

Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität zu Köln
Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie
der Universität zu Köln
Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. Dr. med. dent. J. E. Zöller

Entwicklung eines Sensorhandschuhs zur intraoralen Bestimmung der Retentionskraft herausnehmbaren Zahnersatzes

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der zahnärztlichen Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Universität zu Köln

vorgelegt von
Nadine Eckert
aus Köln

promoviert am 08. August 2023

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität zu Köln
2023

Dekan: Universitätsprofessor Dr. med. G. R. Fink

1. Gutachter: Professor Dr. med. dent. J. Neugebauer
2. Gutachter: Professor Dr. med. Th. C. Koslowsky

Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich keine Unterstützungsleistungen erhalten.

Weitere Personen waren an der Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe einer Promotionsberaterin/eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertationsschrift stehen.

Die Dissertationsschrift wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Die im Rahmen der Arbeit beschriebene Messapparatur wurden unter der Betreuung durch Herrn Dr. rer. Medic. F.-J. Faber von Herrn J. Terwort und mir selbst entwickelt. Alle damit in Zusammenhang stehenden Experimente wurden gemeinsam mit Herrn J. Terwort durchgeführt.

Die Prüfkörper der Haupttestreihe wurden durch die Abteilung der Zahnärztlichen Werkstoffkunde bereitgestellt. Bei der softwaretechnische Aufbereitung der Daten unterstützte mich Herr Marcel Eckert. Die Analyse und Auswertung der Messdaten erfolgte durch mich.

Das Forschungsprojekt wurde im Rahmen des Zentralen Innovationsprogramm Mittelstand (ZIM) durch das Bundesministerium für Wirtschaft und Energie finanziell unterstützt (ZF 4049304CR5).

Erklärung zur guten wissenschaftlichen Praxis:

Ich erkläre hiermit, dass ich die Ordnung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und zum Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten (Amtliche Mitteilung der Universität zu Köln AM 132/2020) der Universität zu Köln gelesen habe und verpflichte mich hiermit, die dort genannten Vorgaben bei allen wissenschaftlichen Tätigkeiten zu beachten und umzusetzen.

Köln, den 08.08.2022

Unterschrift:



Danksagung

Mein Dank gilt allen, die mich während der Erstellung meiner Dissertation unterstützt haben.

Meinem Doktorvater Professor Dr. med. dent. habil. Jörg Neugebauer danke ich für die gute Betreuung und jederzeit konstruktive Kritik.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Dr. rer. medic. Franz-Josef Faber sowohl für die Idee des Forschungsprojektes als auch für die tatkräftige Unterstützung bei der Umsetzung und dafür, dass er mir neben all seinen Zuständigkeiten jederzeit bei Fragen und Problemen mit Rat zur Seite stand. Ohne den Kurs der technischen Propädeutik unter seiner Leitung hätte ich das Studium wohl nach dem ersten Semester nie weitergeführt.

Ich danke Jonas Terwort für die gute Zusammenarbeit und die vielen produktiven, aber dennoch spaßigen Stunden im Labor.

Meinen Freunden und Kollegen danke ich dafür, dass sie immer ein offenes Ohr für mich hatten und mir geholfen haben meine Motivation nie zu verlieren.

Meinem Bruder danke ich vor allem für die Unterstützung und Geduld bei technischen Problemen, Fragen und dem Erklären von MATLAB.

Der größte Dank gilt meinen Eltern, die mir das Studium ermöglicht und immer an mich geglaubt haben. Ohne ihre Unterstützung im Studium, aber auch in allen Lebenslagen, wäre ich wohl nie Zahnärztin geworden.

für Elly & Emily

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	7
1. ZUSAMMENFASSUNG	8
2. EINLEITUNG	9
2.1 Retentionskraft	10
2.1.1 Definition und wirkende Kräfte	10
2.1.2 Bedeutung in der Prothetik	10
2.1.3 Werte der Retentionskraft	11
2.2 Messverfahren zur Bestimmung der Retentionskraft	13
2.2.1 In-vitro Messverfahren	13
2.2.2 In-vivo Messverfahren	17
2.2.3 Möglichkeiten und Grenzen existierender Messverfahren	19
2.3 Fragestellung und Ziel der Arbeit	20
3. MATERIAL UND METHODEN	21
3.1 Material - Entwicklung des Sensorhandschuhs zur intraoralen Messung der Retentionskraft	21
3.1.1 Aufbau der Messapparatur	21
3.1.2 Datenaufzeichnung und -verarbeitung	24
3.2 Methoden - Der Vergleich der Sensorhandschuhe mit einer etablierten in-vitro Messmethodik	26
3.2.1 Aufbau der Vergleichstestreihen	26
3.2.2 Datenverarbeitung und statistische Auswertung	28
4. ERGEBNISSE	29
4.1 Vortestreihe	29
4.2 Haupttestreihe	30
5. DISKUSSION	32
5.1 Vergleichbarkeit von Sensorhandschuh und Referenzmessverfahren	32
5.2 Verkantungsverhalten und Einfluss auf die Ergebnisse der Vergleichstestreihen	33
5.3 Messmethodik – Stärken und Schwächen	34
5.4 Einflussfaktoren mit Auswirkung auf zukünftige in-vivo Anwendung	36

5.5 Zusammenfassung	39
6. AUSBLICK	40
7. LITERATURVERZEICHNIS	42
8. ANHANG	46
8.1 Abbildungsverzeichnis	46
8.2 Tabellenverzeichnis	47
8.3 Datenblatt des Force Sensing Resistor FlexiForce™ A201	48
8.4 Versuchsprotokoll: Überprüfung des Randbelastungsverhaltens der Sensoren nach Modifikation	49
8.5 Versuchsprotokoll: Überprüfung des Driftverhalten der Sensoren nach Modifikation	53
8.6 Versuchsprotokoll: Überprüfung der Linearität der Sensoren nach Modifikation	54
8.7 Versuchsprotokoll: Auswirkung des Verkantungsverhaltens der Referenzmessmethode auf die ermittelte Retentionskraft	55
8.8 Messwerte der Vortestreihe	57
8.9 Messwerte der Haupttestreihe	58
9. VORABVERÖFFENTLICHUNG VON ERGEBNISSEN	59

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
FSR	Force Sensing Resistor
p	Pond, veraltete Gewichtseinheit, $1 \text{ p} = 9,80665 \text{ mN}$

1. Zusammenfassung

Das Ziel des in dieser Arbeit behandelten Forschungsprojektes ist die Entwicklung und Verifizierung einer Messapparatur zur Retentionskraftbestimmung herausnehmbaren Zahnersatzes, die für die intraorale Anwendung am Patienten konzipiert ist. Bereits etablierte Messverfahren sind entweder auf die in-vitro Anwendung limitiert oder in der Anwendung am Patienten unpraktikabel. Im Fokus der klinischen Anwendbarkeit der entwickelten Messapparatur steht die objektive Bestimmung der Retentionskraft bei prothetisch versorgten geriatrischen Patienten mit eingeschränkten kognitiven Fähigkeiten.

Die entwickelte Messapparatur besteht aus Handschuhen, die mit modifizierten Kraftsensoren an Daumen und Zeigefinger ausgestattet sind. Die Messdatenaufzeichnung und -verarbeitung resultiert in einer Kraft-Zeit-Kurve, die den typischen zweiphasigen Verlauf des Abzugsvorgangs von Zahnersatz abbildet. In der ersten Phase findet der Greifvorgang statt, der ein Abgleiten der Finger vom Zahnersatz verhindert. Daran schließt sich der Abzugsvorgang an. Die Analyse der Kraft-Zeit-Kurve ermöglicht eine Bestimmung von Greifkraft und Abzugskraft, woraus sich folglich als Differenz die Retentionskraft des Zahnersatzes bestimmen lässt.

Um die Messergebnisse der entwickelten Sensorhandschuhe zu überprüfen, wurden zwei in-vitro Vergleichstestreihen mit einer etablierten Universalprüfmaschine durchgeführt. Die Sensorhandschuhmessungen wurden jeweils von zwei Anwendern durchgeführt.

Die statistische Auswertung der Ergebnisse der Vergleichstestreihen zeigt, dass die Messergebnisse des entwickelten Sensorhandschuhs mit denen des Referenzmessverfahrens vergleichbar sind. Im Gegensatz zu dem Referenzmessverfahren sind die Anwender der Sensorhandschuhe in der Lage, die Abzugsrichtung im Verlauf des Abzugsvorgangs situativ anzupassen und somit ein Verkanten des Zahnersatzes zu vermeiden. Daraus resultiert, dass die Messergebnisse der Sensorhandschuhe signifikant niedriger sind als die des Referenzmessverfahrens. Gleichzeitig ist die Abbildung des Abzugsvorgangs weitaus realitätsnäher. Unter der Voraussetzung entsprechender Einweisung und Übung im Umgang mit den Sensorhandschuhen besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den Anwendern der entwickelten Messapparatur. Die Konzeption der Sensorhandschuhe ermöglicht die Retentionskraftmessung sowohl in der in-vitro Anwendung als auch direkt am Patienten und ist somit vielfältig einsetzbar.

2. Einleitung

Im Rahmen einer erfolgreichen prothetischen Therapie wird neben einer Wiederherstellung der Ästhetik auch eine funktionelle Rehabilitation angestrebt. Bei der Therapie mit herausnehmbarem Zahnersatz gilt die Retentionskraft der Versorgung als maßgeblicher Faktor des Therapieerfolges¹. Eine Reihe von Studien konnte zeigen, dass ein signifikanter Zusammenhang zwischen Patientenzufriedenheit mit der prothetischen Versorgung und der Retentionskraft des Zahnersatzes besteht²⁻⁴. Die Zufriedenheit der Patienten mit der prothetischen Versorgung steht auch im direkten Zusammenhang mit ihrer Lebensqualität³. Betrachtet man dieses Zusammenspiel vor dem Hintergrund der aktuellen Bevölkerungsentwicklung, insbesondere in Bezug auf die zahnmedizinisch-prothetische Versorgung, ergibt sich eine zunehmende Bedeutung für eine objektive Bestimmung von Abzugskräften am Patienten. Im Zuge der demografischen Entwicklung kommt es zu einem Anstieg des Bevölkerungsanteils mit hohem Lebensalter, Polymorbidität und Pflegebedürftigkeit⁵. Der Fünften Deutschen Mundgesundheitsstudie lässt sich die Prognose entnehmen, dass es in Zukunft zu einem erhöhten Bevölkerungsanteil älterer Patienten mit einer höheren Anzahl an Restzähnen kommt⁶. Vor allem bei pflegebedürftigen Patienten ist zu erwarten, dass die Versorgung mit Teilprothesen den Hauptanteil der prothetischen Versorgungen ausmachen wird⁷.

Im Falle von Patienten mit reduzierten kognitiven Fähigkeiten und somit einer eingeschränkten Fähigkeit, den Sitz herausnehmbaren Zahnersatzes subjektiv zu beurteilen, gewinnt es an Bedeutung, die Retentionskraft des Zahnersatzes objektiv am Patienten evaluieren zu können. Durch ein messtechnisches Verfahren zur Quantifizierung der Retentionskraft herausnehmbaren Zahnersatzes, können Schädigungen des Prothesenlagers und des Restzahnbestandes durch übermäßig hohe Retentionskräfte, die vor allem bei dem Vorgang des Ausgliederns wirken, verhindert werden⁸⁻¹¹. Des Weiteren kann durch eine objektive Bestimmung der Retentionskräfte ein adäquater Prothesenhalt eingestellt werden, der maßgeblich über den Erfolg der Therapie entscheidet¹ und im direkten Zusammenhang mit der Lebensqualität des Patienten steht²⁻⁴.

Zum heutigen Zeitpunkt ist kein Messverfahren beschrieben, das in der Lage ist, die Retentionskraft intraoral zu bestimmen oder den intraoralen Abzugsvorgang realitätsnah zu simulieren^{10,12}.

2.1 Retentionskraft

2.1.1 Definition und wirkende Kräfte

Die Retentions- oder Haltekraft einer prothetischen Versorgung beschreibt ihre Eigenschaft einer abziehenden Kraft entgegen ihrer Einschubrichtung zu wirken und somit auf dem Prothesenlager zu verbleiben^{13,14}.

Neben der willkürlich ausgeübten Abzugskraft beim Ausgliedern der prothetischen Versorgung wirken unter Funktion ebenfalls abziehende Kräfte, die durch die Kraft der myofazialen Muskulatur während des Kau-, Schluck- und Sprechvorgangs hervorgerufen werden. Während der Mastikation üben klebrige Speisen abziehende Kräfte auf die prothetische Versorgung aus. Im Oberkiefer stellt außerdem die Gravitationskraft eine permanent wirkende Abzugskraft dar^{3,14,15}.

Die Retentionskraft einer prothetische Versorgung im Lückengebiss ist neben dem Ausmaß der myofunktionellen Stabilisierung, der Viskosität des Speichels und der Kongruenz zwischen Prothesenlager und -basis maßgeblich bedingt durch Sitz und Friktion der Verankerungselemente^{3,16,17}.

2.1.2 Bedeutung in der Prothetik

Eine erfolgreiche prothetische Rehabilitation beinhaltet neben der Wiederherstellung der Kau- und Sprechfunktion die Wiederherstellung von Kosmetik und Ästhetik. Darüber hinaus soll durch den Erhalt beziehungsweise den Ersatz der Stützzonen die habituelle vertikale Relation des Patienten gesichert oder wiederhergestellt werden, um dadurch langfristig bedingten strukturellen Änderungen des Parodontalgewebes, der orofazialen Muskulatur und des Kiefergelenks vorzubeugen. Von zentraler Bedeutung ist insbesondere, dass eine Störung dieses funktionellen Regelkreises häufig Kiefergelenksprobleme bedingt.^{18,19}

Um die funktionelle prothetische Rehabilitation zu gewährleisten, ist vor allem eine ausreichende Stabilisierung gegen die Gesamtheit der in Kapitel 2.1.1 angeführten, wirkenden Abzugskräften notwendig. Bei unzureichender Retentionskraft ergibt sich eine Einschränkung der Funktionalität des Zahnersatzes¹¹. Die funktionelle Stabilität der prothetischen Versorgung steht zugleich im Zusammenhang mit der Zufriedenheit der Patienten mit ihrer prothetischen Versorgung. Eine Korrelation aus Retentionskraftmessungen und Patientenbefragungen nach der Zufriedenheit mit ihrem Zahnersatz, konnte zeigen, dass grundsätzlich eine zu geringe Retentionskraft durch die Patienten negativer bewertet wird, als ein zu fester Prothesenhalt^{3,20}. Allerdings belegen Studien ebenfalls, dass zu hohe Retentionskräfte von Zahnersatz zu Fehlbelastungen des Prothesenlagers und vor allem der Pfeilerzähne nach sich ziehen²¹. Die entstehende Fehlbelastung resultiert in einer Schädigung des Stützgewebes der Pfeilerzähne und ist maßgeblich bedingt durch die Gesamtretentionskraft der prothetischen Versorgung¹¹.

Eine zu hohe Retentionskraft führt, bedingt durch die Schädigung der Pfeilerparodontien, zu einer Lockerung der Pfeilerzähne und resultiert in einem Verlust der Pfeilerzähne²². Langfristig besitzt die Retentionskraft einer Versorgung somit einen großen Einfluss auf die Langlebigkeit einer prothetischen Versorgung. Dabei ist vor allem die Retentionskraft der prothetischen Versorgung beim Ausgliedern entscheidend, da die Abzugskräfte während des Ausgliederungsvorgangs axial extrusiv wirken^{10,23}. Bei axial extrusiver Belastung wird der geringste Anteil an Sharpey'schen-Fasern des Parodonts in der für sie günstigen Belastungsrichtung, entsprechend ihrem Faserverlauf, belastet. Folglich führen zu hohe Kräfte während des Ausgliederungsvorgangs auch zu gravierenderen Schädigungen des Parodonts als in anderen Belastungsrichtungen.²⁴

Zusammenfassend ergibt sich aus den dargestellten Zusammenhängen die Notwendigkeit einer objektiven Beurteilung und Einstellung der Retentionskraft am Patienten.

2.1.3 Werte der Retentionskraft

Allgemein

Im Rahmen der Fragestellung nach der Definition der optimalen Retentionskraft prothetischer Versorgungen lassen sich in der Literatur unterschiedliche Angaben finden. Im Folgenden wird ein Überblick über die bisher beschriebenen Retentionswerte gegeben.

Eichner ermittelte 1953, dass bereits Retentionswerte unter 2,55 N genügen, um eine Prothese ausreichend gegen abziehende Kräfte zu stabilisieren. Dabei setzte er voraus, dass die Ankerzähne keine Lockerungsgrade aufweisen. Die Begrifflichkeit des ausreichenden Haltens wurde jedoch nicht näher spezifiziert²⁵. Freesmeyer und Eisenmann gaben den anzustrebenden Retentionswert für aktive Halteelemente allgemein als 4,5–5 N an²⁶.

Frank und Nicholls ermittelten nach einer Studienreihe an Modellen, bei denen die ausreichende Retention durch Zahnärzte festgelegt wurde, die die Abzugsreihen durchführten, eine Gesamtretention von 3–7,5 N für beidseitigen Freidendprothesen im Unterkiefer²⁷.

In einem ähnlichen Kraftbereich liegt auch die Angabe von Körber. Ein allgemeingültiger Wert der Haftkraft ist laut Körber nicht festlegbar und muss individuell in Abhängigkeit von Pfeiler- und Lagergewebe, sowie von der Pfeileranzahl und der individuellen Patientenempfindung definiert werden. Als Kraftbereich legte er bei unversehrten Pfeilerzähnen 5–10 N fest, wobei er 7 N als Richtwert angab¹².

Lehmann führte Messungen zur tatsächlichen durchschnittlichen Retentionskraft von Zahnersatz an zugehörigen Modellen durch und ermittelte eine Spanne von 7,6 N (775 p) bis 30,89 N (3150 p). Jedoch stellte er die Hypothese auf, dass 3,9 N (400 p) bis 9,80 N (1000 p) für einen adäquaten Prothesenhalt ausreichend seien²⁸.

