}$) und dem NiTi-Attachment-System (30,59 $\mu\text{m}/\text{m}$).

Während der Messungen der *Retentionskräfte* bei Abzug der Prothese wurde der niedrigste Mittelwert bei den NiTi-Attachments erreicht (Tabelle 5). Dies ergab einen signifikanten Unterschied im Vergleich zu dem Messwert des Zylinderteleskopes ($p = 0,021$) und im Vergleich zu dem Messwert des weißen Retentionsringes des Locator-Attachments ($p = 0,004$).

Die Maximalwerte dieser Studie zeigten sich demnach wie folgt: Zylinderteleskope verursachen bei *Insertion* und *Belastung* der Prothese eine maximale peri-implantäre Dehnungsentwicklung von 214,17 $\mu\text{m}/\text{m}$ und 152,16 $\mu\text{m}/\text{m}$. Diese Werte sind zum einen der Divergenz der Implantate und dem fehlenden Vermögen des Ausgleiches beim starren Attachment-System geschuldet. Zum anderen wurden durch die große Gleitfläche des Designs des Zylinderteleskopes bei allen Testverfahren große Reibungen und daraus resultierende große Kräfteentwicklungen zwischen Matrize und Patrize erzeugt. Dies zeigte sich peri-implantär durch hohe Dehnungsmesswerte. Dass diesem Problem entgegengewirkt werden kann, zeigten die signifikant geringeren Messwerte des flexiblen NiTi-Systems. Das heißt, dass weniger Kräfte an den peri-implantären Raum weitergeleitet wurden als bei den traditionellen starren Systemen. Dies zeigt sich eindrucksvoll im Vergleich der Werte des blauen Retentionsrings. Dieser hatte insgesamt die niedrigsten Dehnungen unter den traditionellen Systemen, lag damit aber immer noch höher als das NiTi-System.

Somit ist anzunehmen, dass mit Einsatz eines variablen Attachment-Systems die peri-implantäre Dehnungsentwicklung einer Prothese unter Belastung herabgesetzt werden kann. Beim Vergleich der Messwerte des Zylinderteleskop-Attachments und des Locator-Attachments mit blauem Retentionsring konnte ein signifikanter Unterschied der peri-implantären Dehnungsmesswerte herausgestellt werden ($p = 0,009$). Dies zeigte, dass peri-implantäre Belastungen bei

Zylinderteleskopen höher liegen als bei Locator-Attachments und schließt sich bereits veröffentlichter Literatur an (Heckmann et al. 2001, Weng et al. 2007, Elkerdawy et al. 2011).

Bei *Ausgliederung* lag die maximale Dehnungsspannung bei dem Locator-System mit weißem Retentionsgummiring. Hier ist ebenfalls die Starrheit des Systems ursächlich. Es kann angenommen werden, dass Divergenzen durch die Gummiringeinsätze weniger ausgeglichen werden können, je größer ihre angegebene Retentionskraft ist. Auch hier zeigte das NiTi-System die Möglichkeit, trotz großer Anlagerungsfläche durch das Zylinder-Design, peri-implantäre Spannungen mittels flexiblem Nitinol-Draht drastisch zu senken. Man kann demnach annehmen, dass die Divergenz der Implantate trotz gleich gerichteter Krafteinwirkung zu hohen peri-implantären Spannungen führte. Das starre Locator-Attachment-System konnte solche Kräfte nicht ausgleichen und leitete diese somit direkt an das Implantat und in den peri-implantären Knochen ab. Der intrinsische Memoryeffekt des NiTi-Drahtes ermöglichte, durch die Variabilität kurzzeitig, sich unter den einwirkenden Kräften elastisch zu verformen ohne eine plastische Veränderung durchzuführen (Shah et al. 2020, Shayanfard et al. 2022). Somit wurden weniger Spannungen bei *Ausgliederung* auf die Patrizie übertragen und auch weniger an die Implantate weitergegeben. Es ist anzunehmen, dass die Biegung des Drahtes die Divergenz zwischen den Implantaten ausglich und eine Verminderung der Spannungsentwicklung auf die Implantate stattfand. Es kam zu weniger Dehnungen im peri-implantären Raum und die Divergenz hatte demnach weniger große Auswirkungen auf den peri-implantären Knochen.

Beim Vergleich der *Retentionskraft* der Attachment-Systeme konnte das Zylinderteleskop eine Retentionskraft von 39,14 Newton erzielen und lag damit hinter dem weißen Retentionsring des Locator-Systems mit 43,72 Newton. Dieser erzielte den höchsten Wert und bietet somit, gespiegelt auf die klinische Bedeutung, den besten Halt der Prothese. In Anbetracht der höheren Laborkosten der Zylinderteleskope und des beachtlich größeren Herstellungsaufwandes scheint der Einsatz des Zylinderteleskops jedoch weniger gerechtfertigt, auch wenn der Halt der Prothesen als ausreichend gewertet werden konnte.

Durch die zylinderartige parallelwandige Form des NiTi-Attachments wurden initial Retentionswerte in der Höhe des Zylinderteleskopes erwartet, da die Größe der Anlagerungsfläche zwischen Patrizie und Matrize der beiden Systeme als ähnlich angenommen wurden. Da hier lediglich ein Wert von 10,04 N erreicht wurde, ließ dies darauf schließen, dass durch das Gummiring-Design der hier verwendeten Matrizen in der Kunststoffprothese des NiTi-Attachment-Systems (Abbildung 15 und 16) eventuell weniger Anlagerungsfläche zwischen Matrize und

Attachment (Patrize) erreicht wurde. Das Design wurde hier nach funktionellen Kriterien ausgewählt und diente der Verankerung der Kunststoffprothesen auf den Nitinol-Attachments. Es sollte in zukünftigen Studien der zylindrischen Form des Attachments angepasst werden, um höhere Retentionskräfte zu erhalten. Nichtsdestotrotz kann angenommen werden, dass eine Retentionskraft von 10,04 N einem ausreichenden Halt der Testprothesen auf den Implantaten entspricht.

