Aus dem Funktionsbereich für Digitale Zahnmedizin – Okklusions- und Kaufunktionstherapie
(Leiter: Univ.- Prof. Dr. med. dent. Bernd Kordaß)

in der Klinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnheilkunde und medizinische Werkstoffkunde
(Direktor: Univ.- Prof. Dr. med. dent. Reiner Biffar)

im Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
(Geschäftsführender Direktor: Univ.- Prof. Dr. med. dent. Karl-Friedrich Krey)

# Der Vergleich der digitalen Okklusion generiert durch Cerec® Omnicam mit konventionellen Bissregistrierungsmethoden - Eine in vivo Studie

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnmedizin
(Dr. med. dent.)

der

Universitätsmedizin

der

Universität Greifswald

2021

vorgelegt von:

Youssef, Mariem
geb. am: 15.08.1988
in: Frankfurt am Main

Dekan: Prof. Dr. med. Karlhans Endlich

1. Gutachter: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Bernd Kordaß

2. Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Alfons Hugger

Ort, Raum: Videokonferenz

Tag der Disputation: 1.02.2022

Für Mounia und Faouzi

**Inhaltsverzeichnis**


***1. Einleitung*** ***1***

**1.1 Fragestellung** 3

***2. Literaturübersicht und theoretische Grundlagen*** ***4***

**2.1 Die Okklusion** 4

**2.1.1 Statische Okklusion** 4
**2.1.2 Dynamische Okklusion** 6
**2.1.3 Zentrische Okklusion** 7

**2.2 Die Bissregistrierung** 8

**2.2.1 Konventionelle Bissregistrierung** 8
**2.2.2 Digitale Kieferrelationsbestimmmung und Bissregistrierung** 9
**2.2.3 Greifswald Digital Analyzing System** 12

**2.3 Die digitale optische Abformung** 12

**2.3.1 Grundlagen** 12
**2.3.2 Das Cerec-System** 14
**2.3.3 Aktive Triangulation** 18

**2.4 Elektromyographie** 20

***3. Material und Methoden*** ***24***

**3.1 Studienablauf** 24

**3.1.1 Voruntersuchung und Probandenauswahl** 25
**3.1.2 Messung der Muskelaktivität** 26
**3.1.3 Die konventionelle Bissregistrierung** 27
**3.1.4 Digitale Abformung** 28

**3.2 Auswertung** 31

**3.2.1 Kontaktpunktauswertung** 31
**3.2.2 Auswertung der Bissregistrate durch GEDAS** 33
**3.2.3 Auswertung der Elektromyographie** 35
**3.2.4 Auswertung des 2. Durchgangs** 36

**3.3 Statistik** 37

**3.3.1 Auswertung der Kontaktpunktanalyse** 37
**3.3.2 Statistische Auswertung der EMG-Daten** 39

***4. Ergebnisse*** ***41***

**4.1 Vergleich der Kontaktpunktanzahl** 41

**4.2 Auswertung des Elektromyogramms** 50

**4.3 Auswertung des 2. Durchgangs** 56

***5. Diskussion*** ***61***

**5.1 Diskussion zum Studiendesign** 61

**5.2 Diskussion zu Material und Methoden** 61

**5.2.1 Herstellung des Bissregistrates** 61
**5.2.2 Diskussion zum Scanvorgang** 65
**5.2.3 Auswertung der Kontaktpunkte** 66
**5.2.4 Diskussion zur Elektromyographie und dem Zusammenhang zur Kaukraft** 72

**5.3 Diskussion der statistischen Auswertung und Ergebnissen** 73

**5.4 Beantwortung der Fragestellungen** 74

**5.5 Empfehlung** 77

***6. Zusammenfassung*** ***78***

***7. Literaturverzeichnis*** ***80***

***8. Abbildungsverzeichnis*** ***88***

***9. Tabellenverzeichnis*** ***90***

***10. Diagrammverzeichnis*** ***91***

***11. Anhang*** ***92***

***12. Eidesstattliche Erklärung*** ***102***

***13. Danksagung*** ***103***

# 1. Einleitung

Die erfolgreiche Herstellung einer prothetischen Restauration ist abhängig von der Reproduzierbarkeit der individuellen Okklusion eines Patienten. Schon seit über einem Jahrhundert ist die Okklusion Inhalt vielfältiger Studien.

Dabei steht die Verteilung der Kontaktpunkte beim Schlussbiss und die Zahnbeziehung zueinander im Mittelpunkt. Die richtige Übertragung der Okklusion und somit auch die Kontaktpunktverteilung auf den okklusalen Flächen der Zähne stellte schon immer eine besondere Herausforderung dar. Zu Beginn der Okklusionsforschung im 19. Jahrhundert war das primäre Ziel, die Zahnkontakte und Kieferstellungen vom Patienten auf ein Gerät zu übertragen, um diese für die Herstellung einer optimalen Restauration verwenden zu können. Durch Alfred Gysi wurde 1910 der erste Non-Arcon Artikulator angefertigt, welcher sich als Meilenstein der Zahnmedizin erwiesen hat. Bis heute gilt der Artikulator als unverzichtbarer Bestandteil in der Zahnheilkunde und Zahntechnik.

Mit der digitalen Zahnmedizin sind neue Möglichkeiten der Patientenversorgung entstanden. Restaurationen können in Verbindung mit 3D - Scannern und Fräsmaschinen durch einen Zahntechniker oder durch den Zahnarzt selbst hergestellt werden. Auch Okklusionsanalysen zur Craniomandibulären Dysfunktions-Diagnostik (CMD) wie auch kieferorthopädische Untersuchungen und Geräte können digital erstellt werden. Durch Intraoralscanner kann auf herkömmliche plastische Abformungen verzichtet werden, wodurch die Behandlung für den Patienten angenehmer wird. Im digitalen Workflow sind weniger Arbeitsschritte und Materialien notwendig, sodass bei der Herstellung von zahntechnischen Arbeiten die Fertigungszeit verkürzt ist und die Fehleranfälligkeit geringer sein kann.

Trotz der großen Fortschritte, die in den letzten Jahrzehnten gemacht wurden, gibt es immer noch Unklarheiten über die Genauigkeit der digital generierten Kontaktpunktmuster. Im Gegensatz zur oft untersuchten Passung mittels CAD/CAM (Computer-Aided Design/ Computer-Aided

Manufacturing) hergestellter keramischer Restaurationen in der Forschung, wurde die digitale Okklusion in vivo selten durch klinische Studien evaluiert. In dieser Studie, soll untersucht werden, wie genau die digitale Okklusion mit dem klinischen Bild übereinstimmt und wie sie im Vergleich zu herkömmlichen, bewährten Methoden abschneidet.

Außerdem soll geklärt werden, inwieweit Optimierungen für die Handhabung des Intraoralscanners CEREC® Omnicam und zur Interpretation der dargestellten Okklusionsmuster möglich ist.

Inhalt dieser Dissertation ist der Vergleich des Kontaktpunktmusters der digitalen Okklusion, des Bissregistrates und der klinischen Kontaktpunktverteilung.

## 1.1 Fragestellung

Folgende Fragen sollen mit dieser Studie beantwortet werden:

1. Ist es möglich, die gleiche Anzahl an Kontaktpunkten über eine digitale Bissregistrierung, wie intraoral mittels Okklusionsfolie dargestellt, zu erreichen?

2. Kann man anhand dieses Verfahrens die digitale Bissregistrierung mit konventionellen Methoden vergleichen?

3. Wie verhält sich die Muskelaktivität während unterschiedlicher Bissregistrierungen und gibt es einen Zusammenhang zwischen Muskelaktivität und Kontaktpunktanzahl?