Eine von Schalk durchgeführte Studie, deren Zielsetzung die Ermittlung der Zufriedenheit der Patienten mit dem Halt ihrer Versorgung war, zeigte, dass die durchschnittliche Retentionskraft der intraoral geprüften Prothesen bei 3 N lag, die Hälfte jedoch Retentionswerte von unter 1,5 N und mehr als 80 % weniger als 5 N aufwies. Die Beurteilung des Prothesenhalts durch die Patienten ergab, dass eine sehr gute Bewertung bei 8,9 N, eine gute bei 6,9 N und eine schlechte bei 3,7 N angegeben wurde. Als sehr schlecht wurde ein Retentionswert von 0,2 N bewertet. Schalk schlussfolgerte anhand seiner Studienergebnisse, dass eine Retentionskraft von 2–4 N je Verbindungselement und eine Gesamtretentionskraft von 5–10 N anzustreben sei, um einen adäquaten Prothesenhalt zu erzielen und die Patientenzufriedenheit zu gewährleisten.³

Ausgehend von dem wissenschaftlichen Ansatz die notwendigen Retentionskraft mittels Bestimmung der auftretenden abziehenden Kräfte während der Zerkleinerung von Nahrungsmitteln zu ermitteln wurden grundsätzlich höhere Retentionswerte ermittelt. Für das Kauen von Cornflakes wurden eine Kraft von 15 N (1,5 kg) benötigt, für Brot mit Butter 12,5 N (1,25 kg)^{29,30}. Maximale Abzugskräfte, die durch klebrige Speisen entstehen, lagen bei 15–20 N. Daraus ergab sich die Schlussfolgerung, dass die Gesamtretentionskraft auf diese maximalen Abzugskräfte eingestellt werden müsse, um einen adäquaten Prothesenhalt zu gewährleisten³¹.

In Untersuchungen zur Definition eines Grenzwertes der Retentionskraft, der in einer dauerhaften Schädigung des Parodonts resultiert, gibt Körber an, dass bis zu 10 N die täglich, aber kurzfristig wirken, als unbedenklich angesehen werden können¹⁰. Allerdings zeigte Mühlemann, dass es schon ab 4,9 N (500 p) zu einer Kompression der parodontalen Membran und einer Verzerrung des Knochens kommt, die dauerhaft zu einer Schädigung des Parodonts führt⁸.

Diverse Studien beschäftigen sich darüber hinaus mit dem idealen Retentionswert in Abhängigkeit von der Art des Verankerungselements. Im Folgenden wird ein Überblick über die in der Literatur angegebenen Werte gegeben.

Teleskopprothesen

Als empfohlener Retentionswert bei Teleskopen werden Werte zwischen 1–3 N je Teleskop angegeben^{2,21,32}. Dabei muss ein anfänglicher Friktionsverlust nach der Eingliederung der teleskopverankerten Versorgung berücksichtigt werden. Der Friktionsverlust kommt durch ein Selbsteinschleifen der Kontaktflächen von Primär- und Sekundärteil zustanden, das bei Reibung der Kontaktflächen gegeneinander auftritt. Böttger stellte einen anfänglichen Haftkraftverlust von 7–15 % fest³³. Um langfristig den gewünschten Friktionswert zu erzielen, empfiehlt er, bei Eingliederung einen Retentionswert von 3,23–3,43 N (330–350 p)

anzustreben. Die individuelle Einstellung des Retentionswertes erfolgt über das individuelle Einschleifen des Innentelekos. Retentionswerte über 6,37 N (650 p) führen zu Fehlbelastungen und Schädigung des Parodonts der teleskopierenden Pfeilerzähne^{2,9,21}.

Bei Betrachtung der Retentionswerte in Abhängigkeit von der Pfeileranzahl stellten Stancic und Jelenkovic fest, dass bei Teleskopversorgungen mit zwei Pfeilern ein Retentionswert von 5 N pro Teleskop empfehlenswert ist. Bei drei Pfeilern seien 3–4 N je Teleskop ausreichend¹¹.

Konuskrone

Die Einstellung der Retentionskraft bei Konuskronen erfolgt maßgeblich über den Konuswinkel und wird demnach bereits bei der Herstellung der prothetischen Versorgung festgelegt³⁴. Körber empfiehlt einen Konuswinkel von 6° und eine korrespondierende Retentionskraft von 4,9–9,8 N (500–1000 p) bei einer Verankerung mittels Konuskronen¹². In einer klinischen Studie wurde ein durchschnittlicher Retentionswert von 4,9 N für partielle Prothesen mit Konuskronen ermittelt³⁵.

Klammerprothesen

Als idealer Wert für Gussklammern wird analog zu Körber ein Wert von 7 N angestrebt¹². Jedoch weichen tatsächliche Messergebnisse teils erheblich von diesem Idealwert ab. Die gemessenen Retentionswerte liegen in einem Bereich von 0–19 N³⁶. Bates zeigte, dass Klammern zumeist Retentionswerte von 5 N erreichen^{29,30}.

In einer klinischen Studie erreichten klammerverankerte Prothesen durchschnittlich 2,3 N. Dienten Klammern zur Verankerung bei kombinierten Teilprothesen, lag deren Retentionskraft bei 5 N.

Bei parodontal geschädigten Pfeilerzähnen lag der Durchschnittswert ebenfalls bei 5 N³⁵.

2.2 Messverfahren zur Bestimmung der Retentionskraft

Aus der bestehenden Notwendigkeit der objektiven Bestimmung der Retentionskraft herausnehmbaren Zahnersatzes stellt sich die Frage, inwiefern Messverfahren existieren, die eine genaue Bestimmung ermöglichen.

Im Folgenden wird eine Übersicht der in der Literatur beschriebenen Messverfahren gegeben. Dabei erfolgt eine Einteilung in in-vitro Messverfahren, bei denen Messungen an Labormodellen vorgenommen werden und in in-vivo Verfahren, bei denen die Messwerte am Patienten ermittelt werden.

2.2.1 In-vitro Messverfahren

Zur Messung der Retentionskraft von Teleskopen vor Eingliederung der Prothese wird unter anderem das in Abb. 2.1 dargestellte Bredent-Dynamometer (Frikionsmessgerät fmg 20;

Bredent, Senden, Deutschland) eingesetzt. Die Präzision liegt bei 0,4 N im Intervall von 0–20 N. Für die Messung wird das Primärteil mittels Autopolymerisat im Lumen am Teller des Dynamometers fixiert. Wird das Sekundärteil manuell abgezogen, lässt sich der Retentionswert auf der Messanzeige der mit dem Teller verbundenen Federwage ablesen. Das beschriebene Messverfahren ermittelt die Gesamtkraft der prothetischen Versorgung und ist somit unabhängig von der Anzahl der Verankerungselemente. Durch Verkanten der Prothese während des Abzugsvorgangs kann es zu fehlerhaften Messergebnissen kommen.^{11,17}



Abb. 2.1: *Bredent-Dynamometer*¹¹

In einigen Laboruntersuchungen der Retentionskraft werden Universalprüfmaschinen zur Ermittlung der Retentionskraft verwendet. Beispielhaft sollen hier die Universalprüfmaschinen Zwick 1120 (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) und Instron 1114 (Instron, Massachusetts, Vereinigte Staaten) erwähnt werden.

Mittels von den jeweiligen Autoren konstruierten Befestigungsvorrichtungen wird der Zahnersatz an der Prüfapparatur fixiert^{16,17,37}. Der Abzug des Zahnersatzes erfolgt durch die Universalprüfmaschine. Die Abzugsrichtung wird durch die Universalprüfmaschine sowie durch die Befestigungsapparatur senkrecht zur Prüftischebene definiert.

Die von Hartlage konstruierte Befestigungsvorrichtung fixiert dabei die zu prüfenden Verankerungselemente nicht starr mit der Universalprüfmaschine, sondern ermöglicht durch

ein in Abb. 2.2 dargestelltes Rollenumlenksystem mit einem Drahtseil eine gleichmäßige Kraftverteilung bei zeitgleicher Prüfung mehrerer Verankerungselemente³⁷.

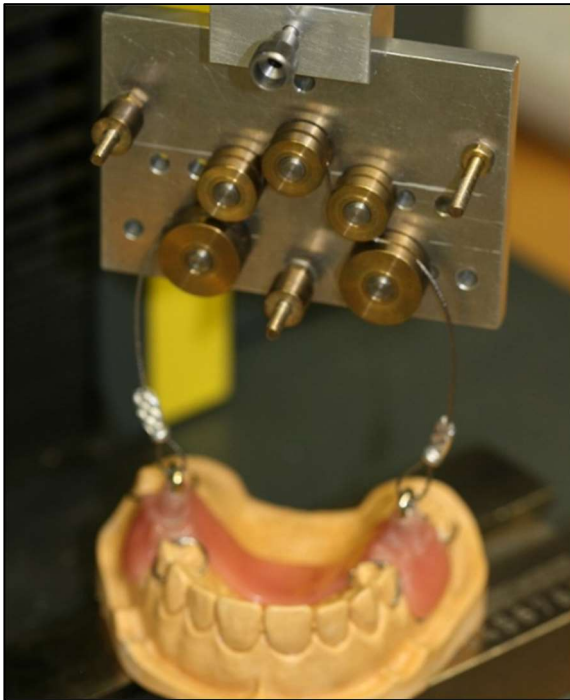


Abb. 2.2: Befestigungsvorrichtung nach Hartlage mit Rollenumlenksystem

Körper forderte eine routinemäßige Kontrolle und Einstellung der Retentionskraft während des labortechnischen Fertigungsprozesses von Doppelkronen. Hierzu stellte er das in Abb. 2.3 zu sehende Kontaktmeter nach Mühlemann vor, das ursprünglich zur Messung von primärer und sekundärer Zahnbeweglichkeit konzipiert wurde.³⁸

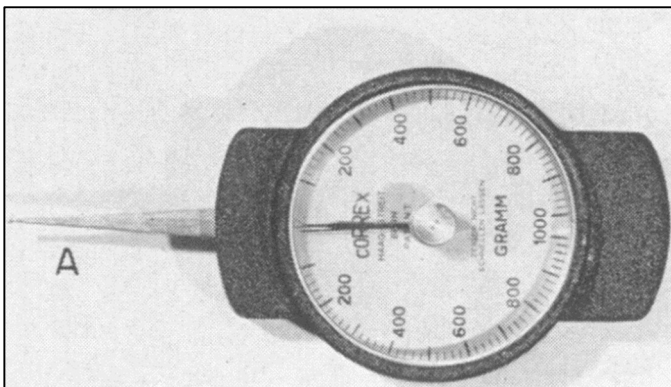


Abb. 2.3: Kontaktmeter nach Mühlemann³⁸

Die Abzugskraftmessung erfolgt über eine kalibrierte Federwaage, deren Tastspitze an einem an das Sekundärteil angegossenen Ring ansetzt. Um zu gewährleisten, dass die

Hebelarmlänge konstant bleibt, wird am Ende der Tastspitze eine Führungsrille zur Fixierung des angegossenen Rings angelegt. Mittels Handkraft wird dann die notwendige Kraft zum Abzug des Sekundärteils ausgeübt. Nachdem der Abzugsvorgang beendet ist, verbleibt der Schleppzeiger auf der Messskala bei dem erreichten Maximalwert.¹²

Hagner et al stellte 2006 ein elektronisches Messverfahren zur in-vitro Ermittlung von Abzugskräften von Teleskopkronen vor. Entsprechend der eigentlichen Anwendung in der Verschleißprüfung ist das Verfahren für das mehrfache, zyklische Trennen und Fügen von Teleskopkronen ausgelegt. Der Trenn- und Fügevorgang wird in horizontaler Richtung durch einen Präzisionslinearschlitten vollzogen, der über ein Kugelgewindegetriebe durch einen Servomotor angetrieben wird. Darüber hinaus haben Hagner et al eine parodontienadäquate Befestigung der Primärteile nach Grüner in die Verschleißprüfmaschine integriert³².

Diese Befestigung basiert auf zwei Metallbalgen, die der Verankerung des Primärteils axiale, laterale und anguläre Freiheitsgrade erlaubt. Über die Federrate der Metallbalge ist der laterale Freiheitsgrad entsprechend der mittleren Zahnbeweglichkeit nach Abé et al definiert³⁹. Einer der Metallbalgen simuliert das elastische Verformungsverhalten des Knochens, der andere das Belastungsverhalten des Parodonts. Eine Einstellung der axialen Beweglichkeit ist über einen verstellbaren Ring mit Innengewinde möglich. Jedoch weicht die Gesamtfederkonstante um den Faktor drei von der mittleren Zahnbeweglichkeit ab, da eine höhere Federrate zu häufigerem Verkanten während des Trenn- und Fügevorgangs führt. Abschließend kamen die Autoren zu dem Schluss, dass der konzipierte Probenhalter zur Simulation des Parodonts die multifaktoriellen Zusammenhänge während des Belastungsvorgangs nicht vollkommen naturgetreu simulieren kann, da zum einen die Federkonstanten nicht exakt auf die Zahnbeweglichkeit angepasst werden können und zum anderen primäre und sekundäre Zahnbeweglichkeit nicht getrennt berücksichtigt werden können. Jedoch bietet der konzipierte Probenhalter die Möglichkeit, die während des Trenn- und Fügevorgangs wirkenden Kräfte federnd aufzunehmen und Freiheitsgrade entsprechend der realen Situation zu simulieren. Somit ergibt sich eine Annäherung an die reale Situation.³²

Ein weiteres elektronisch unterstütztes Messverfahren zur Messung von Retentionskräften wurde von Bayer et al entwickelt. Die Messapparatur basiert auf einem in Abb. 2.4 dargestellten Griffel mit integrierten Dehnungsmessstreifen. Die gewonnenen Messdaten werden über eine Analog-Digital-Wandlerkarte mittels DasyLab 7.0 Software (National Instruments, Austin, Texas, Vereinigte Staaten) am PC aufbereitet. Die Auflösung der Messapparatur liegt bei 0,01 N.

Zur Abzugskraftmessung wird ein federharter Stahldraht mit Retention am Ende parallel zur Abzugsrichtung mittels thermoplastischen Materials im Lumen des Primärteils

einpolymerisiert. Während des in Abb. 2.5 dargestellten Abzugsvorgangs wird über die Retention des Drahtes, in die der Messgriffel eingeführt wird, der Abzug in axiale Richtung ausgeführt.⁴⁰

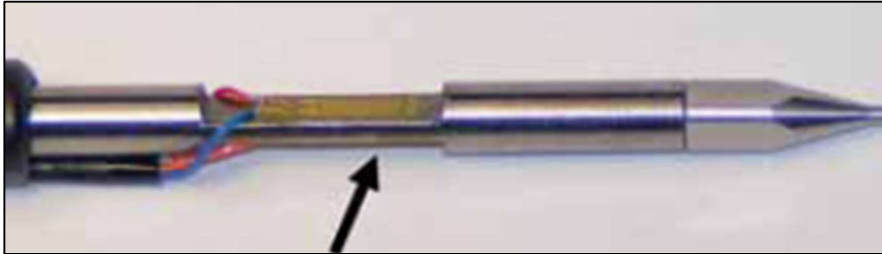


Abb. 2.4: Messgriffel mit Dehnmess-Streifen (Pfeil) nach Bayer et al⁴⁰

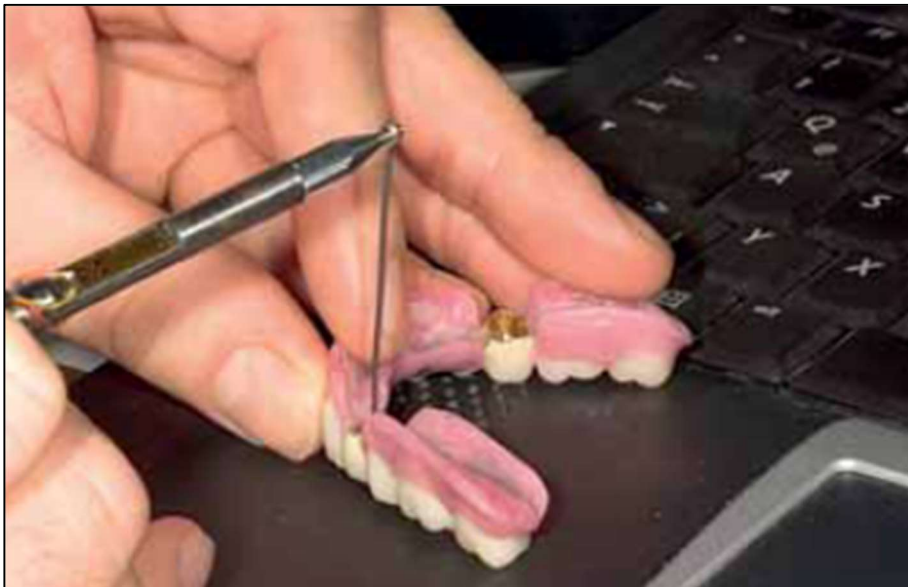


Abb. 2.5: Abzugskraftmessung mit dem Dehnungs-Messstreifen-Griffel nach Bayer et al⁴⁰

2.2.2 In-vivo Messverfahren

Bereits 1982 entwickelte Becker ein Messverfahren, um die Gesamtretenionskraft von Teleskopprothesen auch intraoral bestimmen zu können. Dazu verwendete er eine kugelgelenkig gelagerte Balkenwaage, deren Längenverhältnis von Last- zu Kraftarm (40 cm) 1:1 beträgt. Am Kraftarm wurde ein Kraftmesser mit einem Messbereich von 0–19,61N (2000 p) und einer skalierungsbedingten Messgenauigkeit von 0,049 N (5 p) befestigt. Am Lastarm wurde eine Bissgabel angebracht, die mittels Kaltpolymerisat zur Fixierung des Zahnersatzes diente. Vor der Messung wurde durch Austarieren der Balkenwaage die Gewichtskraft des Zahnersatzes ausgeglichen. Die Messung wurde dann

durchgeführt, indem der Patient den Unterkiefer parallel zur Bissgabel in vertikaler Richtung bewegte und so die an der Bissgabel fixierte Prothese abzog.²