Zusammenfassend zeigte das neue System in allen Testverfahren die niedrigsten entstandenen Dehnungen, was mit Blick auf Implantatbelastung, peri-implantären Knochenverlust und Materialverschleiß der eingesetzten Komponenten als positiv bewertet werden kann.

So einfach die Lösung der Implantatsetzung scheint, so häufig ist der Verlust eines solchen Implantates auf Grund von Lockerungen durch einen peri-implantären Knochenverlust. Diese Knochenverluste wurden in weiteren Studien untersucht und weisen häufig die Ursache einer pathologischen Druckbelastung des peri-implantären Bereichs auf (Pham et al, 2019).

Im Hinblick auf den Verschleiß der Komponenten der Patrizen und Matrizen fällt auf, dass Divergenzen bei den Implantaten zu höheren Materialbelastungen führen. Dies hat zur Folge, dass die Qualität der Retentionskraft der starren Verankerungssysteme verloren geht, wenn die Verschleißteile solcher Systeme nicht regelmäßig kontrolliert und ausgetauscht werden. Hierbei entstehen für den Patienten Kosten, welche häufig bei der Planung der Versorgung nicht einkalkuliert wurden. Durch den Einsatz des flexiblen NiTi-Draht-Systems können Divergenzen ausgeglichen werden und Material- und Implantatbelastungen herabgesetzt werden. Folglich führt dies zu einer länger gleichbleibenden Qualität der Retentions- und Haltekraft der Prothese und minimiert die Notwendigkeit des Austauschs von Verschleißmaterialien und somit hohe Folgekosten.

Das Design der Matrize der Locator-Attachments mit Retentionsgummiringen ist dazu ausgelegt, so viel Retentionskraft wie möglich auf dem in der Höhe sehr niedrigen Knopf-Attachment zu ermöglichen. Dies wird durch das Druckknopf-Design bewirkt, in dem der Retentionsring der Matrize in den Unterschnitt eines starren Metallrings der Patrize bei Zusammenführung greift. So ist das Prinzip zum Erreichen von Retentionsvermögen bei diesem System nicht die große Anlagefläche, sondern die mechanische Retention. Diese bewirkte bei den hier durchgeführten Testverfahren einerseits starke Retentionskräfte, andererseits auch große peri-implantäre Spannungen, vor allem beim Abzug der Prothesen. Es ist anzunehmen, dass dies zu einer Belastung des Knochenstoffwechsels führt, was laut vorliegenden Studien den peri-implantären

Knochenabbau begünstigt. Lockerungen und Verluste von Implantaten sind hier eine mögliche Folge (Pham et al. 2019, Pham et al. 2021).

Des Weiteren war anzunehmen, dass diese Spannungen nicht nur an den peri-implantären Knochen weitergegeben wurden, sondern ebenfalls Spannungen auf den weichen Retentionsgummiringen bewirkten. Dies führte zu einer erhöhten Belastung der Retentionsgummieinsätze, welche dadurch häufigem Austausch bedürfen (Matthys et al. 2019, Matthys et al. 2020).

Bei In-vitro-Studien wie dieser ist die biomechanische Sicht auf die zu testenden Verankerungssysteme zu berücksichtigen. Dies bedeutet, dass die mechanische Fähigkeit dieser Systeme, Fehlpassungen und Kaubelastungen auf die inserierten Stützimplantate zu übertragen, entscheidend ist im Hinblick auf den peri-implantären Spannungsaufbau. Mit dieser Fähigkeit werden anteilig mechanische Spannungen in den peri-implantären Knochen übertragen und es entstehen Veränderungen im Knochengewebe. Diese Spannungen haben so eine negative biomechanische Wirkung auf den Knochenstoffwechsel (Pham et al. 2021).

Mehrere vergleichbare, unabhängige In-vitro-Studien haben gezeigt, dass Befestigungssysteme, welche prothetische Versorgungen starr auf Implantaten verankern, unter Belastungen wie Kauen und Ausgliederung, hohe Momentbelastungen übertragen (Heckmann et al. 2001, Weng et al. 2007, Alsabeeha et al. 2009, Elkerdawy et al. 2011, De Araujo et al. 2022, Bouhy et al. 2023, Wendler et al. 2023). Die Befestigungssysteme, welche in dieser Studie untersucht wurden, spiegeln die heute am häufigsten verwendeten Befestigungssysteme auf Implantaten wider: Locatoren und Zylinderteleskope (Heckmann et al. 2001, Elkerdawy et al. 2011, Wendler et al. 2023). Stegverankerungen, Kugelkopfanker und fest verschraubte Totalprothesen finden im klinischen Alltag ebenfalls Anwendung, wurden hier aber nicht getestet.

Auch vergleichbare klinische Studien wie die von Weng und Richter über die prothetische Rehabilitation eines zahnlosen Oberkiefers mit zwei Implantaten zeigten, dass aufgrund der Starrheit der Zylinderteleskope bei normaler mechanischer Belastung hohe Druckspitzen auf beiden Implantaten zu messen waren. Dadurch wurde ein kritischer Kofaktor für den peri-implantären Knochen geschaffen. Hierbei wurden Teleskopkronen als Attachment-System verwendet, welche ebenfalls eine starre Verankerung der herausnehmbaren Prothese ermöglichten (Weng et al. 2007). Eine ähnliche klinische Studie verwendete vier Implantate zur prothetischen Rehabilitation eines zahnlosen Oberkiefers. Als Attachment-System wurden hier vier Patrizen des Locator-Attachment-Systems gewählt. Trotz der Verdopplung der Implantatanzahl konnte nach einem einjährigen Follow-up nur eine Überlebensrate der Implantate von 86,2 % vermerkt werden. Der hierbei gemessene peri-implantäre Knochenverlust betrug $1,01 \pm 0,77$ mm (Bouhy et

al. 2023). Dies zeigte, dass peri-implantäre Momentbelastungen zu einem erhöhten Knochenabbau führten, welcher ursächlicher für Implantatlockerungen war und so zum Verlust derer führte (Pham et al. 2019).