# 2. Literaturübersicht und theoretische Grundlagen

## 2.1 Die Okklusion

Unter Okklusion versteht man alle Zahn-zu-Zahn Kontakte zwischen Ober- und Unterkiefer. Diese Kontakte können durch eine Interkuspitation ohne Bewegung, der sogenannten statischen Okklusion, entstehen oder durch eine dynamische Okklusion infolge einer Bewegung (1). Es bestehen viele Theorien und Hypothesen über die ideale Okklusion und wie diese auf zahnmedizinische Restaurationen übertragen werden sollten.

### 2.1.1 Statische Okklusion

Die statische Okklusion ist definiert als Zahnkontakte ohne Bewegung des Unterkiefers (UK) in maximaler Interkuspidation (2). Eine ausgeglichene statische Okklusion wird stets angestrebt. Dabei sollte eine Harmonie zwischen Kondylenposition und Höckern der Seitenzähne in den antagonistischen Fossae bestehen. Sie ist nur bei einer störungsfreien Okklusion in der zentrischen Kondylenposition erreichbar. Dabei wird die zentrische Kondylenposition als kranio-ventrale, nicht seitenverschobene Position beider Kondylen bei physiologischer Kondylen-Diskus-Relation unter physiologischer Belastung der beteiligten Gewebe definiert (siehe Abbildung 1) (3).

*Abbildung 1: Kondylus in zentrischer Position (Marxkors, 2010)*

Eine ideale statische Okklusion kann nur durch Interkuspidation von Höckern und Fissuren, wie man sie bei natürlichen Zähnen finden kann, erreicht werden.

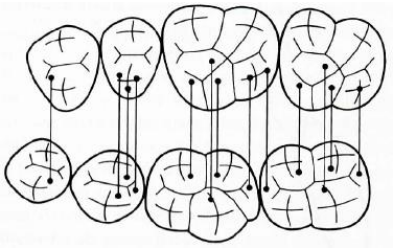
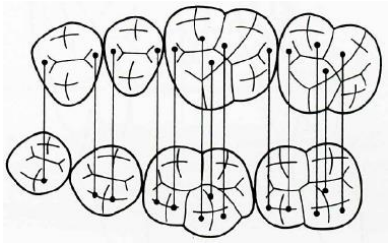
a)  b) 

*Abbildung 2: Muster der statischen Okklusion a) der Oberkieferzähne und b) der Unterkieferzähne*

Der Grund liegt darin, dass ein Höcker-Fissuren-Kontakt zu einem Bewegungsstopp des Unterkiefers führt (siehe Abbildung 2). Der Unterkiefer wird in eine Bewegungsruhe geführt, wodurch es zu einer muskulären Entspannung kommt. Um die zentrische Okklusion zu finden, spielen das Desmodont und das zentrale Nervensystem eine wichtige Rolle. Die Propriozeptoren im Desmodont werden bei der Interkuspidation gereizt und signalisieren dem zentralen Nervensystem die Position der okklusalen Kontakte zum Antagonisten. Dabei gleiten die Höcker nicht automatisch in die zentrische Okklusion, sondern es findet ein Wechsel von Abtasten der Kontaktflächen und Repositionierung des Zahnes zum Antagonisten statt. Die Propriozeptoren registrieren die veränderten Stellungen der Zähne zueinander und führen erneut über das zentrale Nervensystem zu einer weiteren Repositionierung der Zahnstellungen. Dieser Prozess muss ausgesetzt werden, um eine muskuläre Ruhe und somit die Führung in die zentrische Okklusion und zentrische Kondylenposition zu ermöglichen (3). Diese werden als gesunde und physiologische Gelenkbeziehung zwischen Unterkiefer und Schädel gesehen. In dieser Situation kann die statische Okklusion geprüft und festgestellt werden. Eine weitere Form der statischen Okklusion stellt die habituelle dar. Sie ist die gewohnheitsmäßig eingenommene statische Okklusion (2).

### 2.1.2 Dynamische Okklusion

Unter der dynamischen Okklusion werden alle Zahnkontakte verstanden, die aufgrund von Kieferbewegungen auftreten. Die dynamische Okklusion steht im Zusammenhang zu den statischen Kontakten. Aus beiden Okklusionsarten entsteht die Zahnform und okklusale Struktur. Die ersten Konzepte der idealen Okklusion gehen auf Beobachtungen von Ferdinand Spee zurück (4). Er stellte einen Zusammenhang zwischen dem Winkel der Eminentia articularis und den okklusalen Zahnflächen fest und entwickelte so das Konzept der Spee´schen Kurve.

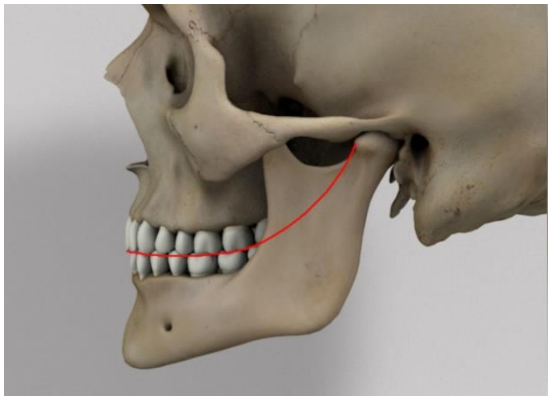


*Abbildung 3: Spee´sche Kurve in Bezug zu den Kondylen (86)*

Liegt eine steile Kondylenbahn vor, so ist die Spee´sche Kurve ausgeprägt und die okklusalen Flächen sind steil. Gegensätzlich verhält es sich bei einer flachen Kondylenbahn, wo die okklusalen Flächen flach sind (siehe Abbildung 4) (5).

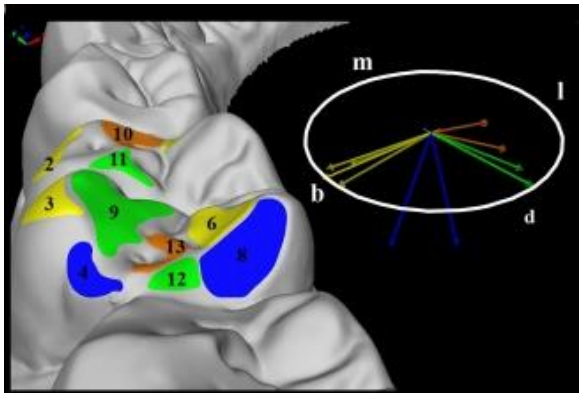



*Abbildung 4: Durch Computeranalyse mit "Occlusal Fingerprint Analysis) wird das Bewegungsmuster der Zähne beim zusammenbeißen analysiert (Senkenberg Forschungsinstitut und Naturkundemuseum)*

Diese These wurde später von Thiehlemann und Hanau weiterentwickelt (6). Sie sahen einen Zusammenhang zwischen Kieferbewegungen, Kondylenbahnneigung, Winkel zwischen Kauebene und Camper´schen Ebene, sowie Stellung der Zähne und der Gestaltung der okklusalen Flächen. Durch diese Parameter entsteht im Idealfall eine bilateral balancierte Okklusion, welche gelenkunterstützend wirken kann und besonders in der Totalprothetik von Bedeutung ist (7).

### 2.1.3 Zentrische Okklusion

Von zentrischer Okklusion wird gesprochen, wenn sich der Kondylus in zentrischer Position in der Fossa articularis befindet und Zahnkontakte entstehen (8) (9). Es handelt sich um einen Bereich der statischen Okklusion. Hier besteht eine Harmonie zwischen den Kondylenpositionen und den Höckern der Seitenzähne in den antagonistischen Fossae. Die zentrische Position wird durch die kranio-ventrale, nicht seitenverschobene Position beider Kondylen bei physiologischer Kondylen-Discus-Relation und physiologischer Belastung der beteiligten Gewebe definiert (10). In dieser Stellung sollten die Zähne gleichmäßig okkludieren. Die Abweichung der zentrischen Okklusion zur habituellen Okklusion kann auch bei einem

gesunden Gebiss bis zu 0,8 mm betragen. Zumeist besteht die Abweichung in sagittaler Richtung (11) (12).