Basierend auf dem bereits in Kapitel 2.2.1 beschriebenen in-vitro Messverfahren mit dem Kontaktometer nach Mühlemann entwickelte Kern eine Methodik, mit Hilfe derer Retentionskräfte verschiedener Verankerungselemente auch intraoral bestimmt werden können. Angrenzend an das Verankerungselement wird hierzu im Approximalraum eine Zahnseideschleife um den herausnehmbaren Zahnersatz gelegt. An dieser Schleife wird dann, wie in Abb. 2.6 gezeigt, die Tastspitze der Federwaage angelegt und in axialer Richtung abgezogen.^{3,41}

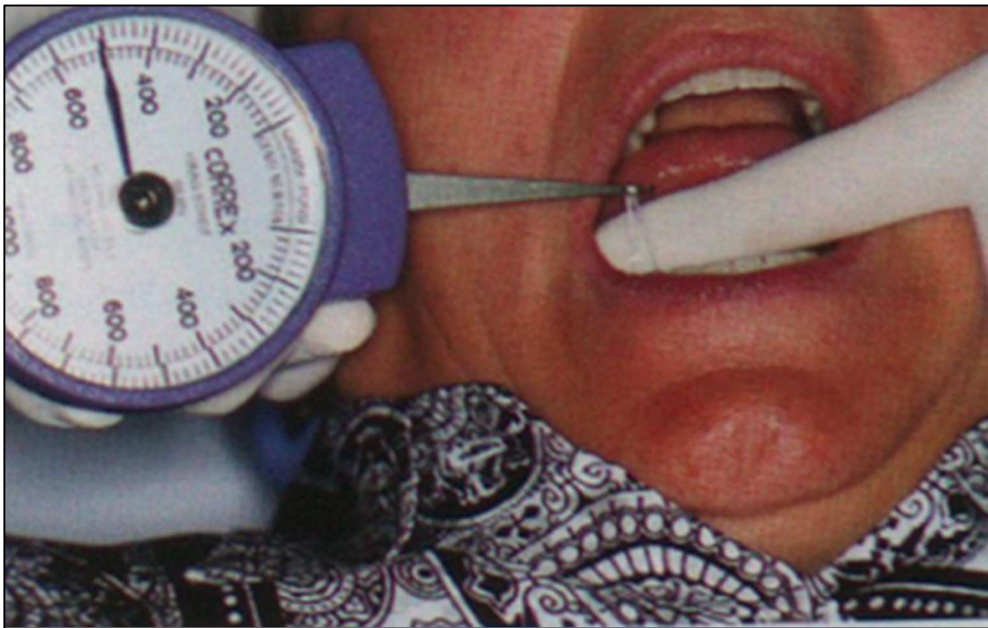


Abb. 2.6: Kontaktometer nach Mühlemann modifiziert zur intraoralen Anwendung nach Kern⁴¹

Der in Kapitel 2.2.1 beschriebene Dehnungsmess-Streifen-Griffel nach Bayer et al kann auch zur intraoralen Bestimmung der Retentionskraft verwendet werden. Hierbei ist keine Befestigung eines Retentionsdrahtes im Lumen des Primärteils notwendig. Der Messgriffel wird, wie in Abb. 2.7 zu sehen, approximal am Rand des Sekundärteils oder am Funktionsrand im Bereich der Sekundärteile angesetzt. Dabei ist eine Stabilisierung des Zahnersatzes durch den Finger des Behandlers notwendig.⁴²



Abb. 2.7: *In-vivo* Anwendung des Dehnungsmess-Streifen-Griffels nach Bayer et al⁴²

2.2.3 Möglichkeiten und Grenzen existierender Messverfahren

Für die labortechnische Bestimmung der Retentionskraft liegt eine Reihe bewährter Messverfahren vor. Einige dieser Messverfahren wurden zudem zu der *in-vivo* Bestimmung von Retentionskräften umfunktioniert und an die intraorale Situation angepasst. In der Literatur werden die existierenden intraoralen Messverfahren kritisch bewertet, da sie es nicht ermöglichen, die intraorale Situation realistisch abzubilden. Sie erreichen lediglich eine Annäherung an die reale Situation.¹⁰

Des Weiteren sind die bisher beschriebenen Messverfahren in ihrer Anwendung am Patienten insofern als unpraktikabel zu bewerten, als dass die Integration der Retentionskraftbestimmung am Patienten den Behandlungsablauf stört. Ihr bisheriger messtechnischer Einsatz bleibt auf wissenschaftliche Studien beschränkt.

Darüber hinaus kommt bei der intraoralen Bestimmung der Abzugskräfte die zentrale Problematik des Verkantens hinzu. Da *in-vivo* kein definierter und damit auch kein reproduzierbarer Bezug zur Einschubrichtung besteht, ist es schwierig, reproduzierbare Retentionskraftwerte zu ermitteln⁴³.

Diese Problematik beschreibt auch Bayer in seiner Studie über die intraorale Anwendbarkeit des Dehnungsmess-Streifen-Griffels und kommt zu dem Schluss, dass auftretende Verkantungen während des Abzugsvorgangs zu einer enormen Steigerung der gemessenen Retentionswerten führt⁴². Im Bereich der intraoralen Retentionskraftmessungen muss der Problematik der Verkantung somit besondere Beachtung geschenkt werden.

2.3 Fragestellung und Ziel der Arbeit

Im Vordergrund dieser Arbeit stand die Entwicklung einer Messapparatur zur intraoralen Retentionskraftbestimmung von herausnehmbarem Zahnersatz, die im Gegensatz zu bereits existierenden Messverfahren eine realistische Durchführung des Abzugsvorgangs ermöglicht. Um die Messmethodik möglichst realitätsnah zu konzipieren, basiert die Messapparatur auf dem Prinzip eines Handschuhs mit Kraftsensoren an abzugsrelevanten Arealen.

Die Kontrolle des Messverfahrens und die Verifizierung der gewonnenen Messergebnisse erfolgte zunächst in-vitro mittels Vergleichstestreihen mit einem etablierten Messverfahren. Darüber hinaus sollten mögliche, zu berücksichtigende Einflussfaktoren bei zukünftigen in-vivo Testreihen ermittelt werden. Insbesondere die bereits bekannte Problematik und der Einfluss des Verkantens während des Abzugsvorgangs soll dabei berücksichtigt werden.

Die entwickelte Messapparatur soll in ihrer Konzeption eine Integration in den zahnärztlichen Behandlungsablauf ermöglichen. Vor allem vor dem Hintergrund der demografischen Entwicklung soll eine objektive Bestimmung von Retentionskraft herausnehmbaren Zahnersatzes bei Patienten ermöglicht werden, deren kognitive Fähigkeiten, im Hinblick auf eine subjektive Einschätzung der adäquaten Retention, limitiert sind.

3. Material und Methoden

3.1 Material - Entwicklung des Sensorhandschuhs zur intraoralen Messung der Retentionskraft

Im nachfolgenden Kapitel wird die im Zuge des Forschungsprojektes entwickelte Messapparatur zur intraoralen Retentionskraftmessung in Aufbau und Funktionsweise der einzelnen Komponenten erläutert.

3.1.1 Aufbau der Messapparatur

Die entwickelte Messapparatur basiert auf dem Konzept eines Sensorhandschuhs. An abzugsrelevanten Positionen eines Handschuhs wurden Kraftsensoren angebracht, die eine messtechnische Erfassung der während des Abzugsvorgangs applizierten Kraft ermöglichen.

Die Sensoren

Bei der Auswahl geeigneter Sensoren mussten einige Kriterien beachtet werden. Zunächst mussten Aufbau und Größe zur Implementierung im Handschuh geeignet sein. Hierbei war vor allem die aktive Sensorfläche entscheidend, die abzugsrelevanten Stellen der Hand entsprechen sollten. Als abzugsrelevant wurden die Fingerkuppen von Daumen und Zeigefinger festgelegt. Darüber hinaus durfte der Gesamtaufbau des Sensors mit seinen Leiterbahnen nicht zu einer Einschränkung der Handbeweglichkeit führen, damit der Abzugsvorgang möglichst gewohnt durchgeführt werden kann.

Ein weiteres Kriterium war der Kraftbereich des Sensors, der entsprechend dem in der Literatur angegebenen Maximalwert eine Retentionskraft von 20 N abdeckt³¹.

Entsprechend der Kriterien wurde der Force Sensing Resistor (FSR) FlexiForce™ A201 (Tekscan) mit einer aktiven Sensorfläche von 9,53 mm im Durchmesser, einer Dicke von 0,208 mm und einem Messbereich von 0–110 N ausgewählt.

Resistive Kraftsensoren bestehen aus zwei Leiterbahnen, die im Bereich der aktiven Sensorfläche auf den einander zugewandten Flächen mit einer drucksensitiven Tinte beschichtet sind. Dazwischen befindet sich eine Adhäsivschicht, die gleichzeitig beide Leiterbahnen voneinander isoliert. Wird der Kraftsensor an eine Stromquelle angeschlossen liegt ein elektrischer Ruhewiderstand von $> 5 \text{ M}\Omega$ vor. Bei Belastung des Sensors im Bereich der aktiven Sensorfläche wird die Trennschicht komprimiert, dadurch verringert sich der elektrische Widerstand und die resultierende Spannung steigt. Das vollständige Datenblatt ist in Kapitel 8.3 zu finden.

Die Handschuhe

Die Sensoren wurden auf den Fingerkuppen von Daumen und Zeigefinger handelsüblicher Baumwollhandschuhe angebracht. Um ein Verrutschen der Sensoren zu verhindern, wurden Einschubtaschen, die den Abmaßen der Sensorflächen entsprechen, auf die Fingerspitzen von Daumen und Zeigefinger der Handschuhe aufgenäht.

Nach Einschub der Sensoren in die Taschen erfolgte eine Fixierung mittels Einzelknopfnahnt unterhalb der aktiven Sensorfläche durch Handschuh, Sensor und Tasche. Um einen hygienischen Einsatz am Patienten zu ermöglichen werden abschließend Latex-Fingerlinge über die abzugsrelevanten Finger gezogen.

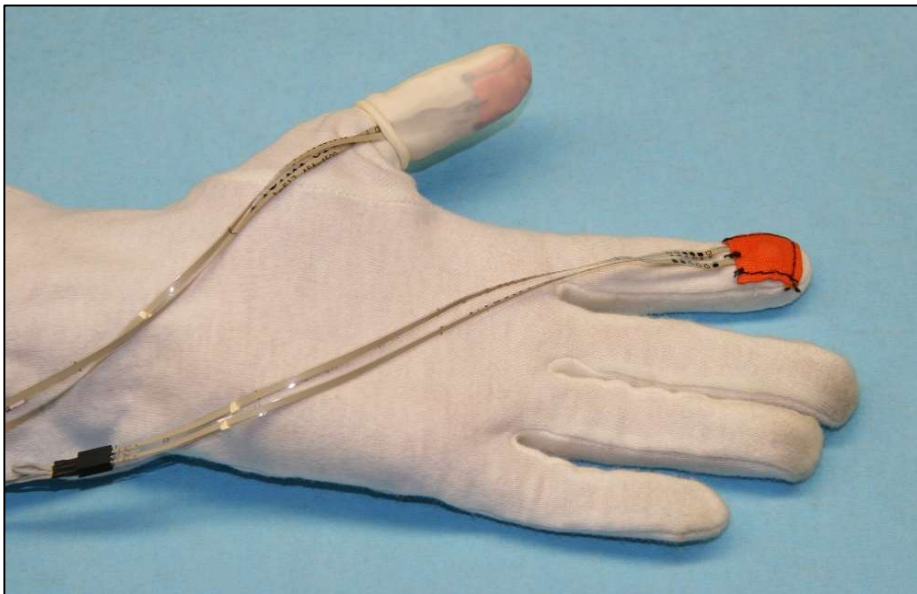


Abb. 3.1: *Aufbau des Sensorhandschuhs*

Modifizierung der Sensoren

Erste Testungen des Prototypen ergaben, dass eine Modifizierung der Sensoren notwendig war, um den mit den Sensorhandschuhen durchgeführten Abzugsvorgang möglichst realitätsnah zu ermöglichen und aussagekräftige Messergebnisse zu gewährleisten.

Die ausgewählten FSR Sensoren ermöglichen die Kraftmessung über die Veränderung des elektrischen Widerstandes zwischen zwei Leiterbahnen, deren Distanz zueinander bei Belastung verringert wird. Folglich sinkt der elektrische Widerstand. Die Änderung des elektrischen Widerstandes ist jedoch auch von der belasteten Sensorfläche abhängig. Für ein Erzielen vergleichbarer Messwerte muss dem zu Folge gewährleistet sein, dass reproduzierbar die gleiche Fläche der aktiven Sensorfläche belastet wird. Zu diesem Zweck wurde wie in Abb. 3.2a zu sehen je Sensorfläche ein halbrundes, selbstklebendes Silikonplättchen der Größe der Sensorflächen entsprechend auf dieser angebracht. Sie

ermöglichen zum einen die Kraftverteilung auf den Sensorflächen, zum anderen liefern sie durch ihre Wölbung dem Anwender der Handschuhe eine gute Wahrnehmung der richtigen Fingerpositionierung an dem Prothesenkörper und tragen somit maßgeblich zu validen Messergebnissen bei. In einer Voruntersuchung konnte gezeigt werden, dass die Kraftreduktion durch Randbelastungen der aktiven Sensorfläche durch das Aufbringen der Silikonplättchen 15 % beträgt. Genauere Versuchsdetail sind Kapitel 8.4 zu entnehmen.

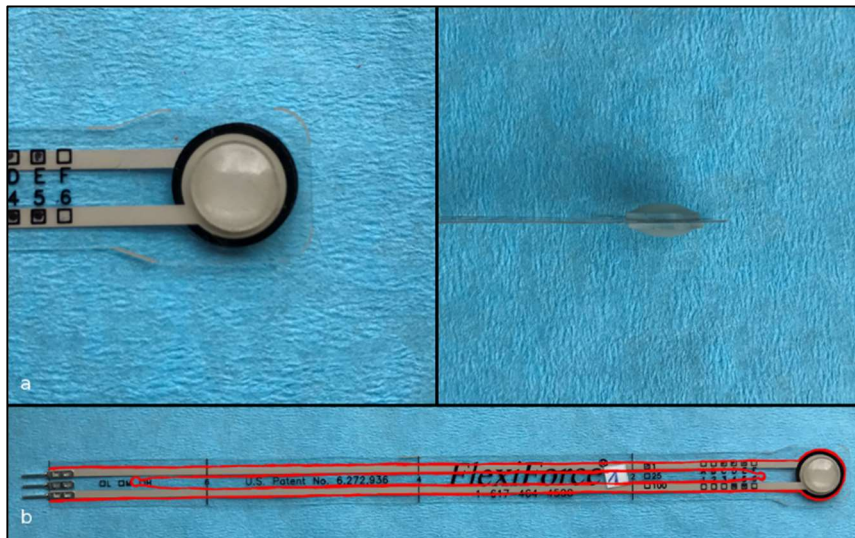


Abb. 3.2: Modifikation der FlexiForce™ A201 (Tekscan) Sensoren

Bei der Entwicklung der Messapparatur stand vor allem ein weitestgehend realitätsgetreuer Abzugsvorgang im Vordergrund. Um die Bewegungsfreiheit der Finger möglichst wenig einzuschränken, wurden überschüssige Kunststoffanteile des Sensors, wie in Abb. 3.2b eingezeichnet, entfernt.

Um auszuschließen, dass die durchgeführten Modifizierungen der Sensoren einen Einfluss auf die Messergebnisse haben, wurde das Messverhalten der modifizierten Sensoren im Hinblick auf Drift und Linearität getestet. Details zu den jeweiligen Versuchsprotokollen sind Kapitel 8.5 und 8.6 zu entnehmen.

Der Drift bezeichnet eine belastungsunabhängige Verschiebung des Nullwertes der gemessenen Kraft über die Zeit. Im betrachteten Zeitrahmen von 10 s beträgt der Drift 1 % und ist somit als vernachlässigbar zu betrachten. Die Linearitätsprüfung des Messverhaltens ergab, dass die modifizierten Sensoren im Kraftbereich 0–10 N lineare Messergebnisse liefern. Folglich ist anzunehmen, dass die Modifikation auch im relevanten Kraftbereich bis 20 N keinen Einfluss auf die Messgenauigkeit nimmt.

Zusammenfassend geht aus den durchgeführten Testungen nach Modifikation der Sensoren hervor, dass sich die Modifikation positiv auf die Realitätsnähe des Abzugsvorgangs auswirken, jedoch keinen Einfluss auf die Messgenauigkeit der Sensoren besteht.

3.1.2 Datenaufzeichnung und -verarbeitung

Datenaufzeichnung

Die Belastung der Sensorflächen resultiert in einer Veränderung des elektrischen Widerstandes und wird von einer mittels Kabeln verbundenen Multisensor Messbox (CEBO-MSA 64; Cesys) als Spannungsänderung registriert. Die Abtastrate liegt bei 50 Hz. Die zugehörige Cebo MSA lite Software (Cesys) korreliert die gemessene Spannung mit der Kraft. Die Messdaten werden in einem Microsoft Excel Datenblatt ausgegeben. Vor der ersten Messung muss eine Kalibrierung der Sensoren durchgeführt werden, um eine adäquate Spannungs-Kraft-Korrelation zu gewährleisten.

Datenverarbeitung

Die weitere Verarbeitung der Messdaten erfolgt mittels der Software MATLAB (R2019a, Mathworks, Massachusetts, USA). Aus der Abtastrate wird ein linearer Zeitvektor erstellt, um im Folgenden die gemessenen Kraftwerte [N] über die Zeit [s] grafisch darzustellen.