All diese Studien hatten gemeinsam, dass einzelne Systeme getestet wurden, aber kein direkter Vergleich zwischen den verschiedenen Verankerungssystemen hergestellt wurde. Um den klinischen Aspekt von Teleskopkronen und Locator-Aufsätzen zu beurteilen und um eine Lösung für die Probleme wie zu hohe Momentbelastungen auf peri-implantären Knochen durch vorgefertigte, starre Attachment-Systeme zu finden, wurde in dieser in-vitro-Studie versucht, die aktuell auf dem Markt verfügbaren und häufig verwendeten Locator-Systeme und ein individuell gefertigtes Zylinderteleskopsystem zu vergleichen. Gleichzeitig wurde ein neues variables NiTi-Attachment-System den gleichen Testverfahren unterzogen und mit den beiden starren Systemen verglichen.

Wie zuvor bereits beschrieben, hatte die Steifigkeit der Attachment-Systeme ursächlich einen Einfluss auf die Haltekraft und die Entwicklung der peri-implantären Dehnung. Dies zeigte sich anhand der Teleskopkronen und der Locator-Aufsätze mit weißen Retentionseinsätzen deutlich, da sich hier Maximalwerte in den peri-implantären Bereichen zeigten. Die weißen Retentionsringe der Locator-Aufsätze zeigten außerdem das höchste Retentionsvermögen während der Abzugsmessung.

Durch das individuelle Herstellungsverfahren jeder einzelnen Zylinderteleskopkronen-Patrize, wurden bei dieser Art von Attachment-System die größten Standardabweichungen in allen untersuchten Testverfahren erwartet. Diese Annahme ließ sich bestätigen und zeigte, dass die Anpassung der Retentionsfläche zwischen Matrize und Patrize bei einem solchen System handwerklich anspruchsvoll war und nicht standardisiert werden konnte. Die Folge waren große Streuungen der Messwerte und somit hohe Standardabweichungen der Ergebnisse. Trotzdem konnte bei allen Testverfahren eine klare Richtung der Messungen erkannt werden, was zu verwertbaren Ergebnissen führte.

Beim Abzugs- und Retentionsverhalten der Locator-Aufsätze traten genau die Erwartungen ein, welche im allgemeinen Konsens des Herstellers von den farblich unterschiedlich codierten Retentionsgummieinsätzen erwartet wurden: von blauen zu rosa und zu weißen Retentionseinsätzen war ein klarer Anstieg in der Haltekraft zu erkennen. Hierbei fiel im Vergleich zu den Herstellerangaben auf, dass die gemessene Retentionskraft bei den blauen und rosafarbenen Gummieinsätzen höher lag (Tabelle 1). Als Grund konnte angenommen werden, dass die Stütz-

implantate nicht parallel zueinander innerhalb des Testmodells verankert waren und eine Divergenz durch eine Positionsfehlpassung zwischen der Matrize und der Patrize des Locator-Systems vorlag. Bei der Verwendung der weißen Gummieinsätze mit maximaler Retentionskraft deckten sich die gemessenen Werte mit den Herstellerangaben. Hier blieb der Effekt der zuvor beschriebenen Fehlerquelle aus. Tatsächlich verursachte jede Erhöhung der Haltekraft der Retentionsgummiringe auch eine Erhöhung der peri-implantären Dehnung während der *Ausgliederung* der Prothesen. Bei den anderen Testverfahren wie *Insertion* und *Belastung* der Prothesen war kein klarer Trend erkennbar.

Nachvollziehbar war, dass nicht nur durch die geringere Retentionskraft der Gummiringe weniger Spannung auf die peri-implantären Bereiche ausgeübt wurden, sondern auch, dass weichere Gummi-Einsätze, wie die hier verwendeten blauen und pinkfarbenen Retentionsgummis, eine Divergenz der Implantatposition besser ausgleichen konnten. So konnte aller Ansicht nach einwirkenden Kräften etwas nachgegeben werden und die Kraft so axialer und gleichmäßiger an den Knochen weitergegeben werden. Dadurch entstanden weniger lokal einwirkende peri-implantäre Spannungsspitzen (siehe *Messwerte des Locator-Attachment-Systems* in Tabelle 1 während Testverfahren Nummer 2 *Belastung*).

In der Regel nehmen Patienten mit einer herausnehmbaren prothetischen Versorgung diese zwei bis drei Mal pro Tag aus der Verankerung heraus, sodass das gemessene Testverfahren der *Ausgliederung* und Haltekraft mit entstehenden peri-implantären Spannungen ein relevantes Belastungsszenario darstellte. Auf Grund des Fehlens eines parodontalen Ligaments bei ossär verankerten Implantaten, welches bei natürlichen Zähnen eine leichte Auslenkung zum Ausgleich von einwirkenden Kräften ermöglicht, werden eben diese Kräfte über die starre Verankerung der Prothese auf das Implantat und schlussendlich auf den peri-implantären Knochen übertragen. Diese Belastung hat Auswirkungen auf die Materialien der Verankerungssysteme und birgt eine regelmäßige Vorstellung beim Behandler und einen Austausch mit sich. Andererseits führen Spannungen zwischen Matrize und Patrize ebenfalls zu Belastungen des Implantates, welche im Verlauf für dessen Überlebensrate schädigend sein können. Zusätzlich gehen so peri-implantäre Knochenverluste einher, da die entstehenden größeren Dehnungen den peri-implantären Knochenabbau bewirken (Pham et al. 2019, Pham et al. 2021).