## 2.2 Die Bissregistrierung

### 2.2.1 Konventionelle Bissregistrierung

Die Bissregistrierung dient der Übertragung der Position des Unterkiefers zum Oberkiefer (OK) und somit auch der Zahnkontakte auf die Gipsmodelle beider Kiefer im Artikulator. Die Beziehung zwischen Ober- und Unterkiefer wird vor allem durch die Kiefergelenke, die Kaumuskulatur und die Okklusion bestimmt (13). Verschiedenste Methoden und Materialien werden zur Kieferrelationsbestimmung verwendet. Diese sind zum einen von der Art der zahntechnischen Arbeit abhängig, zum anderen aber auch von den Vorlieben des Zahnarztes.
Mögliche Materialien zur Bissregistrierung sind zum Beispiel Gipse, Beauty Pink Wachse oder A-Silikone. Bei der Kieferrelationsbestimmung werden nur noch selten Gipse verwendet, weshalb sie an dieser Stelle nur erwähnt, aber nicht weiter ausgeführt werden. Die Bissregistrierungsmaterialien sollten bestimmte Eigenschaften besitzen, wie Dimensionsstabilität, Präzision, Druckfestigkeit und Formbarkeit (14). Studien haben gezeigt, dass Bissregistrate aus Wachs für eine korrekte Wiedergabe der Bisslage weniger zuverlässig sind als solche aus A-Silikonen. Die Wachse sind zwar in bestimmten Temperaturbereichen formstabil, können jedoch bei zu niedriger Verarbeitungstemperatur zu fest sein und das gewohnte Beißmuster des Patienten stören und nicht durchdrungen werden. Dadurch entstehen während der Bissregistrierung keine Zahn-zu-Zahnkontakte und die Bisslage wird um die Dicke des Materials gesperrt. Ein Vorteil des Wachses zum A-Silikon ist jedoch die geringere Viskosität bei Körper und Raumtemperatur (15). A-Silikone hingegen sind nur bedingt temperaturabhängig. Sie erhärten primär durch physikalisch unabhängige chemische Reaktionsprozesse. Sie sind fließfähiger als Wachse, umformen

die Kauflächen besser und bieten keine Substanzbarriere für den Patienten während der Bissregistrierung, um in seine habituelle Interkuspidation einzukehren. Durch ihre niedrige Viskosität gelangt jedoch das Material in die Interapproximalräume. Diese Bereiche müssen vom Zahntechniker anschließend entfernt werden. Die A-Silikone sind im festen Zustand oft zu porös, um bearbeitet werden zu können und brechen. So entstehen Fehlerquellen, die sich auf die Qualität der prothetischen Restaurationen auswirken können. Studien haben gezeigt, dass die räumliche Abweichung der Bissposition nach dem Einsetzen der Modelle in den Artikulator bei maximaler Interkuspitation 0,1 mm und bei zentrischer Okklusion 0,3 mm betragen kann (11). Weitere Fehlerquellen während der Kieferrelationsbestimmung sind Registrierungsfehler. Diese machen sich sowohl überwiegend bei Bestimmung der zentrischen Okklusion als auch bei der habituellen Interkuspidation bemerkbar (11). Für das Individuum ist es leichter in die gewohnheitsmäßige statische Okklusion zu gehen, als die zentrische Kondylenposition bewusst zu erreichen.

### 2.2.2 Digitale Kieferrelationsbestimmmung und Bissregistrierung

Neben den konventionellen Kieferrelationsbestimmungen gibt es die Möglichkeit eine digitale Registrierung durchzuführen. Diese bietet den Vorteil, dass sie zum einen nicht durch werkstoff- und verfahrenstechnische Fehler beeinflusst wird und zum anderen, dass Parameter, wie die individuelle Variabilität der Kaufunktion virtuell nachgeahmt werden können (16). Zudem können starre Gipsmodelle die Eigenbeweglichkeit der Zähne im Zahnbogen und die Verbiegungen der Unterkieferspange unter Beiß- bzw. Kaukraftbeanspruchung nicht nachvollziehen. Gleiches gilt für die Resilienz der Kiefergelenke (17). Es gibt drei verschiedene Methoden zur digitalen Bissregistrierung: der virtuelle Artikulator, die digitale Bissnahme T-Scan und die Bissregistrierung mittels intraoralen Scans.

Der virtuelle Artikulator (siehe Abbildung 7) ist in der Lage, sowohl die statische Okklusion als auch die dynamische Okklusion wiederzugeben. Die registrierten Werte, wie zum Beispiel die Kondylenbahnneigung, können direkt über ein Kieferregistriersystem auf den virtuellen Artikulator

übertragen werden. Am Beispiel des Jaw Motion Analyser (Zebris, Isny, Deutschland) soll der virtuelle Artikulator veranschaulicht werden. Das System besteht aus einem Gesichtsbogen mit integrierten Empfängermodulen und Unterkiefersensor. Mit diesem Sensor ist der patentierte Kopplungslöffel, der an den Unterkieferzähnen befestigt wird, verbunden. Von dem Unterkieferbogen gehen Ultraschallimpulse aus, die durch den Sensor empfangen werden. So kann die Position des Unterkiefers zum Schädel erkannt und aufgezeichnet werden.

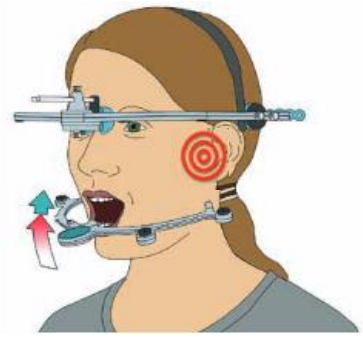


*Abbildung 5: Bestimmung einer neuromuskulären Unterkieferposition und elektronische Positionierungsanalyse der Kondylen (EPA)*

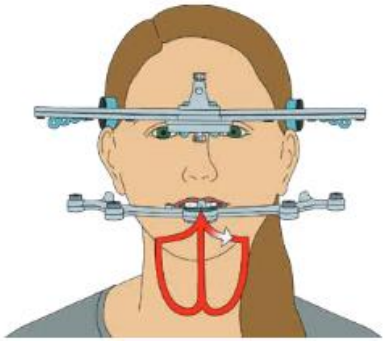


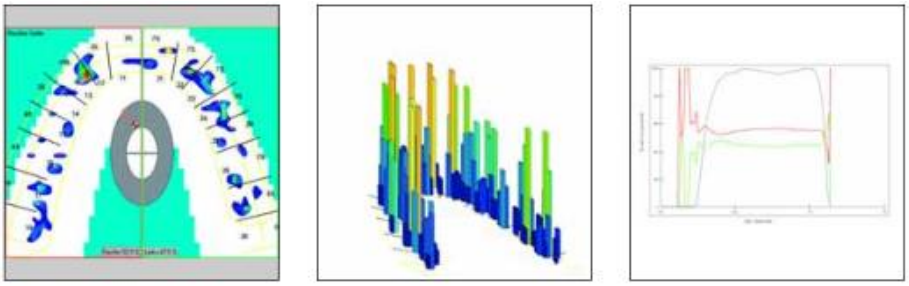
*Abbildung 6: 3D- Bewegungs- und Funktionsanalyse*

Kieferbewegungen, Kaumuster und Kontaktpunktverteilungen werden durch die eigene Software WINJAW+ (Zebris, Isny) berechnet und dargestellt (Abbildung 5 und 6) (18).