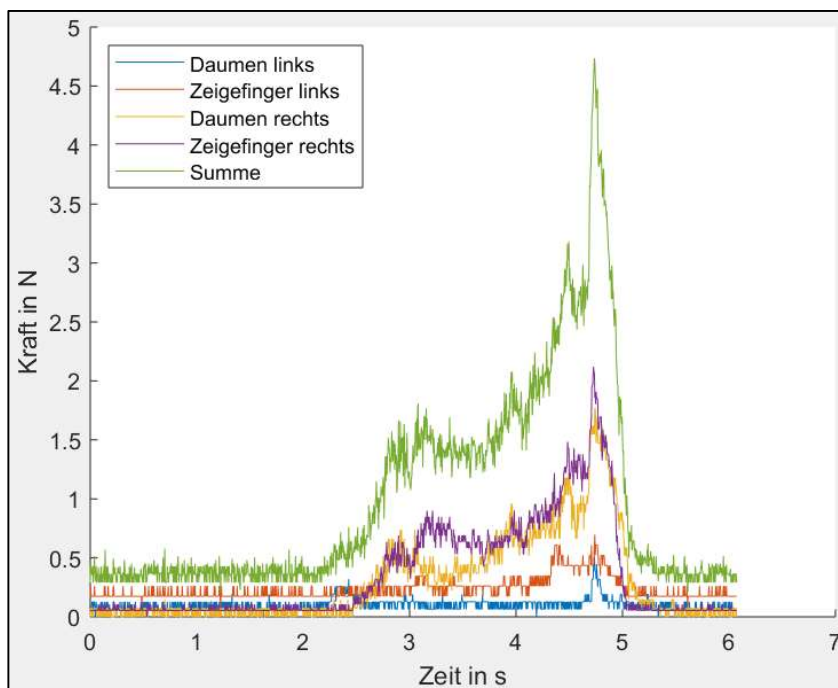


Abb. 3.3: Rohdaten einer Sensorhandschuhmessung

Aufbaubedingt liegt bei den in Abb. 3.3 zu sehenden Rohdaten der Sensorhandschuhmessung eine minimale Messaktivität ohne Belastung der Sensoren vor.

Um eine Verfälschung der Messergebnisse durch diesen so genannten Offset zu vermeiden, wird durch die Software der Mittelwert über die ersten 0,2 s der Messung je Sensor gebildet. Der ermittelte Offset wird über die gesamte Funktion eliminiert. Um die Analyse der Funktion zu vereinfachen, werden zudem mittels Tiefpass-Filter in Form eines gleitenden Mittelwertfilters die Schwankungen der Funktion geglättet.

Die beschriebenen Schritte der Datenaufbereitung sind in Abb. 3.4 exemplarisch für die Summenkurve zu sehen.

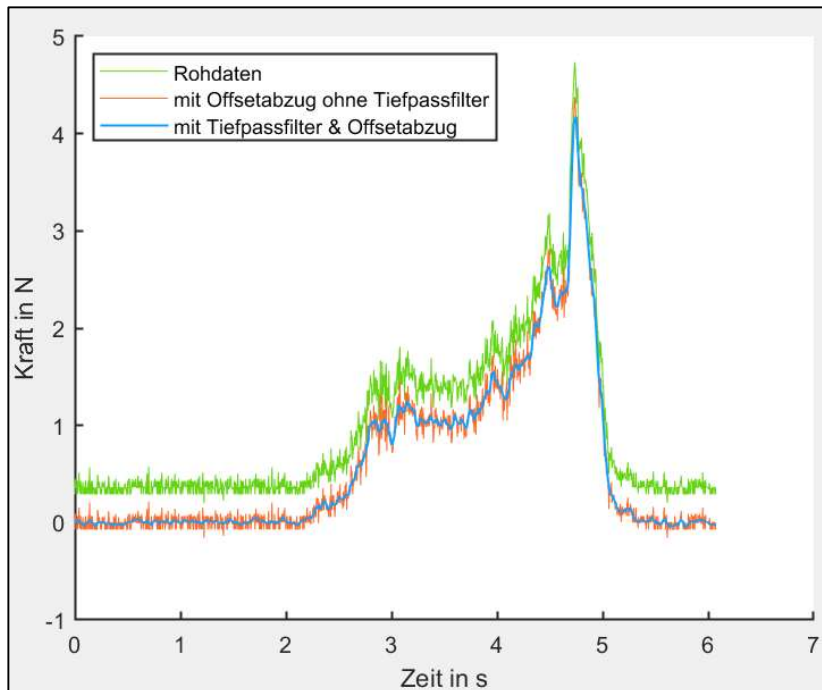


Abb. 3.4: Exemplarische Datenaufbereitung anhand der Kraftsummenkurve

Im Folgenden werden die verarbeiteten Kraftwerte jedes Sensors und die Summe aller Kräfte gegen die Zeit aufgetragen. Es ergibt sich eine typische Funktion mit zwei Hochpunkten wie in Abb. 3.5 dargestellt ist.

Die Funktionen sind charakterisiert durch einen ersten Hochpunkt, der sich annähernd in einem Plateau fortsetzt, darauf folgt ein zweiter Hochpunkt, der auch der Maximalkraft entspricht. Daran anschließend ist ein steiler Kraftabfall zu beobachten.

Der erste Hochpunkt und die Plateauphase lassen sich als Greifkraft interpretieren. Diese Kraft wird benötigt, um einen ausreichenden Halt an der Prothese zu gewährleisten und ein Abrutschen der Finger vom Zahnersatz zu verhindern. Der zweite Hochpunkt, der gleichzeitig auch das absolute Maximum der Funktion repräsentiert, stellt die gesamte Abzugskraft dar. Die Differenz aus Abzugskraft und Greifkraft lässt sich als Retentionskraft des Zahnersatzes interpretieren.

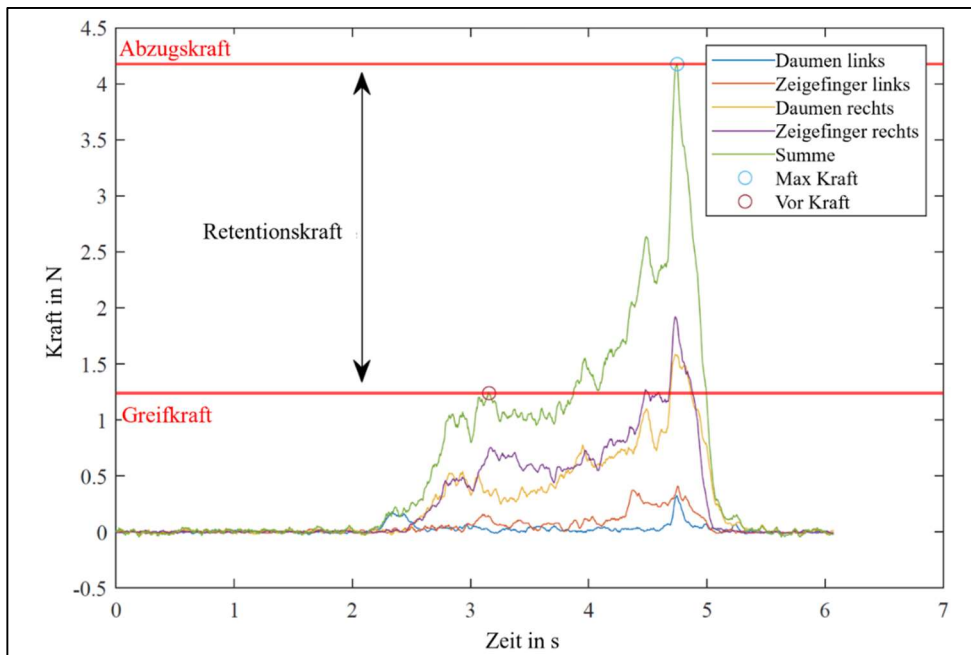


Abb. 3.5: Charakteristische Messkurve der Sensorhandschuhe mit markierten Maxima der Greif- und Abzugskraft sowie der sich aus der Differenz ergebenden Retentionskraft

Die beiden in Abb. 3.5 eingezeichneten Hochpunkte müssen im Rahmen der Datenanalyse markiert werden. Anschließend wird durch die Software eine Microsoft Excel Datei (.xlsx) erstellt, in der Greifkraft, Abzugskraft, Retentionskraft/Maximalkraft und Offset jedes Sensors vermerkt ist. Darüber hinaus wird der Graph jedes Abzugsvorgangs ausgegeben.

3.2 Methoden - Der Vergleich der Sensorhandschuhe mit einer etablierten in-vitro Messmethodik

Erste Abzugsversuche mit den Sensorhandschuhen zeigten, dass der Abzugsvorgang sehr realitätsnah und ohne gravierende Einschränkung der Haptik durchgeführt werden kann. Folgend sollte nun untersucht werden, ob die gewonnenen Messergebnisse valide sind. Zu diesem Zweck wurden zwei Vergleichstestreihen konzipiert und durchgeführt. Als Referenzmessverfahren dient die in Kapitel 2.2.1 vorgestellte Universalprüfmaschine Zwick 1120 (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) mit der ebenfalls beschriebenen Befestigungsvorrichtung nach Hartlage mit Rollenumlenksystem.

3.2.1 Aufbau der Vergleichstestreihen

Vortestreihe

Der Prüfkörper der Vortestreihe ist ein Oberkieferinterimsersatz (PMMA) mit symmetrischen Schalllücken im Bereich der Zähne 15–16 sowie 25–26. An allen vier lückenbegrenzenden Pfeilerzähnen ist der Interimsersatz über gebogene Doppelarmauflageklammern am Modell

(Super Hart Gips Typ 4) fixiert. Das Modell ist während der Abzugsvorgänge über eine im Modellsockel angebrachte Schraube fixiert.

Die Bestimmung des Referenzwertes ($n = 10$) wurde vor der Sensorhandschuhmessung durchgeführt.

Um eine Beeinflussung der Messwerte durch einen Retentionsverlust der gebogenen Doppelarmauflageklammern zu vermeiden, wurde für beide Anwender ein separater Referenzwert bestimmt.

Anwender 1 (N.E.) und Anwender 2 (J.T.) ziehen den Interimsersatz jeweils zehn Mal in Folge ab, die Messfrequenz der Sensoren beträgt 50 Hz.

Haupttestreihe

In der Haupttestreihe dienen fünf zahnlose Kunststoffunterkiefer mit quadrangulär (Regio 033, 036, 043, 046) inserierten Implantaten (SKY classic Ø 3,5 mm, 14 mm) mit Titan Primärteilen (Konuswinkel 5°) als „Patienten“. Zu jedem der fünf Patienten liegen jeweils vier 3D gedruckte Kunststoffbasisplatten vor als Prüfkörper vor. In diese Basisplatten sind entsprechend der Positionen der vier Primärteile die zugehörigen Sekundärteile eingelassen und mit dual härtendem Kunststoff fixiert. Die Sekundärteile sind aus verschiedenen Kunststoffen, basierend auf Polyetherketon (PEK), Polyetheretherketon (PEEK) sowie weiteren Füllstoffen. Jeder Sekundärteilkunststoff ist in je einer Basisplatte pro Patient vertreten. Die Referenzmesswerte werden nach dem in Kapitel 3.2 beschriebenen Prinzip ermittelt. Es werden fünfzehn Referenzmessungen vor Beginn der Sensorhandschuhmessungen je Prüfkörper durchgeführt.

Die Messungen mittels der entwickelten Sensorhandschuhe werden wie in der Vortestreihe durch Anwender 1 (N.E) und Anwender 2 (J.T.) mit einer Abtastrate von 50 Hz durchgeführt. Je Prüfkörper und Anwender werden drei Messreihen erhoben, die jeweils aus fünf Einzelmessungen bestehen. Zwischen jeder der drei Messreihen liegt eine Pause von 60 s. Abweichend von der Vorgehensweise in der Vortestreihe, sollte die in Kapitel 3.1.2 genauer erläuterte, initiale Greifphase des Abzugsvorgangs durch die Anwender willkürlich auf eine Sekunde ausgedehnt werden. Die Auswertung der Ergebnisse der Vortestreihe zeigte, dass dies den anschließenden Analyse- und Auswertungsprozess der Messdaten vereinfacht. Die Konzeption beider Testreihen sowie die Prüfkörper sind in Abb. 3.6 grafisch dargestellt.

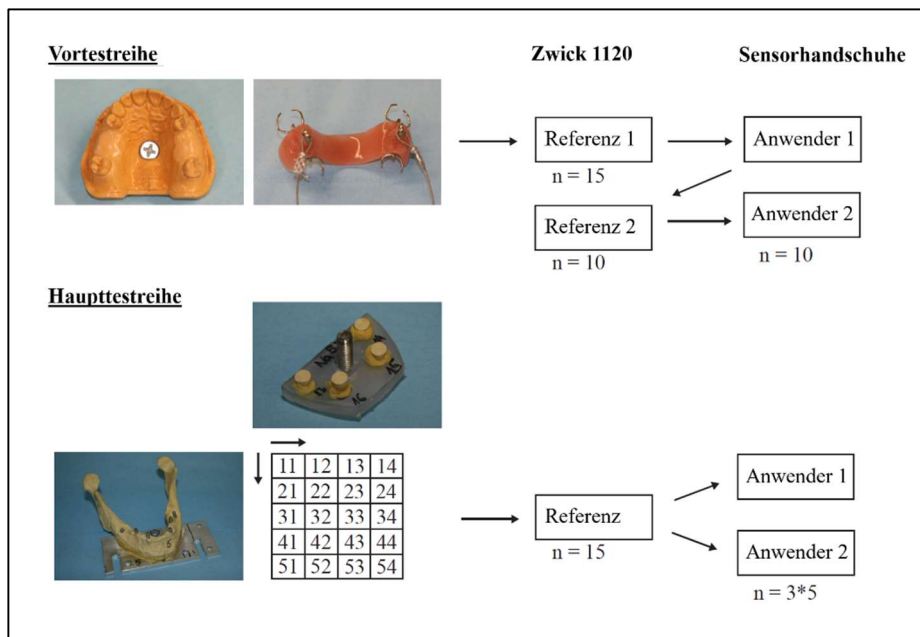


Abb. 3.6: Konzeption von Vor- und Haupttestreihe

3.2.2 Datenverarbeitung und statistische Auswertung

Die Analyse der mit den Sensorhandschuhen ermittelten Messwerte erfolgte mit der Software MATLAB. Die Analyse der Messkurven in Bezug auf Greifkraft und Maximalkraft, wie in Kapitel 3.1.2 näher erläutert, wurde in beiden Testreihen von der gleichen Person durchgeführt.

Die statistische Auswertung erfolgte mit der Software SPSS (Version 25 2017, IBM Armonk, USA). Vor- und Haupttestreihe wurden im Rahmen der statistischen Auswertung unabhängig voneinander betrachtet.

Zunächst wurde die Werteverteilung der Messergebnisse beider Testreihen mittels Q-Q-Diagramm überprüft. Bei Vorliegen einer Normalverteilung erfolgte die weitere Auswertung durch one-way ANOVA und Bonferroni Post-hoc Test ($p \leq 0,05$). Beim Fehlen einer Normalverteilung der Messergebnisse wurde die Verteilung mittels Kolmogorov-Smirnov & Shapiro-Wilk Test überprüft. Die anschließende Auswertung erfolgte über den Kruskal-Wallis-Test ($p \leq 0,05$). Anschließend wurde eine Bestimmung der Effektstärke (r) nach Cohen durchgeführt.

4. Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Vor- und Haupttestreihe unabhängig voneinander dargestellt.

4.1 Vortestreihe

Eine Verteilungsprüfung der Messwerte der Vortestreihe ergab, dass eine Normalverteilung vorliegt. Die mit der Universalprüfmaschine gemessenen Referenzwerte der Retentionskraft lagen im Mittel über den Messwerten, die durch die Messung mit den Sensorhandschuhen erzielt wurden.

Wie in Tabelle 1 dargestellt, beträgt der Mittelwert der ersten Referenzmessung 3,3 N. Anwender 1 lag mit den Sensorhandschuhen im Mittel bei einer Retentionskraft von 2,9 N. Die zweite Referenzmessung ergab einen Mittelwert von 3,2 N, wohingegen Anwender 2 mit den Sensorhandschuhen einen Messwert von 2,0 N erzielte.

Anwender	Retentionskraft [N]	Mittelwert Retentionskraft [N]	Mittelwert Referenz [N]
1	1,3693	2,9	3,3
	1,7061		
	1,2319		
	5,4749		
	3,5671		
	3,9658		
	4,2399		
	3,988		
	1,3181		
	2,1424		
2	1,3361	2,0	3,2
	2,8611		
	2,894		
	2,9597		
	1,212		
	1,7575		
	1,4089		
	1,0663		
	2,2048		
	2,7342		
	4,5811		

Tabelle 1: Vergleich der Messergebnisse der Vortestreihe beider Anwender der Sensorhandschuhe mit dem Mittelwert der jeweiligen Referenzmessung

Der parametrische Vergleich der Messwerte des jeweiligen Anwenders der Sensorhandschuhe und den dazugehörigen Referenzmesswerten der Universalprüfmaschine ergab für Anwender 1 keine signifikante Differenz ($p = 1,00$) der Messwerte.

Anwender 2 wich signifikant ($p = 0,03$) von den Messwerten der dazugehörigen Referenzmessungen ab.

Ein Vergleich der Messergebnisse beider Anwender der Sensorhandschuhe ergab, dass keine signifikante Differenz ($p = 0,20$) zwischen beiden Anwendern vorlag.

Die Einzelmesswerte der Vortestreihe sind im Anhang in Kapitel 8.7 zu finden.

4.2 Haupttestreihe

Die statistische Auswertung der Messergebnisse der Haupttestreihe ergab keine Normalverteilung. Es ist anzunehmen, dass die Streuung der Messergebnisse in den verschiedenen Patientensituationen und Materialien der Teleskopsysteme begründet ist.

Der Mittelwert der Referenzmessungen lag bei 6,5 N. Unter Verwendung der Sensorhandschuhe lag Anwender 1 im Mittel bei 5,8 N. Anwender 2 erzielte 6,0 N. In Abb. 4.1 sind die Messergebnisse im Vergleich grafisch dargestellt.