Der Verschleiß an der Retentionsschnittstelle des Befestigungssystems (Passia et al. 2016, Maniewicz et al. 2020) wurde in dieser Studie nicht getestet. Andere Studien zeigen, dass der Verschleiß des Materials hinsichtlich der Verankerung Auswirkungen auf die Trennkraft und somit auf die Retentionskraft hat. Das heißt, dass infolge einer Positionsfehlpassung zwischen

den Matrizen und den Patrizen die Abnutzung der Retentionsteile nicht gleichmäßig verläuft. Dies hat zur Folge, dass Materialien häufiger ausgetauscht werden müssen, um eine zufriedenstellende Retentionskraft generieren zu können (Alsabeeha et al. 2010, Fromentin et al. 2011, Guedat et al. 2018, Hahnel et al. 2018, Patodia et al. 2022). Folglich ergeben sich zu hohe Kosten und eine signifikant geringere Zufriedenheit der Prothesenträger (Matthys et al. 2020). Auch die individuell hergestellten Zylinderteleskopkronen führten in einigen Studien zu Retentionsverlusten und hohen peri-implantären Spannungsmesswerten, sodass ihre kostenintensive Herstellung zum Nachteil des Patienten überwogen (Brandt et al. 2019, Weigl et al. 2019, Patodia et al. 2022).

In einer Studie zur Befragung von Patienten über die Zufriedenheit ihrer prothetischen Implantatversorgung wurde deutlich, dass diese nur unzureichendes Wissen von möglichen Komplikationen und Verschleißanfälligkeiten der Implantatbestandteile besaßen und somit bei auftretenden Kosten eine ausgeprägte Unzufriedenheit bestand (Wendler et al. 2023). Klinische Studien zeigten, dass diese Kosten eine nicht zu unterschätzende Höhe im Vergleich zum Anfangsbetrag der Implantatbehandlung betragen konnten (Stoker et al. 2007, Patodia et al. 2022).

Die oben beschriebene Problematik, der erhöhten peri-implantären Spannungsentwicklung bei Alltagsbelastungen, konnte bei dem neuartigen NiTi-Attachment-System nicht bestätigt werden. Hier zeigten sich durchweg drastisch reduzierte und die niedrigsten Messwerte für alle gemessenen Testverfahren. Im Einzelnen bedeutet dies, dass während der *Belastung* der Prothesen die Messwerte einen maximalen peri-implantären Dehnungsmittelwert von 23,97 $\mu\text{m}/\text{m}$ erzielten. Bei *Ausgliederung* der Prothesen zeigte sich ein Mittelwert von 30,59 $\mu\text{m}/\text{m}$. Diese Werte stellten, im Vergleich zu allen durchgeführten Versuchen der drei Verankerungssysteme, mit Abstand die geringsten Werte dar (Abbildung 21).

Die Dehnungsmesswerte, die in der Umgebung der Stützimplantate gemessen wurden, dienten in dieser Studie dazu, die Reaktionskraft zwischen Matrize und Patrize eines jeden Verankerungssystem darzustellen. Sie beschrieben die Retentionskräfte. Dies könnte in einer folgenden Studie verbessert werden, um die Reaktionskraft genauer darstellen zu können und die Belastungen der Dehnungen des peri-implantären Raumes noch sensibler darzustellen.

Angesichts der Tatsache der geringeren Dehnungswerte bei dem NiTi-Attachment-System ist anzunehmen, dass auch der Verschleiß der Matrize und Patrize verringert werden könnte. Dies liegt der erhöhten seitlichen Flexibilität der Patrize zu Grunde, welche so Divergenzen von

Stützimplantaten oder Auslenkungen während *der Insertion* oder des *Ausgliederns* prothetischer Versorgungen nachgeben konnte, ohne Spannungen auf das Stützimplantat weiterzuleiten. Unter Annahme, dass erhöhte Dehnungsmesswerte des peri-implantären Bereichs zu dessen gesteigerten Knochenabbau führten, kann durch die Anwendung des NiTi-Attachment-System mit einem niedrigeren peri-implantären Knochenverlust gerechnet werden (Pham et al. 2021).

Um diese Annahme zu bestätigen sind zusätzliche Untersuchungen mit erhöhtem Anspruch zur Messung der Langzeitstabilität eines solchen Befestigungssystems notwendig. Des Weiteren ist die Frage nach der Biokompatibilität der Formgedächtnislegierung zu klären (Morshedi et al. 2014, Jia et al. 2015).

Abgesehen von der Individualität der in-vitro-Situation dieser Studie, welche auf einer realen Patientensituation fußt, müssen folgende Aspekte als Limitationen berücksichtigt werden.

Die hier getestete NiTi-Befestigung stellte den ersten Prototypen einer solchen Verankerung dar. Für den tatsächlichen klinischen Einsatz und den Erhalt der Vorteile für den Träger eines solchen Systems müsste es im Hinblick auf Form, Größe, Bioverträglichkeit und aktueller Studienlage überarbeitet werden (Pham et al. 2021).

Der limitierende Faktor der bisherigen Entwicklung ist die Abmessung des flexiblen Elements, was noch nicht modifiziert werden konnte, zumal entsprechende experimentelle Daten fehlten. Weiterhin ist das Ausmaß der Biegung des Drahtes zu präzisieren, wozu weitere Testverfahren erforderlich erscheinen. So wäre eine Festlegung der Spanne des Divergenzausgleichs sinnvoll, was den Anwendungsbereich definieren würde. Das Herstellungsverfahren der Prototypen müsste noch weitere Anpassungen erfahren. Der Nitinol-Draht wird in den Zylinder eingeschweißt, wobei die entstehende Schweißstelle einen Schwachpunkt des Systems darstellt. Auch die allgemeine Belastbarkeit der Attachment-Komponenten sollte in weiteren Untersuchungen überprüft werden.