*Abbildung 7: Der virtuelle Artikulator (Zebris)*

Mit derselben Software ist es auch möglich, Elektromyogramm-Daten zu erfassen. Bei dem T-Scan System (Fa. Tekscan Inc., Boston, USA, in Deutschland vertrieben durch Fa. Cumdente, Tübingen) handelt es sich

um einen Sensor, auf welchen der Patient beißt und so die Kaukraft, Kaudruckverteilung und das zeitliche Aufkommen der Kontakte gemessen werden. Diese Daten werden an eine Software übertragen, wodurch eine Zeit- und Kraftanalyse berechnet wird (19). Es werden Kontakte in Relation zur Kraft in fünf unterschiedlichen Farbstufen bildlich dargestellt (siehe Abbildung 8)



*2D-Analyse* *3D Analyse* *Kraft-/Zeit-Analyse*

*Abbildung 8: (T-Scan, Fa. Cumdente)*

Mit dem T-Scan System hat man die Möglichkeit, in Anwesenheit des Patienten eine genaue Kontaktpunktanalyse durchzuführen, um gegebenenfalls störende Frühkontakte zu erkennen und zu entfernen.

Die Bissregistrierung durch intraorale Scanner erfolgt durch den sogenannten „Bukkalscan“. Während der Interkuspidation wird der Scankopf an den bukkalen Zahnflächen der Seitenzähne geführt und somit die Verzahnung aufgezeichnet. Die digitalen Ober- und Unterkiefer Modelle werden entweder manuell oder durch die Software automatisch zusammengefügt. Der Bukkalscan ist die Basis der digitalen Okklusion intraoraler Scanner (20).

### 2.2.3 Greifswald Digital Analyzing System

Im Vergleich zum T-Scan können mit der Software „Greifswald Digital Analyzing System II“ (21) (22), weiterführend als GEDAS bezeichnet, ähnliche Analysen mittels Bissregistraten aus extraharten A-Silikonen durchgeführt werden. Die Bissregistrate werden zunächst mit einem Durchlichtscanner zur Darstellung der Kontaktpunkte digitalisiert und anschließend im Auflicht zur Darstellung der Zahnkonturen gescannt (17). Die genaue Lokalisation, Anzahl und die Größe okklusaler Kontaktpunkte der Zähne können so dokumentiert werden (8). Führt man zusätzlich eine elektromyographische Messung bei den Patienten durch, kann man einen Zusammenhang der Muskelaktivität, beziehungsweise der Kaukraft während der Bissregistrierung erhalten und diese mit der Kontaktpunktverteilung in Beziehung setzen.

## 2.3 Die digitale optische Abformung

### 2.3.1 Grundlagen

Die Anfänge des CAD/CAM gefertigten Zahnersatzes gehen auf François Duret zurück. Die Planung solcher Geräte begann im Jahr 1971. Bereits 1985 wurde die erste gefräste Zahnkrone hergestellt (23). Das erste optische Abdruckverfahren im Jahr 1973 geht auf Altschulter zurück und funktionierte auf Basis der Holographie (23). Ab 1980 beschäftigten sich Werner Mörmann und Marco Brandestini mit der Entwicklung eines Chairside-Systems, welches an anderer Stelle ausführlicher erklärt wird (siehe Kapitel 2.3.2) (23). Die digitale Abformung kann durch verschiedene Aufnahmeprinzipien erfolgen. Die meisten intraoralen Kameras besitzen ein Projektor- und eine Detektoreinheit, die in einem definierten Winkel zueinander angeordnet sind (24). Dabei werden Leuchtdioden, Videosignale oder Laser für die digitale Aufnahme verwendet. Man kann zwischen folgenden Messprinzipien unterscheiden: Passive und aktive Triangulation mit ein- oder mehrfarbiger Darstellung, konfokale

Mikroskopie, konfokalen Laserscanner sowie Multiscan Imaging bzw. Stereovermessung (25).

| Aufnahmetechnik | Messprinzip | Eigenschaften | Bespiele |
|---|---|---|---|
| **Triangulation** | ***Aktiv:*** Höheninformationen werden durch die Aufprojektion eines Streifenlichtmusters in verschiedenen Wellenlängen gemessen. | Puderfrei, farbig, Videosequenz (Bluecam: Puderung notwendig, monochrom, Einzelbilder) | CEREC Omnicam (Fa. Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland), CEREC Bluecam (Fa. Sirona), Rainbow iOS (Fa. Dentium, Su-won, Korea), CS 3500 (Fa. Carestream, Rochester, USA) |
| | ***Passiv:*** Das Objekt wird gleichzeitig durch mehrere Kameras aus versch. Perspektiven aufgenommen. | Puderfrei, monochrom, Videosequenz | True Definition Scanner (Fa. 3M Espe, St.Paul, USA) |
| | ***Multiscan Imaging:*** Weiterentwicklung zur Triangulation. Das System besteht aus zehn Kameras und fünf zugehörigen Projektoren. Die projizierten Punkte auf der Zahnoberfläche werden aus diversen Perspektiven aufgenommen. | Puderung notwendig, monochrom, Videosequenz | Dwio (Fa. Dental Wings, Montreal, Canada) |
| **Konfokale Mikroskopie** | Es werden parallel auf die zu scannende Oberfläche Lichtstrahlen ausgesandt, die im gleichen Strahlengang zurückgeworfen und aufgenommen werden. Sie werden proportional zum Objekt-Fokus-Abstand auf unterschiedlichen Tiefenschärfenebenen scharf dargestellt. | Puderfrei, farbig, Videosequenz | Trios 3 (3Shape, Kopenhagen, Dänemark)<br><br>iTero Element (Align Technology, San Jose, USA) |

*Tabelle 1 Tabellarischer Vergleich der verschiedenen Aufnahmetechniken (25)*

Alle Methoden lassen „Punktwolken“ entstehen, welche Daten zur Oberfläche des untersuchten Objektes beinhalten. Streu- und

Ausreißerpunkte werden als Messfehler definiert und durch das sogenannte Matching herausgefiltert, wodurch man ein verbessertes und genaueres 3D-Bild erhält. Im Matchingvorgang werden alle entstandenen Bilder aufeinandergelegt und miteinander verrechnet. Je größer die aufgenommene Fläche ist, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit eines Messfehlers. Des Weiteren wird durch den Matchingvorgang die gescannte Oberfläche typischerweise in das STL-Dateiformat (**ST**ereo**L**ithography ) gewandelt, welches die 3D-Oberfläche mit einem Dreiecknetzwerk beschreibt.

Dieses einheitliche Format ermöglicht die Verarbeitung von 3D-Datensätzen durch verschiedene Konstruktions- und Frässysteme unabhängig des Herstellers (24). Jedes Scansystem hat seine eigene Konstruktionssoftware, mit der man mit Hilfe der zuvor erstellten STL-Datei das erforderliche Werkstück konstruieren kann. Dieser Vorgang wird im Allgemeinen **C**omputer **A**ided **D**esign – kurz **CAD** - genannt. Im nächsten Schritt, welcher als **CAM** (**C**omputer **A**ided **M**anufacturing) bezeichnet wird, wird das Werkstück computergestützt gefertigt. Dies kann Chairside (digitale Abformung-Konstruktion-Herstellung in der Praxis) oder Labside (digitale oder konventionelle Abformung-Konstruktion-Herstellung im Dentallabor) geschehen. Die Restauration wird durch additive oder subtraktive Verfahren hergestellt. Beim subtraktiven Verfahren werden aus Keramik-, Metall-, Zirkon- oder PMMA-Blöcken die Restaurationen gefräst. Beim additiven Verfahren hingegen werden die Restaurationen beispielsweise durch Laser-Sinterverfahren oder über 3D-Drucker angefertigt. Die dazu fähigen Geräte sind mit der CAM-Software verbunden und werden auch über diese gesteuert. Je nach Material werden die Restaurationen weiterverarbeitet.