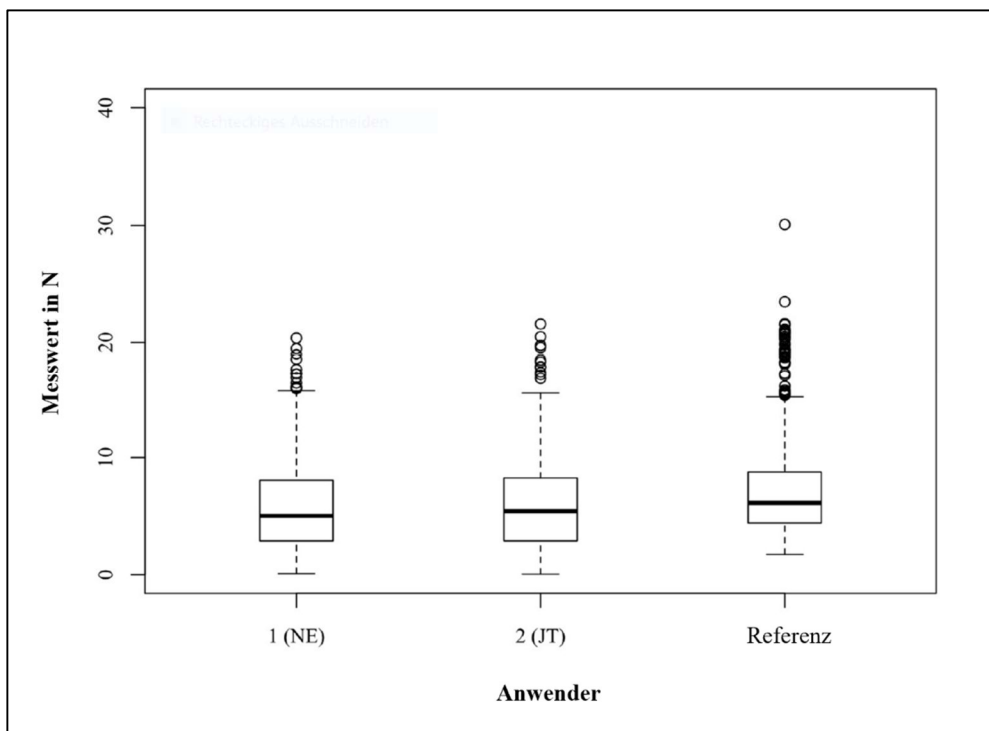


Abb. 4.1: Ergebnisse der Retentionskraftmessung der Haupttestreihe im Vergleich

Die im Folgenden angewendeten nichtparametrischen Tests zur Untersuchung der Abweichung der Messergebnisse zeigten, dass keine signifikante Differenz zwischen beiden Anwendern bestand ($p = 0,553$; $r = 0,03$; geringe Effektstärke).

Der Vergleich der Anwender mit der Referenz ergab, dass beide Anwender signifikant niedrigere Ergebnisse erzielten ($p < 0,001$; Anwender 1: $r = 0,26$; Anwender 2: $r = 0,23$, mittlere Effektstärke).

Die Messwerte der Haupttestreihe sind in Kapitel 8.9 zu finden.

5. Diskussion

Im Folgenden sollen die Ergebnisse der durchgeführten Testreihen sowie die Anwendbarkeit des entwickelten Sensorhandschuhs diskutiert werden.

5.1 Vergleichbarkeit von Sensorhandschuh und Referenzmessverfahren

Die vorgestellten Testreihen lieferten vergleichbare Messwerte von Sensorhandschuhen und Referenzmessverfahren, die im gleichen Kraftbereich lagen. Die durchschnittliche Abweichung beider Messverfahren lag bei 0,7 N.

Die mit den Sensorhandschuhen erzielten, niedrigeren Retentionswerte sind durch eine unterschiedliche Reaktionsfähigkeit auf Verkantung während des Abzugsvorgangs beider Messverfahren erklärbar. Auf diesen Aspekt wird in Kapitel 5.2 näher eingegangen.

Die Retentionswerte beider Anwender, die in beiden Messreihen die Sensorhandschuhmessungen durchführten, unterschieden sich sowohl in der Vortestreihe ($p = 0,2$) als auch in der Haupttestreihe ($p = 0,553$) nicht signifikant voneinander. Der minimale Unterschied zwischen den Anwendern liegt in einer individuellen taktilen Fähigkeit im Umgang mit der Messmethodik und an ihrer Fähigkeit, auf Verkantung des Zahnersatzes zu reagieren.

Die Entwicklung der Messergebnisse der beiden Testreihen lässt vermuten, dass ein weiterer einflussnehmender Faktor, die im Laufe der Testreihen zunehmende Erfahrung der Anwender im Umgang mit den Sensorhandschuhen, vorlag und dieser einen positiven Effekt auf die Genauigkeit der Messergebnisse hatte. Wenngleich in der Haupttestreihe eine höhere Abweichung der Messwerte der Sensorhandschuhe von der Referenzmessung zu erwarten war, da verschiedene Patientensituationen und Materialien sowie eine höhere Fallzahl vorlagen, zeigte sich eine deutliche Annäherung der Messergebnisse beider Anwender.

Darüber hinaus ist davon auszugehen, dass auch die Anpassung des Messprotokolls zwischen der Durchführung beider Testreihen einen Einfluss auf die Annäherung der Messergebnisse beider Anwender hatte. Durch eine bewusst gesteuerte Verlängerung der initialen Greifphase war die nachfolgende Datenauswertung erleichtert, da die maximale Greifkraft in der Kraft-Zeit-Funktion eindeutiger zu identifizieren war. Analog zu den Erfahrungswerten, die die Anwender im Verlauf der Testreihen erwarben, gewann der Auswerter auch fortlaufend Erfahrungen in Auswertung und Analyse der Kraft-Zeit-Funktion und trug somit zu der Entwicklung der Messergebnisse bei.

5.2 Verkantungsverhalten und Einfluss auf die Ergebnisse der Vergleichstestreihen

In der gesamten Haupttestreihe wiesen die Sensorhandschuhmessungen einen signifikanten Unterschied zu der jeweiligen Referenzmessung auf. Allerdings lagen die Ergebnisse beider Messmethoden im gleichen Kraftbereich. Die Messwerte der Sensorhandschuhmessungen lagen tendenziell unterhalb der Referenzmesswerte. Diese Abweichung lässt sich dadurch erklären, dass beide Messmethoden ein unterschiedliches Reaktionsvermögen auf das während des Abzugsvorgangs auftretende Verkanten des Zahnersatzes besitzen.

Durch die Fixierung des Modells und den axialen Abzug senkrecht zur Modelltischebene ist der Abzugsvorgang bei der Messung mit der Universalprüfmaschine nahezu ideal reproduzierbar¹⁰. Verkantungen innerhalb der Messung entstehen, wenn das Wiederaufsetzen des Zahnersatzes nicht exakt in axialer Einschubrichtung erfolgt. Im darauf folgenden Abzug stimmen Einschubs- und Abzugsrichtung nicht genau überein und es kommt zu einer minimalen Verkantung. Der Messaufbau der Referenzmessungen der durchgeführten Testreihen ermöglichte zwar über das in Kapitel 2.2.1 beschriebene Rollenumlenksystem eine gleichmäßige Verteilung der Abzugskraft auf alle Verankerungselemente, allerdings erfolgte keine Korrektur der Abzugsrichtung. Folglich ergab sich bei einem Verkanten während der Referenzmessung eine Erhöhung der Abzugskraft durch die Universalprüfmaschine, um den zusätzlichen, durch die Verkantung entstandenen Widerstand der Verankerungselemente auszugleichen.

Im Gegensatz dazu lagen die Mittelwerte der Ergebnisse bei der Anwendung der Sensorhandschuhe unterhalb derer der jeweiligen Referenzmessung. Dies liegt darin begründet, dass der Anwender der Sensorhandschuhe auf ein Verkanten des Zahnersatzes während des Abzugsvorgangs reagieren kann, indem er die Abzugsrichtung minimal anpasst, anstatt die Abzugskraft zu erhöhen. Diese Vermutung wird durch Bayer et al unterstützt, der bei der Entwicklung des in Kapitel 2.2.2 vorgestellten Messgriffels eine vergleichbare Beobachtung feststellte, die ebenfalls im Verkantungsverhalten begründet ist⁴⁴.

Unterschiede zwischen den Anwendern lassen sich damit begründen, dass die Fähigkeit auf ein Verkanten zu reagieren individuell verschieden ist und auch von der Erfahrung des Anwenders im Umgang mit den Sensorhandschuhen abhängt.

Bereits bei der Auswertung der Messergebnisse der Vortestreihe wurde eine tendenzielle Abweichung der Messwerte der Sensorhandschuhe deutlich. Zur Überprüfung der Hypothese, dass die unterschiedliche Reaktionsfähigkeit auf Verkanten des Zahnersatzes während des Abzugsvorgangs beider Messverfahren für die Abweichung der Messwerte

verantwortlich war, wurde eine Testreihe angelegt, in der das Verkanten provoziert wurde. Das detaillierte Versuchsprotokoll ist in Kapitel 8.7 zu finden.

Die durchgeführte Verkantungssimulation bestätigt die Hypothese, dass der signifikante Unterschied zwischen Sensorhandschuhmessung und Referenzmessmethode im Reaktionsvermögen beider Messmethoden auf Verkantungen während des Abzugsvorgangs zurückzuführen ist, der sowohl in der Vortestreihe als auch in der Haupttestreihe auftrat. Ein individuelles Reaktionsvermögen der Anwender des Sensorhandschuhs erklärt zum einen, dass die Messwerte der Sensorhandschuhe im Mittel unter denen der Referenzwerte lagen. Zum anderen lässt sich dadurch ein Unterschied zwischen den Messwerten beider Anwender bei den Sensorhandschuhmessungen begründen. In keiner der beiden Testreihen war dieser Unterschied signifikant.

5.3 Messmethodik – Stärken und Schwächen

Im Folgenden sollen mögliche Stärken und Schwächen der Messmethodik näher betrachtet werden. Hierbei erfolgt eine getrennte Betrachtung der Versuchstestreihen und der Messmethodik.

Konzeption der Versuchstestreihen

Da das Ziel der Arbeit darin bestand, zu überprüfen, ob die entwickelte Messmethodik realistische Messergebnisse liefert und für eine zukünftige in-vivo Testung geeignet ist, wurden zunächst nur exemplarische Prüfkörper und Verankerungselemente verwendet.

Durch die fünf verschiedenen, mit jeweils vier Implantaten versorgten Kunststoffkiefer und die vier je Kiefer zugehörigen Prüfkörper mit verschiedenen Doppelkronenkunststoffe ergab sich eine erhöhte Streuung der Messergebnisse.

Darüber hinaus war die Anzahl der Anwender auf zwei Personen limitiert. Da zwischen ihnen kein signifikanter Unterschied der erzielten Messwerte bestand, ist anzunehmen, dass das Messverfahren auch auf weitere Anwender übertragbar ist.

Die Konzeption der Testreihen beschränkte sich bei der Auswahl der Verankerungselemente auf einen Interimsersatz sowie Kunststoffdoppelkronensysteme. Weitere Arten von Zahnersatz blieben zunächst unberücksichtigt.

Sensorhandschuhe

Die Vergleichbarkeit der Messergebnisse von Sensorhandschuhen mit einem etablierten Referenzmessverfahren wurde bereits in Kapitel 5.1 näher diskutiert und festgestellt, dass die Sensorhandschuhe valide Messergebnisse liefern. Die Ergebnisse lagen signifikant unterhalb der Referenzmesswerte, jedoch im gleichen Kraftbereich. Dies ist dadurch begründet, dass der Anwender der Sensorhandschuhe im Gegensatz zu der

Universalprüfmaschine in der Lage ist, eine Anpassung der Abzugsrichtung durchzuführen und somit erhöhte Messwerte, die durch ein Verkanten während des Abzugsvorgangs provoziert werden, zu vermeiden. Diese intuitive Reaktion auf ein Verkanten entspricht jedoch auch der realistischen Situation und ermöglicht folglich eine Ermittlung realitätsnaher Retentionswerte.

Darüber hinaus ist es für die spätere Anwendung am Patienten wichtig, dass die Handhabung der Sensorhandschuhe möglichst intuitiv und praktikabel ist. Durch Modifikationen, die in Kapitel 3.1.1 detailliert dargestellt wurden, wird der Anwender der Handschuhe in seiner Motorik und Sensorik nur geringfügig eingeschränkt. Dadurch, dass die Sensoren auf den für den Abzugsvorgang notwendigen Fingerkuppen fixiert sind, ergibt sich ein Messvorgang, der den Abzugsvorgang im Gegensatz zu den bisher entwickelten Messverfahren realitätsgetreuer simuliert.

Der für die Sensorhandschuhe ausgewählte Sensortyp macht eine volle Belastung der gesamten Sensorfläche erforderlich, um eine adäquate Kraftmessung zu gewährleisten. Dies bedeutet, dass die Positionierung der abziehenden Finger am Prothesenkörper notwendig ist. Im klinischen Alltag werden Klammerprothesen zum Teil an den Klammern entnommen. Bei Teleskopprothesen erfolgt der Kraftansatz teilweise am Übergang zwischen Primär- und Sekundärteil. Dem entsprechend erfordert eine solche Situation eine Abweichung von der realen Vorgehensweise, um aussagekräftige Messergebnisse zu erzielen.

Gleichzeitig bietet der Aufbau der Sensorhandschuhe die Möglichkeit Abzugskräfte unabhängig von der Art des Zahnersatzes zu messen. Unter der Voraussetzung, dass die auf den Sensorflächen fixierten Silikonplättchen am Körper des Zahnersatzes positioniert werden können, kann die Retentionskraft ermittelt werden. Folglich können auch Retentionskraftmessungen mit adjustierten Aufbisschienen und Totalprothesen durchgeführt werden.

Die mit den Sensorhandschuhen ermittelten Retentionskräfte sind des Weiteren abhängig von den individuellen Fähigkeiten der Anwender im Umgang mit der Messmethode. Jeder Anwender besitzt eine individuelle Taktilität im Umgang mit den Sensorhandschuhen sowie eine unterschiedliche Fähigkeit auf ein Verkanten der Prothese während des Messvorgangs zu reagieren. Diese individuellen Unterschiede führen zu Abweichungen der Messergebnisse, wobei diese weder in der Vor- noch in der Haupttestreihe signifikant waren. Die Entwicklung der Abweichung im zeitlichen Zusammenhang der beiden Testreihen lässt außerdem vermuten, dass sie mit zunehmender Erfahrung der Anwender geringer wird. Eine eindeutige Aussage ist an dieser Stelle jedoch nicht zu treffen, da die durchgeführten Testreihen in ihrem Aufbau variierten, was nur bedingt einen direkten Vergleich der Ergebnisse zulässt.

In Anbetracht der Tatsache, dass weder in der Vor- noch in der Haupttestreihe ein signifikanter Unterschied zwischen den Anwendern auftrat, lässt sich vermuten, dass die Anwendung der Handschuhe trotz individueller Fähigkeiten und Erfahrungswerten im Umgang mit den Sensorhandschuhen gut übertragbar sind. Allerdings war die Anzahl der Anwender in den bisher durchgeführten Testreihen auf zwei begrenzt und somit nur bedingt aussagekräftig.

Neben den Anwendern der Sensorhandschuhe werden die Messergebnisse auch durch die Fähigkeit und Erfahrung des Datenanalysten beeinflusst. Bedingt durch den Aufbau der Testreihen ließ sich dieser Einflussfaktor jedoch nicht quantifizieren.

Im Rahmen der Datenauswertung besteht zum jetzigen Stand der Sensorhandschuhentwicklung zudem die Problematik, dass die Auswertung der Messdaten visuell und manuell durch Bestimmung der Maximalpunkte von Greif- und Abzugsphase im Kraft-Zeit-Diagramm durchgeführt wird. Die Bestimmung der Gesamtkraft stellt sich als unproblematisch dar, da es sich um das absolute Maximum der Funktion handelt. Weitaus komplexer ist die Identifizierung des relativen Maximums der Greifphase, welches zur adäquaten Bestimmung der Retentionskraft jedoch essenziell ist. Nach Durchführung der Vortestreihe wurde das Messprotokoll auf Grund der beschriebenen Problematik angepasst, indem die Greifphase durch den Anwender bewusst, aber ohne zeitliche Vorgabe, verlängert wurde. Die verlängerte Greifphase stellt sich in der Kraft-Zeit-Funktion als deutlich erkennbares Plateau oder relatives Maximum dar und erleichterte die Datenanalyse.

5.4 Einflussfaktoren mit Auswirkung auf zukünftige in-vivo Anwendung

Für eine zukünftige in-vivo Testung der entwickelten Sensorhandschuhe konnten im Rahmend der Testreihendurchführung eine Reihe einflussnehmender Faktoren determiniert werden.

Neben dem Trainingseffekt in der Anwendung der Handschuhe sowie in der Analyse der Daten, nimmt auch die individuelle Fähigkeit der Anwender im Umgang mit der Messmethodik und Reaktion auf Verkantung des Zahnersatzes Einfluss auf die in-vivo Anwendung. Während der Retentionskraftmessung in der klinischen Situation müssen vor allem der Positionierung der Sensoren und der Belastung der gesamten Sensorfläche besondere Beachtung geschenkt werden. Anwender müssen dahingehend unterwiesen werden. Gleiches gilt für die willkürlich verlängerte Greifphase zur Vereinfachung der anschließenden Datenanalyse.

Neben den Faktoren, die bei der in-vivo Anwendung Einfluss auf die Messergebnisse nehmen, kommen bedingt durch die intraorale Situation weitere Faktoren hinzu, die zu einer Beeinflussung der Messergebnisse führen. So kann der im Patientenmund vorhandene Speichel die Haftreibung der Sensorhandschuhe auf dem Prothesenkörper verringern. Es

besteht die Annahme, dass dies zu einer Erhöhung der Greifkraft führt, die wiederum von der Reaktion des jeweiligen Anwenders abhängig ist. Es ist anzunehmen, dass die Greifkraft jedoch konstant über den ganzen Abzugsvorgang erhöht ist und dadurch bei korrekter Datenanalyse eliminiert wird.

Bei einem Vergleich von in-vitro und in-vivo Messverfahren ist die kapillare Adhäsionskraft des Speichels zu beachten, die zu einer Erhöhung intraoral gemessener Retentionswerte führen kann. Des Weiteren ist bei der Planung einer klinischen Teststudie zu beachten, dass die Möglichkeit besteht, dass die zirkadiane Veränderung des Speichelflusses⁴⁵ Einfluss auf die Messergebnisse nimmt.