Die Form des neuen Attachments müsste auf die intraorale Situation angepasst werden. Das nach zervikal offene Design des Zylinders entspricht nicht den heutigen Standards der Hygienefähigkeit von Attachment-Systemen.

Auch wenn die Studie eine reale klinische Situation in Form eines unbezahnten Unterkiefers mit zwei Stützimplantaten darstellt, müssen die Dehnungsmesswerte der Insertion relativ betrachtet werden und können nicht generalisiert werden. Hier wurde durch händisches Aufsetzen

und Anpressen auf die Stützimplantate die Prothese eingliedert. Der hierfür verwendete Fingerdruck spiegelt zwar eine realistische Einsetzbewegung durch einen Patienten wider, allerdings hat er nicht immer die gleiche Kraftereinwirkung. Somit stellt dies eine nicht zu vernachlässigende Fehlerquelle bei den erhaltenen Dehnungsmesswerten dar. Dies sollte in folgenden Studien standardisierter durchgeführt werden, um vergleichbare Werte zu erhalten.

Das Testverfahren Nummer drei, *die Ausgliederung*, stellt ebenfalls eine nicht zu vernachlässigende Fehlerquelle in den Dehnungsmesswerten dar. Die Ausrichtung der Modellbasis zur Erstellung einer gemeinsamen Einschub- und Abzugsrichtung der Stützimplantate in vertikaler Dimension konnte festgelegt werden. Allerdings wurden die L-Metallhaken individuell in die jeweilige Prothese verankert, ohne eine standardisierte Position festzulegen. Demnach kann argumentiert werden, dass die Spitzenwerte der Dehnungsbelastung der Implantate mit einer versetzten Zugrichtung während des Abzuges zusammenhängen.

Unter Beachtung zuvor durchgeführter Experimente wurde der Molaren-/ Prämolarenbereich als qualitativ relevantestes Belastungszentrum gewählt (Großbecker-Karl et al. 2020). Dieser Bereich wird klinisch als Kauzentrum bezeichnet. Verständlicherweise ist dies unter Beachtung der Variationen in der Patienten-anatomie und den Implantatpositionen in der Realität von Patient zu Patient verschieden. Die Position der Kaubelastung erfolgte deshalb in einer festgelegten Auflagefläche innerhalb des Kauzentrums einer jeden Prothese. Zur Verbesserung der Aussagekraft der peri-implantären Kraftereinwirkung während einer Belastung sollten in zukünftigen Untersuchungen weitere Positionen auf der Prothese belastet werden, um dadurch zum Beispiel festzustellen, ob eine Minderung der peri-implantären Dehnungsentwicklung passiert, wenn die Belastung an einer anderen Stelle eintrifft. So könnte gegebenenfalls eine idealere Implantatposition gefunden werden, welche zu einer besseren Kräfteverteilung und verminderten Dehnungsmesswerten führe.

Auch die individuelle Kaukraft eines Patienten ist von vielen Faktoren abhängig. Hier wurde zur Vergleichbarkeit die Kraft von 50 N festgelegt. In zukünftigen Studien sollten variable Kaukräfte getestet werden.

Schlussfolgerung

In dieser Studie nahm man an, dass peri-implantäre Druck- und Zugspannungen die Implantatkomponenten, den Alveolarknochen und die Attachment-Systeme negativ beeinflussen. Um dies messen zu können, wurden Mittelwerte aus den einzelnen absoluten Belastungswerten pro Verankerungssystem berechnet. Da hierbei durch die zuvor genannten Fehlerquellen hohe Standardabweichungen errechnet wurden, konnten die Vergleiche zwischen den einzelnen Systemen nur auf einer relativen Skala stattfinden. Die erhobene Vergleichsstatistik wurde durch die Abweichungen ebenfalls beeinflusst.

Auf den hier gewonnen Erkenntnissen beruhend lässt sich sagen, dass das Locator-Befestigungssystem die größte Retentionskraft zeigt, allerdings auch die größten Belastungen der Komponenten und somit den häufigen Austausch von verschlissenen Material. Dies ist mit hohen Folgekosten für den Träger verbunden.

Individuell gefertigte Zylinderteleskopkronen benötigen einen hohen zahntechnischen Herstellungsablauf und sind mit daraus resultierenden zusätzlich hohen Laborkosten verbunden. In Anbetracht der Retentionswerte, welche unterhalb derer des Locator-Attachment-Systems lagen und in Anbetracht der Übertragung der hohen Dehnungen bei Kaubelastung auf den peri-implantären Raum, kann diese noch heute angewendete Versorgung als überholt und veraltet angesehen werden.

Im Hinblick auf den Versuch der Problemlösung der lokalen Momentbelastungen der Stützimplantate und der damit verbundenen lokalen Druckspitzen auf den peri-implantären Raum zeigte das neu entwickelte NiTi-Verankerungssystem eine signifikante Reduktion der Dehnungsmesswerte bei *Insertion*, *Belastung* und *Ausgliederung* der Prothesen. Somit ließe sich das Problem der zu hohen Dehnungsspannungen um die Stützimplantate und der damit verbundene peri-implantäre Knochenverlust reduzieren. Dies würde maßgeblich zu einer längeren Überlebensrate der Stützimplantate beitragen.

Bei der Frage nach dem supragingivalen Design hinkt das neue präklinische System, dem der bereits etablierten Systeme hinterher. Hier muss im Verlauf folgender Studien über die orale Integration des supragingivalen Aufbaus weiter nachgedacht werden. So kann eine Alternative gefunden werden, um die Retentionskraft und die kritisch zu betrachtende Stelle zwischen Matrize und Patrize im Hinblick auf den Verschleiß zu verbessern. Perspektivisch sollte das Ziel sein, das NiTi-Attachment klinischen Studien zu unterziehen.