### 2.3.2 Das Cerec-System

Das CEREC 3D®-System (Dentsply Sirona, York, USA) steht für ***Ce****ramic* ***Rec****onstruction* und wurde vom Schweizer Zahnarzt Dr. Werner Mörmann und dem Elektroingenieur Dr. Marco Brandestini der Universität Zürich von 1980 - 1985 erarbeitet (26) (27). Es dient der Herstellung gefräster

vollkeramischer Inlays, Onlays, Teilkronen, Veneers, Kronen und Brücken für den Front- und Seitenbereich und zählt zu den ältesten Verfahren. CEREC® bietet die Möglichkeit, Versorgungen direkt und in einer Behandlungssitzung (Chairside) herzustellen. Dies ermöglicht die intraorale Kamera, die eine optische Abformung der präparierten Zähne erzeugt, mit der das CAD des Werkstücks entworfen und mittels CAM hergestellt wird. Die Herstellung erfolgt mit Hilfe den zur Intraoralkamera passenden Schleifeinheiten von Dentsply Sirona.

Die Entwicklung von CEREC® entspringt dem Bedürfnis einer randdichten, langlebigen und zahnfarbenen Restauration, die in kurzer Arbeitszeit hergestellt werden kann. Der Vermessung liegen die Prinzipien der aktiven Triangulation und der telezentrischen Optik zugrunde. Parallel wurde in Zusammenarbeit mit dem Ingenieur Dr. Alain Ferru eine Software zur Konstruktion von Inlays und ein computergesteuertes Schleifgerät entwickelt, welches mit Diamantinstrumenten zur Bearbeitung der Keramikblöcke ausgestattet ist. Am 19.09.1985 wurde erstmals ein Chairside computergestützt gefertigtes Keramikinlay eingesetzt (27). Der Name CEREC® wurde 1987 eingeführt und diente zunächst zur Herstellung von ein- bis zweiflächigen Inlays. Erst 1994 war mit dem CEREC 2 ® -System das Überkuppeln von Höckern möglich, wodurch Teil- und Vollkronen gefertigt werden können. Die Software wurde in diesem Zuge 1997 weiterentwickelt, so dass nun auch eine anatomisch funktionelle Gestaltung der Okklusalflächen möglich ist (26). CEREC 3 ®, welches im Jahr 2000 eingeführt wurde, war nun gekoppelt an Windows® Computern, wodurch eine verbesserte Bedienerfreundlichkeit und schnellere Verarbeitung der Daten möglich war (28). Im Jahr 2003 erschien das CEREC® 3D-System, das nun in der Lage war, ein dreidimensionales, farbiges Arbeitsmodell in zweifacher Vergrößerung in einer Auflösung von 25 µm darzustellen, welches frei dreh- und verschiebbar ist. Es werden mehrere optische Abformungen im „Matching-Progress“ miteinander verrechnet, sodass ein Zahnreihenmodell mit Gegenkiefer entsteht (27). Das CEREC® 3D-System wurde 2009 durch CEREC® AC mit der BlueCam erweitert. Sie ist, wie die älteren Modelle noch auf Puder angewiesen und zeichnet sich durch ihr blaues, kurzwelliges Licht (420 µm) aus und arbeitet

mit Streifenprojektion und Triangulation (29). Das Puder, welches durch Sprühen auf die Zähne aufgebracht wird, dient zur Herabsenkung der Lichtreflektionen der Zähne und des Zahnfleisches und somit zu einer detaillierten Aufnahme. Durch Einzelaufnahmen aus verschiedenen Perspektiven kann die Software ein zusammenhängendes, präzises Modell errechnen (30). 2012 stellte Sirona die CEREC® Omnicam vor. Sie ermöglicht ein puderfreies Arbeiten und erzeugt detailgetreue 3D-Ganzkieferabformungen in Farbe (30). Mit der CEREC® Software 4.4 aus dem Jahr 2015 können mithilfe von Biogenerik Kauflächen konstruiert werden, deren Aussehen und Struktur durch eine Aufnahme des Antagonisten entsteht.

Die Software ist in der Lage, fehlerhafte oder verbesserungswürdige Präparationen zu detektieren und den Behandler darauf aufmerksam zu machen. Die Software, die im Jahr 2016 veröffentlicht wurde, ist die CEREC® Software Premium. Diese kann Präparationsränder nun automatisch erkennen. Die CEREC® Software 5.1 wurde 2019 im Zusammenhang mit einem neuen Scanner veröffentlicht (31). Im Jahr 2013 erschien die Sirona Apollo DI. Sie besteht aus einem Tablet-PC und einer 100 g schweren intraoral Kamera und gehört derzeit zu den leichtesten auf dem Markt. Obwohl mit der bereits erschienen Omnicam die technische Möglichkeit bestand puderfrei digital abzuformen, benötigt die Apollo DI wieder Puder (32). Im Jahr 2019 stellte Dentsply Sirona den Primescan vor. Dieses Gerät erfasst Ganzkieferscans innerhalb von 30 Sekunden und verfügt über einen hochpräzisen Smart Pixel Sensor (33). Bei jeder Aufnahme werden mehr als 50.000 Bilder pro Sekunde konsolidiert. Studien zeigten, dass in einer Vergleichsgruppe Primescan die besten Median- und Mittelwerte über den Gesamtkiefer und den vorderen und hinteren Teilkieferbereich hat (33) (34).Das Besondere ist, dass alle Geräte, die Dentsply Sirona momentan anbietet, mit Sirona Connect® ausgestattet sind. Die Scandaten können als STL-Datei an Labore verschickt werden, die dann die Möglichkeit haben auch mit anderen CAD/CAM-Systemen die prothetische Versorgung zu konstruieren und herstellen zu können (30). Die Genauigkeit dieser Geräte wurde seit der Einführung eingehend geprüft und mit der konventionellen Abformtechnik sowie mit Geräten anderer Hersteller

verglichen. In einer Studie von Seelbach et al. wurden Zirkon- und Empresskronen auf Basis einer Silikonabformung und einer digitalen Abformung (Lava C.O.S., 3M Espe, St.Paul, USA) hergestellt. Die Empresskronen wurden mit Ivoclar Empress CAD (Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) und die Zirkonkronen über iTero Copran Zr-i (Fa. Straumann, Freiburg, Deutschland) gefertigt. Inhalt der Untersuchung war die Genauigkeit des Kronenrandschlusses und der Kronensitz. Letztlich konnte bewiesen werden, dass die digitale gegenüber der konventionellen Abformung mindestens die gleiche Genauigkeit vorwies und digitale Abformungen bedenkenlos zur Herstellung von Zirkon- und Empresskronen eingesetzt werden können (35).

