

Diplomarbeit

Retentionsverlust von Locatoren

eingereicht von

Benedikt Thurner

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnheilkunde

(Dr. med. dent.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit

Klinischen Abteilung für Zahnerhaltung, Parodontologie und

Zahnersatzkunde

unter der Anleitung von

Univ. FA Dr.med.univ. Dr.scient.med. Dr.med.dent. **Armin Sokolowski**

Ao.Univ.-Prof. Dr.med.univ. **Martin Lorenzoni**

Graz, 12.07.2023

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 12.07.2023

Benedikt Thurner eh.

Danksagungen

An dieser Stelle möchte ich mich gerne bei all den Menschen bedanken, die mir bei der Erstellung dieser Arbeit geholfen und mich auf meinem akademischen Weg unterstützt haben.

Zunächst möchte ich mich bei meinen beiden Betreuern Herrn Univ. FA Dr.med.univ. Dr.scient.med. Dr.med.dent. Armin Sokolowski und Ao.Univ.-Prof. Dr.med.univ. Martin Lorenzoni bedanken, die durch ihr wissenschaftliches und vor allem technisches Wissen und Engagement einen wesentlichen Bestandteil zu dieser Arbeit beigetragen haben.

Ein besonderer Dank gilt meinen Eltern, welche mich in den vergangenen Jahren stets in allen Belangen unterstützt und ermutigt haben. Ohne eure harte Arbeit wäre es nicht möglich gewesen, meine Ziele zu verfolgen und meine Träume zu verwirklichen. Ein großer Dank geht auch an meine Geschwister, insbesondere Franzi, der mir zu jeder Zeit mit einem offenen Ohr zu Seite gestanden ist und mich beim jährlichen Gustieren in diversen Restaurants die Uni zeitweise hat vergessen lassen.

Auch möchte ich mich bei dir, Vanessa besonders bedanken, dass du mich seit der Oberstufe an meiner gesamten Laufbahn begleitet und unterstützt hast. Deine Liebe und Geduld haben mir enorm dabei geholfen, Herausforderungen zu meistern und auch schwierige Zeiten zu überstehen. Auch wenn es nicht immer leicht mit mir war, danke ich dir von ganzem Herzen.

Nicht zuletzt möchte ich mich bei meiner treuen Begleiterin, meinem Hund Nala, bedanken, die mir immer wieder Freude, Motivation und eine kleine Auszeit geschenkt hat.

Schließlich möchte ich mich bei allen Assistentinnen der Ausbildung 5 bedanken, die im letzten Jahr eine wertvolle Hilfe und Unterstützung im klinischen Alltag waren.

Zu guter Letzt möchte ich mich noch bei allen Zwergen für die gewonnene Freundschaft und Begleitung durchs Studium bedanken. Besonderer Dank gilt dabei Laura für die Erstellung von Skripten, ohne die sich der Studienabschluss sicherlich um einige Zeit verzögert hätte.

Zusammenfassung

Hintergrund: Da der Retentionsverlust bei implantatgetragenen, abnehmbaren Arbeiten eine häufige prothetische Komplikation ist und widersprüchliche klinische Berichte dazu existieren, ist es wichtig, zuverlässige Informationen über Verschleiß, Wartungsaufwand und Kosten für Patient*innen bereitzustellen. Diese Studie zielt darauf ab, die Retentionskraft von Locator® und Novaloc® miteinander zu vergleichen, auf ihre Herstellerangaben zu überprüfen und den Retentionsverlust zu analysieren.

Material und Methode: In der vorliegenden Studie wurde ein Modell des Unterkiefers und darauf eine Kunststoff-Totalprothese hergestellt. Mittels additiver Herstellungstechnik wurden spezielle Halteelemente hergestellt, und eine eigens entwickelte Simulationsmaschine verwendet, um insgesamt 10.000 lineare Einsetz- und Entnahmezyklen zu simulieren. Vier Implantate wurden in das Unterkiefermodell inseriert, die Matrizen in die Prothese integriert und die Patrizen wurden an den Implantaten befestigt. Der Retentionsverlust wurde mit einer Universalprüfmaschine gemessen.

Ergebnisse: Es zeigten sich Unterschiede im Retentionsverlust zwischen Locator® und Novaloc® Retentionseinsätzen. Die Haltekraft der Locatoren® reichte zu Beginn von 18 N (rot) bis 90,8 N (weiß), während Novaloc® etwas geringere Ausgangswerte von 30 N (weiß) bis 66 N (grün) aufwies. Die Retention bei Locator®-Einsätzen nahm innerhalb der ersten 1.000 Zyklen stark ab (-52,2 %), während bei Novaloc® zunächst ein Anstieg zu beobachten war (+29,99 %). Nach 2.000 Zyklen gab es einen signifikanten Unterschied zwischen den drei Verläufen ($p = 0,023$). Nach 10.000 Zyklen zeigte sich ein statistisch signifikant höherer Retentionsverlust für Locator®-Einsätze mit einem Mittelwert von -77,6 % gegenüber Novaloc® -12,4 % ($p < 0,001$). Bei den unterschiedlichen Locator®-Einsätzen wurden variierende Retentionsverluste beobachtet, wobei der weiße Novaloc®-Einsatz den geringsten Verlust verzeichnete (-6,4 %).

Schlussfolgerung: Es wurden signifikante Unterschiede zwischen Locator® und Novaloc® festgestellt, wobei Novaloc® einen geringeren Retentionsverlust aufwies. Das Locator® und Novaloc® System werden gleichermaßen für die Verwendung von abnehmbaren, implantatgetragenen Deckprothesen im Unterkiefer empfohlen. In unserer Arbeit konnte ein stärkerer Verlust der Retention bei Locator® festgestellt werden. Weitere Forschungen und klinische Studien sind erforderlich, um klinische Situationen besser nachzubilden und die Mechanismen der Lockerung von implantatgetragenen Deckprothesen besser zu verstehen.

Abstract

Background: Since retention loss in implant-supported removable restorations is a common prosthetic complication and conflicting clinical reports exist, it is important to provide reliable information on wear, maintenance, and cost for patients. This study aims to compare the retention force of Locator® and Novaloc®, to verify their manufacturer's claims and to analyze the retention loss.

Material and Methods: In the present study, a model of the mandible and a resin total prosthesis were fabricated on it. Additive manufacturing techniques were used to fabricate special retaining elements, and a custom-designed simulation machine was used to simulate a total of 10,000 linear insertion and removal cycles. Four implants were inserted into the mandibular model, the matrices were integrated into the prosthesis, and the abutments were attached to the implant. Retention loss was measured using a universal testing machine.

Results: There were differences in retention loss between Locator® and Novaloc® retention inserts. The initial retention force of Locator® ranged from 18 N (red) to 90.8 N (white), while Novaloc® had slightly lower initial values of 30 N (white) to 66 N (green). Retention for Locator® inserts decreased sharply within the first 1,000 cycles (-52.2%), while an initial increase was observed for Novaloc® (+29.99%). After 2,000 cycles, there was a significant difference between the two courses ($p = 0.023$). After 10,000 cycles, there was a statistically significant higher retention loss for Locator® inserts with a mean of -77.6% compared to Novaloc® -12.4% ($p < 0.001$). Varying retention loss was observed for the different Locator® inserts, with the white Novaloc® insert showing the lowest loss (-6.4%).

Conclusion: Significant differences were found between Locator® and Novaloc®, with Novaloc® showing lower retention loss. The Locator® and Novaloc® systems are equally recommended for use with removable implant-supported overdentures in the mandible. In our work, a greater loss of retention was observed with Locator®. Further research and clinical studies are needed to better replicate clinical situations and to better understand the mechanisms of loosening of implant-supported overdentures.

Inhaltsverzeichnis

DANKSAGUNGEN	III
ZUSAMMENFASSUNG	IV
ABSTRACT	V
ABKÜRZUNGEN UND DEREN ERKLÄRUNG	VII
ABBILDUNGSVERZEICHNIS	VIII
TABELLENVERZEICHNIS	IX
1 EINLEITUNG.....	1
1.1 DER ZAHNLOSE UNTERKIEFER.....	1
1.2 IMPLANTATGETRAGENE VERSORGUNGSMÖGLICHKEITEN FÜR DEN ZAHNLOSEN UNTERKIEFER	3
1.2.1 Festsitzende vs. abnehmbare implantatgetragene Unterkieferversorgung.....	4
1.2.2 Anzahl der Implantate.....	5
1.2.3 Herausnehmbare implantatgetragene Verankerungselemente.....	9
1.3 LOCATOR®	14
1.3.1 Technischer Ablauf.....	15
1.3.2 Retentionseinsätze.....	17
1.4 NOVALOC®	19
1.5 RETENTION	21
1.6 HINTERGRUND, HYPOTHESE UND ZIELGRÖßEN DER ARBEIT	22
2 MATERIAL UND METHODEN.....	23
2.1 VERSUCHSAUFBAU	23
2.1.1 Herstellung der Modelle	23
2.1.2 Implantation.....	24
2.1.3 Einpolymerisation der Locator® Matrizen.....	26
2.2 VERSUCHSAUFBAU UND MESSEN DES RETENTIONSVERLUSTES	27
2.2.1 Herstellung der Simulationsmaschine	27
2.2.2 Herstellung von Halterungselementen.....	29
2.2.3 Messen der Abzugskraft	30
2.2.4 Simulation der Einsetz- und Entnahmezyklen.....	32
3 ERGEBNISSE.....	34
4 DISKUSSION	44
5 SCHLUSSFOLGERUNG	48
LITERATURVERZEICHNIS.....	50

Abkürzungen und deren Erklärung

°	Grad
°C	Grad Celsius
A	Ampere
Abb.	Abbildung
ADLC	Amorphous diamond-like carbon
bzw.	beziehungsweise
CAD	Computer-Aided Design
CAM	Computer-Aided Manufacturing
Kg	Kilogramm
Max	maximal
Min	minimal
mm	Millimeter
mm/min	Millimeter pro Minute
mm/s	Millimeter pro Sekunde
N	Newton
Ncm	Newtonzentimeter
PEEK	Polyetheretherketon
PMMA	Polymethylmethacrylat
REM	Rasterelektronenmikroskop
S.	Seite
s.	siehe
Tab.	Tabelle
U/min	Umdrehungen pro Minute
vgl.	vergleiche
vs.	versus
z. B.	zum Beispiel

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Resorption der Kiefer durch den Verlust von Zähnen	2
Abbildung 2: Aufbau implantatgetragener Doppelkrone.....	11
Abbildung 3: Aufbau einer Magnetverankerung	12
Abbildung 4: Aufbau eines Kugelkopfankers.....	13
Abbildung 5: Aufbau eines Locator®.....	15
Abbildung 6: Chemische Reaktion von Polyamid 6.6 (Nylon)	19
Abbildung 7: Aufbau des Novaloc® System.....	20
Abbildung 8: Locator® Retentionseinsätze in verschiedenen Stärken.....	21
Abbildung 9a–c: Modelle für die Abzugsversuche.....	23
Abbildung 10: Unterkiefermodell nach Implantation	25
Abbildung 11: Unterkiefermodell nach Anbringung der Patrizen.....	25
Abbildung 12a-d: Einpolymerisation der Locator® Matrizen.....	26
Abbildung 13: Simulationsmaschine	27
Abbildung 14: Mikrocontroller und Steuerungseinheit	27
Abbildung 15: Einstellungen der Steuerungseinheit.....	28
Abbildung 16: Einstellen der Start- und Endposition	28
Abbildung 17: Anbringen des Kiefermodells an der Simulationsmaschine	29
Abbildung 18: Entworfenen und 3D-gedruckte Halterung für das Kiefermodell.....	29
Abbildung 19: Fixierung der Modelle in der Simulationsmaschine	30
Abbildung 20: Fixierung der Modelle in Universalprüfmaschine	31
Abbildung 21: Versuchsaufbau der Einsetz- und Entnahmezyklen.....	32
Abbildung 22: Novaloc®- Matrizen und Patrizen	33
Abbildung 23: Minimal (untere •), Maximalwert (obere •) und Herstellerangabe (×)	36
Abbildung 24: Verlauf der Retention durch Einsetz- und Entnahmezyklen.....	37
Abbildung 25: Relative Darstellung anhand der Ausgangswerte (=100 %).....	38
Abbildung 26: Mittelwerte der Retention im Verlauf.....	39
Abbildung 27: Anfangswerte vs. Endwerte	41
Abbildung 28: Locator® Retentionseinsätze nach 10.000 Einsetz- und Entnahmezyklen.	42
Abbildung 29: Novaloc® Retentionseinsätze nach 10.000 Einsetz- und Entnahmezyklen	42
Abbildung 30: Retentionsverlust [%].....	43
Abbildung 31: Retentionsverlust [N].....	43

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Locator® Retentionseinsätze	18
Tabelle 2: Novaloc® Retentionseinsätze	20
Tabelle 3: Herstellerangaben der unterschiedlichen Retentionseinsätze	34
Tabelle 4: Herstellerangaben, Minimal- und Maximalwert	35
Tabelle 5: Anfangswerte vs. Endwerte	40
Tabelle 6: Zusammenfassung des Retentionsverlustes aller getesteten Einsätze	41

1 Einleitung

1.1 Der zahnlose Unterkiefer

Die totale Zahnlosigkeit ist ein Zustand von schwerwiegender und irreversibler Natur, der erhebliche Auswirkungen auf die betroffene Person hat. Neben den offensichtlichen körperlichen Beeinträchtigungen führt der vollständige Verlust der Zähne zu einer signifikanten Einschränkung der Lebensqualität. Darüber hinaus besteht eine Verbindung zwischen zahnloser Mundhöhle und einem erhöhten Sterberisiko im höheren Lebensalter.¹ Obwohl in Europa ein Rückgang der Zahnlosigkeit der 65-74-Jährigen in den vergangenen Jahren zu beobachten ist, schwankt die Anzahl zwischen 6 % in Dänemark und 64 % in Kroatien.² Laut der fünften deutschen Mundgesundheitsstudie, hat sich die Prävalenz der völligen Zahnlosigkeit bei den jüngeren Senioren (65-74-Jährigen) zwar in den vergangenen 10 Jahren halbiert, liegt aber immer noch bei 12,4 %. Einen höheren Anteil an völliger Zahnlosigkeit haben die älteren Senioren (75-100-Jährigen) mit 32,8 %. Besonders häufig sind ältere Senioren mit Pflegebedarf betroffen, von Ihnen sind etwas mehr als die Hälfte zahnlos.³ Aufgrund diverser präventiver Maßnahmen, welche sich in den vergangenen Jahren etabliert haben, tritt die völlige Zahnlosigkeit in einem wesentlich höheren Alter als noch vor einigen Jahrzehnten auf. Mit einem weiteren Rückgang ist in Zukunft aber nur langsam zu rechnen.⁴

Die Hauptgründe für den vollständigen Verlust der Zähne sind nach wie vor Parodontitis und Karies. Letzteres spielte aufgrund der Ernährungsgewohnheiten in der frühgeschichtlichen Zeit kaum eine Rolle. Durch die starke Abrasion, bedingt durch die verfügbare Kost, entstand kaum Karies. Dies änderte sich rasant im Zuge der Industrialisierung, als niedermolekularer Zucker im Überschuss zur Verfügung stand.⁵

Die Folgen, welche durch den vollständigen Zahnverlust ausgelöst werden, sind erheblich. Der Verlust von allen Zähnen führt zu morphologischen Veränderungen, insbesondere zur Resorption und Atrophie des Alveolarkamms. Der Knochenabbau ist in den ersten Monaten nach der Extraktion bzw. Verlust von Zähnen besonders ausgeprägt und setzt sich fort, ohne zum Stillstand zu kommen. Die resorptiven Vorgänge bewirken eine Verschiebung des Alveolarfortsatzes im Oberkiefer in orale und im Unterkiefer in vestibuläre Richtung. Dadurch wird der Kieferkambogen im Oberkiefer schmaler und im Unterkiefer breiter (vgl. Abb. 1).⁴ Der Zahnverlust hat auch direkte Auswirkungen auf das umliegende

Weichgewebe, wie das Einsinken der Wangen und Lippen und eine vermehrte Faltenbildung. Der Abstand zwischen Kinn und Nase verkürzt sich, was zu einer Verkleinerung des unteren Gesichtsdrittels führt.⁴

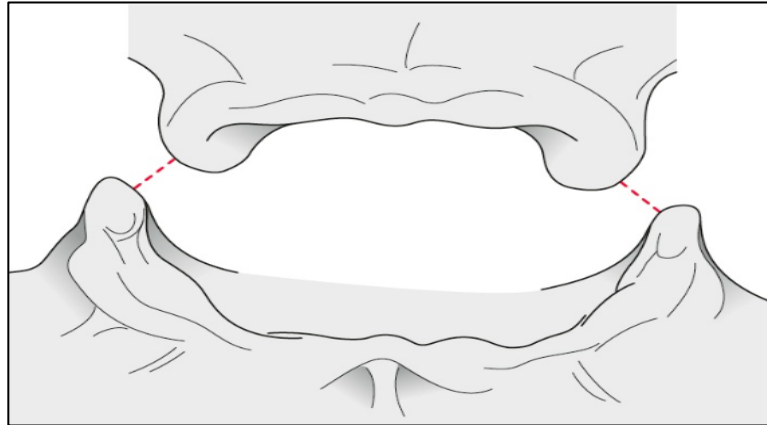


Abbildung 1: Resorption der Kiefer durch den Verlust von Zähnen
Quelle: Kern et al., 2022, S. 229.⁴

Die Hauptziele des Zahnersatzes sind die strukturelle, funktionelle und ästhetische Wiederherstellung des Gebisses. Ein wichtiges, häufig unterschätztes, Ziel ist die psychosoziale Wiedereingliederung in die Gesellschaft und die damit verbundene Verbesserung der Lebensqualität der betroffenen Person. Die häufigste Prothese, die verwendet wird, um die genannten Ziele zu erreichen, ist die Kunststoff-Totalprothese.⁴ Sie verbessert nicht nur die Ästhetik und Phonetik, sondern stellt auch die Mastikation wieder her. Sie ist aber nicht in allen Fällen in der Lage, die Funktionen des stomatognathen Systems zufriedenstellend wiederherzustellen, primär aufgrund von Instabilität und verminderter Kaeffizienz. Zumal die Kauleistung von vollbezahnten Menschen fünf- bis sechsmal höher ist als jene der Personen, die eine Totalprothese tragen.⁴ Zusätzlich kommt es bei Totalprothesenträger*innen zu einem weiteren Knochenverlust, der durch den Druck der Prothese auf den Kieferkamm verursacht wird.¹ Dadurch bleibt auch die psychosoziale Einschränkung und Behinderung weiterhin bestehen. Die Patient*innen zeigen in der Regel eine höhere Unzufriedenheit in Bezug auf die Unterkieferprothese im Vergleich zur Oberkieferprothese, da die Haltefunktion insbesondere im unteren Kieferbereich deutlich schlechter ist. Der Grund hierfür ist der kleine Kontaktbereich zwischen Alveolarkamm und Prothese. Zusätzlich wirken sich noch anatomische Merkmale, wie die Zungenbewegung negativ auf die Stabilität der Unterkiefer Totalprothese aus. Aufgrund der soeben genannten Faktoren sollte das primäre Ziel sein, zahnlose Patient*innen mit Implantaten zu versorgen, vorrangig im Unterkiefer. Es wurde in einigen klinischen Studien gezeigt, dass die

Versorgung des Unterkiefers mittels implantatgetragener Deckprothese, im Vergleich zur herkömmlichen Totalprothese, zu einer wesentlich besseren Patient*innenzufriedenheit, aber auch zu einer höheren Lebensqualität führt.⁶ In der internationalen Literatur wird die Versorgung des zahnlosen Unterkiefers mittels zwei Implantaten, als minimale Versorgungsart angesehen. Aufgrund anatomischer und physiologischer Bedingungen, die im Alter auftreten, ist eine Implantation allerdings nicht immer möglich. Somit wird auch in Zukunft die Totalprothese weiterhin als Basisversorgung, hauptsächlich in Schwellen- und Entwicklungsländern oder bei gesundheitlich kompromittierten Patient*innen, etabliert bleiben.^{1,4,6,7}

1.2 Implantatgetragene Versorgungsmöglichkeiten für den zahnlosen Unterkiefer

Bei der Versorgung des zahnlosen Unterkiefers gibt es eine Vielzahl an Möglichkeiten. Wie bereits erwähnt, sollte die implantatgetragene Versorgung als primäres Ziel für den zahnlosen Unterkiefer angesehen werden. Eine Vielzahl von Studien hat gezeigt, dass die Versorgung, welche von Implantaten getragen wird, im Vergleich zu einer Totalprothese, in allen Punkten wie Essen, Sprechen, Ästhetik, Funktion, Stabilität und Kaukraft zu einem zufriedenstellenderen Ergebnis führt.⁸

Die mundgesundheitsbezogene Lebensqualität wird bei zahnlosen Patient*innen durch eine implantatgetragene Deckprothese zumeist wesentlich verbessert. Bei der Versorgung zahnloser Patient*innen sollte heutzutage, vor allem im Unterkiefer, der implantatgetragene Zahnersatz das Mittel der Wahl sein, insofern es die gesundheitlichen, finanziellen und anatomischen Gegebenheiten zulassen.⁴

Bei der Auswahl des Versorgungskonzeptes zeigt sich, dass die Ansprüche zahnloser Patient*innen sehr unterschiedlich ausfallen können. Aufgrund dessen kann kein universeller Therapieplan erstellt werden, vielmehr muss auf die individuelle, psychosoziale, kulturelle, gesundheitliche und nicht zuletzt finanzielle Situation der Patient*innen eingegangen werden. Bei der Entscheidung, welche Versorgung angestrebt wird, muss man sich prinzipiell zwischen einer feststehenden oder abnehmbaren Möglichkeit entscheiden. Zudem spielt bei der Versorgung des zahnlosen Unterkiefers heutzutage, vordergründig die Zufriedenheit der Patient*innen, die Wartung sowie Nachsorge für die Behandler*innen, Techniker*innen und für die Patient*innen eine bedeutende Rolle.⁶

1.2.1 Festsitzende vs. abnehmbare implantatgetragene Unterkieferversorgung

Abnehmbare Versorgung bedeutet, dass die Prothese von Patient*innen selbst herausnehmbar und auch wieder einsetzbar ist. Die Prothese sollte dementsprechend auch täglich mindestens zweimal zur Reinigung entnommen werden.