Bei der intraoralen Anwendung kommt es situationsbedingt zu einer veränderten Positionierung der Sensorhandschuhe. Bei der in vitro-Messung erfolgte die Positionierung wie in Abb. 5.1 zu sehen. Die Zeigefinger wurden dabei auf der Außenseite der Prothesensattel positioniert, die Daumen jeweils auf den Innenseiten der Sattel. Der Anwender der Sensorhandschuhe war dorsal des Zahnbogens positioniert.

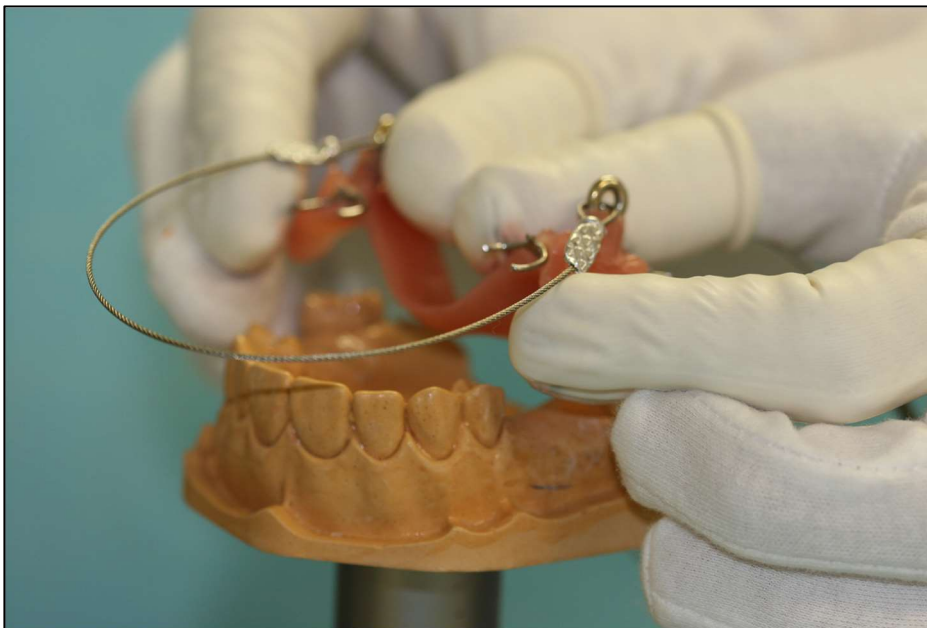


Abb. 5.1: Fingerpositionierung während der in-vitro Messung

Bei einem intraoralen Einsatz der Handschuhe durch einen Behandler als Anwender der Sensorhandschuhe bleibt die Fingerpositionierung wie in Abb. 5.2 analog zu der in-vitro Situation bestehen. Jedoch befindet sich der Behandler situationsbedingt anterior des Zahnbogen.



Abb. 5.2 : *Exemplarische Fingerpositionierung für eine in-vivo Messung, durchgeführt durch den Behandler*

Wird die Retentionskraftmessung mit Hilfe der Sensorhandschuhe durch den Patienten durchgeführt, ergibt sich eine in Abb. 5.3 zu erkennende Umpositionierung der Finger. Die Zeigefinger setzen auf der Prothesensattelinnenseite an, die Daumen auf der korrespondierenden Außenseite. Die Hände befinden sich wiederum anterior des Zahnbogens.



Abb. 5.3: *exemplarische Fingerpositionierung für eine in-vivo Messung, durchgeführt durch den Patienten*

Es bleibt zu untersuchen, ob eine Veränderung der Finger- und Anwenderpositionierung die Kraftwirkungslinie beeinflusst und darüber hinaus einen signifikanten Einfluss auf die Messergebnisse hat.

5.5 Zusammenfassung

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die mit den entwickelten Sensorhandschuhe erzielten Retentionswerte in-vitro mit einem etablierten Messverfahren vergleichbar sind. Signifikant niedrigere Ergebnisse können durch eine unterschiedliche Reaktion beider Messverfahren auf Verkanten während des Abzugsvorgangs hinreichend erklärt werden.

Unter der Voraussetzung, dass eine Einweisung in die Anwendung der Sensorhandschuhe erfolgt, ergibt sich kein signifikanter Unterschied zwischen verschiedenen Anwendern.

Der Messvorgang stellte sich mit geringen Abweichungen als analog zum realen Abzugsvorgang dar, ist für die intraorale Anwendung konzipiert und kann für jede Art von herausnehmbarem Zahnersatz sowie für Schienen verwendet werden.

Im Gegensatz zu bisher bekannten intraoralen Messverfahren bieten die Sensorhandschuhe auf Grund ihrer Konzeption die Möglichkeit der Integration in den zahnärztlichen Behandlungsablauf sowie der Anwendbarkeit in der Alterszahnheilkunde.

6. Ausblick

Nachdem sich der entwickelte Sensorhandschuh in vitro bewährt hat, kann er in klinischen Studien zur Anwendung kommen und seine Funktion auch intraoral getestet werden.

Zuvor sollte die Übertragbarkeit der Messergebnisse mit einer größeren Anzahl an Anwendern geprüft sowie die Einflussstärke der Anwendererfahrung im Umgang mit der Messmethode ermittelt werden.

In intraoralen Studien können die in Kapitel 5.4 angesprochenen möglichen Einflussfaktoren, die durch die intraorale Situation bedingt werden, näher untersucht werden.

Um den Messablauf und die Datenanalyse für den alltäglichen zahnärztlichen Gebrauch noch weiter zu vereinfachen, sollte die Integration eines neuronalen Netzwerkes zur Datenanalyse erwogen werden. Neben der Vereinfachung der Messmethodik durch die automatisierte Bestimmung der relativen und absoluten Maxima der Abzugsmesskurve bietet ein neuronales Netzwerk zudem den Vorteil, dass der Einfluss des Analysten auf die Messergebnisse eliminiert wird.

Im zahnärztlichen Alltag bieten die entwickelten Sensorhandschuhe die Möglichkeit, Retentionskräfte aller Arten von herausnehmbarem Zahnersatz sowie von Schienen objektiv zu quantifizieren. Vor allem bei der Behandlung geriatrischer Patienten mit eingeschränkten kognitiven Fähigkeiten, bei denen die subjektive Beurteilung einer komfortablen Retentionskraft erschwert ist, ermöglichen die Sensorhandschuhe die Einstellung einer adäquaten Retentionskraft. Langfristig kann so ein funktionsstabiler Halt der Prothese gesichert werden, ohne übermäßige Krafteinwirkung auf die Lagergewebe und eine dadurch resultierende dauerhafte Schädigung der parodontalen Strukturen.

Durch die praktikable Konzeption der Sensorhandschuhe kann die Retentionskraftmessung im Gegensatz zu bisher beschriebenen Messverfahren in den zahnärztlichen Alltag integriert und am Behandlungsstuhl durchgeführt werden.

Neben der Anwendung in der zahnärztlichen Behandlung bieten die Sensorhandschuhe auch für wissenschaftliche Fragestellungen ein breites Spektrum an Anwendungsmöglichkeiten.

In klinischen Studien können Unterschiede im Abzugsverhalten zwischen Patienten und Behandler untersucht werden, um Komplikationen beim Ein- und Ausgliedern vorzubeugen. Darüber hinaus bieten sie die Möglichkeit, Studien über die Korrelation von Retentionskraft und Zufriedenheit der Patienten mit ihrem Zahnersatz durchzuführen. Auch der Zusammenhang zwischen Retentionskraft des Zahnersatzes und Lebensqualität der Patienten kann untersucht werden. Darüber hinaus können weiterführende Untersuchungen

zur Haltverbesserung durch Haftmittel^{46,47} mithilfe der Sensorhandschuhe durchgeführt werden. Auch in der Erforschung von Mundgesundheitsproblematiken mit Einfluss auf den Halt des Zahnersatzes wie z.B. Xerostomie⁴⁸ stellen die Sensorhandschuhe eine Bereicherung der Methodik dar.

Des Weiteren kann der langfristige Einfluss retinierender Kräfte auf das Prothesenlager und den Restzahnbestand unter realen Bedingungen näher untersucht werden, um einen Schwellenwert zu bestimmen, ab dem es zu einer bleibenden Schädigung des Prothesenlagers und des Parodonts kommt.

Bei der Durchführung klinischer Studien bieten die entwickelten Sensorhandschuhe gegenüber bereits bekannten intraoralen Messverfahren den Vorteil, dass die Anwendung am Patienten praktikabel ist und vor allem auch für den Patienten komfortabel durchgeführt werden kann. So können bereits untersuchte klinisch-wissenschaftliche Fragestellungen realitätsnäher weiterverfolgt werden. Als Beispiele sind hier sowohl der Retentionsverlust konservativer Halteelemente⁴⁹ als auch das Retentionsverhalten Implantat-getragener prothetischer Versorgung⁵⁰ zu nennen. Darüber hinaus ermöglichen die Sensorhandschuhe die Prüfung innovativer Herstellungsverfahren wie Fräsen⁵¹, 3D-Druck und Intraoralscan⁵².

Im Bereich der Materialwissenschaften können die Sensorhandschuhe ebenfalls zur Anwendung kommen. Es können labortechnische Messungen der Retentionskraft aller Zahnersatzformen erfolgen. Zudem können Messungen zum Abrasionsverhalten dentaler Materialien mit den Sensorhandschuhen durchgeführt werden. Wie im klinischen Bereich gilt auch in der labortechnischen Messanwendung, dass die Sensorhandschuhe den Vorteil eines realitätsnahen Abzugsvorgangs bieten und für den Anwender praktikabel in der Handhabung sind.

7. Literaturverzeichnis

1. Sauer G. Mechanische Gesichtspunkte bei der Bewertung der Verbindungselemente zwischen Restgebiss und Zahnersatz. *ZWR* 1986; **2**: 100-3.
2. Becker H. Untersuchung der Abzugskräfte abnehmbarer Teleskop-Prothesen. *Zahnärztliche Praxis* 1982; **4**: 153-7.
3. Schalk S. Eine objektive und subjektive Beurteilung der Retentionskräfte verschiedener Verbindungselemente an herausnehmbaren Teilprothesen. Universitäts- und Landesbibliothek Sachsen-Anhalt: Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg; 2011: 2-10, 16-7, 21-3, 63-6; <http://dx.doi.org/10.25673/604>.
4. Cosme DC, Baldisserotto SM, Fernandes EdL, Rivaldo EG, Rosing CK, Shinkai RSA. Functional evaluation of oral rehabilitation with removable partial dentures after five years. *Journal of Applied Oral Science* 2006; **14**: 111-6.
5. Osterkamp R. Bevölkerungsentwicklung in Deutschland bis 2050. *Der Chirurg* 2005; **76**(1): 10-8.
6. Jordan RA, Bodechtel C, Hertrampf K, Hoffmann T, Kocher T, Nitschke I, Schiffner U, Stark H, Zimmer S, Micheelis W. The Fifth German Oral Health Study (Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie, DMS V) - rationale, design, and methods. *BMC Oral Health* 2014; **14**: 161.
7. Kerschbaum T. Zur Zukunft prothetischer Therapieformen. *zm-online* 2008; **23**: 36-9.
8. Mühlemann HR. Tooth Mobility: A Review of Clinical Aspects and Research Findings. *The Journal of Periodontology* 1967; **38**(6P2): 686-708.
9. Becker H. Das Haftverhalten teleskopierender Kronen. *ZWR* 1982; **91**(8): 48-51.
10. Körber K. Experimentelle Untersuchungen zur Kombination verschiedener Halte- und Stützelemente. *Quintessenz* 2004; **55**, **3**: 261-8.
11. Stančić IJ, A. Retention of telescopic denture in elderly patients with maximum partially edentulous arch. *Gerodontology* 2008; **25**(3): 162-7.
12. Körber K. Konuskronen: Das rationale Teleskopsystem; Einführung in Klinik & Technik. 6 ed. Heidelberg: Hüthig GmbH; 1988: 80-1, 145, 151, 152.
13. Hajtó J. Retention und Widerstandsform bei zementierten Kronen und Brücken. *ZMK* 2010; **Jg. 26**, **6**: 2-7.
14. Marxkors R. Propädeutik der zahnärztlichen Prothetik. Heidelberg: Hüthig; 1978: 139-69.
15. Hofmann M, Neumann H. Untersuchungen über die parodontal wirksamen Kräfte beim Abzug vermessener Gussklammern. *Dtsch Zahnärztl* 1968; (23): 793-9.
16. Arnold AC. Retentionsverhalten teleskopierender Doppelkronen mit und ohne zusätzliche Halteelemente - eine In-vitro-Studie. Universitäts- und Landesbibliothek Sachsen-Anhalt: Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg; 2013: 3, 30-3; <http://dx.doi.org/10.25673/986>.

17. Jauernig C. In-vitro-Untersuchung zu Abzugskräften von Doppelkronensystemen. LMU Universitätsbibliothek: LMU München; 2010: 3-6, 55-61, 91-2; DOI: 10.5282/edoc.11619.
18. Sokol B, Eitner S, Wichmann M, Heckmann S. Veränderte Vertikaldimension und Behandlung mittels Therapieschiene. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2009; **118**(11): 552-62.
19. Rehm H. Die Wiederherstellung der Funktion beim Lückengebiss unter besonderer Berücksichtigung der starren Abstützung partieller Prothesen. *Österr Z Stomatol* 1961; **11/12**: 73-80.
20. Hosman H. The Influence of Clasp Design of Distal Extension Removable Partial Dentures on the Periodontium of the Abutment Teeth. *International Journal of Prosthodontics* 1990; **3**(3): 256-65.
21. Becker H. Retention mechanism of telescopic crowns (Das Haftverhalten teleskopierender Kronen). *Zahnärztliche Praxis* 1983; **34**(7).
22. Wöstmann B. Tragedauer von klammerverankerten Einstückprothesen im überwachten Gebrauch. *Dtsch Zahnärztl Z* 1997; **52**(0): 100-4.
23. Weigl P, Hahn L, Lauer HC. Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures. *Journal of Biomedical Materials Research* 2000; **53**(4): 320-36.
24. Ludwig P, Niedermeier W. Checkliste der Zahnmedizin: Prothetik. Stuttgart: Thieme; 2002: 17, 66.
25. Eichner K. Zur Messung von Klammerkräften bei der partiellen Prothese. *Dtsch Zahnärztl* 1953; (8): 135-40.
26. Freymeyer W. Klinische Prothetik Band 2. Heidelberg: Hüthig; 1999: 50-3.
27. Frank RP, Nicholls JI. A study of the flexibility of wrought wire clasps. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1981; **45**(3): 259-67.
28. Lehmann KM, Arnim F. Studies on the retention capability of push-button attachments. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 1976; **86**(5): 521-30.
29. Bates J. Retention of cobalt-chromium partial dentures. *Dent Pract Dent Rec* 1963; **14**: 168-71.
30. Bates J. Studies on the retention of cobalt-chromium partial dentures. *British dental journal* 1968; **125**(3): 97-102.
31. Koeck B, Reiber T. Teilprothesen: Modellgußprothesen. München, Wien, Baltimore: Urban&Schwarzenberg; 1996: 123-60.
32. Hagner M, Hultenschmidt R, Gruner M, Bayer S, Keilig L, Reimann S, Bourauel C, Utz K, Stark H. Eine in-vitro-Studie zum Verschleiß von Teleskopkronen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2006; **61**(11): 594 - 602.
33. Böttger H. Zur Frage der Friktion teleskopierender Anker. *Zahnärztliche Praxis* 1978; **29**: 347-52.

34. Güngör MA, Artunç C, Sonugelen M. Parameters affecting retentive force of conus crowns. *Journal of Oral Rehabilitation* 2004; **31**(3): 271-7.
35. Wagner B, Kern M. Clinical evaluation of removable partial dentures 10 years after insertion: success rates, hygienic problems, and technical failures. *Clinical oral investigations* 2000; **4**(2): 74-80.
36. Pilling O. Experimentelle Langzeituntersuchungen der Retentionsfähigkeit verschiedener Ney-und Bios/Rapid-Flex®-Modellgussklammern: Medizinische Fakultät Berlin; 1990: 194-5.
37. Hartlage SM. In-vitro-Untersuchung zum Einfluss von Flüssigkeit auf das Abzugsverhalten von Galvanoteleskopbrücken unter besonderer Berücksichtigung der Pfeilerdivergenz. Köln: Universität zu Köln; 2002: 21-42.
38. Mühlemann HR. Tooth mobility: the measuring method. Initial and secondary tooth mobility. *The Journal of Periodontology* 1954; **25**(1): 22-9.
39. Grüner M, Bourauel C, Keilig L, Utz K-H, Stark H. Entwicklung eines parodontienadäquaten Probenhalters für Verschleißuntersuchungen von Teleskopkronen. Development of a Periodontium-approximated Specimen Holder for Attritional Investigations of Telescopic Crowns. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering* 2003; **48**(1-2): 15-9.
40. Bayer S, Grüner M, Keilig L, Enkling N, Schneider D, Utz K, Stark H, Mues S. Untersuchung zur Haltekraft von Teleskopkronen vor der klinischen Anwendung. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2008; **63**(8): 536 - 43.
41. Kern M, Freesmeyer W. Doppelkronensysteme zur Verankerung von Teilprothesen in Klinische Prothetik. Herausnehmbarer Zahnersatz und Gewebeersatz. Heidelberg: Hürthig; 1999: 100-8, 138-46.
42. Bayer S, Stark H, Gözl L, Keilig L, Kraus D, Hansen A, Enkling N. Clinical retention force development of double crowns. *Clinical oral investigations* 2012; **16**(2): 407-11.
43. Stark H. Klinische und werkstoffkundliche Untersuchungen zur Bewährung von Teleskopprothesen und zum Verschleißverhalten von Teleskopkronen. Engelsbach, Frankfurt: Hänsel-Hohenhausen Verlag; 1996: 144-9.
44. Bayer S, Stark H, Gözl L, Keilig L, Kraus D, Hansen A, Enkling N. Telescopic crowns: extra-oral and intra-oral retention force measurement—in vitro/in vivo correlation. *Gerodontology* 2012; **29**(2): e340-e7.
45. Dawes C. Circadian rhythms in human salivary flow rate and composition. *The Journal of physiology* 1972; **220**(3): 529-45.
46. Kumar MS, Thombare R. A comparative analysis of the effect of various denture adhesives available in market on the retentive ability of the maxillary denture: an in vivo study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society* 2011; **11**(2): 82-8.
47. Pachore NJ, Patel J, Sethuraman R, Naveen Y. A comparative analysis of the effect of three types of denture adhesives on the retention of maxillary denture bases: An in vivo study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society* 2014; **14**(4): 369-75.