In einer weiteren Studie von Ender et al. wurde in vivo die Präzision von konventionellen und digitalen Abformungen in einzelnen Quadranten untersucht. In dieser wurden verschiedene Intraoralscanner verwendet, wie der Lava True Definition Scanner®, Lava Chairside Oral Scanner®, Cadent iTero®, 3Shape Trios®, 3Shape Trios Color®, CEREC® BlueCam, Software 4.0, CEREC® BlueCam, Software 4.2, und CEREC® Omnicam. Die Präzision weicht von allen Methoden von 19 - 59µm ab, wobei die konventionelle Abformung mit einem Ganzkiefer-Löffel, sowie der Lava True Definition Scanner, die CEREC® BlueCam, der 3Shape Trios Color und der 3Shape Trios die höchste Präzision aufwiesen. Im Allgemeinen konnten die Untersucher feststellen, dass die Präzision der Zahnflächen bei Systemen mit Einzelaufnahmen bei hoher Bildrate geringer war. Bei Ganzkieferaufnahmen entstehen mehrere Einzelbilder, was die Schlussfolgerung erlaubt, dass Ganzkieferaufnahmen ungenauer sind als Quadrantenaufnahmen, die mit einer hohen Bildrate entstehen (25) (36). Ungenauigkeiten bei Ganzkieferaufnahmen können aber weitgehend vermieden werden, wenn eine Software verwendet wird, die das sogenannte „guided scanning“ beinhaltet. Der Anwender wird durch einen Scanpfad geführt und genau angewiesen. Dadurch können Scanfehler vermieden werden. Die Software CEREC® Ortho (Dentsply Sirona, Bensheim) verwendet bereits dieses Prinzip. Hier können gesamte Kiefer mithilfe der Omnicam in kürzester Zeit aufgenommen werden und kieferorthopädischen Planungen und Therapien dienen (37).

### 2.3.3 Aktive Triangulation

Die intraoralen Kameras von CEREC® basieren alle auf dem gleichen Messprinzip – der aktiven Triangulation. Dabei wird von zwei Standpunkten mit bekanntem Abstand ein Objekt angepeilt.

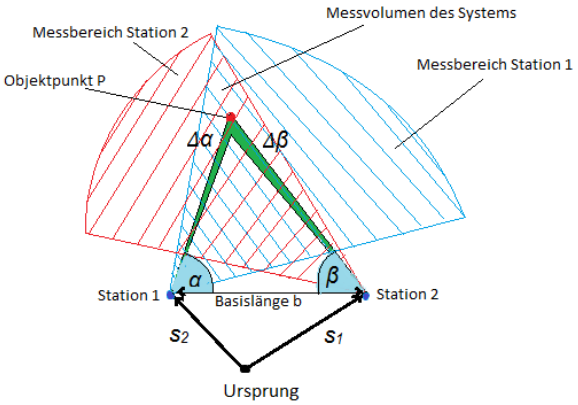



*Abbildung 9: Das Grundprinzip der Triangulation im zweidimensionalen Fall. (Schema nach Wiora G) (38)*

Von zwei verschiedenen Stationen an den Positionen $s_1$ und $s_2$ wird der zu bestimmende Objektpunkt *P* angepeilt. Daraus erhält man die beiden Winkel $\alpha$ und $\beta$ mit der Genauigkeit $\Delta\alpha$ und $\Delta\beta$. Die Koordinaten von *P* können relativ zum Koordinatenursprung unter Kenntnis der Basislänge *b* bestimmt werden. Die Schnittmenge der Messbereiche der Einzel-Messsysteme ist der Messbereich des Gesamtsystems (siehe Abbildung 9) (38). Grundsätzlich wird das Messprinzip der Triangulation in eine aktive und passive Triangulation unterteilt. Bei dem passiven Verfahren wird meistens ein Sensor, beziehungsweise eine Kamera, mit einer beliebigen Zahl unstrukturierter Lichtquellen verwendet. Das vom Objekt reflektierte Licht wird mit einer oder mehreren Kameras gleichzeitig oder sequenziell aufgenommen (38). Bei der aktiven Triangulation ist mehr als eine (strukturierte) Lichtquelle vorhanden. Allgemein kann man zwischen Lichtstrahl, Lichtschnitt und strukturierter Beleuchtung unterscheiden. Beim Lichtstrahl handelt es sich um eine 2D-Abtastung des Objektes mit einem Lichtpunkt und bei der Beobachtung um einer Zeilenkamera und Zylinderoptik. Diese Methode kommt allerdings nur bei

Hochgeschwindigkeitsmessungen weniger Punkte vor. Eine vollständige Abtastung der Objektoberfläche ist mit einem großen Aufwand verbunden.
Beim Lichtschnitt handelt es sich um eine Lichtlinie, die auf das Objekt projiziert und mit einer Matrix-Kamera beobachtet wird. Aus dem Schnitt der Lichtebene und durch die beleuchteten Bildpunkte der Kamera entstehen die Objektpunkt-Koordinaten. Die maximale Anzahl der Punkte pro Messung liegt zwischen 200 und 4000 Punkten. Eine oder mehrere Matrix-Kameras werden bei der strukturierten Beleuchtung eingesetzt und nehmen ein räumliches und nach Bedarf auch zeitlich moduliertes Lichtfeld auf. Im Endeffekt handelt es sich um einen Streifenprojektor, wie man ihn auch in den CEREC® Kameras wiederfindet. Um die 3D- Koordinate eines Objektpunktes berechnen zu können, müssen sowohl die Bildkoordinaten im Kamerabild als auch die Nummer des Lichtstreifens bekannt sein, der ihn beleuchtet. Bei einfachen Situationen werden die Lichtstreifen abgezählt (38), wohingegen bei komplexeren die zeitliche Modulation des projizierten Musters mitverwendet werden muss. Hierzu ist der binäre Gray-Code geeignet. Er dient als Kodierungsverfahren zur robusten Übertragung digitaler Größen über analoge Signalwege. Der Gray-Code ist ein stetiger Code, bei dem sich benachbarte Codewörter nur in einer einzigen dualen Ziffer unterscheiden. In Bezug auf den Streifenprojektor kann so kann mit seiner Hilfe für jeden Bild-Punkt eine Lichtstreifenkoordinate zugeordnet werden (38). Mit den Bild- und der Lichtstreifenkoordinaten entsteht ein Koordinatentripel, welches eine Ebene und eine Gerade definiert (siehe Abbildung 10). Tiefeninformationen können so berechnet werden. Der Triangulationswinkel auf das zu scannende Objekt beträgt bei den CEREC®-Kameras 4°. Das Streifenmuster ist für das menschliche Auge nicht sichtbar, da die Projektion im Infrarotbereich bei circa 840 nm liegt. Die aktive Triangulation dauert etwa 0,2 Sekunden.

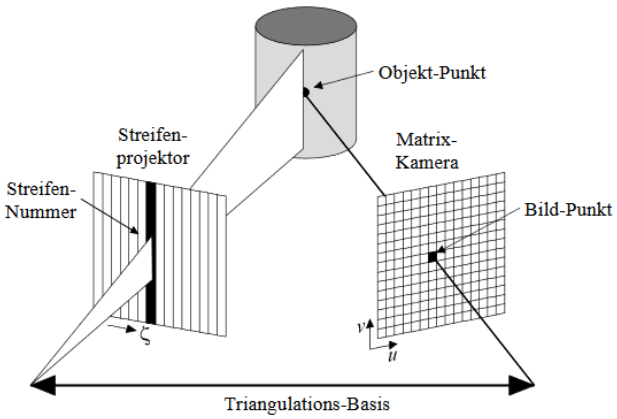



*Abbildung 10: Schema der aktiven Triangulation nach Wiora*

## 2.4 Elektromyographie

Die Elektromyographie dient der Messung von Aktionspotentialen als Ausdruck neuromuskulärer Erregungen und lässt Rückschlüsse auf die Muskelaktivität zu (39) (40). Der erste Beweis der Zusammenhänge zwischen elektrischer Simulation und Kontraktion und somit der Beginn der Elektromyographie geht auf Galvani im Jahr 1791 zurück. Später, im Jahr 1848, entstand von Du Bois-Reymond die erste Aufzeichnung von Ableitungen von Muskelaktionspotentialen (41). Die erste erfolgreiche Anwendung der Elektromyographie im Kopfbereich wurde im Jahr 1950 durch Moyers durchgeführt (41) (42) (43).