Eine auf Implantaten getragene festsitzende Versorgung ist für die Patient*innen selbst nicht entfernbar, da sie mit den Implantaten fest verschraubt oder zementiert ist. Dadurch erfolgt auch die Reinigung entsprechend jener von natürlichen Zähnen. Diese kann auf Grund von verblockten oder von schlecht designten Arbeiten sogar mit erhöhten Hygieneaufwand verbunden sein.

In mehreren Studien wurden festsitzende und abnehmbare Versorgungen auf die Überlebensrate der Implantate hin untersucht. Es zeigt sich, dass bei der festsitzenden Versorgung, signifikant weniger Implantatverluste auftreten.⁴ Die Implantatüberlebensrate nach 5 Jahren liegt im Unterkiefer bei 98 % für die festsitzende und 96 % für die herausnehmbare Versorgung. Nach 10 Jahren kann damit gerechnet werden, dass sich noch 91 % bzw. 95 % der Implantate im Kieferknochen befinden.⁶

Bei der Entscheidungsfindung, ob man eine abnehmbare oder festsitzende Versorgung anstrebt, sollten folgende Kriterien berücksichtigt werden:

- Kauffähigkeit
- Stabilität
- Mundhygiene
- Finanzielle Möglichkeiten
- Anforderung der Patient*innen
- Restbezahnung
- Klinische und radiologische Befunde
- Anatomische Gegebenheiten

Lässt es die Patient*innensituation zu und sind sowohl eine Behandlung mit einer festsitzenden Konstruktion als auch mittels abnehmbarer Deckprothese möglich, so empfiehlt es sich, die Patient*innen aktiv mit in die Entscheidungsfindung einzubeziehen. Idealerweise werden hierfür unterschiedliche Provisorien zur Testung hergestellt, um der zu behandelnden Person die Auswahl zu erleichtern, denn die Präferenzen können, besonders im Unterkiefer, sehr unterschiedlich ausfallen.⁴

1.2.2 Anzahl der Implantate

Die Mindestanzahl der Implantate, die in den Unterkiefer inseriert werden sollen, ist eine in der Literatur vielfach diskutierte Frage und hängt nicht zuletzt vom Wunsch der Patient*innen ab. Bei einer festen Versorgung werden in der Regel zwischen sechs und acht Implantate in den Unterkiefer inseriert. Bei der abnehmbaren Lösung werden meistens zwei oder vier Implantate, selten aber auch eines oder mehr als vier Implantate verwendet.⁶

Aus der Literatur geht hervor, dass ein Zusammenhang zwischen der Anzahl und der Verlustrate der Implantate besteht. Eine Deckprothese, die auf einem Implantat abgestützt wird, hat demnach eine Implantatüberlebensrate von 92 % nach 5 Jahren, bei der Verwendung von einem weiteren Implantat steigt die Rate auf 93 % und bei vier Implantaten beträgt sie sogar 99 %.⁴

1.2.2.1 Versorgung mit einem zentralen Einzelimplantat

Die einfachste und minimalistischste Lösung für die implantatgetragene Versorgung eines zahnlosen Unterkiefers, ist die Platzierung eines einzelnen, zentralen Implantats in der Unterkiefermitte. In mehreren Studien wurde bestätigt, dass solch ein zentrales Implantat in der Lage ist, eine Deckprothese zu verankern. Walton et al, hat hierfür eine Studie mit 100 Patient*innen durchgeführt. Ziel der Studie war es, die Unterschiede zwischen einer Verankerung auf einem und zwei Implantaten, bezogen auf die Patient*innenzufriedenheit, Nachsorge und Kosten herauszufinden. Die Ergebnisse zeigen, dass es unter bestimmten Voraussetzungen, wie starke Knochenatrophie oder unzureichende finanzielle Möglichkeiten, durchaus möglich ist, Patient*innen mit nur einem zentralen Implantat zu versorgen. Dabei muss aber das Risiko von Komplikationen, wie erhöhter Implantatverlust, häufige Druckstellen und insuffizienter Halt durch Rotation in Kauf genommen werden.⁹ Auch wenn in jüngsten Studien gezeigt wurde, dass die Überlebensrate auf einem einzelnen Implantat als hoch angesehen werden kann, sind weitere klinische Untersuchungen notwendig, bevor diese Möglichkeit routinemäßig eingesetzt werden kann. Bis dahin sollte die Verwendung von zumindest zwei, besser vier Implantaten angestrebt werden.^{10,11}

Es ist wesentlich besser, die zu behandelnde Person mit einem zentralem, anstatt mit keinem Implantat und einer Totalprothese zu versorgen. Man muss jedoch auch kritisch hinterfragen, ob der finanzielle und zeitliche Mehraufwand durch häufige Unterfütterung und Anpassung

der Prothese, die Anschaffungskosten eines zweiten Implantats nicht überschreiten. Das ist sicherlich ein Grund, warum die Versorgung auf zwei, besser vier Implantaten in Zukunft weiterhin bevorzugt werden wird.⁸

1.2.2.2 Versorgung auf zwei oder vier Implantaten?

Ob man besser zwei oder vier Implantate für die herausnehmbare Versorgung eines zahnlosen Unterkiefers verwendet, ist auch aus der Literatur nicht eindeutig ersichtlich. Sicher ist aber, dass die Patient*innen, im Vergleich zur herkömmlichen Totalprothese, in allen Belangen, signifikant zufriedener mit einer implantatgetragenen Versorgung sind. Die Verankerung einer Deckprothese auf zwei Implantaten, welche sich interforaminal im Kieferknochen befinden, gilt wissenschaftlich als gut abgesichert und stellt die Standardversorgung für diese Indikation dar.⁶

Es gibt allein in Europa verschiedene Ansätze, welche stark davon abhängig sind, wie viel der jeweilige Staat den Patient*innen zurückerstattet. So wird in den Niederlanden die Versorgung des zahnlosen Unterkiefers mit zwei Implantaten gut subventioniert. Das hat zur Folge, dass dort fast jeder*e zahnlose Patient*in, zwei Implantate im Unterkiefer erhält.⁸ Nur wenige Studien haben direkt „zwei vs. vier Implantate“ verglichen, bei denen Patient*innen eine Versorgung mit zwei Implantaten gefolgt von einer Versorgung mit vier Implantaten erhielten. Es konnte jedoch gezeigt werden, dass jene Patient*innen, welche mit vier Implantaten versorgt wurden, zufriedener waren als jene mit einer zwei-Implantat-Versorgung. Die Patient*innen berichteten von besserer prothetischer Stabilität, höherer subjektiver Kaukraft und höhere Gesamtzufriedenheit bei der Versorgung mit vier Implantaten.⁸

Die Insertion von zwei Implantaten ist eine relative einfache und wissenschaftlich gut abgesicherte abnehmbare Versorgung. Demnach sollte die auf zwei Implantaten abgestützte Deckprothese jedoch nicht als der Goldstandard angesehen werden, sondern eher als das Minimum, wenn es um die suffiziente Versorgung eines zahnlosen Unterkiefers geht. Dabei werden die Implantate interforaminal, in Regio 33 und 43, also im Bereich der Eckzähne, in den Kieferknochen eingebracht. Wichtig bei der Verwendung von weniger als drei Implantaten ist jedoch, dass diese nicht starr miteinander verbunden werden. Es wird nämlich, durch die starre Verbindung, das Einsenken der Prothese, insbesondere im Molarenbereich, verhindert. Daraus ergibt sich eine erhöhte Belastung der Implantate und

mögliche Komplikation, die daraus resultieren können. Deswegen werden Verankerungselemente mit einer Spielpassung empfohlen, wie Locatoren®, Kugelanker, Magnete, runde Stege ohne Extension oder Ähnliche.⁴

Vercruyssen et al, hat eine der größten retrospektiven Studien, für die Überlebensrate einer auf zwei Implantaten abgestützten Deckprothesen, durchgeführt. Dabei wurden insgesamt 495 Prothesen auf je zwei Implantaten versorgt. Die Versorgung erfolgte mit einem runden Steg, Kugelkopfancker und mit Magneten. Die Studie ergab eine Überlebensrate der Implantate von 95,5 % nach insgesamt 20 Jahren.¹² Burns et al. ist in seiner Untersuchung zu dem Ergebnis gekommen, dass die Verwendung von vier Implantaten eine größere Retention aufweist. Bei allen anderen Kriterien, unter anderem Patient*innenzufriedenheit, Phonetik, Hygienefähigkeit, Prothesenhalt, Implantatüberlebensrate und Kau-effizienz, schnitt die Versorgung auf zwei Implantaten gleichermaßen zufriedenstellen ab.⁹

Ein häufig verwendetes Konzept, wenn auch etwas aufwendiger und kostenintensiver, ist die Insertion von vier Implantaten. Diese werden klassischerweise im Bereich der Eckzähne und der ersten Prämolaren inseriert. Dadurch ergibt sich eine bessere Abstützung und Kraftverteilung, auf den Unterkieferknochen, sowie eine bessere Retention und Implantatüberlebensrate als bei der Verwendung von nur zwei Implantaten.¹¹

Auch an der Grazer Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit wird die etablierte Ansicht vertreten, dass mindestens vier Implantate für eine herausnehmbare, implantatgetragene Deckprothese anzustreben sind. Die Verwendung von lediglich zwei Implantaten ist nur unter spezifischen Bedingungen gerechtfertigt. Beispiele hierfür sind ein schlechter allgemeiner Gesundheitszustand der zu behandelnden Person, Notwendigkeit eines minimalinvasiven Vorgehens oder im Rahmen eines Minimalkonzeptes für fragile Patient*innen. Grundsätzlich wird jedoch, insbesondere bei gesunden und jüngeren Personen, angestrebt, eine prothetische Versorgung auf vier Implantaten anzustreben, wobei sich als prothetische Versorgung die Herstellung eines individuellen Steges bewährt hat.

Für eine festsitzende Versorgung auf drei oder weniger Implantaten gibt es unzureichende Studien und Langzeitergebnisse. Als größter Nachteil einer solchen Versorgung ist zu erwähnen, dass bei Verlust eines Implantats die gesamte Versorgung unbrauchbar wird. Es muss also ein neues Implantat inseriert und zudem muss auch die Prothese erneuert werden. Die Folgen, die für die Patient*innen dabei entstehen, wie erneutes Operationsrisiko, Komplikationen, Blutungen oder Nervenläsionen sind unangenehm, unzufriedenstellend und bedeuten zu dem auch ein erhöhtes zeitliches und finanzielles Aufkommen.¹⁰

1.2.2.3 Versorgung auf fünf oder mehr Implantaten (festsitzende Restauration)

Bei der Verwendung von fünf oder mehr Implantaten wird der*die Patient*in in der Regel mit einer festsitzenden Restauration versorgt. Als größter Vorteil soll hier genannt werden, dass bei Verlust eines einzelnen Implantats die Versorgung mit einer hohen Wahrscheinlichkeit weiter bestehen kann, es sei denn, es handelt sich bei dem verlorenen Implantat um das am weitesten distal gelegene. Die Implantatüberlebensrate, aber auch die prothetische Überlebensrate ist bei solch einer hochwertigen Versorgung sehr hoch. In mehreren Studien wurden über einen Beobachtungszeitraum von 10 Jahren Überlebensraten von über 98 % festgestellt.⁶

Mit steigender Anzahl der Implantate steigen logischerweise auch die Laborkosten, sowie die klinischen Kosten und für die Behandler*innen wird die Arbeit zunehmend technik- und zeitintensiv. Diese Aspekte müssen schlussendlich von den Patient*innen getragen werden und bedeuten somit eine wesentlich höhere finanzielle Belastung. Eine hohe Anzahl an Implantaten bedeutet auch, dass die Mundhygiene wesentlich erschwert ist, da nur selten alle Oberflächen und Stellen erreicht werden können.¹⁰

1.2.2.4 Schlussfolgerung

Die spätere prothetische Versorgung hat eine wesentliche Auswirkung auf die Anzahl der Implantate. Nicht selten stellt, bei der Erstellung eines Behandlungsplanes, die finanzielle Situation der Patient*innen einen limitierenden Faktor dar. Aus der Literatur ist aber ersichtlich, dass die Implantattherapie für den zahnlosen Unterkiefer, verglichen mit der schleimhautgetragenen Totalprothese, auf lange Zeit, wesentlich kosteneffektiver erscheint. Auch wenn solch eine Behandlung zu höheren Anfangskosten führt, ist die Implantatversorgung mit hoher Akzeptanz und Patientenzufriedenheit verbunden.⁶

Für die Anzahl der Implantate sind die Beweggründe der Patient*innen von hohem Stellenwert. Möchte der*die Patient*in lediglich einen etwas besseren Halt der Prothese und ein minimalinvasives Vorgehen, so ist die Insertion von zwei Implantaten möglich. Wenn dies aufgrund finanzieller oder anatomischer Verhältnisse nicht möglich ist, so kann man die Prothese auch in Einzelfällen mittels zentralem Einzelimplantat verankern. Besteht der Wunsch nach einem Gefühl fester Zähne, so sollten mindestens vier Implantate starr miteinander verbunden werden, um einen festen Halt der Prothese zu gewährleisten. Stellt

der*die zahnlose Patient*in die Anforderung einer festsitzenden Versorgung, so wird die Verwendung von mindestens vier bis sechs Implantaten empfohlen.⁶

Abschließend kann man sagen, dass die festsitzende Variante auf vier oder mehr Implantaten manchmal aufgrund eingeschränkter finanzieller Mittel und anatomischer Gegebenheiten nicht realisierbar ist.

Es ist immer eine individuelle Entscheidung, die getroffen werden muss, ob zwei, vier oder sogar mehr Implantate in den zahnlosen Unterkiefer inseriert werden. Unter anderem ist es von der Morphologie des Kiefers, sowie des Gegenkiefers, der benötigten Retention und der Hygienefähigkeit abhängig.¹³

Schlussendlich muss gemeinsam mit dem*der jeweiligen Patient*in ein personalisiertes, passendes und zufriedenstellendes Behandlungskonzept erstellt werden.

1.2.3 Herausnehmbare implantatgetragene Verankerungselemente

Mittlerweile stehen der modernen Implantatprothetik eine Vielzahl an Möglichkeiten, für die prothetische Versorgung der Implantate, zur Verfügung. In den vergangenen Jahrzehnten wurden die Systeme stetig weiterentwickelt und verbessert. In der Literatur gibt es kein eindeutiges Ergebnis darüber, welches Verankerungssystem, für die Patient*innen, die meisten Vorteile mit sich bringt. Verankerungssysteme, welche eine einwandfreie Ein- sowie Ausgliederung ermöglichen und einfach zu reinigen sind, sollten bevorzugt werden. Zudem sollte die Verankerung eine ausgeglichene Belastungsverteilung auf die Implantate, aber auch auf das Weichgewebe, gewährleisten.¹⁴

Wie bereits erwähnt muss man sich bei der Auswahl des Verankerungssystems zuerst die Frage stellen, ob man den Kiefer herausnehmbar oder festsitzend versorgen möchte. Bei der herausnehmbaren Variante muss außerdem zwischen einer leicht beweglichen und einer starren Lagerung der Prothese abgewogen werden. Während die bewegliche Lagerung den Patient*innen das Gefühl gibt, eine Prothese zu tragen, vermittelt die starre Variante eher das Vorhandensein eigener Zähne im Mund zu haben.^{4,6}

Bei der Verwendung von zwei Implantaten sollten diese, aus biomechanischen Aspekten, nicht starr miteinander verbunden werden, denn solch eine Konstruktion verhindert das Einsinken der Prothese im distalen Bereich. Dies führt in weiterer Folge, vor allem während des Kauvorganges, zu einer erhöhten Beanspruchung der Implantate.⁴

Für die implantatgetragene Versorgung des zahnlosen Unterkiefers sollte, wie bereits oben erwähnt, die auf mindestens zwei Implantaten getragene Deckprothese, das erste Mittel der Wahl sein. Welches Verankerungssystem verwendet wird, hängt von verschiedensten Faktoren, wie der Knochenbreite, Knochenhöhe, Retentionsbedarf, Gegenkiefer, Parafunktionen und letztlich auch von den finanziellen Mitteln der Patient*innen ab.^{8,15}

Die bereits erwähnte minimal bewegliche Lagerung wird durch einfache Verankerungsformen, wie Locator®- Elemente, Kugelkopfanter oder Magnete erreicht. Diese sind lediglich bei starken vertikalen Knochenverlust und der daraus resultierenden hohen Bauhöhe der Prothese kontraindiziert. Es würde dadurch nämlich zu einer erhöhten Belastung und Abnutzung der Verbindungselemente kommen, was eine unerwünschte Lockerung der Deckprothese zur Folge hat. Im Gegensatz dazu tritt bei der starren Lagerung, welche sowohl durch parallelwandig gefräste Stege oder Teleskopprothesen realisiert wird, diese Problematik nicht auf.^{4,6}

1.2.3.1 Stegkonstruktion

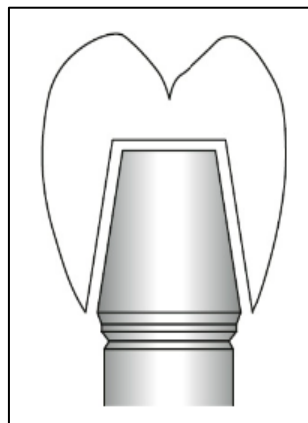
Die Stegversorgung ist eines der ältesten und bewährtesten Versorgungskonzepte für den zahnlosen Unterkiefer. Die Verwendung des Steges reicht bis in die 60er-Jahre zurück und galt lange als die einzige sinnvolle Versorgung für den zahnlosen Unterkiefer. Diese Technik basiert auf der Idee mehrere Implantate, in den meisten Fällen vier, mit einem Steg zu verbinden oder miteinander zu verblocken. Dadurch ergibt sich eine starre Lagerung der Prothese. In der Prothese wird das Gegenstück, der sogenannte Stegreiter, ein polymerisiert. Durch Klemmwirkung kann dadurch ein sicherer Verbund zwischen den Implantaten und der Prothese geschaffen werden. Im Stegreiter können sich auch Kunststoffeinsätze befinden, die wiederum austauschbar sind.^{4,6,16}

Mittlerweile gibt es unterschiedliche Arten von Stegen und Stegreitern. Steggeschiebe werden heutzutage aus hochgoldhaltigen Edelmetallen oder Kobalt-Chrom-Legierungen mithilfe der Gusstechnik oder durch modernes CAD/CAM Verfahren hergestellt.⁶ Individuell gefräste oder gegossene Stege bieten, aufgrund ihrer exakten Passung ineinander, die beste Retention. Burns et al. hat die Retention verschiedener Versorgungsmöglichkeiten auf ihre Retention untersucht und ist zu dem Ergebnis gekommen, dass die Stegversorgung die höchste Retention aufweist.⁹

Der große Vorteil besteht also in der hohen Retentionskraft, guten Reinigbarkeit, der Möglichkeit des Umbaus der Prothese bei Implantatverlust, sowie leichter Reparaturmöglichkeit. Dem gegenüber steht jedoch der hohe technische Aufwand und die dadurch entstehenden hohen Kosten für die Patient*innen.