48. Barbe AG. Medication-induced xerostomia and hyposalivation in the elderly: culprits, complications, and management. *Drugs & aging* 2018; **35**(10): 877-85.
49. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Evaluation of stable retentive properties of overdenture attachments. *Stomatologija* 2005; **7**(4): 115-20.
50. Abou-Ayash S, Enkling N, Srinivasan M, Haueter M, Worni A, Schimmel M. Evolution of in vivo assessed retention forces in one-piece mini dental implant-retained mandibular overdentures: 5-Year follow-up of a prospective clinical trial. *Clinical implant dentistry and related research* 2019; **21**(5): 968-76.
51. AlRumaih HS, AlHelal A, Baba NZ, Goodacre CJ, Al-Qahtani A, Kattadiyil MT. Effects of denture adhesive on the retention of milled and heat-activated maxillary denture bases: A clinical study. *The Journal of prosthetic dentistry* 2018; **120**(3): 361-6.
52. Kattadiyil MT, Mursic Z, AlRumaih H, Goodacre CJ. Intraoral scanning of hard and soft tissues for partial removable dental prosthesis fabrication. *The Journal of prosthetic dentistry* 2014; **112**(3): 444-8.

8. Anhang

8.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 2.1: <i>Bredent-Dynamometer</i> ¹¹	14
Abb. 2.2: <i>Befestigungsvorrichtung nach Hartlage mit Rollenumlenksystem</i>	15
Abb. 2.3: <i>Kontaktometer nach Mühlemann</i> ³⁸	15
Abb. 2.4: <i>Messgriffel mit Dehnmess-Streifen (Pfeil) nach Bayer et al</i> ⁴⁰	17
Abb. 2.5: <i>Abzugskraftmessung mit dem Dehnungs-Messstreifen-Griffel nach Bayer et al</i> ⁴⁰	17
Abb. 2.6: <i>Kontaktometer nach Mühlemann modifiziert zur intraoralen Anwendung nach Kern</i> ⁴¹	18
Abb. 2.7: <i>In-vivo Anwendung des Dehnungsmess-Streifen-Griffels nach Bayer et al</i> ⁴²	19
Abb. 3.1: <i>Aufbau des Sensorhandschuhs</i>	22
Abb. 3.2: <i>Modifikation der FlexiForceTM A201 (Tekscan) Sensoren</i>	23
Abb. 3.3: <i>Rohdaten einer Sensorhandschuhmessung</i>	24
Abb. 3.4: <i>Exemplarische Datenaufbereitung anhand der Kraftsummenkurve</i>	25
Abb. 3.5: <i>Charakteristische Messkurve der Sensorhandschuhe mit markierten Maxima der Greif- und Abzugskraft sowie der sich aus der Differenz ergebenden Retentionskraft</i>	26
Abb. 3.6: <i>Konzeption von Vor- und Haupttestreihe</i>	28
Abb. 4.1: <i>Ergebnisse der Retentionskraftmessung der Haupttestreihe im Vergleich</i>	30
Abb. 5.1: <i>Fingerpositionierung während der in-vitro Messung</i>	37
Abb. 5.2 : <i>Exemplarische Fingerpositionierung für eine in-vivo Messung, durchgeführt durch den Behandler</i>	38
Abb. 5.3: <i>exemplarische Fingerpositionierung für eine in-vivo Messung, durchgeführt durch den Patienten</i>	38
Abb. 8.1: <i>Messvorrichtung zur Überprüfung des Sensormessverhaltens bei verschiedenen Belastungspunkten</i>	49
Abb. 8.2: <i>Laststab der Messvorrichtung mit darunter positioniertem Sensor bei zentraler Belastung des Sensors</i>	50

Abb. 8.3: <i>Belastungspositionen auf der aktiven Sensorfläche zur Überprüfung des Messverhaltens bei Randbelastung</i>	51
Abb. 8.4: <i>Kraft-Zeit-Kurve der Kraftmessung an den Abb. 8.3 entsprechenden Positionen</i>	51
Abb. 8.5: <i>Kraft-Zeit-Kurve der Driftmessung nach Modifikation der Sensoren</i>	53
Abb. 8.6: <i>Kraft-Zeit-Diagramm der schrittweisen Auflasterhöhung zur Überprüfung der Linearität mit angelegter Linearitätsgeraden</i>	54
Abb. 8.7: <i>Mittelwerte der Retentionskraftmessung des Referenzmessverfahrens bei Verschiebung des Prüfkörpers gegen die Abzugsrichtung [N]</i>	55

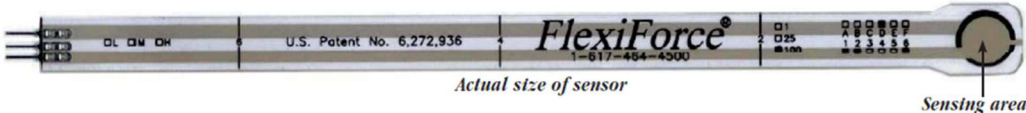
8.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: <i>Vergleich der Messergebnisse der Vortestreihe beider Anwender der Sensorhandschuhe mit dem Mittelwert der jeweiligen Referenzmessung</i>	29
--	----

8.3 Datenblatt des Force Sensing Resistor FlexiForce™ A201

FlexiForce®

Standard Force & Load Sensors Model # A201



Actual size of sensor

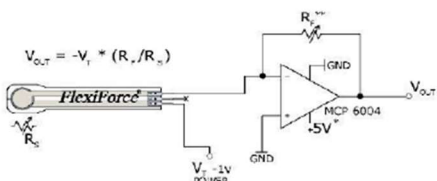
Sensing area

Physical Properties

Thickness	0.208 mm (0.008 in.)
Length	197 mm (7.75 in.)* <i>optional trimmed lengths: 152 mm (6 in.), 102 mm (4 in.), 51 mm (2 in.)</i>
Width	14 mm (0.55 in.)
Sensing Area	9.53 mm (0.375 in.) diameter
Connector	3-pin Male Square Pin (center pin is inactive)
Substrate	Polyester (ex: Mylar)
Pin Spacing	2.54 mm (0.1 in.)

* Length does not include pins, please add 31.75 mm (0.25 in.) for pin length to equal a total length of 203.2 mm (8 in.).

Standard Force Ranges (as tested with circuit shown below)

0 - 1 lb. (4.4 N)	<p style="text-align: center;"><i>Recommended Circuit</i></p> 
0 - 25 lb. (110 N)	
0 - 100 lb. (440 N)*	

In order to measure forces above 100 lb (up to 1000 lb), apply a lower drive voltage (-0.5 V, -0.10 V, etc.) and reduce the resistance of the feedback resistor (1kΩ min.) Conversely, the sensitivity can be increased for measurement of lower forces by increasing the drive voltage or resistance of the feedback resistor.

Typical Performance


Linearity (Error)	< ±3%
Repeatability	< ±2.5% of full scale
Hysteresis	< 4.5 % of full scale
Drift	< 5% per logarithmic time scale
Response Time	< 5 sec

Operating Temperature 15°F - 140°F (-9°C - 60°C)
**Force reading change per degree of temperature change = ±0.2%/°F (0.36%/°C)*
***For loads less than 10 lbs., the operating temperature can be increased to 165°F (74°C)*
High-temp model (HT201) available, functioning in environments up to 400°F (204°C)

Evaluation Conditions

Line drawn from 0 to 50% load
 Conditioned sensor, 80% of full force applied
 Conditioned sensor, 80% of full force applied
 Constant load of 25 lb (111 N)
 Impact load, output recorded on oscilloscope
Time required for the sensor to respond to an input force

Rev K_11.22.11



CMV Hoven GmbH
 An der Eickesmühle 30
 D-41238 Mönchengladbach

Telefon/ +49(0)2166 94 59 90
 Telefax/ +49(0)2166 94 59 92 9

E-Mail/ info@cmv.de
 Internet/ www.cmv.de

CMV

hoven
G m b H

computertechnik messtechnik vertrieb

8.4 Versuchsprotokoll: Überprüfung des Randbelastungsverhaltens der Sensoren nach Modifikation

Versuchsaufbau und -durchführung

Die Überprüfung des Messverhaltens bei Randbelastung der FSR Sensoren wurde mit der in Abb. 8.1 dargestellten Vorrichtung durchgeführt. Durch Auflegen eines Gewichtes auf den Teller des Belastungsstabs und vorherige Positionierung des Sensors unter dem Belastungsstab, wie in Abb. 8.2 im Detail zu sehen, konnte das Messverhalten an verschiedenen Belastungspunkten der aktiven Sensorfläche bestimmt werden.



Abb. 8.1: Messvorrichtung zur Überprüfung des Sensormessverhaltens bei verschiedenen Belastungspunkten

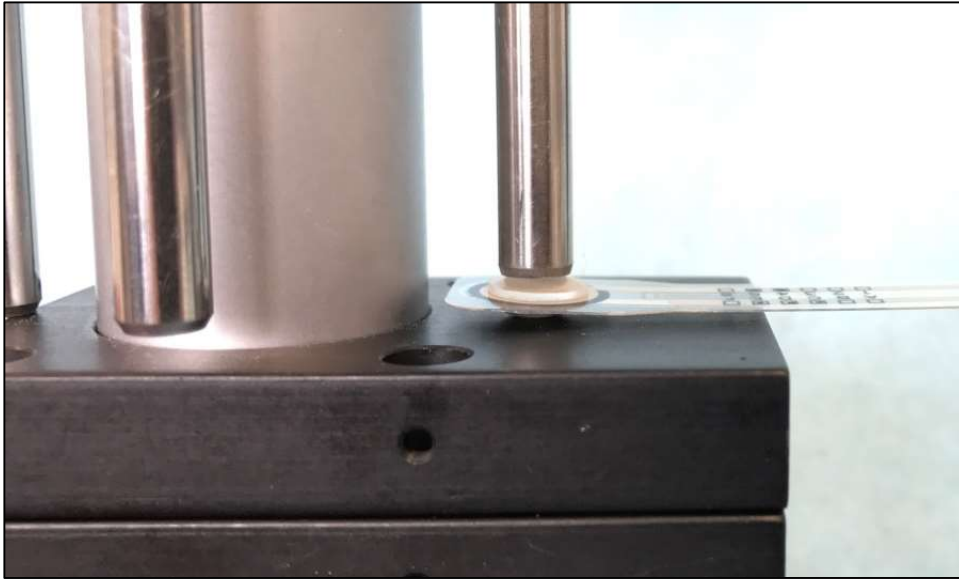


Abb. 8.2: Laststab der Messvorrichtung mit darunter positioniertem Sensor bei zentraler Belastung des Sensors

Vor dem Aufbringen der Silikonplättchen erfolgte die Kalibrierung des Sensors mit einer 7,7 N entsprechenden Gewichtskraft bei zentraler Belastung der aktiven Sensorfläche. Nach dem Aufbringen der Silikonplättchen auf beide Seiten der Sensorfläche erfolgte die Messung an fünf in Abb. 8.3 gekennzeichneten Positionen. Position 1 entsprach dabei einer zentralen Belastung, die Positionen 2 bis 5 Randbelastungen. Die Erfassung der Messwerte erfolgte kontinuierlich über eine Zeit von 20 s bei einer Abtastrate von 50 Hz.

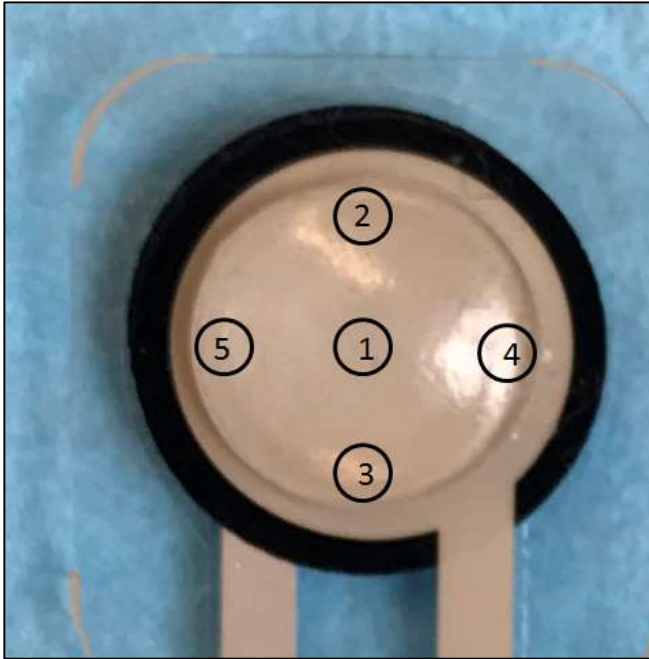


Abb. 8.3: Belastungspositionen auf der aktiven Sensorfläche zur Überprüfung des Messverhaltens bei Randbelastung

Ergebnisse

Die in Abb. 8.4 dargestellte Kraft-Zeit-Kurve der Kraftmessung an den entsprechenden, in Abb. 8.3 gekennzeichneten Positionen zeigt, dass bei zentraler Belastung (Position 1) der Messwert mit Silikonplättchen dem Kalibrierungswert entspricht. An den randnahen Positionen 2 bis 5 tritt ein Abfall des Messwertes um durchschnittlich 15 % auf.

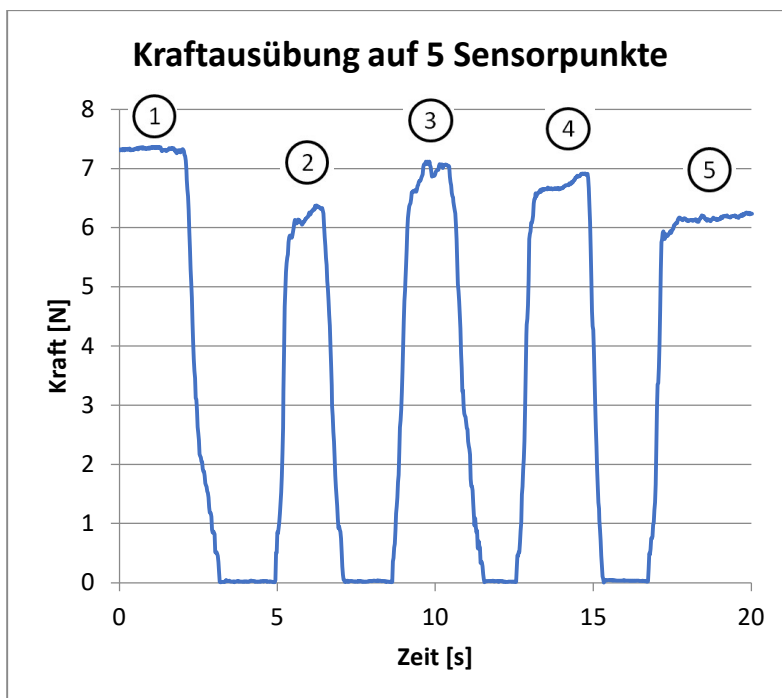


Abb. 8.4: Kraft-Zeit-Kurve der Kraftmessung an den Abb. 8.3 entsprechenden Positionen

Schlussfolgerung

Der durchgeführten Versuch zeigt, dass das Aufbringen der Silikonplättchen auf die Sensorfläche bei zentraler Belastung des Sensors keinen Einfluss auf dessen Messverhalten hat. Bei Randbelastung tritt eine Messwertabweichung von 15 % der tatsächlich applizierten Kraft auf. Bei der Anwendung der Sensoren ist auf eine zentrale Belastung der aktiven Sensorfläche zu achten.

8.5 Versuchsprotokoll: Überprüfung des Driftverhalten der Sensoren nach Modifikation

Laut Herstellerangaben des in Kapitel 8.2 hinterlegten Datenblatts tritt bei dem verwendeten Sensortyp ein Drift der Messergebnisse auf. Als Drift versteht man ein Ansteigen des Messwertes bei gleichbleibender Belastungskraft über die Zeit. In dem folgenden Versuch sollte das Ausmaß des auftretenden Drifts über eine für die Anwendung relevante Zeitspanne betrachtet werden.

Versuchsaufbau und -durchführung

Der Versuchsaufbau entsprach dem des Versuchsprotokolls in Kapitel 8.4. Die Belastung des Sensors erfolgte zentral mit einer Kraft von 3,1 N für 600 s.

Ergebnisse

Über den betrachteten Zeitraum ergab sich ein Drift von 3,1 N auf 3,18 N wie in Abb. 8.5 als Kraft-Zeit-Kurve zu sehen.

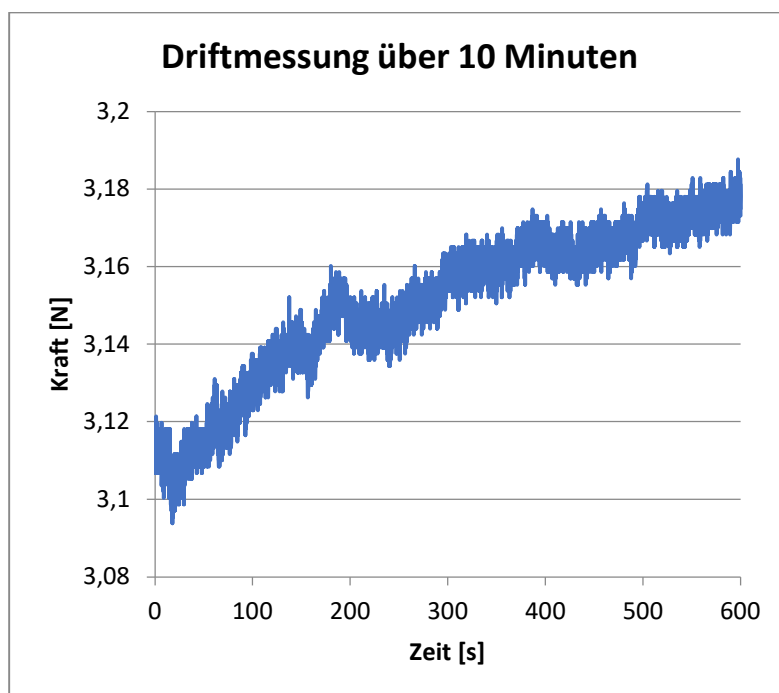


Abb. 8.5: Kraft-Zeit-Kurve der Driftmessung nach Modifikation der Sensoren

Schlussfolgerung

Bei einer für die geplante Anwendung relevanten Zeitspanne von unter 60 s liegt der Drift der Sensoren unter 1 % und ist somit als vernachlässigbar zu betrachten. Eine übermäßig lange, dauerhafte Belastung der Sensoren während des Messvorgangs ist zu vermeiden.