6 Literaturverzeichnis

1. Alsabeeha N, Atieh M, Payne AG (2010) Loading protocols for mandibular implant overdentures: a systematic review with meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 12 Suppl 1:e28-38.
2. Alsabeeha NH, Payne AG, Swain MV (2009) Attachment systems for mandibular two-implant overdentures: a review of in vitro investigations on retention and wear features. *Int J Prosthodont* 22:429-440.
3. Besselink PA (1997) Recent Developments on Shape Memory Applications. *J Phys IV France* 07:C5-581-C585-590.
4. Bouhy A, Lamy M, Altaep Y, Lambert F (2023) Maxillary implant overdenture retained by four unsplinted attachments and opposed by a natural or fixed dentition: Five-year clinical outcomes. A prospective case series. *Clin Oral Implants Res* 34:285-296.
5. Brandt S, Brandt J, Ketabi AR, Lauer HC, Kunzmann A (2019) Locator[®] versus ceramic/electroplated double-crown attachments: a prospective study on the intraindividual comparison of implant-supported mandibular prostheses. *Clin Oral Investig* 23:763-770.
6. Brunello G, Gervasi M, Ricci S, Tomasi C, Bressan E (2020) Patients' perceptions of implant therapy and maintenance: A questionnaire-based survey. *Clin Oral Implants Res* 31:917-927.
7. de Araújo SC, Hartmann R, Curado TFF, Schimmel M, Leles CR (2022) A 3-year prospective cohort on the incidence of prosthodontic complications associated with three implant treatment options for the edentulous mandible. *J Oral Rehabil* 49:1155-1162.
8. Elkerdawy MW, Radi IA (2011) Effect of dislodging forces on mandibular implant attachment-retained overdenture. *Implant Dent* 20:246-254.
9. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, Head T, Heydecke G, Lund JP, MacEntee M, Mericske-Stern R, Mojon P, Morais JA, Naert I, Payne AG, Penrod J, Stoker GT, Tawse-Smith A, Taylor TD, Thomason JM, Thomson WM, Wismeijer D (2002) The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-

- implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Gerodontology* 19:3-4.
10. Fromentin O, Lassauzay C, Nader SA, Feine J, de Albuquerque RF, Jr. (2011) Clinical wear of overdenture ball attachments after 1, 3 and 8 years. *Clin Oral Implants Res* 22:1270-1274.
 11. Gonda T, Maeda Y, Walton JN, MacEntee MI (2010) Fracture incidence in mandibular overdentures retained by one or two implants. *J Prosthet Dent* 103:178-181.
 12. Goodacre BJ, Goodacre SE, Goodacre CJ (2018) Prosthetic complications with implant prostheses (2001-2017). *Eur J Oral Implantol* 11 Suppl 1:S27-s36.
 13. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY (2003) Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 90:121-132.
 14. Grobecker-Karl T, Kafitz L, Karl M (2020) Effect of Implant Position and Attachment Type on the Biomechanical Behavior of Mandibular Single Implant Prostheses. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 28:152-160.
 15. Guédat C, Nagy U, Schimmel M, Müller F, Srinivasan M (2018) Clinical performance of LOCATOR® attachments: A retrospective study with 1-8 years of follow-up. *Clin Exp Dent Res* 4:132-145.
 16. Hahnel S, Alamanos C, Schneider-Feyrer S, Stöckle M, Rosentritt M (2018) Investigation of Clinical and Laboratory Wear in Locator-Supported, Implant-Retained Overdentures. *Int J Prosthodont* 31:334-337.
 17. Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG (2001) Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. *Clin Oral Implants Res* 12:640-647.
 18. Jensen OT, Jansen CE, Seo Y, Yellich G (2019) Guided Nitinol-Retained (Smileloc) Single-Tooth Dental Restorations. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 31:437-446.
 19. Jia Z, Tu J, Wang K, Jiang G, Wang W (2015) Allergic Reaction following Implantation of a Nitinol Alloy Inferior Vena Cava Filter. *J Vasc Interv Radiol* 26:1375-1377.
 20. Kappel S, Klotz A-L, Eberhard L, Lorenzo Bermejo J, Rammelsberg P, Giannakopoulos NN (2021) Maxillary implant overdentures on two or four implants. A prospective randomized cross-over clinical trial of implant and denture success and survival. *Clinical Oral Implants Research* 32:1061-1071.

21. 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 Implants* 19:30-37
22. Keshk AM, Alqutaibi AY, Algabri RS, Swedan MS, Kaddah A (2017) Prosthodontic maintenance and peri-implant tissue conditions for telescopic attachment-retained mandibular implant overdenture: Systematic review and meta-analysis of randomized clinical trials. *Eur J Dent* 11:559-568.
23. ELSyad MA, Abo Hatem OE, Shawky AF, Emera RMK (2018) Effect of Different Degrees of Mesial Implant Inclination on the Retention and Stability of Two-Implant Mandibular Overdentures Retained with Stud Attachments: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 33:259–268.
24. Maniewicz S, Badoud I, Herrmann FR, Chebib N, Ammann P, Schimmel M, Müller F, Srinivasan M (2020) In vitro retention force changes during cyclic dislodging of three novel attachment systems for implant overdentures with different implant angulations. *Clin Oral Implants Res* 31:315-327.
25. Matthys C, Vervaeke S, Besseler J, De Bruyn H (2019) Five-year study of mandibular overdentures on stud abutments: Clinical outcome, patient satisfaction and prosthetic maintenance-Influence of bone resorption and implant position. *Clin Oral Implants Res* 30:940-951.
26. Matthys C, De Vijlder W, Besseler J, Glibert M, De Bruyn H (2020) Cost-effectiveness analysis of two attachment systems for mandibular overdenture. *Clin Oral Implants Res* 31:615-624.
27. Morshedi MM, Kinney TB (2014) Nickel hypersensitivity in patients with inferior vena cava filters: case report and literature and MAUDE database review. *J Vasc Interv Radiol* 25:1187-1191.
28. 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
29. Patodia C, Sutton A, Gozalo D, Font K (2022) Cost and complications associated with implant-supported overdentures with a resilient-attachment system: A retrospective study. *J Prosthet Dent* 128:181-186.
30. Pautke C, Kolk A, Brokate M, Wehrstedt JC, Kneissl F, Miethke T, Steinhauser E, Horch HH, Deppe H (2009) Development of novel implant abutments using the shape memory alloy nitinol: preliminary results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24:477-483.