1.2.3.2 Doppelkronen

Die Doppelkronen, auch Teleskope oder Konuskronen genannt, stellen eine Sonderform der abnehmbaren prothetischen Verankerung und die zweite Möglichkeit für eine starre Lagerung, einer abnehmbaren Prothese auf Implantaten, dar (vgl. Abb. 2). Zumeist werden hierfür vier Implantate im Unterkiefer benötigt. Das Prinzip der Teleskope beruht auf Friktion, Verkantung und Verkeilung zwischen Innen- und Außenteleskop. Die Friktion kann dabei vom Techniker angepasst werden. Das spezielle Innenteleskop-Abutment wird direkt mit dem Implantat verschraubt oder zementiert, während das Außenteleskop fix in die abnehmbare Prothese einpolymerisiert wird. Um ein problemloses Ein- und Ausgliedern der Deckprothese zu gewährleisten, sollten die Implantate möglichst parallel zueinanderstehen. Die Versorgung mit einer implantatgetragenen, abnehmbaren Teleskopprothese bringt viele Vorteile mit sich. Durch die hohe Passgenauigkeit wird eine gute Stütz-, Führungs-, Kippvermeidungs- und Schubverteilungsfunktion erreicht. Ein weiterer großer Vorteil ist die gute Erreichbarkeit und dadurch auch gute Reinigbarkeit der Teleskope, besonders bei älteren Patient*innen mit eingeschränkter Fingerfertigkeit. Als Nachteil dieser Versorgung muss jedoch die schwere Aktivierung nach Retentionsverlust, sowie der erhöhte Platzbedarf aufgrund der Doppelkronen, was zu einem ästhetischen Nachteil führen kann, genannt werden.^{4,17}



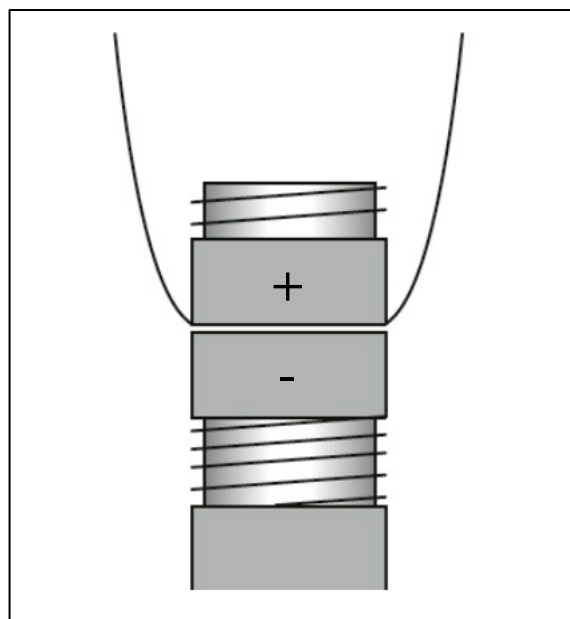
*Abbildung 2: Aufbau implantatgetragener Doppelkrone
Quelle: Kern et al., 2022, S. 381⁴.*

1.2.3.3 Magnetverankerung

Ein schon lange auf dem Markt erhältliches, aber im Vergleich eher selten verwendetes System, für den herausnehmbaren implantatgetragenen Zahnersatz, sind die Magnetverankerungen (vgl. Abb. 3). Aufgrund der Skepsis über die ausreichende Retention bzw. Haltekraft, wird diese Art von Verankerung nur in Ausnahmefällen verwendet. Da Magnete die Eigenschaft haben, einander anzuziehen, liegt der größte Vorteil im einfachen Eingliedern der Deckprothese. Die Magnete ermöglichen es, dass sich die Prothese von allein in die richtige Position ausrichtet. Daher ist dieses System für ältere, behinderte, oder in ihrer Koordination eingeschränkte Personen, besonders gut geeignet.¹⁸

Die Retention ist eines der wichtigsten Aspekte bei der Auswahl des Systems. Es wurde in verschiedenen Studien gezeigt, dass die Retention bei der Magnetverankerung, in den meisten Fällen, unterhalb der Herstellerangaben liegt. Im Gegensatz zu anderen Verankerungselementen nimmt die Haltekraft jedoch durch zyklisch Einsetz- und Entnahmevorgänge, nicht ab.¹⁸

Als weiteren Nachteil, der Magnetverankerung, muss genannt werden, dass nicht für jedes Implantatsystem ein entsprechendes Magnet-Abutment am Markt zur Verfügung steht.



*Abbildung 3: Aufbau einer Magnetverankerung
Quelle: in Anlehnung an Kern et al., 2022, S. 381.⁴*

1.2.3.4 Kugelkopfanker

Ein häufig verwendetes Verankerungssysteme ist sicherlich der zweiteilige Kugelkopfanker (vgl. Abb. 4), wenn es um die Versorgung einer Unterkieferdeckprothese geht. Bei den meisten, am Markt befindlichen Implantatsystemen, steht der Kugelkopfanker zur Verfügung. Die Kugelköpfe sind in unterschiedlichen Höhen erhältlich, wodurch auf die individuellen Gingivaverhältnisse der Patient*innen eingegangen werden kann.

Häufig werden Kugelkopfanker aufgrund der guten Reinigbarkeit, leichten Pflege, einfachen Herstellungstechnik und der geringen Kosten für eine Versorgung in Betracht gezogen. Das Prinzip dieses System kann man am einfachsten mit dem eines Druckknopfes vergleichen. Der Kugelkopfanker (Patrize) ist ein Zwischenglied mit einem kugelförmigen Schaft an seinem Ende, welches entweder direkt in oder auf das Implantat geschraubt wird.¹⁹

Die Matrize selbst, also das weibliche Gegenstück, besteht wiederum aus zwei Teilen, dem Matrizingehäuse und dem Retentionseinsatz. Das Gehäuse wird direkt, mithilfe von Kunststoff, in die Prothese ein polymerisiert. Der Retentionseinsatz wird anschließend mit speziellen Instrumenten in das Gehäuse eingebracht. Mit der Zeit verschleißt die Lamelle, kann bei Bedarf jedoch rasch durch eine neue ersetzt werden.

Wichtig bei der Verwendung von Kugelankern ist die Parallelität der Implantate. Die Dysparallelität wird nur bis zu einem Ausmaß von maximal 10° toleriert.¹⁵

Bezogen auf die Patient*innenzufriedenheit konnte in mehreren Studien kein signifikanter Unterschied zu anderen Verankerungssystemen erkannt werden.¹⁹

Geht es jedoch um die Wartung der unterschiedlichen Systeme, so zeigte sich, dass die Kugelanker gemeinsam mit den Locatoren® den höchsten prothetischen Aufwand nach sich ziehen. Dieser besteht in den meisten Fällen darin, die abgenutzten Retentionseinsätze, zu tauschen.¹⁵

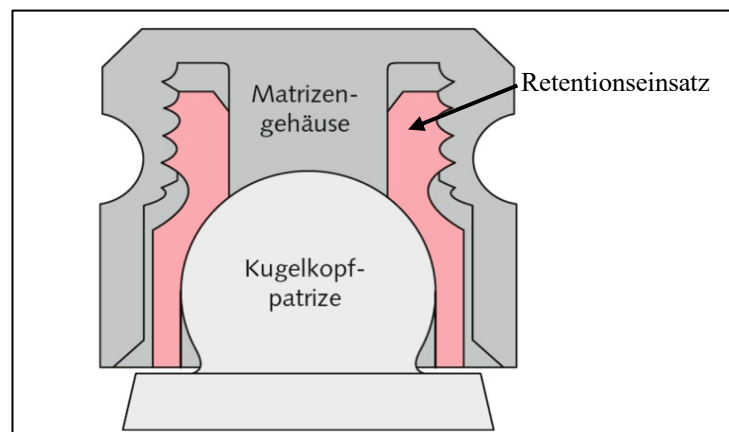


Abbildung 4: Aufbau eines Kugelkopfankers
Quelle: in Anlehnung an Kern et al., 2022, S. 493.⁴

1.3 Locator®

Der Locator® ist eine von der Firma Zest Dental Solution® (ehemals Zest Anchor), mit Sitz in Escondido, Kalifornien (USA) entwickelte Deckprothesenversorgung, die im Jahr 2001 auf den Markt gekommen ist. Seither ist es eines der am meisten verwendeten Verankerungssysteme, für die Versorgung eines zahnlosen Unterkiefers mittels implantatgetragener Deckprothese. Mittlerweile ist das Locator® System für beinahe 100 verschiedene Implantatfirmen verfügbar. Es zählt somit zu einem der am breitesten gestreuten Geschiebesysteme, die sich derzeit auf dem Markt befinden. In einer internationalen Umfrage wurde das Locator®-System zu einem der am häufigsten verwendeten implantatgetragenen, gewebegestützten Verankerungssystemen für den Unterkiefer bezeichnet.^{7,20}

Das Funktionsprinzip der Locatoren® beruht ebenfalls auf dem des Druckknopfes, ist also dem Kugelkopfanker sehr ähnlich. Der Locator® besteht prinzipiell aus einer Patrize (männlicher Teil), der mit dem Implantat direkt verschraubt wird. Die Patrize besteht aus einer Titanlegierung und ist zusätzlich mit Titannitrid beschichtet. Der äußere Durchmesser beläuft sich dabei immer auf 2,85 mm. Die gesamte Aufbauhöhe des Abutment beträgt nur 3,17 mm (Patrize plus 1 mm Kragenaufbau). Dadurch kann das Locator®-Attachment auch bei minimalem okklusalen Platzbedarf verwendet werden. Der intermaxilläre Abstand sollte jedoch 4 mm nicht unterschreiten. Die Abutments sind aufgrund der individuellen Gingivahöhen in unterschiedlichen Längen und Höhen verfügbar. Diese reichen von 1 mm bis maximal 6 mm.^{7,16}

Das Gegenstück, die Matrize (weiblicher Teil), wird in die Deckprothese ein polymerisiert. Die Matrize selbst besteht wiederum aus zwei Teilen. Zum einen aus der Matrizenkappe, welche aus Titan gefertigt wird und direkt mit der Prothese verbunden ist, zum anderen aus den austauschbaren Retentionseinsätzen, welche aus Nylon bestehen. Dieser austauschbare Retentionseinsatz wird in die Matrizenkappe, mithilfe eines speziellen Instrumentes, dem Locator® 3-in-1 Core Tool, eingebracht. Werden Patrize und Matrize nun miteinander verbunden, greift der austauschbare Nyloneinsatz in den inneren und äußeren Unterschnitt der Patrize (vgl. Abb. 5). Dadurch entsteht eine doppelte Retention.¹⁶

Für dysparallele Implantate gibt es die sogenannten erweiterten Retentionseinsätze. Die Besonderheit besteht darin, dass sie nur eine äußere Retention aufweisen, dadurch ergibt sich eine Schwenkfunktion und ermöglicht somit eine ausreichende Retention, trotz Dysparallelität der Implantate. Die erweiterten Retentionseinsätze können neben parallelen

Implantaten, auch bei Implantaten verwendet werden, die mehr als 10° zueinander geneigt sind. Die Neigung sollte aber 20° nicht überschreiten. Somit ergibt sich eine maximale Divergenz von 40° zwischen zwei Implantaten. Die Implantate sollten trotzdem möglichst parallel zueinanderstehen, um eine bessere Retention zu erreichen.⁷

Das Locator® Geschiebesystem weist einige Vorteile auf, dazu zählen Selbstausrichtung, Elastizität, doppelte Retention und das einfache Austauschen der Nylon-Retentionseinsätze.²¹ Durch zyklische Dislokation und erhöhte Implantatangulationen wird die Retentionskraft von Locatoren® jedoch negativ beeinflusst und das System ist dadurch anfällig für Abnutzung.²²

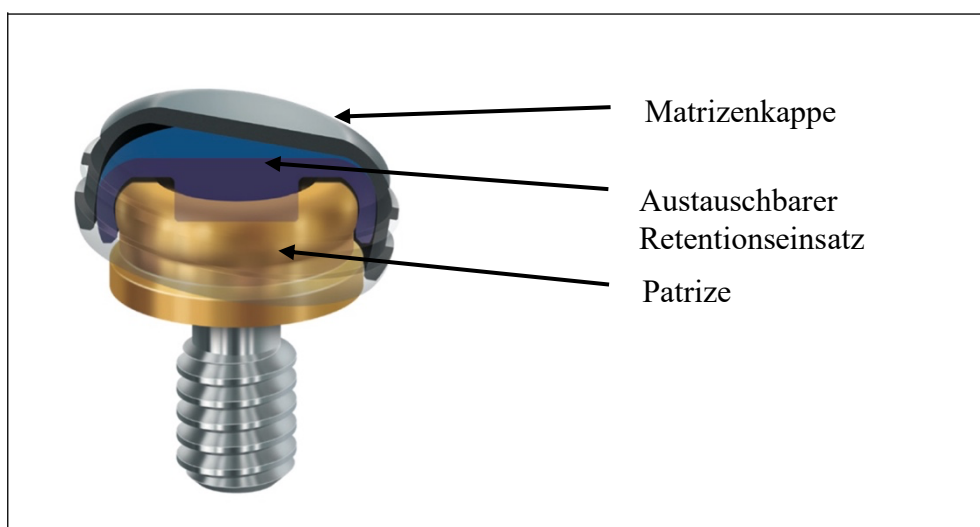


Abbildung 5: Aufbau eines Locator®

Quelle: in Anlehnung an Zest Dental Solutions, 2020, S.4.⁴⁴

1.3.1 Technischer Ablauf

In der technischen Umsetzung von Locatoren® sollte einheitlich vorgegangen werden. Der erste Schritt besteht darin, den Gingivaformer, welcher mit dem Implantat verschraubt ist, zu entfernen. Anschließend muss die Gingiva mit einer Spüllösung, wie Chlorhexamed, gereinigt und die Höhe der Gingiva an ihrem höchsten Punkt mit einer Parodontalsonde ausgemessen werden. Abhängig vom verwendeten Implantatsystem, dem Implantatdurchmesser und der ermittelten Gingivahöhe wird das passende Abutment bestimmt. Mit einem Winkelmesser wird dann die Angulation der Implantate bestimmt, um die entsprechenden Retentionseinsätze auswählen zu können.

Im zweiten Schritt wird das zuvor ausgewählte Abutment mit dem Implantat handfest verschraubt. Ein Kontrollröntgen sollte durchgeführt werden, um sicherzustellen, dass das Abutment auch vollständig und spaltfrei mit dem Implantat verbunden ist. Die Aufnahme sollte dabei im rechten Winkel zur Implantatachse erfolgen. Anschließend wird das Abutment zusätzlich mit einem Drehmomentschlüssel mit 30 Ncm, oder mit dem vom verwendeten Implantatsystem empfohlenen Drehmoment, nachgezogen. Eine Überbelastung des Drehmoments kann im schlimmsten Fall zur Fraktur des Abutments führen. Danach muss die Matrize in die Deckprothese eingearbeitet werden. Es gibt hierbei zwei unterschiedliche Methoden, nämlich die direkte oder die indirekte Methode.

1.3.1.1 Direkte Methode

In der direkten Methode besteht die Möglichkeit für die Behandler*innen, Matrizen direkt in der Behandlungssitzung in eine vorhandene oder alte Deckprothese einzuarbeiten, ohne dabei Abformpfosten oder Laboranaloge zu benötigen.

Zunächst wird ein weißer Distanzring um das Abutment platziert und auf die Schleimhaut gedrückt. Anschließend werden die Matrizen mit schwarzen Technikereinsätzen auf das Abutment gegeben, bis sie einrasten. Durch einen Fit-Checker wird kontrolliert, ob genügend Platz in der Prothese für die Matrizen vorhanden ist. Falls nicht, muss der Platz mit einer Fräse vergrößert werden. Zest Dental Solution® empfiehlt die Erstellung eines lingualen Fensters, um den vollständigen Sitz der Prothese zu visualisieren und überschüssiges Material abfließen lassen zu können. Im nächsten Schritt wird Prothesenkunststoff um die Matrizen im Mund und in die Aussparungen der Deckprothese appliziert. Die Prothese wird in den Mund der Patient*innen gegeben, die während des Aushärtungsprozesses leicht zubeißen. Nach der vorgegebenen Aushärtezeit wird die Prothese aus dem Mund entnommen, der korrekte Sitz der Matrizen überprüft und gegebenenfalls Löcher mit Prothesenkunststoff ausgebessert. Überschüssiges Material wird mit einem Rosenbohrer entfernt und auch das Material, das durch das linguale Fenster abgeflossen ist, wird mit einer Fräse entfernt und anschließend glatt poliert. Der „schwarze“ Technikereinsatz wird entfernt und durch die eigentlichen Retentionseinsätze ersetzt. Zuerst sollten die Retentionseinsätze mit der niedrigsten Abzugskraft verwendet werden. Die ersten Einsatz- und Entnahmezyklen werden mit den Patient*innen durchgeführt und die Okklusion überprüft. Wenn die Retention nicht ausreichend ist, werden die nächststärkeren

Einsätze verwendet. Dieser Vorgang wird so lange wiederholt, bis die Patient*innen die Prothese problemlos ein- und ausgliedern können und der Halt der Prothese zufriedenstellend ist.

1.3.1.2 Indirekte Methode







Für diese Methode sind zusätzliche Materialien und mehrere Behandlungssitzungen erforderlich. Zunächst werden Abformkappen auf die Locator®-Abutments aufgesetzt und festgedrückt. Anschließend wird ein individueller oder vorgefertigter Abformlöffel verwendet, um einen Abdruck zu erstellen. Vor dem Abdruck muss jedoch überprüft werden, ob genügend Platz für die Abformkappen vorhanden ist. Nach der Abformung werden Technikeranaloge mit entsprechendem Durchmesser in die Kappen repositioniert und auf korrekte Passform überprüft. Der Abdruck wird nun in das Labor geschickt, wo das Modell erstellt und die Deckprothese aus Wachs, einschließlich Bissplatte, hergestellt wird. Die Matrize mit dem schwarzen Einsatz ist bereits in der hergestellten Prothese enthalten. In einer weiteren Behandlungssitzung wird mithilfe der Bissplatte die Kieferrelation bestimmt und zusätzlich der Gegenkiefer abgeformt. Im Labor wird die Deckprothese anschließend vollständig in Wachs anhand der einartikulierten Modelle hergestellt. Die Wachsprothese wird dann in den Mund der Patient*innen eingesetzt und auf die korrekte Okklusion, Ästhetik, Passform und Phonetik überprüft. Wenn alles zufriedenstellend ist, wird die endgültige Deckprothese mit den bereits eingearbeiteten Matrizen im Labor fertiggestellt. Die behandelnde Person tauscht die schwarzen Einsätze gegen die am wenigsten retentiven Einsätze aus und überprüft die Prothese auf korrekten Sitz und Okklusion. Bei Bedarf werden die Einsätze ausgetauscht, um den Halt der Prothese zu verbessern.

1.3.2 Retentionseinsätze

Es existieren zahlreiche verschiedene Retentionseinsätze, die durch unterschiedliche Farbcodierungen voneinander unterschieden werden können (s. Tab. 1 und Abb. 8). Die Standard-Retentionseinsätze sind in den Farben Blau, Rosa und Klar erhältlich. Die blauen Einsätze weisen die schwächste Retentionskraft auf, während Rosa eine mittlere Retentionskraft aufweist und Klar die stärkste Abzugskraft besitzt. Diese Standard-Retentionseinsätze sind jedoch nur bis zu einer Abweichung des Abutments von maximal 10° oder 20° zwischen zwei Implantaten vom Hersteller empfohlen. Wenn die Abweichung

größer als 10° ist, sollten die erweiterten Retentionseinsätze verwendet werden, die in vier Farben erhältlich sind. Diese reichen von Grau (keine Retention), über Rot (geringe Retention), Orange (mittlere Retention), hin zu Grün (hohe Retention). Es ist möglich, verschiedene Retentionseinsätze miteinander zu kombinieren, und es ist nicht zwingend erforderlich, für eine Versorgung denselben Retentionseinsatz zu verwenden. Der graue Einsatz mit null Retention dient als langfristiger Schutz des Locator®-Abutments, falls dieses vorübergehend nicht in die Versorgung einbezogen wird. Zusätzlich wird immer ein schwarzer Technikereinsatz mitgeliefert, der verwendet wird, um die Matrice in die Deckprothese zu integrieren. Anschließend wird er durch die eigentlichen Einsätze ausgetauscht und verworfen.