Um die Elektromyographie in der Zahnmedizin nutzen zu können ist das Verständnis der Theorie, der Techniken, der Fehlerquellen und der Anwendungsbereiche sowie ihr Bezug zur Okklusionslehre sehr wichtig (44). Um eine Muskelbewegung durchführen zu können wird ein Nervenimpuls aus den Vorderhornzellen des Rückenmarks benötigt. Diese werden an motorische Endplatten weitergeleitet, die mit den Muskelfasern verbunden sind. Es wird ein chemischer Prozess hervorgerufen, so dass der Muskel kontrahieren kann. Die Nervenimpulse oder auch Aktionspotentiale sind immer gleich stark. Um eine größere Muskelaktivität hervorzurufen, werden mehrere motorische Endplatten aktiviert. Daneben kann eine Kraftabstufung auch durch die Veränderung der Frequenz der

Aktionspotentiale erfolgen (45). Die Stärke der Muskelkontraktion hängt von der Zahl der innervierten Muskelfasern und der Aktionspotentiale pro Zeiteinheit ab (46). Während der Erregung durch Reize ist die Membran des Sarkolemms für Ionen sehr durchlässig. Bei einem überschwelligen Reiz kommt es zur Ausbildung eines Aktionspotentials. Die Ausbreitungsgeschwindigkeit einer Erregungswelle beträgt 3,5 - 5 m/s. Jeder Kontraktion geht ein Aktionspotential voraus. Die elektrische Aktivität ist direkt proportional zur Zahl der aktivierten Muskelfasern (46). Dabei ist das erregte Gewebe im Moment der Erregung, im Gegensatz zum umliegenden, nicht erregten Gewebe, stark negativ geladen. Diese Ladungsunterschiede können extrazellulär abgeleitet werden. Mit zunehmendem Abstand der Elektronen zu den erregten Fasern nimmt die Spannung durch den Gewebewiderstand ab.

Möchte man die Muskelaktivität messen, ist diese von der Anzahl der aktiven motorischen Endplatten abhängig und nicht von der Amplitude, da diese mit dem Abstand der Elektrode zum erregten Bereich gemessen wird. Zur elektromyographischen Messung werden Aktionspotentiale mit Hilfe von Elektroden abgeleitet. Die Aktionspotentiale werden mittels einer unipolaren, differenten Elektrode aufgenommen und über eine bipolare, indifferente Elektrode gemessen, die sich an zwei unterschiedlichen Körperteilen befinden (47) (45).

Allgemein kann man zwischen Oberflächen-, Draht- und Nadelelektroden unterscheiden. Die Nadelelektroden werden am häufigsten verwendet. Sie bestehen aus Platindraht und einer Kanüle, wobei der Draht als differente Elektrode und die Kanüle als indifferente Elektrode dient. Nadelelektroden werden direkt in den Muskel appliziert und bieten so die Möglichkeit auch einzelne, tiefer liegende Muskelgruppen untersuchen zu können. Sie registrieren mehr Muskelaktivität als andere Methoden. Die Verwendung von Nadelelektroden stellt aber eine invasive Untersuchungsmethode dar und die daraus entstehenden Schmerzen können das Ergebnis negativ beeinflussen. Es ist zudem notwendig steril zu arbeiten. Die Untersuchung mit Oberflächenelektroden stellt ein wesentlich geringeres Risiko dar. Diese Untersuchung ist nahezu non-invasiv. Sie bestehen meistens aus runden oder rechteckigen Zinn- oder Silberplättchen. Auf diesen Plättchen liegt

meistens eine dünne Schicht eines Gels zur besseren elektrischen Leitung von der Hautoberfläche zum Metallplättchen. Mit Oberflächenelektroden ist es möglich, größere, oberflächliche Muskelgruppen zu untersuchen. Im Gegensatz zur Untersuchung mit Nadelelektroden ist auch die Reproduzierbarkeit von EMG-Ergebnissen verbessert. Nachteilig ist jedoch, dass die Hauptimpendanz durch Interferenzen der benachbarten Muskeln beeinflusst werden kann (47) (48) (40).

Drahtelektroden bestehen aus zwei feinen Drähten, die durch Injektionsnadeln gezogen sind, um sie intramuskulär platzieren zu können. Nach dem Applizieren der Drähte wird die Nadel wieder herausgezogen, so dass nur die Drähte im Muskel zurückbleiben (44). Diese Elektroden haben die Fähigkeit, feine Details der muskulären Aktivität zu registrieren. Denkbar ist die Anwendung in der Zahnmedizin zum Beispiel für den tieferliegenden Musculus pterygoideus medius (44).

Neben den Elektroden werden zur Messung von Muskelaktivitäten auch Verstärker und ein Wiedergabegerät benötigt. Der Verstärker erzeugt eine Verdeutlichung der geringen biologischen Signale und bildet eine angemessene Frequenz der Wiedergabe. Dieser muss zudem eine hohe Eingangsimpendanz aufweisen. Das bedeutet, dass er nur so wenig wie möglich von dem biologischen Strom verbrauchen darf, welcher von den Aktionspotentialen erzeugt wird. Die Wiedergabe der gemessenen Signale erfolgt über verschiedene Techniken. Früher geschah die Wiedergabe über einen Oszillographen. Heute erfolgt sie digital über einen an den Verstärker angeschlossenen Computer.

In der Zahnmedizin wird die Elektromyographie in der Okklusionslehre und CMD-Diagnostik und Therapie eingesetzt. Hauptstudienzweige sind die Muster der Kaumuskelaktivität während des Kauens und Schluckens, Muster bei anatomischen Fehlokklusionen, Ruheschwebelage des Unterkiefers, Störung des Kiefergelenkes und Knirschens, Kiefergelenkreflexe und Biofeedback. Letzteres beschreibt die Rückkopplungsmechanismen des Kauorgans. Gemessen werden maximale Kontraktion, Ruheaktivität, Fatigue (Ermüdung) und die Symmetrie der Muskelaktivität. Diese Parameter können Aufschluss über

Muskelaktivierung, Kraftentwicklung sowie Ermüdung bringen und als diagnostisches Mittel für z.B. eine Myoathropathie dienen (44).