31. Pham NQ, Gonda T, Takahashi T, Maeda Y (2019) The influence of bone loss on peri-implant bending strain under overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 34:900–906.
32. Pham NQ, Gonda T, Takahashi T, Maeda Y, Ikebe K (2021) Effect of the Features of Mandibular Implant Overdenture Attachments on the Bending Strain Around Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 36:94-102.
33. Rehmann P, Rudel K, Podhorsky A, Wöstmann B (2015) Three-Year Analysis of Fixed and Removable Telescopic Attachment-Retained Implant-Supported Dental Prostheses: Survival and Need for Maintenance. *Int J Oral Maxillofac Implants* 30:918-924.
34. Shah KC, Seo YR, Wu BM (2017) Clinical application of a shape memory implant abutment system. *J Prosthet Dent* 117:8-12.
35. Shah KC, Chao D, Wu BM, Jensen OT (2019) Shape-Memory Retained Complete Arch Guided Implant Treatment Using Nitinol (Smileloc) Abutments. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 31:427-435.
36. Shah KC, Linsley CS, Wu BM (2020) Evaluation of a shape memory implant abutment system: An up to 6-month pilot clinical study. *J Prosthet Dent* 123:257-263.
37. Shayanfard, P., Wendler, F., Hempel, P., & Karl, M. (2023). Design and Numerical-Method-Aided Optimization of a Novel Attachment System for Implant-Retained Dental Prostheses Using NiTi Shape Memory Alloys. *Applied Sciences*, 13(1), 491. <https://doi.org/10.3390/app13010491>.
38. Shin Y-G, Cho W-T, Lim H-K, Hwang S-H, Bae J-H, Bae G-H, Lee J-Y, Huh J-B (2021) Influence of an Implant Fixture Including a Freely Removable Micro-Locking Implant Prosthesis on Peri-Implant Tissues and Implant Prostheses: A Prospective Clinical Study. *J Clin Med* 10:3321.
39. Stoker GT, Wismeijer D, van Waas MAJ (2007) An Eight-year Follow-up to a Randomized Clinical Trial of Aftercare and Cost-analysis with Three Types of Mandibular Implant-retained Overdentures. *Journal of Dental Research* 86:276-280.
40. Thomason JM (2002). The McGill Consensus Statement on Overdentures Mandibular 2-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 10:95-96.

41. Weigl P, Trimpou G, Lorenz J, Nentwig GH, Lauer HC (2019) Prefabricated taper crowns for the retention of implant superstructures: Three-year results of a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent* 121:618-622.
42. Wendler F, Diehl L, Shayanfard P, Karl M (2023) Implant-Supported Overdentures: Current Status and Preclinical Testing of a Novel Attachment System. *J Clin Med* 12:1012.
43. Weng D, Richter E-J (2007) Maxillary removable prostheses retained by telescopic crowns on two implants or two canines. *Int J Periodontics Restorative Dent* 27:35-41.

7 Publikationen

Wissenschaftliche Artikel

Wendler F, Diehl L, Shayanfard P, Karl M (2023) Implant-Supported Overdentures: Current Status and Preclinical Testing of a Novel Attachment System. J Clin Med 12:1012.

Posterpräsentation

Diehl L, Schulz A, Klär V, Grobecker-Karl T, Karl M (2023) Implantatgetragene Deckprothesen: Aktueller Stand und präklinische Erprobung eines neuartigen Attachment Systems.

Jahrestagung der DGPro

Würzburg, 12.-13.05.2023.

Diehl L, Schulz A, Heckmann S, Grobecker-Karl T (2025) Belastungsanalyse mit einem neuartigen prothetischen Verbindungselement.

Gemeinschaftskongress der zahnmedizinischen Fachgesellschaften – Deutscher Zahnärztag Berlin, 30.10.-01.11.2025.

8 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich meinem Doktorvater, dem Direktor der Klinik für Zahnärztliche Prothetik am Universitätsklinikum Marburg, Herrn Professor Dr. Matthias Karl für die Bereitstellung des interessanten Themas sowie die kompetente Unterstützung während der gesamten Arbeitszeit danken.

Weiterhin gilt mein Dank meiner Betreuerin Frau Priv. Doz. Dr. Tanja Grobecker-Karl für die hilfreiche Beratung.

Ferner möchte ich mich bei Herrn Professor Dr. Dr. Siegfried Heckmann für die Korrektur und wertvolle Unterstützung beim Verfassen der Arbeit bedanken.

Herrn Dr. Friedrich Graef möchte ich für die statistische Auswertung herzlich danken.

Dem Team des zahntechnischen Labors möchte ich für die Beratung bei der Entwicklung des Testmodelles danken.

Mein besonderer Dank gilt meinem Verlobten und meiner Familie, die mich in der gesamten Zeit des Studiums und der Dissertation zu jeder Zeit voller Liebe und Geduld unterstützt haben.