*Tabelle 1: Locator® Retentionseinsätze
Quelle: eigene Darstellung bzw. eigene Aufnahmen*

Locator® Retentionseinsatz [Farbe]		Abzugskraft laut Hersteller [Kg]	Winkeldifferenz [°]
Blau		0,68	0–10
Rosa		1,36	0–10
Klar		2,27	0–10
Grau		0	
Rot		0,45	10–20
Orange		0,9	10–20
Grün		1,81	10–20

Wie bereits erwähnt, werden die Retentionseinsätze aus Nylon hergestellt, das streng genommen ein Markenname ist. Nylon wurde erstmals im Jahr 1935 synthetisiert und besteht aus den Ausgangsstoffen Hexamethyldiamin und Adipinsäure (vgl. Abb. 6). Der eigentliche Name von Nylon, basierend auf der Anzahl der Kohlenstoffatome der Ausgangsstoffe, ist „Polyamid 6.6“. Bei der chemischen Reaktion reagiert Adipinsäure mit Hexamethyldiamin, wobei Wasser abgespalten wird, und Makromoleküle entstehen, die

als Polyhexamethylenadipinsäureamid oder kurz Polyamid 6.6 (Nylon) bezeichnet werden. Der Fachbegriff für diese Reaktion ist die „Polykondensation“.²³

Nylon bietet aufgrund der chemischen Zusammensetzung einige Vorteile wie Abriebfestigkeit, niedriger Reibungskoeffizient, hohe Zugfestigkeit, geringe Dichte, leichtes Gewicht, lange Haltbarkeit und gute thermoplastische Eigenschaften. All diese Eigenschaften schaffen ideale Voraussetzungen für eine optimale Retention zwischen Matrize und Patrize und ergeben somit eine nicht starre Verankerung zwischen Prothese und Implantat. Zudem ist Nylon auch noch elastisch und gut dehnbar, leicht zu reinigen und zu pflegen.^{23,24}

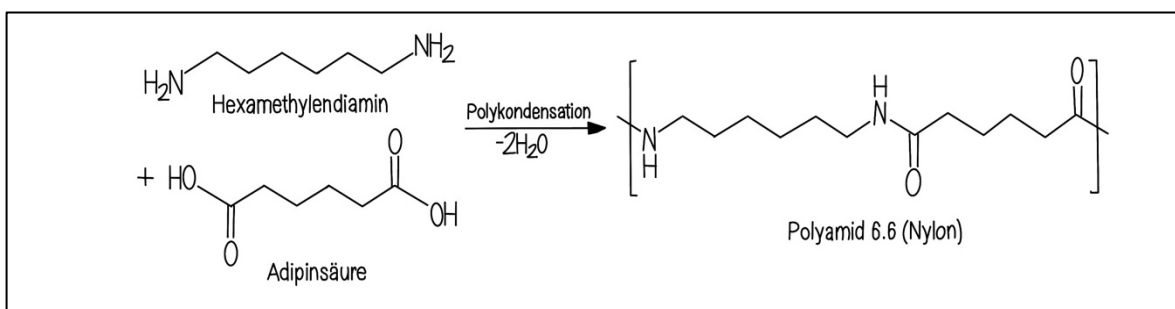


Abbildung 6: Chemische Reaktion von Polyamid 6.6 (Nylon)







Quelle: eigene Darstellung

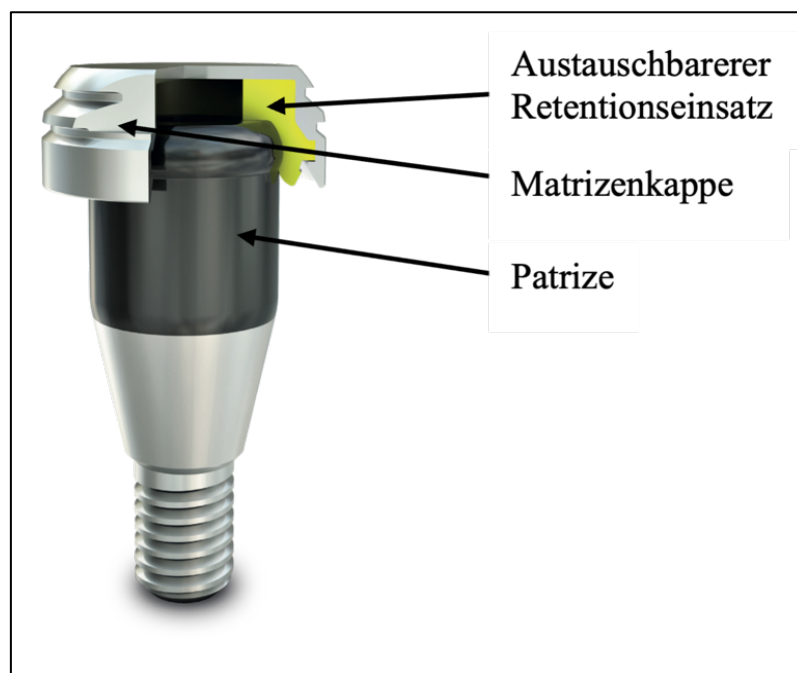
1.4 Novaloc®

Bei Novaloc® handelt es sich um ein Retentionssystem für den herausnehmbaren, implantatgetragenen Zahnersatz (vgl. Abb. 7). Das System wurde von der Firma Straumann® entwickelt und ist mittlerweile mit einer Vielzahl von Implantatsystemen kompatibel. Das Funktionsprinzip ähnelt dem von Locatoren®, welches auf einer inneren und äußeren Retention zwischen Matrize und Patrize basiert. Das Besondere von Novaloc® ist die ADLC-Beschichtung der Patrizen, die in fünf verschiedenen Höhen verfügbar sind. Die Beschichtung soll dazu beitragen, die Abrasion am Abutment zu reduzieren und Schäden an den Retentionseinsätzen zu minimieren, wodurch eine dauerhafte Verschleißbeständigkeit gewährleistet sein soll. Die austauschbaren Retentionseinsätze bestehen aus PEEK und zeichnen sich durch gute chemische und physikalische Eigenschaften aus. Die Matrizegehäuse sind entweder aus PEEK oder Titan erhältlich. Mit geraden Patrizen können Divergenzen von bis zu 40° und mit gewinkelten Abutments sogar Divergenzen von bis zu 60° zwischen zwei Implantaten ausglich werden. Die

austauschbaren Retentionseinsätze sind, ähnlich wie beim Locator® System, in sechs verschiedenen Stärken bzw. Farben erhältlich (vgl. Tab. 2).²⁵

*Tabelle 2: Novaloc® Retentionseinsätze
Quelle: eigene Darstellung, bzw. eigene Aufnahmen*

Novaloc® Retentionseinsatz [Farbe]		Abzugskraft laut Hersteller [Kg]	Winkeldifferenz [°]
Rot-extra leicht		0,3	0–20
Weiss, leicht		0,75	0–20
Gelb, mittel		1,2	0–20
Grün, stark		1,65	0–20
Blau, extrastark		2,1	0–20
Schwarz, ultrastark		2,55	0–20



*Abbildung 7: Aufbau des Novaloc® System
Quelle: in Anlehnung an Straumann, 2021, S.1.²⁵*

1.5 Retention

Unter Retention versteht man jene Kraft, die der Abzugskraft entgegenwirkt und somit eine sichere Verbindung zwischen Implantat und Prothese schafft. Durch die Retention wird das selbstständige Lösen der Prothese von den Implantaten verhindert. Die Zufriedenheit von Patient*innen mit einer prothetischen Versorgung hängt von verschiedenen Faktoren ab, darunter Kaufunktion, Phonetik und die Ästhetik. Eine entscheidende Rolle spielt dabei insbesondere der Halt der Prothese, der von der Retentionskraft abhängt. Letzteres kann als zentrales Kriterium betrachtet werden.^{9,14}

Chung et al. hat in seiner 2004 veröffentlichten Arbeit verschiedenste implantatgetragene Verankerungen bezüglich ihrer Retention verglichen. Daraufhin konnten die Verankerungssysteme in vier verschiedene Gruppen eingeteilt werden: Hohe Retention (z. B. ERA grau), mittlere Retention (z. B. Locator® LR klar), geringe Retention (z. B. Locator® LR pink) und sehr geringe Retention (z. B. Magnet). Dabei reichen die Spitzenwerte der Abzugskräfte von 3,68 N bis zu einer maximalen Retentionskraft von 35,24 N.²⁶

Die Retentionskraft sollte so hoch sein, dass die Prothese auch während der Funktion, also beim Kauvorgang, in ihrer Position verharrt und eine Verschiebung durch schräg einwirkende Kräfte verhindert wird. Die Haltekraft ist ein bedeutender Faktor für die Zufriedenheit der Patient*innen. Eine Abzugskraft von 20 N sollte demnach ausreichend sein, um eine implantatgetragene Deckprothese im Unterkiefer an ihrem Platz zu halten. Jedoch hängt das Ausmaß der Retention stark von der Anzahl, Lage und Ausrichtung der Implantate, der Richtung der Abzugskraft und Art des verwendeten Systems ab.²¹

Der Verlust der Retention stellt eine der am häufigsten prothetischen Komplikationen bei allen Verankerungssystemen dar. Mit der Zeit kommt es durch Abnutzung, Verformung, Veränderung der Oberflächen, Einsetz- und Entnahmezyklen, sowie durch funktionelle oder parafunktionelle Bewegungen zur Abnahme der Retentionskraft. Die Folgen dieses Verlustes umfassen nicht nur häufige Wartungen und erhöhte Kosten, sondern auch eine Zunahme der Unzufriedenheit der Patient*innen.²²



*Abbildung 8: Locator® Retentionseinsätze in verschiedenen Stärken
Quelle: eigene Aufnahme*

1.6 Hintergrund, Hypothese und Zielgrößen der Arbeit

Die Gewährleistung über den stabilen Halt der Prothese ist von zentraler Bedeutung für die Zufriedenheit der Patient*innen.²¹ Daher ist es wichtig, den Patient*innen ein adäquates Verankerungselement anzubieten, welches langfristig einen zufriedenstellenden Prothesenhalt gewährleistet. Locatoren® sind ein oft verwendetes Verankerungselement, deren Retentionsverlust als eine häufig auftretende prothetische Komplikation beschrieben wird. In der Literatur wird unterschiedliches klinisches Verhalten, bezüglich des Retentionsverhalten durch Einsetz und Entnahmezyklen, diskutiert. Obwohl es als eines der beliebtesten Verankerungssysteme gilt, wird der erhöhte Wartungsaufwand im Vergleich zu anderen Systemen kritisch hinterfragt.²⁰ Die Retentionseinsätze müssen in den meisten Fällen innerhalb der ersten zwei Jahre ausgetauscht werden, jedoch führt eine erhöhte Abnutzung bei einigen Prothesenträger*innen aufgrund unterschiedlicher Faktoren, wie Bruxismus, dysparallelen Implantaten oder unsachgemäßer Handhabung, zu einem wesentlich schnelleren Verschleiß.²⁷

Ziel der vorliegenden in vitro Studie war es, die Herstellerangaben von Locator® und Novaloc® hinsichtlich der Retentionskraft zu überprüfen und den Retentionsverlust durch wiederholte Einsetz- und Entnahmezyklen aufzuzeigen, um Patient*innen vorab verlässliche Informationen über den Verschleiß, Wartungsaufwand und Kosten zur Verfügung zu stellen. Zusätzlich wird der Verlauf des Retentionsverlusts unterschiedlicher Einsätze, durch eine zunehmende Anzahl von Einsetz- und Entnahmezyklen, aufgezeigt.

Die Nullhypothese kann folgend formuliert werden:

- Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen dem Locator® und dem Novaloc® System in Bezug auf den Retentionsverlust durch wiederholte Einsetz- und Entnahmezyklen.

Die Nebenhypothese der vorliegenden Studie ist:

- Es gibt keinen signifikanten Unterschied im Verlust der Retention zwischen den unterschiedlichen Retentionseinsätzen.

Die Zielgrößen können folgend definiert werden:

- Hauptzielgröße: Retentionsverlust der verschiedenfarbigen Einsätze im Verlauf durch Einsetz- und Entnahmezyklen.
- Nebenzielgröße: Unterschiede zwischen dem Locator® und Novaloc® System

2 Material und Methoden

2.1 Versuchsaufbau

Zur Durchführung der geplanten in vitro Studie bezüglich des Verlustes der Retention von Locator® und Novaloc® getragenen Deckprothesen, waren im Vorfeld verschiedene Schritte erforderlich. Zunächst wurden eine Kunststoff-Totalprothese und ein passendes Modell des Unterkiefers angefertigt, um eine realistische Situation simulieren zu können. Daraufhin wurden spezielle Haltevorrichtungen für den geplanten Versuchsaufbau mittels der Computersoftware Fusion 360²⁸ designt und mithilfe eines 3D-Druckverfahrens hergestellt. Für die Durchführung der Abzugsversuche wurde eine spezielle Simulationsmaschine konstruiert und programmiert, die linear-zyklische Bewegungen ausführt. Die Herstellung all dieser benötigten Teile wird in Folge näher beschrieben.

2.1.1 Herstellung der Modelle

Um mit den Untersuchungen der in-vitro Studie zu beginnen, war es erforderlich, im ersten Schritt eine vollständige Prothese aus Kunststoff herzustellen (vgl. Abb. 9a). Hierzu wurde die Prothese anhand eines vorhandenen Unterkiefer Gipsmodell konstruiert. Zunächst wurde die Prothese aus Wachs modelliert und anschließend in der endgültigen Kunststoffausführung im zahntechnischen Labor der Grazer Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheits hergestellt. Um nun ein neues Kiefermodell für die bevorstehende Implantation herstellen zu können, wurde die Totalprothese zunächst mithilfe eines Laborscanners virtualisiert und daraufhin ein entsprechendes Unterkiefermodell konstruiert (vgl. Abb. 9b). Anschließend wurde das virtuelle Modell mittels additivem Druckverfahren Schicht für Schicht mit einem 3D-Drucker (Asiga Pro 2) aus flüssigem Kunststoff (Optiprint model) hergestellt und mithilfe von UV-Licht ausgehärtet. Nach kurzer Ausarbeitung stand die Prothese mit einem passenden Kiefermodell (vgl. Abb. 9c) zur weiteren Verarbeitung bereit.

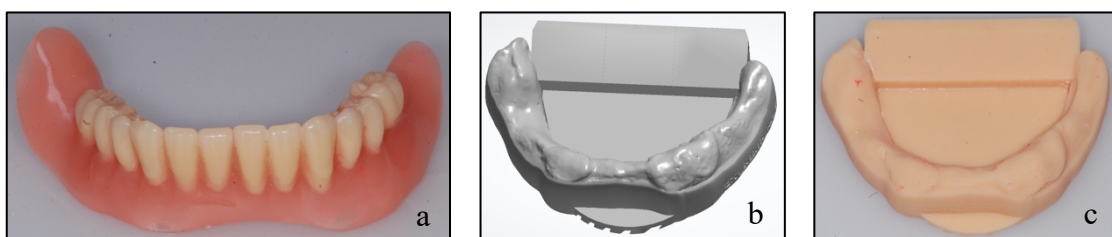


Abbildung 9a–c: Modelle für die Abzugsversuche

Quelle: eigene Aufnahmen

2.1.2 Implantation

Für die durchgeführte in vitro Studie wurden vier XiVE® S Übungsimplantate²⁹ mit einem Durchmesser von 3,8 mm und einer Länge von 11 mm in das zuvor gedruckte Modell des Unterkiefers inseriert. Hierbei wurden die Positionen im Bereich der Eckzähne und der ersten Prämolaren angestrebt, wodurch eine interforaminäre Implantation von vier Implantaten veranschaulicht wurde. Die Implantationen wurden manuell durchgeführt, ohne Verwendung einer Positionierungsschiene oder ähnlicher Hilfsmittel. Das Ziel bestand darin, die Implantate möglichst parallel in den Kunststoff-Kiefer einzusetzen.

2.1.2.1 Aufbereitung des Implantatbettes

Das Implantatbett wurde gemäß dem Bohrprotokoll für XiVE®-Implantate vorbereitet. Zunächst erfolgte das Ankörnen der Implantatposition mit einem Rosenbohrer, um das Abrutschen der nachfolgenden Bohrer zu verhindern. Anschließend wurde die Pilotbohrung mit einem Spiralbohrer durchgeführt, bis eine Tiefe von 11 mm erreicht wurde, was der Länge des Implantats entspricht. Danach wurden die Erweiterungsbohrungen mit größer werdenden Spiralbohrern durchgeführt, bis der endgültige Durchmesser des Implantatbettes von 3,8 mm erreicht war. Zusätzlich wurde eine kreistale Bohrung vorgenommen und ein Gewindeschneider verwendet.

Alle Bohrungen wurden gemäß den Herstellervorgaben mit einer maximalen Umdrehungsgeschwindigkeit von 1.500 U/min durchgeführt, mit Ausnahme des Gewindeschneiders, welcher mit maximal 15 U/min verwendet werden darf.

2.1.2.2 Insertion des Implantats

Nach Abschluss der Vorbereitung des Implantatbettes auf die endgültige Länge von 11 mm und einem Durchmesser von 3,8 mm wurde das Implantat inseriert. Das Implantat wurde mithilfe des Eindrehinstruments in die vorbereitete Kavität platziert und mit einer Geschwindigkeit von 15 Umdrehungen pro Minute in seine endgültige Position gebracht (vgl. Abb. 10). Während der Implantation wurde das vom Hersteller empfohlene maximale Drehmoment von 50 Ncm berücksichtigt. Die Implantate kamen abschließend kreistal auf dem Kiefermodell zu liegen und wiesen eine Dysparallelität von weniger als 20 Grad zwischen zwei Implantaten auf (vgl. Abb. 10).

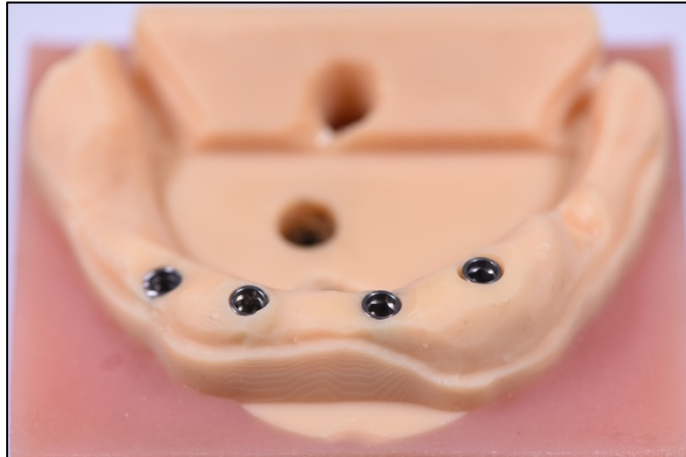


Abbildung 10: Unterkiefermodell nach Implantation
Quelle: eigene Aufnahme

2.1.2.3 Anbringen der Locator® Patrize

Die Implantate wurden unmittelbar nach ihrer Insertion mit den entsprechenden Patrizen versorgt (vgl. Abb. 11). Für diesen Zweck wurden XiVE® Locator® Patrizen mit einem Durchmesser von 3,8 mm und einer Höhe von 2 mm ausgewählt und in die Implantate mittels Locator®-Eindrehinstrument per Hand eingedreht. Da das Drehmoment des Implantats über 30 Ncm lag, wurde das Abutment zusätzlich mit einem Ratschenschlüssel festgezogen, wobei das vom Hersteller empfohlene Drehmoment von 30 Ncm angewendet wurde.



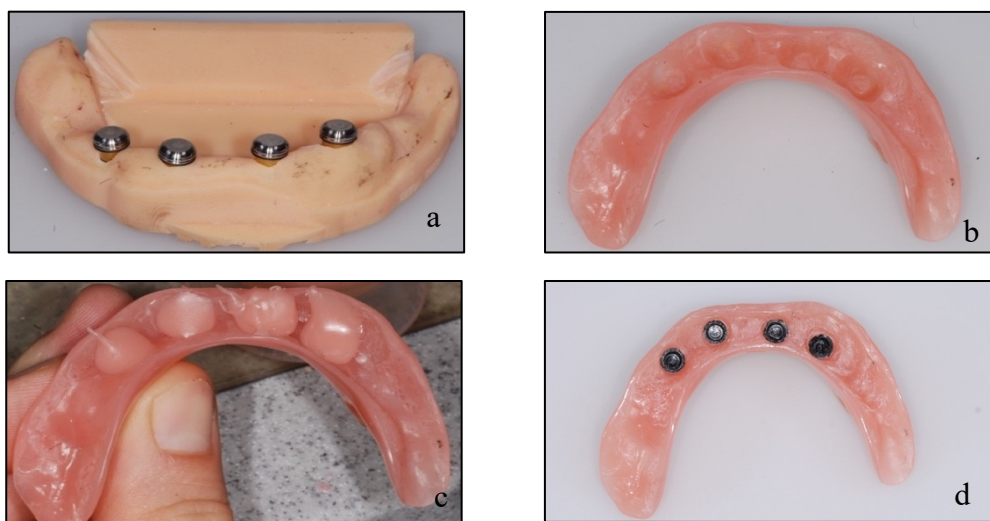
Abbildung 11: Unterkiefermodell nach Anbringung der Patrizen
Quelle: eigene Aufnahme

2.1.3 Einpolymerisation der Locator® Matrizen

Bei der Eingliederung der Matrizen wurde die direkte bzw. die chairside-Methode angewendet. Dazu wurden die Locator®-Matrizen, die mit den schwarzen Verarbeitungseinsätzen versehen waren, auf die bereits verschraubten Patrizen gedrückt, bis sie einrasteten (vgl. Abb. 12a). Um die Matrizen in die vorhandene Kunststoff-Prothese einzufügen, musste zunächst ausreichend Platz in der Prothese geschaffen werden. Dazu wurde die Unterkieferprothese großzügig im Bereich der späteren Matrizen mit einem Rosenbohrer ausgeschliffen (vgl. Abb. 12b). Anschließend wurde mit einem kleinen Rosenbohrer ein Unterschnitt im ausgeschliffenen Bereich der Prothese angefertigt, um einen besseren Verbund bzw. Halt der Matrizen zu gewährleisten.

Für die Einpolymerisation wurde Palapress® verwendet, ein zweiphasiger Prothesenkunststoff auf Basis von PMMA. Anschließend wurden die ausgeschliffenen Areale der Prothese mit dem zähflüssigen Kunststoff aufgefüllt (vgl. Abb. 12c) und die Matrizen zusätzlich mit Kunststoff bedeckt. Die Prothese wurde nun unter leichtem Druck auf das Unterkiefermodell gedrückt, bis der Kunststoff vollständig ausgehärtet war. Nach dem Aushärten wurde die Prothese, laut Herstellerangaben, für 20 Minuten bei 55 °C und einem Druck von 2 Bar im Drucktopf ausgehärtet. Abschließend wurde die Prothese vom Kiefermodell abgehoben und entsprechend ausgearbeitet (vgl. Abb. 12d).

Die Herstellung des Unterkiefermodells inklusive Implantaten und verschraubten Locator® Patrizen sowie der Deckprothese mit den ein polymerisierten Matrizen war somit abgeschlossen.