8.6 Versuchsprotokoll: Überprüfung der Linearität der Sensoren nach Modifikation

Versuchsaufbau und -durchführung

Der Versuchsaufbau entsprach dem in Kapitel 8.4 beschriebenen Versuchsaufbau. Über den Belastungsstab wurde eine zentrale Belastung der Sensoren erzielt. Ausgehend von einer Anfangsbelastung von 3,3 N wurde die Auflast schrittweise um 1,15 N alle 10 s über insgesamt 80 s erhöht.

Ergebnisse

Die Messwerte der schrittweisen Belastungserhöhung zeigten, wie im Kraft-Zeit-Diagramm in Abb. 8.6 durch die rote Gerade gekennzeichnet, ein lineares Messverhalten.

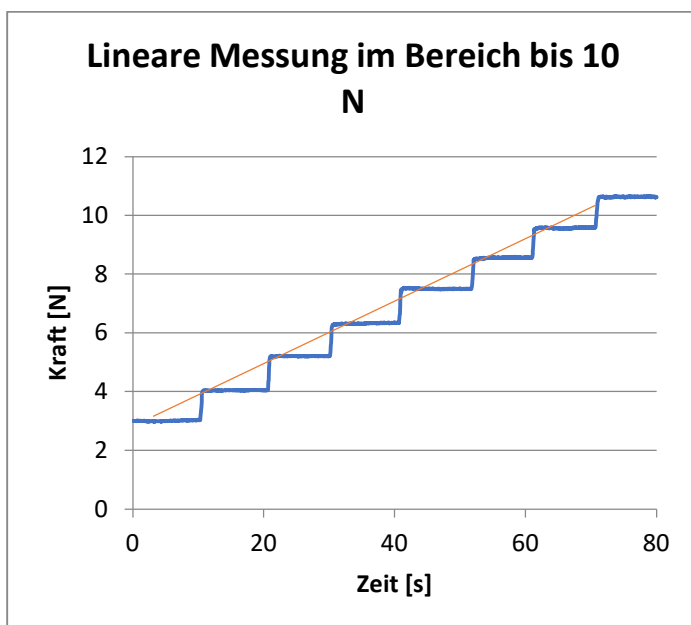


Abb. 8.6: Kraft-Zeit-Diagramm der schrittweisen Auflasterhöhung zur Überprüfung der Linearität mit angelegter Linearitätsgeraden

Schlussfolgerung

Die Modifikationen der Sensoren haben keinen Einfluss auf die Linearität des Sensormessverhaltens in einem Kraftbereich bis 10 N.

8.7 Versuchsprotokoll: Auswirkung des Verkantungsverhaltens der Referenzmessmethode auf die ermittelte Retentionskraft

Versuchsaufbau und -durchführung

Der grundlegende Prüfaufbau entsprach dem der Vergleichstestreihen der Vortestreihe wie in Kapitel 3.2.1 beschrieben. Darüber hinaus konnte das auf der Tischebene fixierte Prüfmodell von einem definierten Mittelpunkt zentral unter der Abzugsvorrichtung in anterior-posteriorer sowie in lateraler Richtung verschoben werden. In anterior-posteriorer Richtung wurde eine Verschiebung um jeweils 2 mm durchgeführt, in lateraler Richtung um jeweils 4 mm. Ausgehend vom Mittelpunkt erfolgte zudem eine Verschiebung entlang der Diagonalen in den gleichen Intervallen. An jedem Punkt des entstehenden Rasters wurden jeweils drei Messungen durchgeführt. Im Mittelpunkt des Rasters war die Abzugsrichtung axial, an allen anderen Punkten exzentrisch.

Ergebnisse

Die Mittelwerte der Retentionsmessungen an den zugehörigen Punkten des Verschiebungsrasters sind in Abb. 8.7 dargestellt.

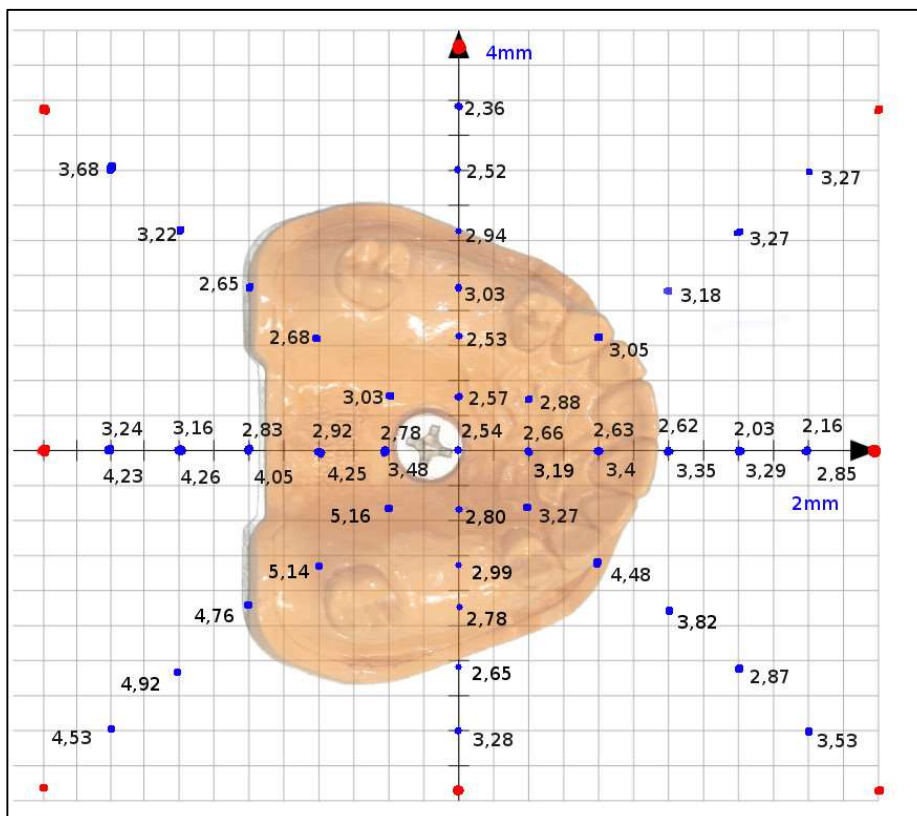


Abb. 8.7: Mittelwerte der Retentionskraftmessung des Referenzmessverfahrens bei Verschiebung des Prüfkörpers gegen die Abzugsrichtung [N]

An den in Abb. 8.7 rot markierten Randpositionen des Rasters kam es zu einer rein visuell erkennbaren Verkantung, die zu einer Beschädigung von Modell oder Klammern geführt hätte. An diesen Stellen wurde die Messung vorzeitig abgebrochen.

Schlussfolgerung

Die Verschiebung des Prüfkörpers in der Tischebene führt zu einer Änderung der Abzugsrichtung. Dadurch wird ein Verkanten des Interimsersatzes provoziert. Durch die axiale Abzugsrichtung ist die Wahrscheinlichkeit des Auftretens einer Verkantung am Mittelpunkt sehr gering. Lediglich durch eine minimal unterschiedliche Positionierung des Interimsersatzes beim Wiederaufsetzen auf das Modell kann eine geringe Verkantung entstehen.

Je weiter die Verschiebung entlang des angelegten Rasters durchgeführt wurde, desto stärker wick die Abzugsrichtung von der eigentlichen Einschubrichtung ab und desto stärkere Verkantungen traten auf. Je stärker die Verkantung, desto höher ist auch die gemessene Abzugskraftkraft.

8.8 Messwerte der Vortestreihe

Anwender	Abzugskraft (Fmax) [N]	Greifkraft [N]	Retentionskraft [N]	Mittelwert Retentionskraft [N]
1	3,9259	2,5566	1,3693	2,9
	3,6197	1,9136	1,7061	
	2,8102	1,5783	1,2319	
	7,4869	2,012	5,4749	
	4,9271	1,36	3,5671	
	5,7519	1,7861	3,9658	
	5,8342	1,5943	4,2399	
	7,192	3,204	3,988	
	4,5507	3,2326	1,3181	
	6,073	3,9306	2,1424	
Referenz (1)			3,64	3,3
			2,96	
			2,52	
			2,69	
			2,39	
			3,77	
			3,36	
			3,63	
			3,92	
			4,08	
2	6,5139	5,1778	1,3361	2,0
	5,5427	2,6816	2,8611	
	4,4771	1,5831	2,894	
	6,5234	3,5637	2,9597	
	4,1844	2,9724	1,212	
	3,7991	2,0416	1,7575	
	2,7276	1,3187	1,4089	
	2,6546	1,5883	1,0663	
	4,1732	1,9684	2,2048	
	4,046	1,3118	2,7342	
6,6294	2,0483	4,5811		
Referenz (2)			3,34	3,2
			3,04	
			3,21	
			3,13	
			3,27	
			3,19	
			2,93	
			3,27	
			3,39	
			3,2	

8.9 Messwerte der Haupttestreihe

Anwender	Prüfkörper	Mittelwert Anwender*Prüfkörper [N]	Patient	Mittelwert Anwender*Patient [N]
1	1	7,73	1	4,02
	2	4,48	2	7,88
	3	4,39	3	4,25
	4	6,80	4	6,89
	Insgesamt	5,85	5	6,21
				Insgesamt
2	1	8,26	1	7,80
	2	4,50	2	2,89
	3	4,83	3	4,56
	4	6,41	4	8,07
	Insgesamt	6,00	5	6,65
				Insgesamt
Zwick	1	10,87	1	4,65
	2	4,91	2	9,92
	3	6,06	3	4,82
	4	9,02	4	12,10
	Insgesamt	7,71	5	7,08
				Insgesamt
Insgesamt	1	8,95	1	5,49
	2	4,63	2	6,90
	3	5,09	3	4,54
	4	7,41	4	9,02
	Insgesamt	6,52	5	6,65
				Insgesamt

9. Vorabveröffentlichung von Ergebnissen

10



Universität zu Köln |
Zentrum für Zahn-, Mund und Kieferheilkunde
 N. Eckert, J. Terwort, F.-J. Faber



Entwicklung einer Messapparatur zur intraoralen Bestimmung von Haftkräften von Zahnersatz

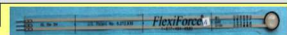
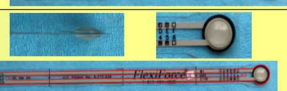
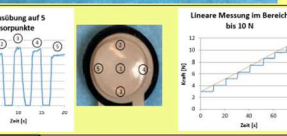

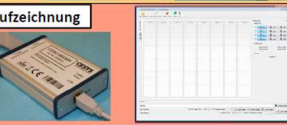
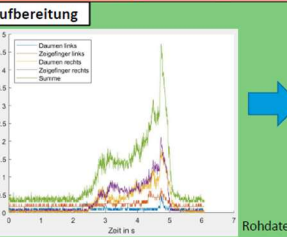
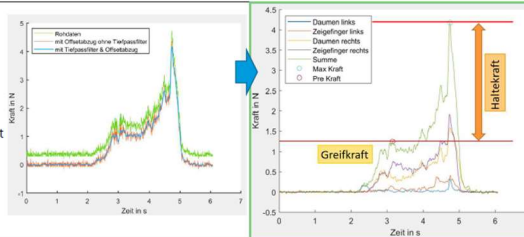
Problemstellung & Stand der Forschung

Ein wichtiges Qualitätskriterium abnehmbaren Zahnersatzes ist der funktionsstabile Halt im Patientenmund [1, 2] ohne durch unphysiologische Kräfte in einer Schädigung des Parodonts zu resultieren [3, 4].

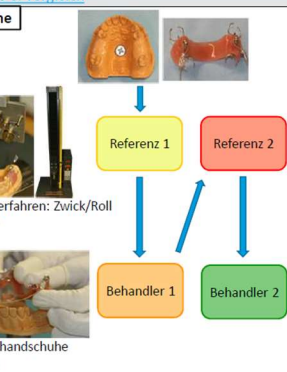
Durch die demografische Entwicklung besteht zunehmend die Notwendigkeit die Haftkraft bei geriatrischen Patienten mit eingeschränkten kognitiven Fähigkeiten objektiv intraoral ermitteln zu können. Etablierte Verfahren bestimmen die Haftkraft des Zahnersatzes in-vitro.

In-vivo Messungen sind selten und aufwändig in der Methodik [5, 6]. Ziel des Projektes war die Entwicklung und in-vitro Prüfung einer Apparatur zum Einsatz am Patienten.

Entwicklung der Messapparatur & der Datenverarbeitung

Sensor 	<ul style="list-style-type: none"> resistiver Kraftsensor FlexiForce® A201; Tekscan mit einem Kraftbereich von 0-111N
	<ul style="list-style-type: none"> Modifikation der Sensoren: <ol style="list-style-type: none"> Silikonplättchen zur Optimierung der Kraftverteilung auf der aktiven Sensorfläche Entfernung der überschüssigen, inaktiven Sensoranteile zur Erhöhung der Flexibilität
	<ul style="list-style-type: none"> Prüfung der Einflussgröße der Modifikationen auf das Messergebnis <ol style="list-style-type: none"> Belastungsort: randnahe Belastung der aktiven Sensorfläche (2-5) führt zu Kraftreduktion um 15% Drift: vernachlässigbar (<1% in 10 Sek) Linearität: lineares Messverhalten bei schrittweiser Krafterhöhung
Handschuhe 	<ul style="list-style-type: none"> handelsübliche Baumwollhandschuhe Modifikation der Handschuhe <ol style="list-style-type: none"> Einschubtaschen zur Fixierung der Sensoren auf den Fingerkuppen der Daumen und Zeigefinger Zusätzliche Fixierung der Sensoren durch Annaht an die Einschubtasche unterhalb der aktiven Sensorfläche Latex Fingerlinge als Hygienemaßnahme sowie zur Fixierung der Sensoren ohne Einschränkung der Haptik
Datenaufzeichnung 	<ul style="list-style-type: none"> Hardware: Multisensor Messbox CEBO-MSA64; CesyS Software: Cebo MSA lite; CesyS Kalibrierung der Messapparatur mit einer zentralen Belastung der aktiven Sensorfläche von 9,81N (1kg)
Datenaufbereitung 	<ul style="list-style-type: none"> Software: MATLAB Offset: Bildung des Mittelwertes der ersten 0,2 s jedes Sensors und Subtraktion über die gesamte Datenreihe zur Elimination des Einflusses einer spannungs- und aufbau-abhängigen Grundmessaktivität der Sensoren Tiefpassfilter: Glättung der Funktion durch gleitende Mittelwertbildung über die gesamte Messreihe 

Testreihe & Vergleich

Testreihe


Statistische Auswertung

SPSS: Einfaktorielle Varianzanalyse & Post-hoc nach Bonferroni

- Die Messreihen weisen eine Normalverteilung auf.
- Behandler 1 weicht nicht signifikant von der Referenzmessung ab.
- Behandler 2 weicht signifikant von der Referenzmessung ab.
- Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Behandlern.

	Mittelwert Haftkraft (N)	Standardabweichung	
Referenz 1	3,3	0,7	n.s.
Behandler 1	2,9	1,6	
Referenz 2	3,2	0,2	s.
Behandler 2	2,0	1,2	
Gesamt	2,7	1,2	

Schlussfolgerung & Diskussion

Die Sensorhandschuhe liefern in-vitro mit dem Referenzmessverfahren vergleichbare Werte der Haftkraft. Jedoch sind die mit den Sensorhandschuhen ermittelten Werte niedriger.

Die tendenziell niedrigeren Messwerte liegen möglicherweise darin begründet, dass der Behandler bei Verkanten des Zahnersatzes während des Abzugsvorganges intuitiv eine minimale Anpassung der Abzugsrichtung vornimmt. Ein Unterschied zwischen den Behandlern lässt sich durch ein individuelles Reaktionsvermögen der Behandler erklären.

Die Standardabweichung der Referenzmessung ist geringer, da die Abzugsrichtung messtechnisch definiert ist. Die vorgestellten Sensorhandschuhe sind für die Anwendung in klinischen Studien einsetzbar.

Poster der Vorstellung des Forschungsprojektes auf dem Deutschen Zahnärztetag 2019 im Rahmen des Densply/Sirona Förderpreises

1. Schalk S. Eine objektive und subjektive Beurteilung der Retentionskräfte verschiedener Verbindungselemente an herausnehmbaren Teilprothesen. Universitäts- und Landesbibliothek Sachsen-Anhalt: Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg; 2011: 2-10, 16-7, 21-3, 63-6; <http://dx.doi.org/10.25673/604>.
2. Becker H. Untersuchung der Abzugskräfte abnehmbarer Teleskop-Prothesen. *Zahnärztliche Praxis* 1982; **4**: 153-7.
3. Körber K. Konuskronen: Das rationelle Teleskopsystem; Einführung in Klinik & Technik. 6 ed. Heidelberg: Hüthig GmbH; 1988: 80-1, 145, 151, 152.
4. Mühlemann HR. Tooth Mobility: A Review of Clinical Aspects and Research Findings. *The Journal of Periodontology* 1967; **38**(6P2): 686-708.
5. Arnold AC. Retentionsverhalten teleskopierender Doppelkronen mit und ohne zusätzliche Halteelemente - eine In-vitro-Studie. Universitäts- und Landesbibliothek Sachsen-Anhalt: Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg; 2013: 3, 30-3; <http://dx.doi.org/10.25673/986>.
6. Körber K. Experimentelle Untersuchungen zur Kombination verschiedener Halte-und Stützelemente. *Quintessenz* 2004; **55**, **3**: 261-8.