9 Lebenslauf

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

10 Anhang

	Prosthesis placement			
	33 mesial	43 mesial	33 distal	43 distal
	DMS 1	DMS 2	DMS 3	DMS 4
Telescope 1	334,07	190,44	-586,02	-390,05
Telescope 1b	301,47	173,30	-528,88	-346,72
Telescope 2	17,81	16,51	-84,13	-134,72
Telescope 3b	70,36	-169,50	-138,74	67,79
Telescope 4b	189,30	80,33	-345,14	-118,06
Locator blue 3	150,89	117,86	-117,01	-121,24
Locator blue 4	116,51	127,87	-26,76	-145,96
Locator blue 6	100,09	119,61	-27,44	-147,36
Locator blue 9	131,10	141,89	-58,39	-208,41
Locator blue 1	169,50	162,20	-78,07	-215,05
Locator pink 0	205,63	146,37	-138,18	-178,34
Locator pink 0	-136,37	-145,22	100,13	58,63
Locator pink 0	95,72	112,54	-34,09	-137,91
Locator pink 1	91,83	89,82	-24,69	-141,38
Locator pink 4	173,30	102,95	-92,61	-142,25
Locator white	-402,72	-404,81	164,72	98,85
Locator white	105,98	140,99	26,43	-216,06
Locator white	93,19	130,00	18,35	-198,70
Locator white	-38,14	81,62	86,13	-153,92
Locator white	68,15	78,26	12,13	-173,69
NiTi 3	-79,66	-36,93	65,67	16,97
NiTi 5	-72,78	-29,78	43,67	-1,39
NiTi 6 - ne5	-75,38	-20,88	44,65	-12,94
NiTi 7 - ne 3	-90,30	-38,04	78,62	14,11
NiTi 8 - ne 3_2	-83,80	-36,66	67,01	9,46

Abbildung 25: Mittelwerte der Messungen bei Prothesen-Insertion.

Prosthesis loading					
	33 mesial	43 mesial	33 distal	43 distal	Load
	DMS 1	DMS 2	DMS 3	DMS 4	
Telescope 1	333,44	203,84	-528,21	-266,56	51,60
Telescope 1b	303,69	181,24	-466,60	-238,76	50,20
Telescope 2	22,79	11,15	-51,26	-54,28	50,80
Telescope 3b	27,99	-109,03	-19,55	48,76	50,10
Telescope 4b	-95,94	-16,65	-4,58	-58,84	50,90
Locator blue 3	61,75	100,38	10,22	-94,86	50,50
Locator blue 4	27,00	78,20	28,81	-89,33	50,90
Locator blue 6	26,13	75,81	33,06	-82,89	51,30
Locator blue 9	9,71	51,98	40,41	-64,84	50,60
Locator blue 1	73,02	107,11	6,28	-115,50	52,30
Locator pink 0	109,70	105,18	-50,20	-112,72	50,30
Locator pink 0	33,75	45,99	-0,74	-62,56	50,90
Locator pink 0	-28,65	47,98	66,44	-72,68	50,50
Locator pink 1	28,46	45,39	11,10	-55,97	52,20
Locator pink 4	93,37	84,29	-30,30	-92,02	51,20
Locator white	-14,91	10,60	44,82	-34,97	50,80
Locator white	9,00	57,11	46,87	-78,52	52,40
Locator white	-13,95	26,91	63,70	-59,04	52,30
Locator white	-26,33	40,61	60,51	-73,19	51,50
Locator white	-7,91	37,14	47,84	-66,33	50,90
NiTi 3	-33,25	-42,48	23,36	18,43	50,40
NiTi 5	13,47	-26,71	-13,26	17,30	51,10
NiTi 6 - ne5	16,72	-26,02	-13,88	15,69	51,20
NiTi 7 - ne 3	-23,27	-24,45	33,28	19,36	51,50
NiTi 8 - ne 3_2	-22,51	-30,72	40,25	24,89	52,00

Abbildung 26: Mittelwerte der Messungen der Prothesen unter Belastung von 50 Newton.

	Prosthesis removal				Force
	33 mesial	43 mesial	33 distal	43 distal	
	DMS 1	DMS 2	DMS 3	DMS 4	
Telescope 1	367,34	198,38	-540,05	-162,81	39,20
Telescope 1b	328,37	171,28	-477,81	-138,71	36,00
Telescope 2	177,94	108,84	-151,29	-47,59	36,70
Telescope 3b	22,47	-40,87	52,69	51,46	38,50
Telescope 4b	-71,74	-61,75	38,83	69,90	45,30
Locator blue 3	55,41	137,95	15,65	-162,80	21,70
Locator blue 4	-101,01	-66,82	87,12	49,34	26,00
Locator blue 6	-150,48	-125,93	103,42	75,26	30,50
Locator blue 9	-87,46	-53,98	74,34	52,55	21,80
Locator blue 10	-111,26	-86,87	56,28	31,95	29,60
Locator pink 02	40,66	40,32	-23,28	-16,71	30,50
Locator pink 03	-266,08	-301,16	119,80	117,94	32,20
Locator pink 05	-97,17	-104,21	86,57	53,23	34,20
Locator pink 1	-122,32	-123,38	120,30	92,95	39,10
Locator pink 4	37,77	38,50	14,19	18,22	24,60
Locator white 4	-358,07	-383,25	105,79	122,50	34,20
Locator white 7	-161,65	-110,26	117,96	82,49	42,10
Locator white 8	-164,95	-123,00	113,94	86,98	45,50
Locator white 9	-134,66	-115,55	92,96	87,13	41,20
Locator white 10	-355,71	-353,33	162,90	160,13	55,60
NiTi 3	-34,98	-49,07	24,46	46,74	10,30
NiTi 5	-10,11	-27,49	16,94	30,99	8,30
NiTi 6 - ne5	-2,58	-22,77	9,32	25,77	8,20
NiTi 7 - ne 3	-24,30	-49,55	24,18	48,34	12,30
NiTi 8 - ne 3_2	-30,55	-46,61	38,37	48,63	11,10

Abbildung 27: Mittelwerte der Messungen der Prothesen während des Abzugs.