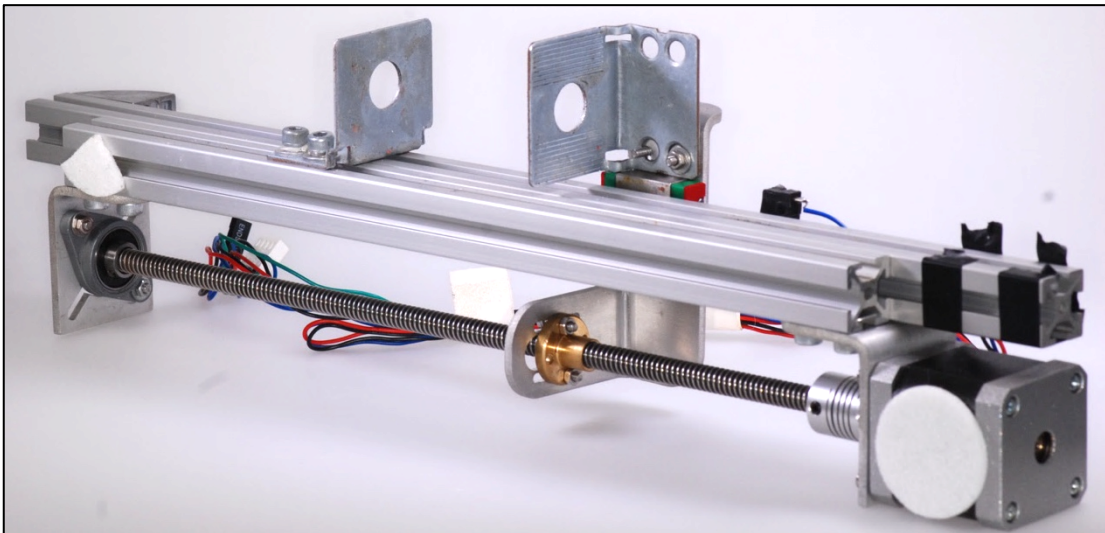


*Abbildung 12a-d: Einpolymerisation der Locator® Matrizen
Quelle: eigene Aufnahmen*

2.2 Versuchsaufbau und Messen des Retentionsverlustes

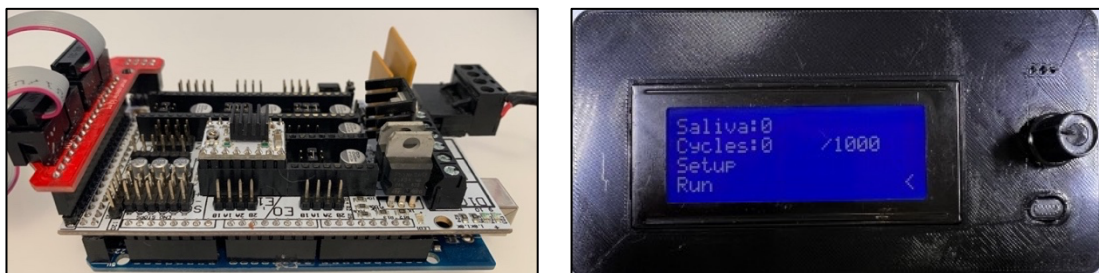
2.2.1 Herstellung der Simulationsmaschine

Um den Verlust der Retention der verschiedenen Einsätze zu untersuchen, wurde zunächst eine Vorrichtung entwickelt, die in der Lage war, zyklische, lineare Bewegungen auszuführen. In Zusammenarbeit mit Dr. Armin Sokolowski wurde eine solche Vorrichtung konstruiert und entsprechend programmiert. Als Grundlage für die Vorrichtung wurde ein Linearlager verwendet. Die Vorrichtung selbst wurde von einem Schrittmotor angetrieben, der über einen Spindelantrieb verfügte und somit in der Lage war, das Einsetzen und Entnehmen einer abnehmbaren Deckprothese über einen längeren Zeitraum zu simulieren (vgl. Abb. 13). Laut Angaben des Herstellers hatte der Schrittmotor ein Drehmoment von 1,8 Nm und eine Stromstärke von 2,5 A.



*Abbildung 13: Simulationsmaschine
Quelle: eigene Aufnahme*

Mithilfe eines Mikrocontrollers der Firma Arduino (MEGA 2560), dem darauf befestigten Controller-Board (RAMPS 1.4 Shield) und einem Schrittmortreiber (Arceli A4988) konnte der Schrittmotor angetrieben und gesteuert werden (vgl. Abb. 14).



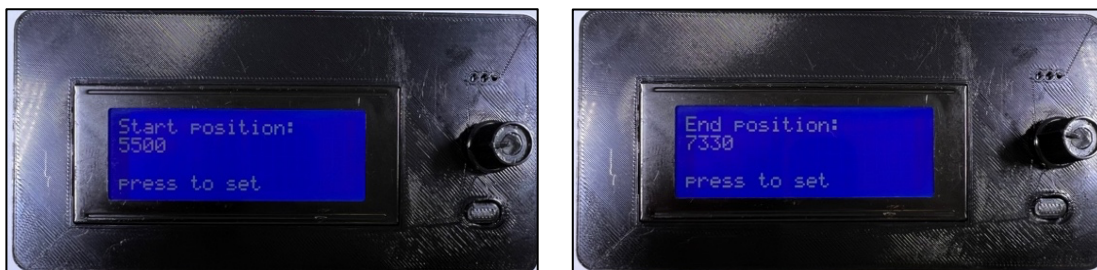
*Abbildung 14: Mikrocontroller und Steuerungseinheit
Quelle: eigene Aufnahme*

In dieser in-vitro-Studie wurde eine Geschwindigkeit von 30 mm/s verwendet, um die Deckprothese vom Kiefer zu trennen bzw. wieder zu verbinden. Mittels einer SD-Karte wurden die Zyklusdaten und Einstellungen zusätzlich dokumentiert und gesichert, um einen möglichen Datenverlust bei Stromausfällen zu vermeiden. Die Steuerungseinheit wurde entsprechend programmiert, um verschiedene Einstellungen durchführen zu können. Auf der Startseite (vgl. Abb. 14) wurden sowohl die Anzahl der bisher durchgeführten Zyklen als auch die anzustrebende Gesamtanzahl der Zyklen angezeigt. Durch Drehen des Potentiometer-Rades an der Steuerungseinheit war es möglich, im Startmenü zu navigieren und durch festes Drücken den gewünschten Menüpunkt zu bestätigen. Dadurch konnte man zusätzliche Einstellungen vornehmen (vgl. Abb. 15), indem man den Punkt „Setup“ auswählte, oder die Simulation der Einsetz- und Entnahmezyklen durch Betätigen der Schaltfläche „Run“ starten.



*Abbildung 15: Einstellungen der Steuerungseinheit
Quelle: eigene Aufnahme*

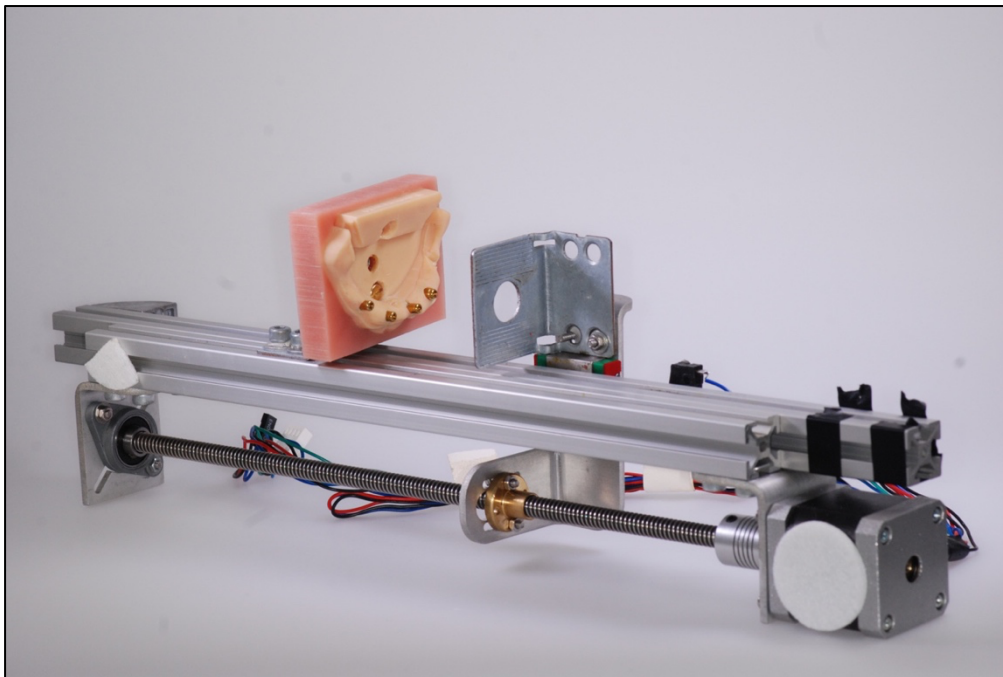
In den zusätzlichen Einstellungen „Setup“ war es möglich, durch Drücken von „range of motion“ die Start- und Endposition zu programmieren (vgl. Abb. 16), den Ton ein- oder auszuschalten, die Anzahl der bereits durchgeführten Zyklen zurückzusetzen oder durch Drücken von "back" wieder zum Startmenü zurückzukehren (vgl. Abb. 15).



*Abbildung 16: Einstellen der Start- und Endposition
Quelle: eigene Aufnahme*

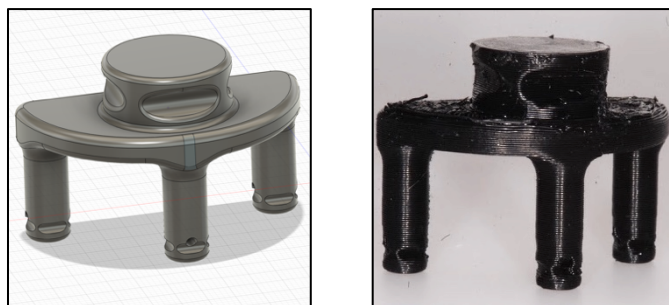
2.2.2 Herstellung von Halterungselementen

Um die Abzugsversuche mittels der Simulationsmaschine durchzuführen, war es erforderlich, die zuvor angefertigten Modelle zunächst in der Maschine zu fixieren. Zu diesem Zweck wurde der Unterkiefer in eine Kunststoffbasis eingebettet, und in die Mitte dieser Basis wurde ein Loch gebohrt, in das ein M4-Gewinde mit Prothesenkunststoff eingegossen wurde. Das Unterkiefermodell wurde mithilfe von Gewindeschrauben und den bereits angebrachten Winkeln an der Simulationsmaschine befestigt. (vgl. Abb. 17).



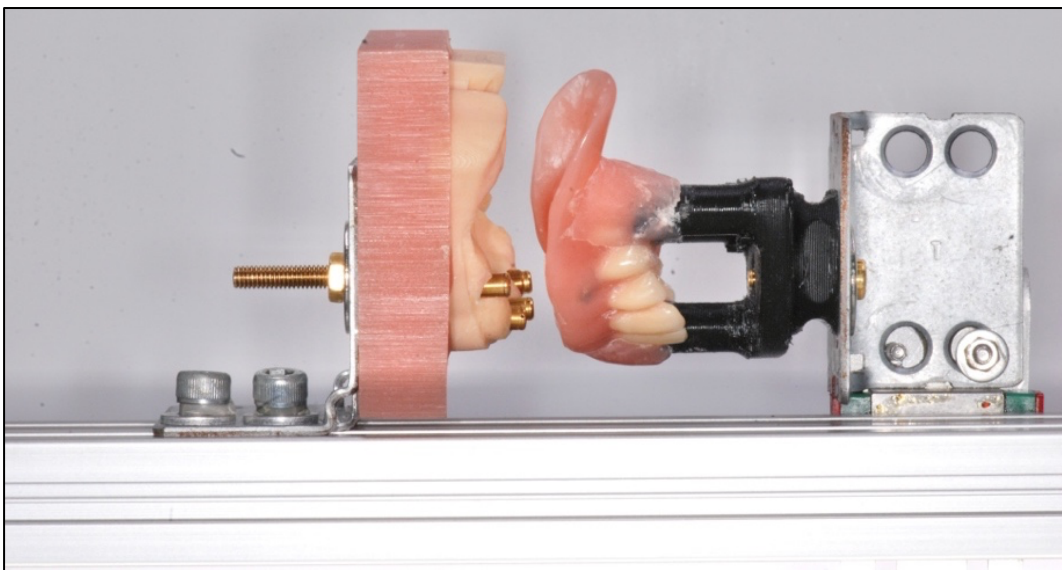
*Abbildung 17: Anbringen des Kiefermodells an der Simulationsmaschine
Quelle: eigene Aufnahme*

Die Installation der Deckprothese in der Simulationsmaschine erwies sich als herausfordernd. Aus diesem Grund wurde eine spezifische Vorrichtung (vgl. Abb. 18) mittels Software Fusion 360²⁸ entwickelt und mithilfe eines Corexy FMD-3D-Druckers (Voron 1.5) hergestellt.



*Abbildung 18: Entworfenen und 3D-gedruckten Halterungen für das Kiefermodell
Quelle: eigene Aufnahme*

In der Kunststoff-Totalprothese wurden anschließend die beiden mittleren Schneidezähne sowie die Molaren entfernt und stattdessen die zuvor hergestellte Halterung mittels Prothesenkunststoff befestigt. Für diesen Zweck wurde erneut Palapress® verwendet und anschließend 20 Minuten lang im Drucktopf ausgehärtet. Ähnlich wie beim Unterkiefermodell wurde auch hier ein M4-Gewinde in den Kopf der Halterung eingebracht. Mithilfe dieser Halterung und verschiedener Gewindeschrauben wurde die Deckprothese in der Maschine fixiert, zusammen mit dem bereits eingespannten Unterkiefermodell (vgl. Abb. 19).

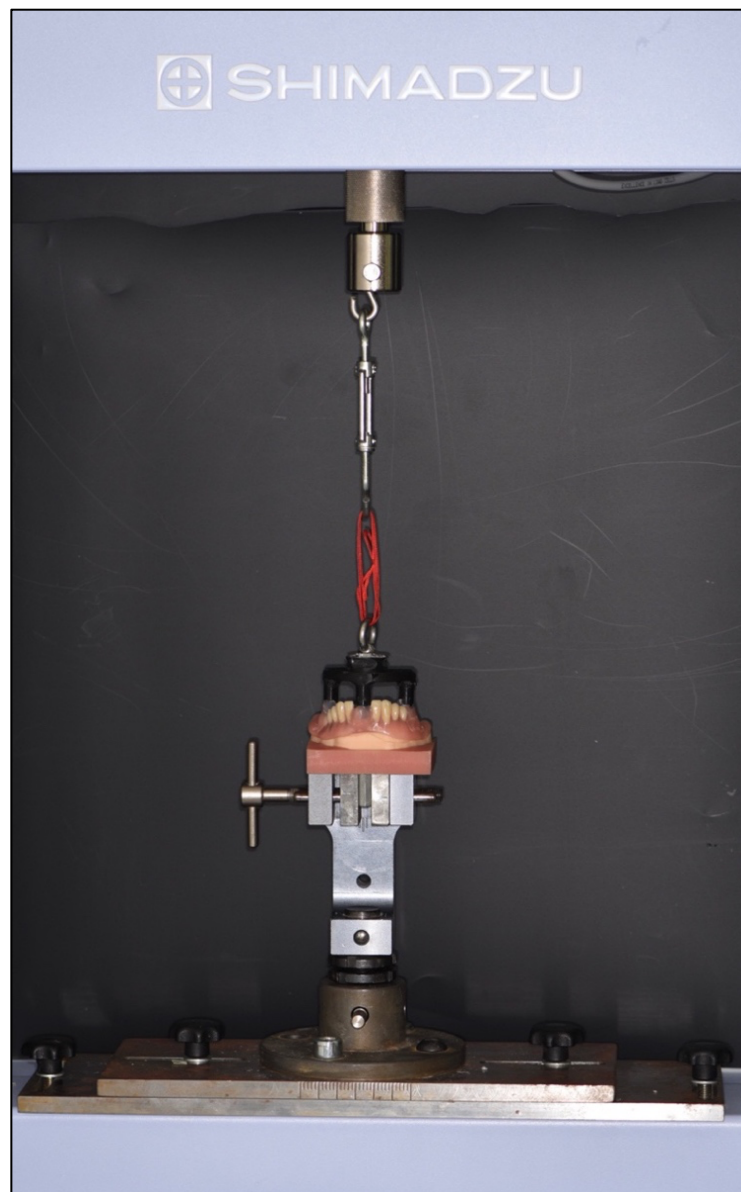


*Abbildung 19: Fixierung der Modelle in der Simulationsmaschine
Quelle: eigene Aufnahme*

2.2.3 Messen der Abzugskraft

Zur Ermittlung der Abzugskraft wurde die an der Grazer Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheits zur Verfügung stehende Universalprüfmaschine der Firma Shimadzu verwendet. Dazu wurde zunächst die passende Messzelle mit einer Maximalkraft von 500 N installiert. Die Genauigkeit der Prü fzelle lag dabei bei $\pm 1\%$. Das hergestellte Unterkiefermodell wurde mithilfe von Gewindeschrauben in den unteren Teil der Prüfmaschine fixiert. Anschließend wurde die Deckprothese, welche bereits mit Retentionseinsätzen versehen war, mit dem soeben verankerten Kiefermodell konnektiert. In die obere Halterung der Deckprothese wurde eine Ringschraube eingedreht, an der eine

elastische Schnur befestigt wurde, die als Übertragung für die Messung diente. Das andere Ende der Schnur wurde an dem beweglichen, oberen Teil der Prüfmaschine befestigt. Mit dieser Ausgangssituation konnte nun mit den Messungen der Retentionskraft begonnen werden (vgl. Abb. 20). Zunächst wurde bei allen verschiedenfarbigen Retentionseinsätzen die Anfangskraft gemessen, um sie hinsichtlich der Herstellerangaben zu überprüfen. Dazu wurden nacheinander jeweils zwei Abzüge mit einer Geschwindigkeit von 50 mm/min durchgeführt und im Anschluss die Einsätze ausgetauscht. Bei den Messungen wurden immer vier gleichfarbige Einsätze verwendet, es wurden keine verschiedenen Stärken miteinander kombiniert. Zur Auswertung wurde jeweils der Mittelwert der beiden erfolgten Messungen verwendet.



*Abbildung 20: Fixierung der Modelle in Universalprüfmaschine
Quelle: eigene Aufnahme*

2.2.4 Simulation der Einsetz- und Entnahmezyklen

Nachdem die Ermittlung der Ausgangskraft aller Retentionseinsätze abgeschlossen war, konnte mit den zyklischen Abzugsversuchen durch die Simulationsmaschine gestartet werden. Zunächst mussten dazu die Prothese und das Unterkiefermodell mithilfe der Halterungselementen fixiert werden. Um eine reale Mundsituation besser simulieren zu können, wurden die Modelle zusätzlich während der zyklischen Bewegungen bei Raumtemperatur in Speichelersatzflüssigkeit gestellt (vgl. Abb. 21).

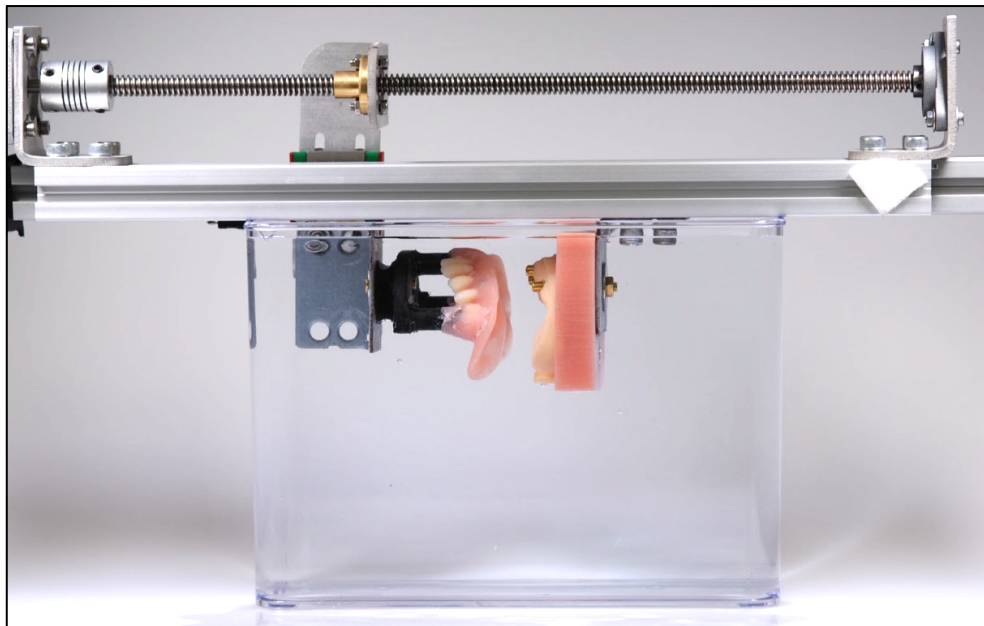


Abbildung 21: Versuchsaufbau der Einsetz- und Entnahmezyklen

Quelle: eigene Aufnahme

Begonnen wurde mit den schwächsten bzw. blauen Locator®-Nyloneinsätzen, die nach zehn zyklischen Abzügen durch die nächststärkeren, rosa Locator® Einsätze ersetzt wurden. Dieser Vorgang wurde so oft wiederholt, bis mit allen sechs verschiedenfarbigen Locator® Retentionseinsätzen zehn Abzüge durchgeführt wurden. Anschließend wurden die Modelle aus dem Speichel entnommen und wiederum in der Universalprüfmaschine fixiert, um die Abzugskraft aller Einsätze erneut zu messen. Die Messung der Retentionskraft wurde neben der Ausgangssituation jeweils nach 10, 50, 100, 200, 300, 400, 500, 750, 1.000, 1.500, 2.000, 3.000, 4.000, 5.000, 7.500 und 10.000 Einsetz- und Entnahmezyklen durchgeführt, um den Verlauf des Retentionsverlustes gut darstellen zu können. Nachdem mit allen sechs verschiedenen Retentionseinsätze des Locator®-Systems mithilfe der Simulationsmaschine 10.000 Einsetz- und Entnahmezyklen durchgeführt wurden und der Verlust der Retention gemessen wurde, wurden die Locator®-Matrizen aus der Prothese entfernt. Dazu wurden

die Locator®-Matrizen behutsam mit einem Rosenbohrer aus der Kunststoff-Totalprothese entfernt und die Locator®-Patrizen von den Implantaten gelöst. Daraufhin wurden vier Novaloc®-Matrizen der Firma Medentika® mit einem Durchmesser von 3,8 mm und einer Höhe von 2 mm zuerst handfest und anschließend mit 30 Ncm mit einem Ratschenschlüssel mit den Implantaten verschraubt (vgl. Abb. 22a). Die Position und Ausrichtung der Implantate blieben unverändert. Anschließend wurde, exakt wie bei den Locator®-Matrizen, die direkte Methode angewendet, um die Matrizen in die Prothese einzupolymerisieren. Hierbei wurden die Novaloc®-Matrizen mit den weißen Verarbeitungseinsätzen auf den Patrizen platziert. Nachdem ausreichend Platz für die Matrizen geschaffen wurde, wurde die Kunststoff-Prothese mit Palapress® aufgefüllt und unter leichtem Druck auf das Unterkiefermodell gepresst. Anschließend wurde alles für 20 Minuten bei 55 °C und einem Druck von 2 Bar im Drucktopf ausgehärtet und vollständig ausgearbeitet (vgl. Abb. 22b). In dieser in-vitro-Studie wurden drei von insgesamt sechs auf dem Markt erhältlichen Novaloc®-Retentionseinsätzen verwendet. Dabei handelte es sich um die weißen (leichten), gelben (mittel) und grünen (stark) Retentionseinsätze (vgl. Tab. 2). Um den Verlust der Retention der PEEK-Retentionseinsätze zu veranschaulichen, wurde die Haltekraft neben dem Ausgangswert, genau wie bei den Locator®-Einsätzen, jeweils nach 10, 50, 100, 200, 300, 400, 500, 750, 1.000, 1.500, 2.000, 3.000, 4.000, 5.000, 7.500 und 10.000 Einsetzungs- und Entnahmezyklen gemessen.

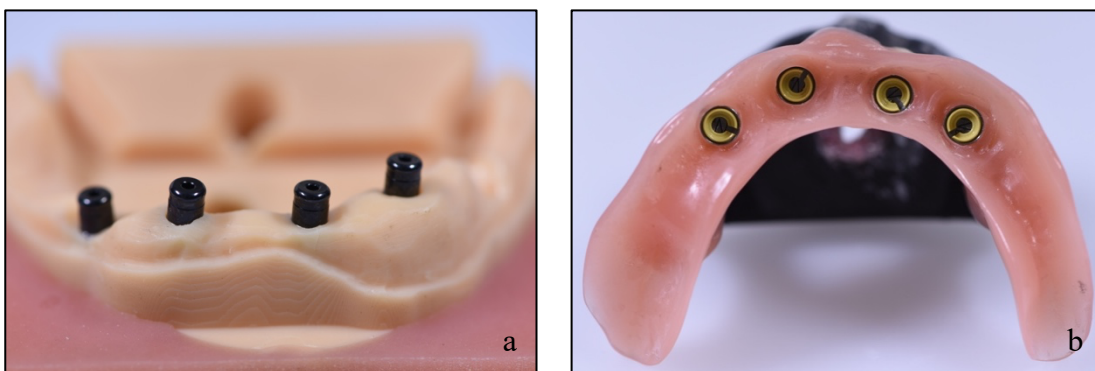


Abbildung 22: Novaloc®- Matrizen und Patrizen
Quelle: eigene Aufnahmen

3 Ergebnisse

Während der zyklischen Abzugsversuche zeigte sich eine deutliche Variation des Retentionsverlusts zwischen den verschiedenen Retentionseinsätzen. Beim Vergleich des Retentionsverlusts zwischen Locator® und Novaloc® traten signifikante Unterschiede auf. Insgesamt wurden neun verschiedene austauschbare Retentionseinsätze verglichen, wovon sechs Einsätze von Locator® aus Nylon bestanden, während die verbleibenden drei Einsätze von Novaloc® aus PEEK bestanden. Ein bedeutendes Resultat dieser Pilotstudie ist die Bestätigung der einwandfreien Funktionsweise der eigens entwickelten Simulationsmaschine sowie die Erzielung reproduzierbarer Ergebnisse, welche im Folgenden detailliert beschrieben werden. Zudem eröffnet sich die Möglichkeit, die Simulationsmaschine ohne aufwendige Anpassungen für zukünftige Studien zu nutzen und weitere Ergebnisse zu erzielen. Die nachstehende Tabelle (vgl. Tab. 3) präsentiert die vom Hersteller angegebene Haltekraft. Da im Versuchsaufbau insgesamt vier Matrizen mit entsprechenden Einsätzen in die Prothese ein polymerisiert wurden, wurde dieser Wert mit vier multipliziert, um die Haltekraft gemäß den Herstellerangaben zu erhalten. Wie aus der Tabelle 3 erkennbar, wurden bei drei von insgesamt neun getesteten Retentionseinsätzen die Herstellerangabe zu Beginn nicht erreicht. Dabei handelt es sich um die rosa Locator®-Nyloneinsätze, sowie die weißen und gelben Novaloc® PEEK-Einsätze. Bei der Auswertung wurden die Ergebnisse in folgende drei Gruppen eingeteilt: Locator 1® (Standardeinsätze), Locator 2® (erweiterte Retentionseinsätze) und Novaloc®. Bei den Locatoren® reichten die Haltekraften, die vom Hersteller angegeben wurden, von 18 N für die roten Einsätze bis zu 90,8 N für die klaren Einsätze. Novaloc® wies laut Hersteller eine etwas geringere Haltekraft auf, die zwischen 30 N für die weißen und 66 N für die grünen Einsätze lag.

Tabelle 3: Herstellerangaben der unterschiedlichen Retentionseinsätze

Hersteller	Einsatz	Herstellerangabe [N]	Gemessener Anfangswert [N]
LOCATOR 1®	Blau (6,8 N)	27,2	32,0
	Rosa (13,6 N)	54,4	38
	Klar (22,7 N)	90,8	101,2
LOCATOR 2®	Rot (4,5 N)	18	46,7
	Orange (9 N)	36	49,4
	Grün (18,1 N)	72,4	101,3
NOVALOC®	Weiß (7,5 N)	30	26,6
	Gelb (12 N)	48	39,3
	Grün (16,5 N)	66	53,7

In der nachfolgenden Tabelle 4 wird die Anzahl der Einsetz- und Entnahmezyklen dargestellt, bei denen die Retentionswerte der Hersteller erreicht wurden. Diese Beobachtung ermöglicht den Schluss, dass die angegebenen Werte der Hersteller für die Locator®-Einsätze rosa und Novaloc®-Einsätze gelb, nie erreicht wurden. Der maximale Retentionswert für die rosa Locator®-Einsätze betrug 38 N, während die Hersteller einen Wert von 54,4 N angegeben haben. Bei den gelben Novaloc®-Einsätzen war die Abweichung etwas geringer. Hier wurde ein maximaler Wert von 45,7 N für die gelben Einsätze gemessen, während Novaloc® von 48 N ausgeht. Bei einigen Einsätzen wurden die Retentionswerte der Hersteller zu Beginn der Tests deutlich überschritten und haben erst nach einer Vielzahl von Zyklen den Angaben des entsprechenden Unternehmens entsprochen. Bei den roten Locator®-Einsätzen wurde zu Beginn ein maximaler Wert von 46,7 N gemessen, während die Herstellerangaben lediglich von 18 N ausgehen. Dieser Wert wurde erst nach insgesamt 3.000 Einsetz- und Entnahmezyklen erreicht. Ein ähnliches Muster zeigt sich bei den grünen Novaloc®-Einsätzen, bei denen die Herstellerangaben erst nach 500 Zyklen erreicht wurden.

Tabelle 4: Herstellerangaben, Minimal- und Maximalwert

Hersteller	Einsatz	Herstellerangabe [N]	Erreicht bei Zyklus	Min [N]	Max [N]
LOCATOR 1®	Blau (6,8 N)	27,2	200	9,1	32
	Rosa (13,6 N)	54,4	nie	13,5	38
	Klar (22,7 N)	90,8	10	15,8	101,2
LOCATOR 2®	Rot (4,5 N)	18	3.000	5,3	46,7
	Orange (9 N)	36	100	7	49,4
	Grün (18,1 N)	72,4	10	29,5	101,3
NOVALOC®	Weiß (7,5 N)	30	50	24,9	39,9
	Gelb (12 N)	48	nie	34,3	45,7
	Grün (16,5 N)	66	500	44	69,9

In der nachfolgenden Abbildung 23 werden die gemessenen Minimalwerte, Maximalwerte und Herstellerangaben erneut in grafischer Form präsentiert. Der höchste Punkt repräsentiert den maximalen Wert, der über sämtliche Zyklen hinweg erreicht wurde, während der untere Punkt den ermittelten Minimalwert angibt. Das Kreuzsymbol symbolisiert dabei die Herstellerangaben. Es ist erkennbar, dass diese bei den Locator®-Einsätzen in rosa und bei den grünen Novaloc®-Einsätzen außerhalb unseres gemessenen Bereichs liegt, also nicht erreicht wurden.

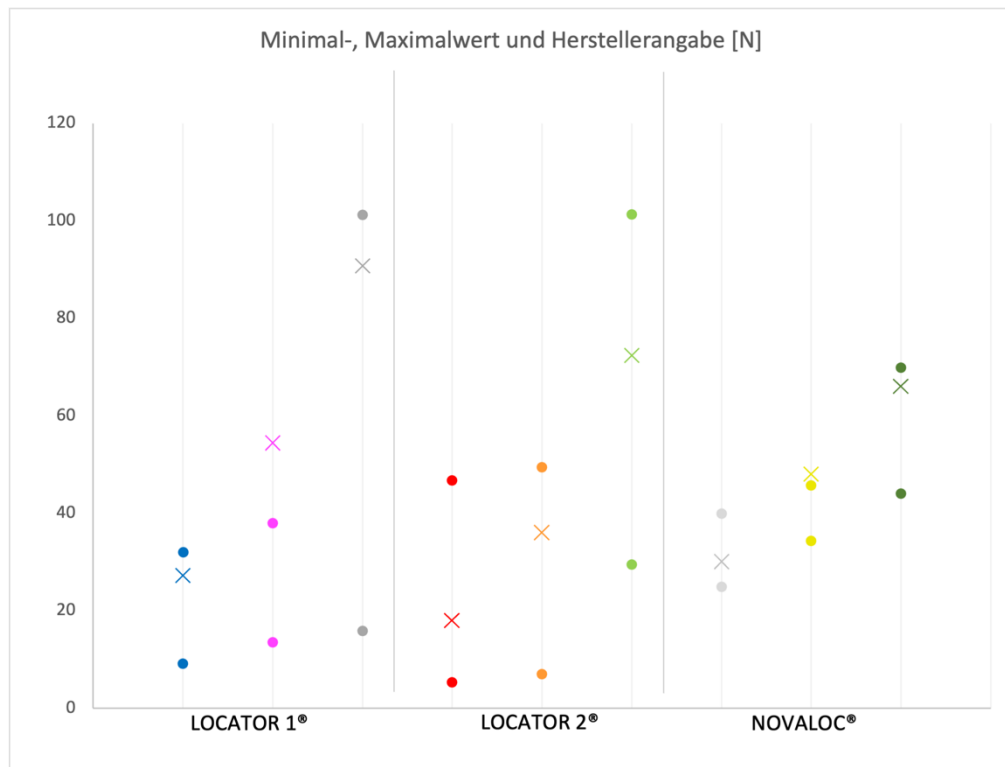


Abbildung 23: Minimal (untere •), Maximalwert (obere •) und Herstellerangabe (X)

Im folgenden Diagramm (vgl. Abb. 24) wird der Verlauf der getesteten Einsätze grafisch dargestellt. Der dargestellte Punkt markiert diesmal das Erreichen der vom Hersteller angegebenen Werte. Wie bereits erwähnt, wurden in unserem Versuchsaufbau die Herstellerangaben von den rosa Locator®-Einsätzen und den grünen Novaloc®-Einsätzen nicht erreicht, deswegen fehlt der Punkt bei ihren Verläufen in der Grafik. Wie deutlich aus dem Diagramm ersichtlich wird, steigt die Haltekraft bei den drei Novaloc®-Einsätzen in den ersten 1.000 Zyklen zunächst an (+29,99 %). Hingegen zeigt sich bei den Locator®-Einsätzen innerhalb der ersten 1.000 Zyklen ein ausgeprägter Verlust der Retention (-52,22 %). Obwohl die grünen und klaren Locator®-Einsätze anfänglich eine sehr hohe Haltekraft aufweisen (101,3 N und 101,2 N), ist ein erheblicher Verlust der Retention innerhalb der ersten 1.000 Zyklen erkennbar (-49,5 N und -54,5 N). Das gleiche Verhalten zeigt sich auch bei den blauen, rosa, orangen und roten Einsätzen. Hier nimmt die Retention ebenfalls innerhalb der ersten 1.000 Zyklen stark ab, danach stagniert der Verlust der Retention etwas und nimmt nur noch moderat ab. Bei den PEEK-Einsätzen von Novaloc® ist dagegen ein grundverschiedener Verlauf zu beobachten, der zuerst ansteigt und anschließend bis zum letzten Abzug hin konstant, aber langsamer als bei den Locator®-Einsätzen fällt.

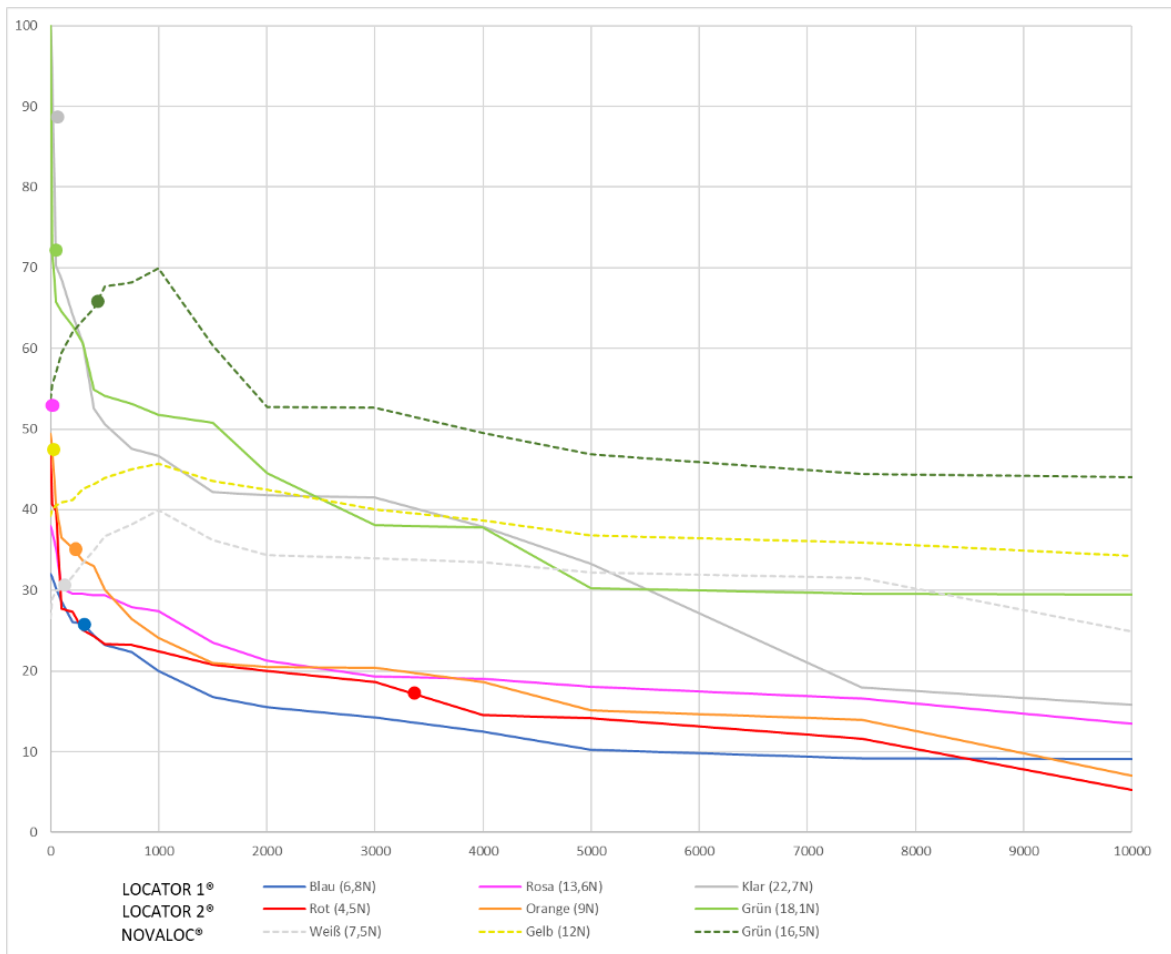


Abbildung 24: Verlauf der Retention durch Einsetz- und Entnahmezyklen (* markiert die Herstellerangabe des jeweiligen Retentionseinsatzes)

In Abbildung 25 wird der Unterschied zwischen den drei Gruppen nochmals deutlich veranschaulicht. Alle neun Einsätze starten mit einer Ausgangsretention von 100 % und es ist ersichtlich, wie sich die prozentuale Zunahme bzw. Abnahme der Retention im Verlauf gestaltet. Insbesondere der Anstieg der Novaloc®-Einsätze bis zum Zyklus 1.000 wird klar ersichtlich. Es zeigt sich eine bemerkenswerte Steigerung der Retention bei den weißen Novaloc®-Einsätzen, die ihr Maximum bei 150 % erreichen. Im Gegensatz dazu verzeichnen die klaren Locator®-Einsätze im gleichen Zeitraum den deutlichsten Rückgang. Ihre Haltekraft beträgt lediglich 46,2 % des ursprünglich gemessenen Werts. Nach 10.000 Einsetz- und Entnahmezyklen wird ersichtlich, dass sämtliche Einsätze der drei Gruppen an Retention eingebüßt haben. Der geringste Verlust ist erneut bei den weißen Novaloc®-Einsätzen zu verzeichnen, bei denen die Retention bei 93,6 % des Ausgangswerts liegt. Die größten Verluste der Retention am Ende der Testungen sind bei den roten Locator®-Einsätzen zu verzeichnen, bei denen die Retentionskraft auf 11,3 % gesunken ist.

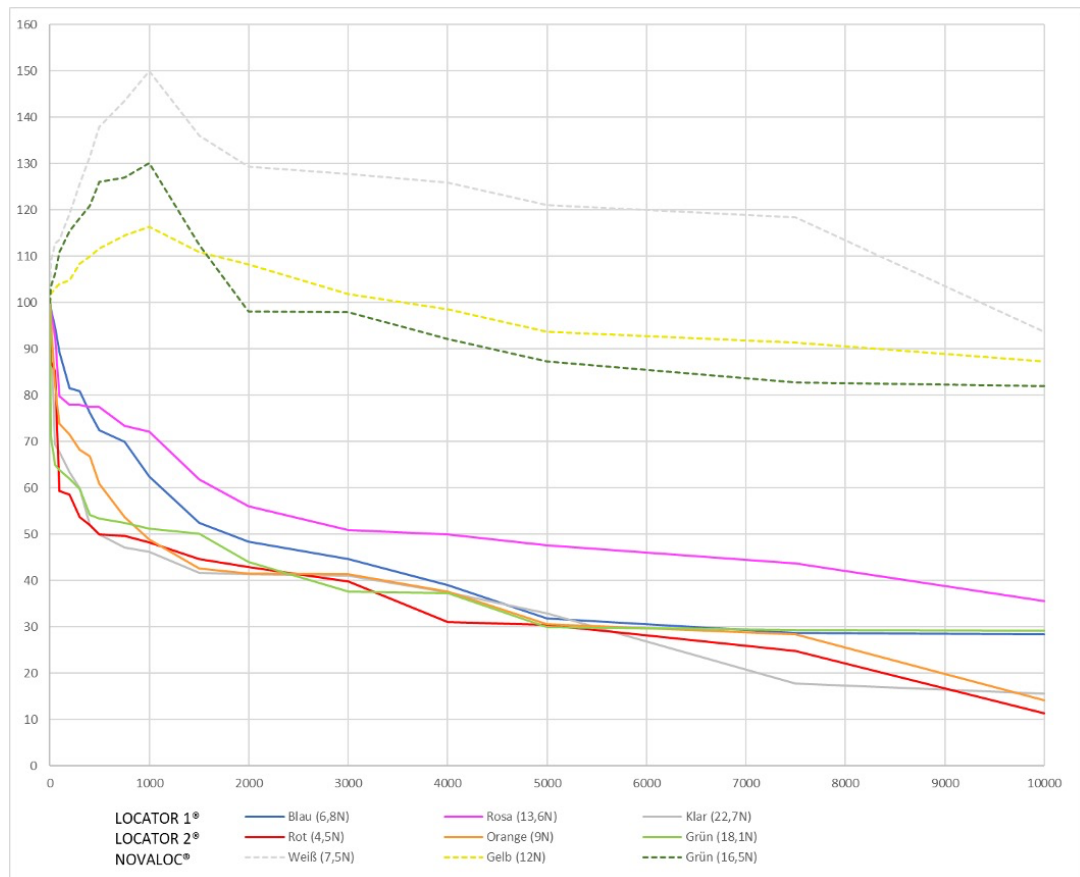


Abbildung 25: Relative Darstellung anhand der Ausgangswerte (=100 %)

Da pro Firma und Einsatz nur ein Zyklus mit 10.000 Einsatz- und Entnahmesimulationen durchgeführt wurde, wurden die Ergebnisse in Gruppen zusammengefasst, um sie besser statistisch auszuwerten. (vgl. Abb. 26). Andererseits ergeben sich unterschiedliche Verläufe, wenn die einzelnen Einsätze separat betrachtet werden. Bei Novaloc® verlaufen die weißen und gelben Einsätze nahezu parallel und weisen einen leichten Anstieg bis 1.000 Zyklen auf (+13,3 N und +6,4 N). Die Retentionskraft der beiden Einsätze steigt gemittelt um +33 % zum Anfangswert an, während innerhalb der ersten 1.000 Zyklen die Locator®-Einsätze im Mittel um -52,2 % fallen. Die grünen Novaloc®-Einsätze zeigen einen etwas höheren Anstieg zu Beginn (+16,2 N), verlaufen jedoch ab Zyklus 2.000 fast identisch. Bei den Locator®-Einsätzen sind die Verlaufskurven des Retentionsverlustes von vier Einsätzen (blau, rot, rosa und orange) nahezu parallel, während bei den grünen und klaren Einsätzen anfangs höhere Werte zu beobachten sind, fallen diese schließlich stärker ab. Ab 5.000 Zyklen ändern sich die Werte bis auf Locator® klar kaum, diese weisen den stärksten Retentionsverlust aller Einsätze auf (-85,4 N). Bei einem Vergleich der beiden Fabrikate müssen die einzelnen Einsätze zusammengefasst werden. Dabei wurden, wie bereits

erwähnt, die Einsätze in drei Gruppen eingeteilt. Locator® Grün und Klar weisen zu Beginn einen deutlich höheren Retentionswert auf (101,3 N und 101,2 N), als die restlichen Nylon-Einsätze (41,5 N gemittelt). In dem folgenden Diagramm (vgl. Abb. 26) werden die durchschnittlichen Retentionswerte für die jeweiligen Gruppen sowie die Standardabweichung in Bezug auf die Einsätze dargestellt. Auch hier ist deutlich erkennbar, dass Novaloc® die höheren Retentionswerte aufweist.

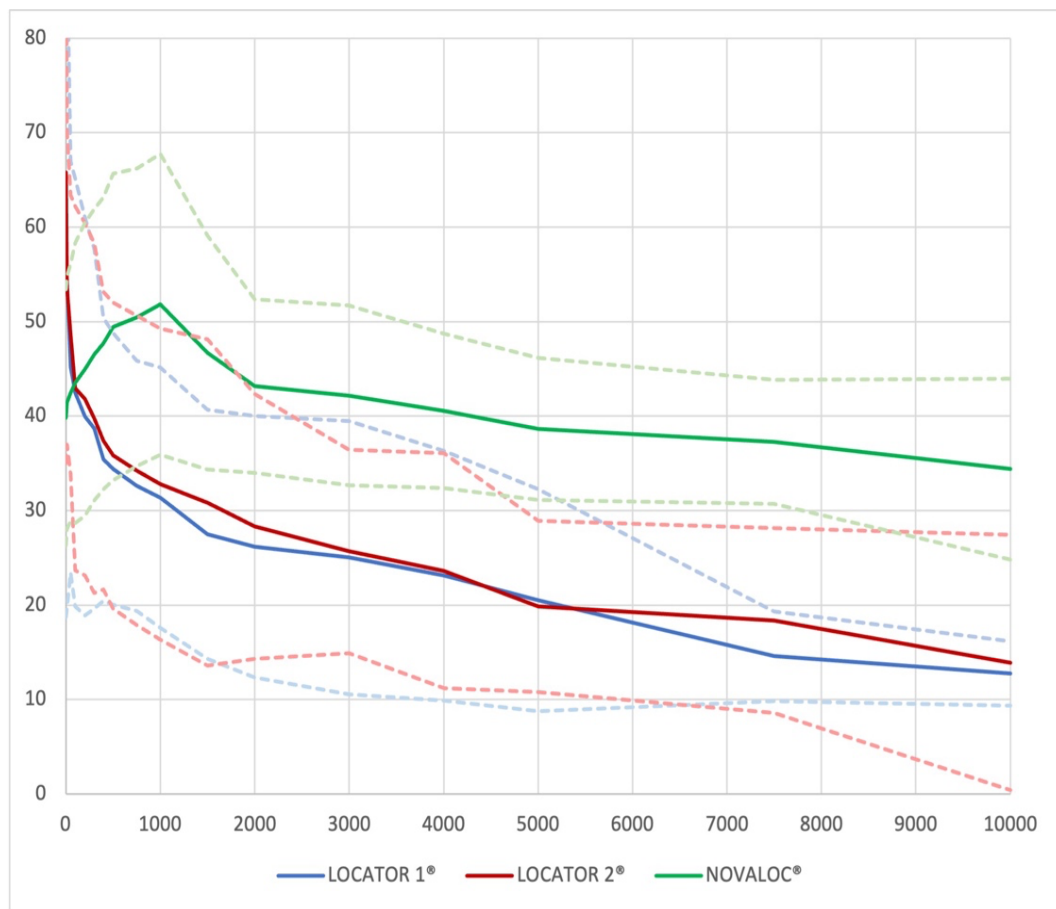


Abbildung 26: Mittelwerte der Retention im Verlauf

Diese drei Verläufe lassen sich mittels eines Signifikanztests miteinander vergleichen. Das allgemeine lineare Modell zeigt keine signifikante Differenz zwischen Locator 1® und Locator 2®. Novaloc® hat eine signifikant andere Steigung über alle Zyklen als die beiden anderen ($p = 0,049$). Erst ab dem 2.000. Zyklus besteht ein signifikanter Unterschied zwischen dem Abstand der Verläufe ($p = 0,023$). Bis zu diesem Zeitpunkt gleichen sich die Verläufe aufgrund des anfänglichen Anstiegs der Retention von Novaloc® aus.

Bei einer Vergleichsanalyse der Retention nach 10.000 Einsetz- und Entnahmezyklen zeigt sich, dass sich die Werte für Locator 1® und Locator 2® deutlich stärker reduziert haben als die Werte für die Novaloc®-Einsätze (vgl. Tabelle 5). Im Durchschnitt betrug der Retentionsverlust für Locator 1® -77,6 % (-44,3 N), Locator 2® -78,8 % (-51,9 N), während für Novaloc® lediglich -12,4 % (-5,5 N) verzeichnet wurden.

Besonders deutlich war der Verlust der Retention bei den Locator®-Einsätzen in den Farben rot (-88,7 %), orange (-85,8 %) und klar (-84,4 %). Der geringste Verlust der Retention wurde mit einem Rückgang von nur -6 % (1,7 N) bei den weißen Novaloc®-Einsätzen festgestellt.

Tabelle 5: Anfangswerte vs. Endwerte

Hersteller	Einsatz	Anfangswert [N]	Endwert [N]	Verlust [N]	%
LOCATOR 1®	Blau (6,8 N)	32,0	9,1	-22,9	-71,6
	Rosa (13,6 N)	38,0	13,5	-24,5	-64,5
	Klar (22,7 N)	101,2	15,8	-85,4	-84,4
	Mittelwert	57,1	12,8	-44,3	-77,6
LOCATOR 2®	Rot (4,5 N)	46,7	5,3	-41,4	-88,7
	Orange (9 N)	49,4	7,0	-42,4	-85,8
	Grün (18,1 N)	101,3	29,5	-71,8	-70,9
	Mittelwert	65,8	13,9	-51,9	-78,8
NOVALOC®	Weiß (7,5 N)	26,6	24,9	-1,7	-6,4
	Gelb (12 N)	39,3	34,3	-5,0	-12,7
	Grün (16,5 N)	53,7	44,0	-9,7	-18,1
	Mittelwert	39,9	34,4	-5,5	-12,4

In der folgenden Abbildung 27 wird der Verlust der Retention zwischen den Ausgangswerten und nach 10.000 Einsetz- und Entnahmezyklen noch einmal grafisch veranschaulicht und verdeutlicht den hohen Retentionsverlust der Locator 1® und Locator 2®-Einsätzen gegenüber den PEEK-Einsätzen von Novaloc®.

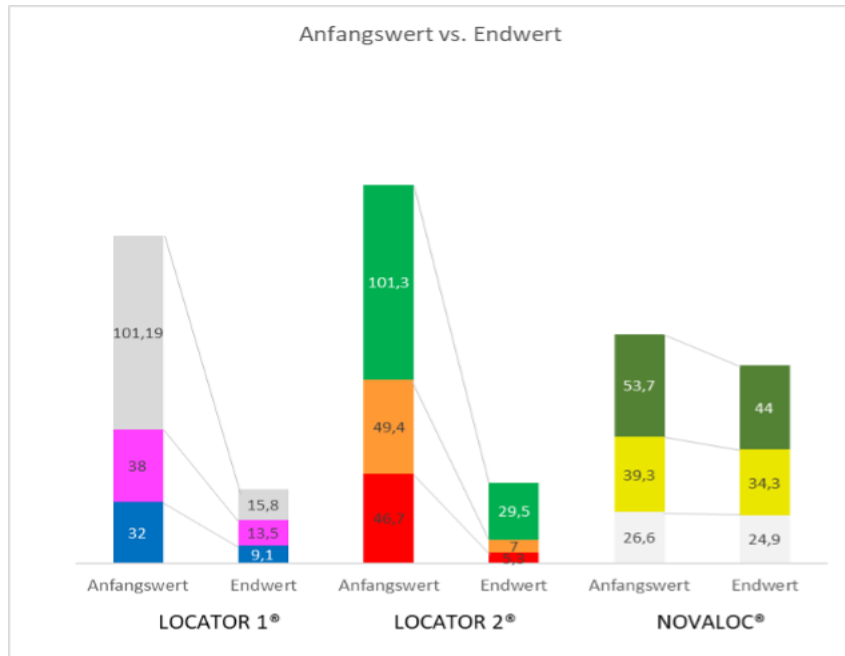


Abbildung 27: Anfangswerte vs. Endwerte

Die nachfolgende Tabelle 6 fasst alle Punkte nochmals zusammen und veranschaulicht erneut den geringsten und höchsten Retentionsverlust aller getesteten, austauschbaren Retentionseinsätze. Die drei Novaloc® PEEK-Retentionseinsätze zeigen den geringsten Retentionsverlust, wobei der weiße Einsatz die beste Leistung erzielt (-6,4 %). Den größten Verlust verzeichneten die roten Locator® Nylon-Retentionseinsatz (-88,7 %).

Tabelle 6: Zusammenfassung des Retentionsverlustes aller getesteten Einsätze

Hersteller	Einsatz	Min [N]	Max [N]	Mittelwert [N]	Verlust [N]	%
LOCATOR 1®	Blau (6,8 N)	9,1	32	20,71	-22,9	-71,6
	Rosa (13,6 N)	13,5	38	26,20	-24,5	-64,5
	Klar (22,7 N)	15,8	101,2	52,19	-85,4	-84,4
LOCATOR 2®	Rot (4,5 N)	5,3	46,7	23,86	-41,4	-88,7
	Orange (9 N)	7	49,4	27,85	-42,4	-85,8
	Grün (18,1 N)	29,5	101,3	53,05	-71,8	-70,9
NOVALOC®	Weiß (7,5 N)	24,9	39,9	32,78	-1,7	-6,4
	Gelb (12 N)	34,3	45,7	40,83	-5,0	-12,7
	Grün (16,5 N)	44	69,9	57,20	-9,7	-18,1

Bei einer visuellen Betrachtung der Retentionseinsätze nach insgesamt 10.000 Einsetz- und Entnahmezyklen ist der Verschleiß der einzelnen Einsätze deutlich erkennbar (vgl. Abb. 28, 29). Insbesondere bei den Locator®-Einsätzen ist eine stärkere Abnutzung festzustellen, wobei die Oberflächenveränderungen im Vergleich zu den Novaloc®-Einsätzen deutlich sichtbar sind.

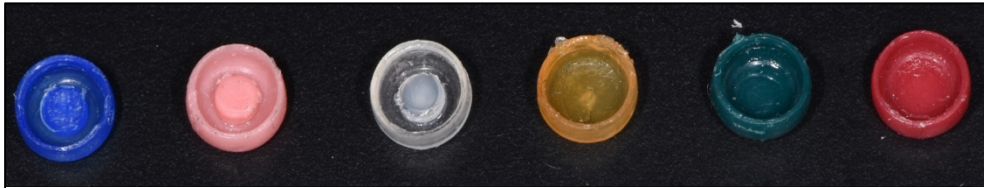


Abbildung 28: Locator® Retentionseinsätze nach 10.000 Einsetz- und Entnahmezyklen
Quelle: eigene Aufnahme



Abbildung 29: Novaloc® Retentionseinsätze nach 10.000 Einsetz- und Entnahmezyklen
Quelle: eigene Aufnahme

Die folgenden Abbildungen 30 und 31 veranschaulichen grafisch die Verluste der Retention in allen drei Gruppen. In Abbildung 30 wird der prozentuale Verlust bezogen auf den auf 100 % normalisierten Ausgangswert dargestellt, während in Abbildung 31 die Werte in [N] angegeben sind. Es ist deutlich erkennbar, dass die klaren, orangen und roten Locator®-Nyloneinsätze einen erheblichen Verlust der Retention aufweisen.

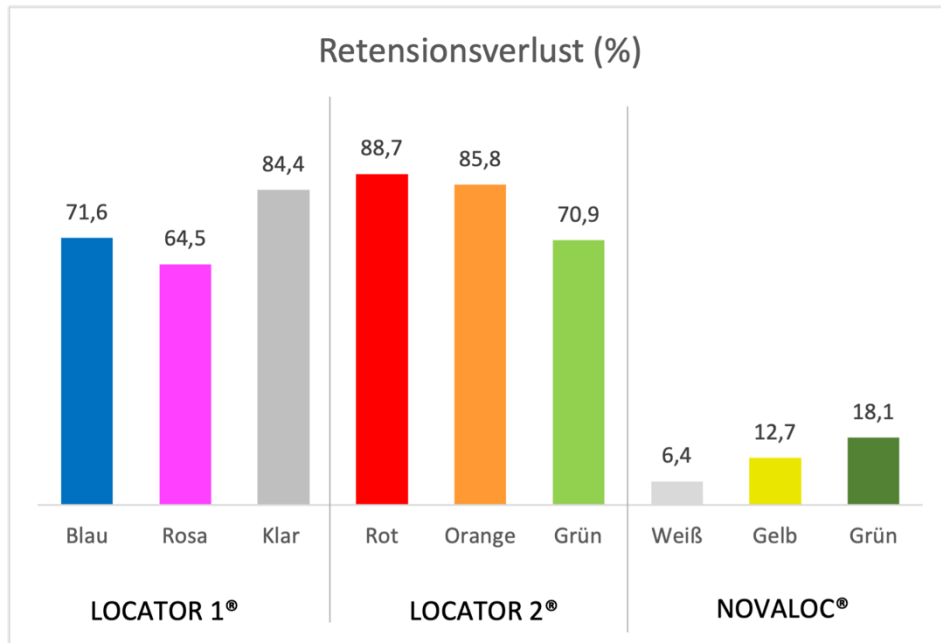


Abbildung 30: Retentionsverlust [%]

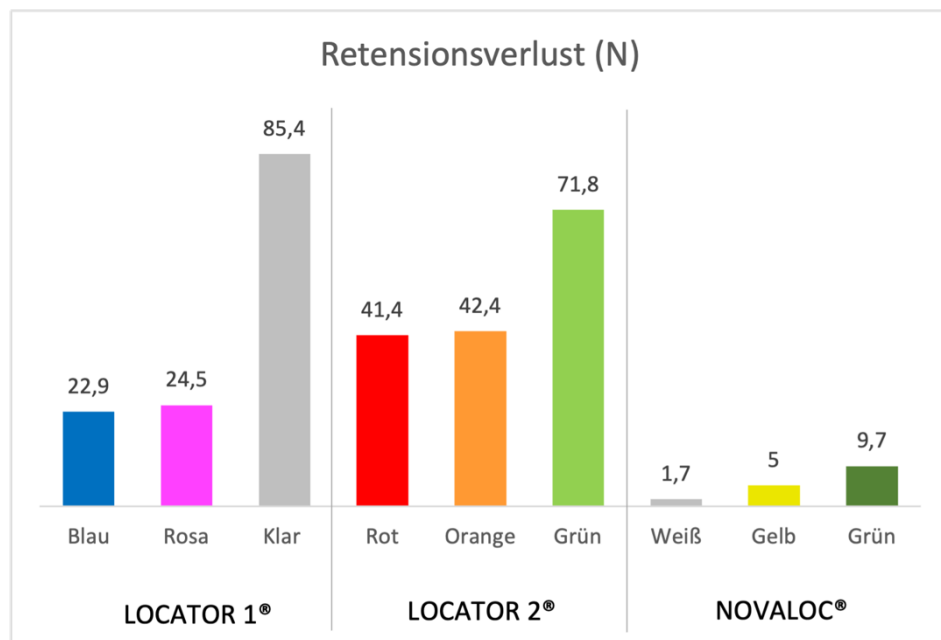


Abbildung 31: Retentionsverlust [N]

4 Diskussion

Im Laufe der Zeit verändert sich durch verschiedenster Faktoren die Retentionskraft von Deckprothesen. Der Verlust der Haltekraft aufgrund von Abnutzung stellt ein bedeutendes klinisches Problem dar, weshalb regelmäßige Wartungen erforderlich sind, um langfristig erfolgreiche Ergebnisse sicherzustellen. Untersuchungen haben gezeigt, dass im Gegensatz zu den metallischen Komponenten vorrangig, die Kunststoffteile der Verankerungselementen vom Verschleiß betroffen sind.⁶ Der Verlust der Retention kann, vor allem für ältere Patient*innen, sogar von Vorteil sein, da diese dadurch die Praxis zu regelmäßigen Kontrollen aufsuchen und somit eine klinische Nachkontrolle erfolgen kann, um frühzeitig mögliche andere Komplikationen festzustellen.^{20,30}

In der vorliegenden in-vitro Studie wurde die Retentionskraft von zwei verschiedenen Verankerungssystemen für eine herausnehmbare, implantatgetragene Deckprothese experimentell miteinander verglichen. Des Weiteren diente die Pilotstudie als Entwicklung der Simulationsmaschine für lineare, zyklischen Bewegungen. Dabei wurden die Nylon-Einsätze von Locator® mit den PEEK-Einsätzen von Novaloc® verglichen. Bisherige Studien in der Literatur verwendeten häufig Acryl-, Aluminium- oder Kunststoffblöcke, in die die Implantatanaloge und das Verankerungssystem eingebettet werden.³⁰⁻³⁵ Im Gegensatz dazu wurde in dieser Studie eine originale Deckprothese und ein detailliertes Unterkiefermodell aus lighthärtendem Kunststoff verwendet, um die klinische Situation möglichst realistisch darzustellen. Trotzdem ist zu bedenken, dass die Weichgewebe, auf denen die Deckprothese im Mund aufliegt, elastisch und beweglich ist. Diese Elastizität kann die Belastung der Verankerungssysteme erhöhen und die Retentionskraft negativ beeinflussen.³²

Die Anzahl der Einsetz- und Entnahmezyklen in ähnlichen in-vitro Studien variiert stark, sie reichen von 540³⁶ bis zu 30.000³⁵ Zyklen. Es ist jedoch zu beachten, dass es keine direkte Korrelation zwischen der Anzahl der in-vitro Zyklen und der in-vivo Nutzungsdauer gibt.³³ In dieser Studie wurden insgesamt 10.000 Zyklen durchgeführt, was einer Nutzungsdauer von etwa 10 Jahren entspricht, wenn man davon ausgeht, dass die Patient*innen die Prothese täglich dreimal aus- und wieder eingliedern. Diese Anzahl wurde, wie auch in den meisten auffindbaren Studien^{31,33,34,36} gewählt, um den Verschleiß der verschiedenen Retentionseinsätze angemessen zu veranschaulichen

Die Nullhypothese, die behauptete, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen dem Locator® und dem Novaloc® System, durch wiederholte Einsetz- und Entnahmezyklen, gibt, wurde durch diese in-vitro Studie widerlegt. Ebenso wurde die Nebenhypothese, die besagt, dass die Auswahl der Retentionseinsätze in verschiedenen Farben keine Auswirkung auf die Haltekraft der implantatgetragenen Deckprothese im Unterkiefer hat, eindeutig widerlegt. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen deutlich, dass das Novaloc® System mit allen drei verschiedenen Einsätzen über 10.000 Einsetz- und Entnahmezyklen eine bessere Performance aufweist. Dies äußert sich sowohl in einem deutlich geringeren Verschleißverhalten als auch in einer wesentlich höheren Haltekraft am Ende der Studie.

Der anfängliche Anstieg der Retention beim Novaloc® System ist ein bekanntes Phänomen, das in der Literatur bereits mehrfach beobachtet wurde.^{33,34} Dieser Anstieg wird durch die zunehmende Oberflächenrauheit der Einsätze erklärt, die auf den beginnenden Verschleiß zurückzuführen ist.³⁴ Nach diesem anfänglichen Anstieg nehmen die Retentionswerte jedoch wieder ab.

Laut Rutkunas et al. führt der beträchtliche Verschleiß der Locator®-Retentionseinsätze hauptsächlich auf die Abnutzung und plastische Verformung der Nyloneinsätze zurück. Eine REM-Analyse-Studie belegt eindeutig, dass sowohl der Kunststoffkern als auch die Innenfläche des Kunststoffringes erhebliche Abnutzungserscheinungen aufweisen. Ebenso wurde ein Verlust von Partikeln und eine unregelmäßige Oberfläche auf den Patrizen nachgewiesen. Im Vergleich zu den PEEK-Einsätzen scheinen die Nyloneinsätze empfindlich auf Wasseraufnahme zu reagieren, was ebenfalls zu einer Verringerung der Retention führt.³⁰

Es sollte erwähnt werden, dass diese in-vitro Studie einige Einschränkungen aufweist. Die größte Einschränkung bestand darin, dass die Bedingungen in der Mundhöhle nicht exakt simuliert werden konnten. Es wurde ausschließlich der Retentionsverlust aufgrund von Einsetz- und Entnahmezyklen der zwei verschiedenen Verankerungssysteme untersucht. Dabei wurden jedoch ausschließlich lineare, vertikale Bewegungen simuliert, die nicht der realistischen klinischen Situation entsprechen. In der Praxis verwenden Patient*innen verschiedene Methoden und Einschubrichtungen, um die Prothese einzusetzen bzw. zu entfernen. Oftmals wird die Prothese durch einfaches Zubeißen eingegliedert, was zusätzliche Abnutzung an den Retentionseinsätzen verursachen kann. Bedauerlicherweise wurden in der vorliegenden Studie zwei unabhängige Geräte zur Erfassung des Retentionsverlustes eingesetzt, was bedeutsame Einschränkungen mit sich bringt. Eine

vorteilhafte Verbesserung für zukünftige Studie wäre es, wenn die Simulationsmaschine in der Lage wäre, die erforderliche Kraft, um die Deckprothese vom Kiefermodell zu entfernen, simultan zu den zyklischen Bewegungen erfassen könnte.

Der Verschleiß der Retentionseinsätze wird von verschiedenen Faktoren beeinflusst, darunter Kaubelastung, Einsetz- und Entfernungszyklen sowie Parafunktionen. Auch die Zusammensetzung und Temperatur des Speichels sowie die Anfälligkeit von Polymerkomponenten für Wasseraufnahme spielen eine Rolle. All diese Faktoren in einer in-vitro-Studie zu simulieren, ist schwierig. Daher sollte in Zukunft eine Studie durchgeführt werden, die alle diese Parameter berücksichtigt. Aus den genannten Gründen wurde dieser Studie nur ein Faktor, der Retentionsverlust aufgrund von linearen Einsetz- und Entnahmezyklen, untersucht. Die Ausrichtung der Implantate kann ebenfalls eine Rolle spielen, wobei parallele Implantate weniger anfällig für Retentionsverluste sind als Implantate mit übermäßigen Abwinkelungen.^{37,38} Diese Einschränkungen der durchgeführten Studie, sollen dazu anregen, weitere Untersuchungen durchzuführen, in denen all diese Parameter berücksichtigt werden.

In früheren Studien wurde gezeigt, dass die Kaubelastung einen signifikanten Einfluss auf den Retentionsverlust von Locatoren® hat. Eine Studie von Abi Nader et al. untersuchte die Auswirkung der Kaubelastung auf die Retention von Locatoren® und zeigte einen Verlust von 40 % der Ausgangsretention nach 400.000 simulierten Kaubewegungen.³⁷ Eine weitere Studie von Tehini et al. untersuchte ebenfalls den Retentionsverlust aufgrund der Kaubelastung und zeigte nach 100.000 simulierten Kaubewegungen ähnliche Ergebnisse. Besonders stark war dabei der Retentionsverlust des blauen Nylon-Einsatzes, der bei 37 % lag. Der Verlust der Haltekraft kann durch Oberflächenveränderung, der Nylon Retentionseinsätze erklärt und durch REM-Bilder bestätigt werden.³⁸ Daraus kann geschlossen werden, dass die Mastikation einen wesentlichen Faktor für den Retentionsverlust darstellt.

Die Implantatparallelität spielt ebenfalls eine entscheidende Rolle für den Retentionsverlust von implantatgetragenen Verankerungssystemen. In dieser vorliegenden Untersuchung wurde das Ziel verfolgt, die Implantate im Kiefer möglichst parallel zueinander zu verankern. Die Messung der Neigung der Achsen ergab eine maximale Abweichung von 10° zwischen zwei Implantaten. Dadurch wurde auch die Verwendung des erweiterten Retentionseinsatzes Locator® empfohlen.

Eine Studie von Aroso et al. untersuchte die Auswirkung der Implantatwinkelung auf den Retentionsverlust und zeigte einen signifikanten Unterschied zwischen parallelen und

dysparallel ausgerichteten Implantaten nach 5.400 Einsetz- und Entnahmezyklen. Eine größere Abwinkelung der Abutments führte zu einer niedrigeren Retention der mit Locatoren® versorgten Deckprothese. Die Retention beim klaren Locator® Retentionseinsatz nahm beispielsweise um knapp 60 % bei einer Winkelung von 10° ab, während bei 0° die Retention lediglich um 20 % des Ausgangswertes zurückging.³⁹

Prothesenreinigungsmittel sind ebenfalls ein wichtiger Faktor, der die Haltekraft beeinflusst. Studien von Ayyildiz et al. und You et al. zeigten, dass verschiedene handelsübliche Prothesenreinigungsmittel die Retentionswerte beeinträchtigen können. Insbesondere die Verwendung von NaOCl führte zu einem signifikanten Verlust der Retention, während Listerine® bessere Retentionswerte aufwies. Es wird empfohlen, die Prothese in klarem Wasser mit einer Brausetablette einzulegen, um den Retentionsverlust zu minimieren.^{40,41}

In dieser Studie wurden Einsetz- und Entnahmezyklen bei Raumtemperatur in Speichelersatzflüssigkeit simuliert. Es ist bekannt, dass die Temperatur einen signifikanten Einfluss auf die Retention hat. Hohe Temperaturen über 60 °C können zu Mikrorissen in den Nylon-Einsätzen führen und somit die Retentionskraft beeinträchtigen. Es wird daher empfohlen, dass Patient*innen kein Wasser mit Temperaturen über 60 °C zur Reinigung ihrer Prothese verwenden.⁴²

In der wissenschaftlichen Literatur besteht nur begrenzter Konsens hinsichtlich der erforderlichen minimalen Retentionskraft, um ein akzeptables Maß an Zufriedenheit bei Patient*innen mit Unterkiefer-Deckprothesen zu erzielen. Es wurden verschiedene Werte als angemessen vorgeschlagen. Einige Autoren definieren die erforderliche minimale Retentionskraft für Unterkiefer-Deckprothesen im Bereich von 10 N bis 20 N. Andere Berichte deuten darauf hin, dass eine Retentionskraft von 5 N bis 7 N ausreichend ist, um die Stabilität der Prothese zu gewährleisten.^{9,31,34}

Basierend auf den genannten Werten lässt sich feststellen, dass sämtliche Retentionseinsätze, die in dieser vorliegenden Studie verwendet wurden, auch nach einer simulierten Nutzungsdauer von etwa 10 Jahren noch über ausreichende Retentionsfähigkeiten verfügen. Die Locator®-Einsätze in den Farben Blau (9,1 N), orange (7 N) und rot (5,3 N) weisen zwar sehr niedrige Werte auf, doch diese sollten dennoch eine ausreichende Stabilität der Prothese gewährleisten.

In einer klinischen Cross-over-Studie untersuchten Burns et al. die Retention von Unterkieferdeckprothesen. Zu diesem Zweck erhielten 30 Proband*innen jeweils vier Implantate im zahnlosen Unterkiefer. Die Implantate wurden anschließend mit drei verschiedenen Konzepten versorgt. Diese umfassten einerseits ein Steggeschiebe, das auf

allen vier Implantaten verankert wurde, andererseits ein Steggeschiebe, das nur auf zwei Implantaten befestigt war. Als dritte Gruppe erhielten die Proband*innen eine Deckprothese, die von zwei Implantaten mit Kugelankern gehalten wurde. Die mittlere Retention der verschiedenen Konzepte wurde nach 6 und 12 Monaten gemessen. Dabei zeigte sich, dass die Stegversorgung auf vier Implantaten eine höhere Retentionskraft (17–18 N) aufwies als die Versorgung mit Kugelankern (14–16 N) und das Steggeschiebe auf zwei Implantaten (8–10 N). Jedoch berichtete kein*e Patient*in von mangelnder Retention.^{9,35} Zusammenfassend resultieren aus der Vielzahl von verschiedenen Faktoren, die den Verlust der Retention von abnehmbaren implantatgetragenen Deckprothesen beeinflussen, schnell prothetische Komplikationen. Diese Komplikationen beschränken sich in der Regel auf den Austausch der Retentionselemente. Obwohl viele Patient*innen den schleichenden Verlust der Haltekraft möglicherweise nicht bemerken, ist es dennoch erforderlich, eine jährliche Nachuntersuchung durchzuführen. Obwohl der Austausch der Halteelemente im Laufe der Jahre kostspielig und zeitaufwendig sein kann, sollte diese Wartung im Interesse der Patient*innen unbedingt durchgeführt werden. Letztlich sollte die Auswahl des Systems an die individuelle Situation und die Bedürfnisse der Patient*innen angepasst werden.⁴³

5 Schlussfolgerung

- Innerhalb des Rahmens dieser in-vitro Studie lässt sich feststellen, dass die untersuchten Befestigungssysteme für Deckprothesen auch nach 10.000 Einsatz- und Entnahmezyklen akzeptable Haltekräfte aufweisen.
- Es wurden signifikante Unterschiede zwischen den beiden Retentionselementen festgestellt, was die Steigung über alle Zyklen betrifft ($p < 0,001$).
- Nachdem die Retentionseinsätze 10.000 Einsatz- und Entnahmezyklen ausgesetzt waren, zeigt sich eine durchschnittliche Abnutzung von -12,4 % bei den Novaloc®-Retentionseinsätzen. Im Vergleich dazu ist bei den Locator®-Einsätzen ein Verlust von -77,6 % (Standarteinsätze) bzw. -78 % (erweiterte Retentionseinsätze) festzustellen.
- Beim Novaloc®-System steigt die Retention von den Anfangswerten bis zur 1.000-Zyklen-Marke, was einer Nutzungsdauer von etwa 12 Monaten entspricht, durchschnittlich um +30 % an. Bei den Standardeinsätzen des Locator®-Systems

fällt die Retention innerhalb der ersten 1.000 Zyklen im Durchschnitt um -54 % und bei den erweiterten Retentionseinsätzen um -50 %.

- Das Novaloc® Verankerungssystem zeigte im vorliegenden Versuchsaufbau, gegenüber dem Locator®-System, weniger Verschleiß und Retentionsverlust bei abnehmbaren, implantatgetragenen Deckprothesen im Unterkiefer.
- Weitere Forschungen und klinische Studien sind erforderlich, um klinische Situationen besser nachzubilden und die Mechanismen der Lockerung von implantatgetragenen Deckprothesen besser zu verstehen.

Literaturverzeichnis

1. Souza RF de, Bedos C, Esfandiari S, et al. Single-implant overdentures retained by the Novaloc attachment system: Study protocol for a mixed-methods randomized cross-over trial. *Trials* 2018;19(1).
2. Schwarz T, Schulze E. Mundgesundheits- und mundgesundheitsbezogene Lebensqualität in Österreich. Wien: 2022;
3. Institut der Deutschen Zahnärzte. Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V). Berlin/Köln: Bundeszahnärztekammer und Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung, 2016;
4. Kern M, Wolfart S, Heydecke G, Witkowski S, Türp JC, Strub JR. Curriculum Prothetik: Band 3. Berlin: Quintessenz Verlag, 2022;
5. Kern M, Wolfart S, Heydecke G, Witkowski S, Türp JC, Strub JR. Curriculum Prothetik: Band 1. Berlin: Quintessenz Verlag, 2022;
6. Wolfart S. Implantatprothetik ein patientenorientiertes Konzept; Planung, Behandlungsabläufe, Bewährung, Ästhetik, Funktion, Zahntechnik. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 2014;
7. Liu W, Zhang X, Qing H, Wang J. Effect of LOCATOR attachments with different retentive forces on the stability of 2-implant-retained mandibular overdenture. *J Prosthet Dent* 2020;124(2):224–229.
8. Krennmair G WMPE. Verankerungselemente bei herausnehmbaren implantatgetragenen Restaurationen. *Deutscher Ärzte-Verlag | DZZ | Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2014;69(6):326–335.
9. Burns DR, Unger JW, Coffey JP, Waldrop TC, Elswick RK. Randomized, prospective, clinical evaluation of prosthodontic modalities for mandibular implant overdenture treatment. *J Prosthet Dent* 2011;106(1):12–22.
10. Tsigarida A, Chochlidakis K. A Comparison Between Fixed and Removable Mandibular Implant-Supported Full-Arch Prosthodontics: An Overview of Systematic Reviews. *Int J Prosthodont* 2021;34:85–92.
11. Alsabeeha N, Atieh M, Swain M V, Payne AGT. Attachment systems for mandibular single-implant overdentures: an in vitro retention force investigation on different designs. *Int J Prosthodont* 2010;23(2):160–166.

12. Vercruyssen M, Marcelis K, Coucke W, Naert I, Quirynen M. Long-term, retrospective evaluation (implant and patient-centred outcome) of the two-implants-supported overdenture in the mandible. Part 1: survival rate. *Clin Oral Implants Res* 2010;21(4):357–365.
13. Sadowsky SJ, Hansen PW. Evidence-based criteria for differential treatment planning of implant restorations for the mandibular edentulous patient. *Journal of Prosthodontics* 2014;23(2):104–111.
14. Schweyen R, Beuer F, Arnold C, Hey J. Retentive characteristics of a vinylpolysiloxane overdenture attachment system. *Clin Oral Investig* 2015;19(4):947–953.
15. Sutariya P, Shah H, Patel S, Upadhyay H, Pathan M, Shah R. Mandibular implant-supported overdenture: A systematic review and meta-analysis for optimum selection of attachment system. *J Indian Prosthodont Soc.* 2021;21(4):319–327.
16. Fraedrich DC. Das Retentionsverhalten von Locator-Verbindungselementen nach Langzeitbelastung und unter Einfluss von verschiedenen Prothesenreinigungsmitteln-eine in-vitro Studie. 2014;
17. Bochdam K-U, Benner K-U, Holland-Letz T, Hölzle F, Willer J. Klinische Nachuntersuchung von implantatgestützten Vollprothesen im zahnlosen und restbezahnten Kiefer – ein Vergleich zwischen Teleskopprothesen und den etablierten Stegprothesen. *Stomatologie* 2008;105(6):141–149.
18. Boeckler AF, Morton D, Ehring C, Setz JM. Mechanical properties of magnetic attachments for removable prostheses on teeth and implants. *Journal of Prosthodontics* 2008;17(8):608–615.
19. Rosa CDDRD, Souza Leão R de, Guerra CMF, Pellizzer EP, Silva Casado BG da, Moraes SLD de. Do ball-type attachment systems for overdenture result in better patient-satisfaction? A systematic review of randomized crossover clinical trial. *Saudi Dental Journal.* 2021;33(6):299–307.
20. Guédat C, Nagy U, Schimmel M, Müller F, Srinivasan M. Clinical performance of LOCATOR® attachments: A retrospective study with 1–8 years of follow-up. *Clin Exp Dent Res* 2018;4(4):132–145.
21. Ramadan RE, Mohamed FS. Retention of mandibular implant-retained overdentures with two different attachment designs: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2020;123(5):738.e1-738.e6.

22. Wichmann N, Kern M, Taylor T, Wille S, Passia N. Retention and wear of resin matrix attachments for implant overdentures. *J Mech Behav Biomed Mater* 2020;110.
23. Vogler H. Wettstreit um die polyamidfasern. *Chemie in Unserer Zeit*. 2013;47(1):62–63.
24. Choi EY, Kim K, Kim CK, Kang E. Reinforcement of nylon 6,6/nylon 6,6 grafted nanodiamond composites by in situ reactive extrusion. *Sci Rep* 2016;6.
25. Institut Straumann AG. Straumann® Novaloc® Retentionssystem für Hybridzahnersatz Basisinformationen. Basel: 2021;
26. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *Journal of Prosthodontics* 2004;13(4):221–226.
27. Schnabl D. Der Locator®-Anker-Porträt eines Druckknopfs. *Stomatologie* 2012;109(1–2):a4–a7.
28. Autodesk GmbH. Fusion 360. München: Autodesk GmbH, 2020;
29. Dentsply Implants Manufacturing GmbH. Xive® S Übungsimplantat. Hanau: Dentsply Implants Manufacturing GmbH, 2020;
30. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H, Iwasaki N. Wear simulation effects on overdenture stud attachments. *Dent Mater J* 2011;30(6):845–853.
31. Turk P, Geckili O, Turk Y, Gunay V, Bilgin T. In Vitro Comparison of the Retentive Properties of Ball and Locator Attachments for Implant Overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29(5):1106–1113.
32. Evtimovska E, Masri R, Driscoll CF, Romberg E. The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time. *Journal of Prosthodontics* 2009;18(6):479–483.
33. Kobayashi M, Srinivasan M, Ammann P, et al. Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force and removal torque of three overdenture attachment systems. *Clin Oral Implants Res* 2014;25(4):426–434.
34. Mínguez-Tomás N, Alonso-Pérez-Barquero J, Fernández-Estevan L, Vicente-Escuder Á, Selva-Otaolaurruchi EJ. In vitro retention capacity of two overdenture attachment systems: Locator® and Equator®. *J Clin Exp Dent* 2018;10(7):e681–e686.
35. Passia N, Ghazal M, Kern M. Long-term retention behaviour of resin matrix attachment systems for overdentures. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;57:88–94.

36. ELSyad MA, Dayekh MA, Khalifa AK. Locator Versus Bar Attachment Effect on the Retention and Stability of Implant-Retained Maxillary Overdenture: An In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics* 2019;28(2):e627–e636.
37. Abi Nader S, Souza RF De, Fortin D, Koninck L De, Fromentin O, Albuquerque Junior RF. Effect of simulated masticatory loading on the retention of stud attachments for implant overdentures. *J Oral Rehabil* 2011;38(3):157–164.
38. Tehini G, Baba NZ, Berberi A, Majzoub Z, Bassal H, Rifai K. Effect of Simulated Mastication on the Retention of Locator Attachments for Implant-Supported Overdentures: An In Vitro Pilot Study. *Journal of Prosthodontics* 2020;29(1):74–79.
39. Aroso C, Silva AS, Ustrell R, et al. Effect of abutment angulation in the retention and durability of three overdenture attachment systems: An in vitro study. *Journal of Advanced Prosthodontics* 2016;8(1):21–29.
40. You W, Masri R, Romberg E, Driscoll CF, You T. The effect of denture cleansing solutions on the retention of pink locator attachments after multiple pulls: An in vitro study. *Journal of Prosthodontics* 2011;20(6):464–469.
41. Ayyıldız S, Şahin C, Emir F, Ersu B. Effect of Denture Cleansing Solutions on the Retention of Locator Attachments Over Time. *Journal of Prosthodontics* 2020;29(3):237–242.
42. Chiu LPY, Vitale N Di, Petridis H, McDonald A. The Effect of Different Water Temperatures on Retention Loss and Material Degradation of Locator Attachments. *Journal of Prosthodontics* 2017;26(6):537–544.
43. Kleis WK, Kämmerer PW, Hartmann S, Al-Nawas B, Wagner W. A comparison of three different attachment systems for mandibular two-implant overdentures: One-year report. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12(3):209–218.
44. Zest Dental Solutions. LOCATOR ® ATTACHMENT SYSTEM TECHNIQUE MANUAL. Carlsbad: 2020;