# 3. Material und Methoden

## 3.1 Studienablauf

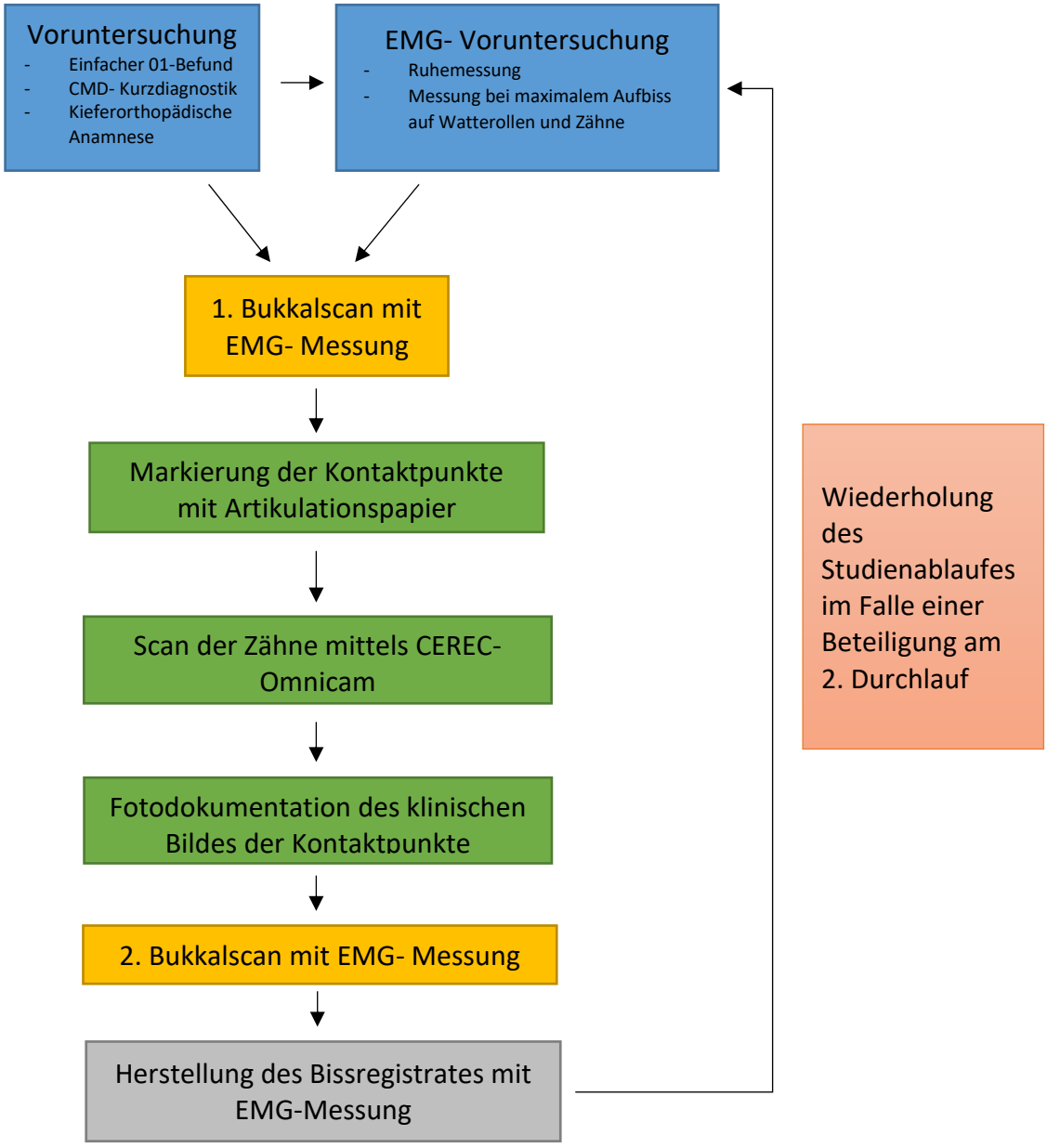



*Abbildung 11: Schematische Darstellung des Studienablaufs*

Im ersten Schritt wurden die Probanden voruntersucht, wobei der Zahnstatus, die Anamnese, das Kiefergelenk und die Muskelaktivität in Ruhebereich betrachtet wurden. Anschließend wurde die Hauptuntersuchung durchgeführt. Nach dem 1. Bukkalscan, mit zeitgleicher EMG-Messung, wurden die Kontaktpunkte mittels Artikulationspapier

markiert. Danach erfolgte das Einscannen der Zähne und die Aufnahme der intraoralen Fotos der Zähne mit den farblich markierten Kontaktpunkten. Anschließend erfolgte der 2. Bukkalscan, begleitend mit der letzten EMG-Messung. Zuletzt wurde das Bissregistrat hergestellt und zeitgleich eine weitere EMG-Messung durchgeführt. Die einzelnen Schritte werden in den nachfolgenden Kapiteln näher erläutert.

### 3.1.1 Voruntersuchung und Probandenauswahl

Bei der Studie handelt es sich um eine prospektive Querschnittsstudie. Der Ethikantrag zur klinischen Studie wurde am 28.04.2020 durch die Ethikkommission bewilligt.

Es wurden 30 Probanden im Alter zwischen 18 und 30 Jahren anhand der nachfolgend erläuterten Ein- und Ausschlusskriterien in die Studie einbezogen. Es nahmen 15 weibliche und 15 männliche Probanden teil. Anhand der Probandenanzahl und der Einzigartigkeit dieser in-vivo Studie ist diese als Pilotstudie anzusehen. Es wurden nur Patienten eingeschlossen, die nicht mehr als zwei Füllungen und eine Krone in zwei antagonistischen Quadranten, d.h. I. und IV. Quadrant oder II. und III. Quadrant, aufwiesen. Zudem durften sie nicht an einer Craniomandibulären Dysfunktion leiden, um eine Verfälschung der Ergebnisse durch Malfunktionen zu vermeiden. Diese Ausschlusskriterien wurden gewählt, um eine möglichst eugnathe Gebisssituation und Okklusion zu untersuchen und eine Vergleichbarkeit erreichen zu können. Zu Beginn der Studie wurde der Zahnstatus der Probanden geprüft und vorhandene Füllungen im Versuchsprotokoll dokumentiert. Die Wahl der studienrelevanten Quadranten fiel auf die Gebissseite, bei der die geringste Anzahl an Restaurationen zu finden war. Zum Ausschluss einer Craniomandibulären Dysfunktion wurde ein Fragebogen zur Kurzdiagnostik der Firma dentaConcept® aus Hamburg verwendet. Anhand dieses CMD-Kurzbefunds wurden die folgenden sechs Einzelbefunde erhoben: eingeschränkte Mundöffnung, asymmetrische Mundöffnung, Gelenkgeräusche, okklusale Geräusche, schmerzhafte Muskelpalpation und traumatischer Exzentrik. Bei zwei oder mehr positiven Einzelbefunden ist eine craniomandibuläre

Dysfunktion wahrscheinlich. Die Aufklärung und Einwilligung zur Studie wurden schriftlich dokumentiert.

Vor Beginn der Messung wurden die Zähne der Probanden okklusal getrocknet und die Kontakte mithilfe von Artikulationspapier (Progress 100® Blau der Fa. Bausch, Köln) dargestellt. So konnten diese Kontaktpunkte ebenfalls durch die Omnicam® registriert und aufgenommen werden (siehe Abbildung 12).

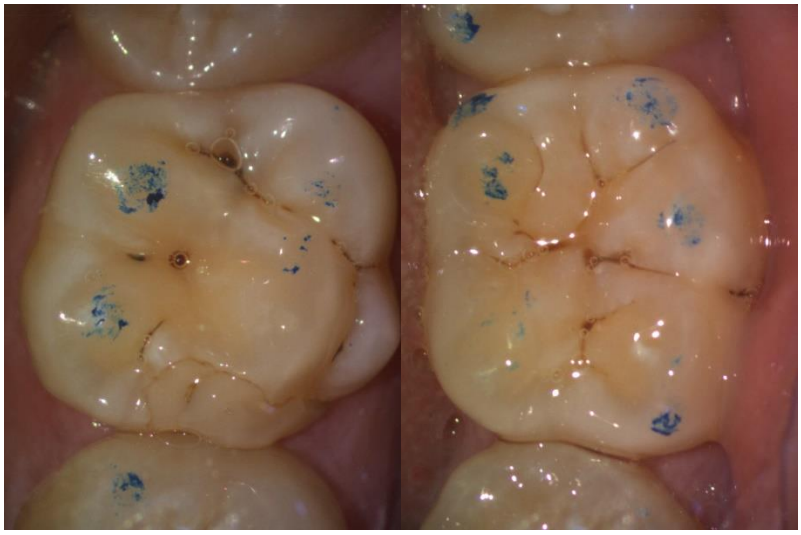


*Abbildung 12: Aufnahmen der Zähne 26 und 36 mittels Progress 100® Blau markierten Kontaktpunkte*

### 3.1.2 Messung der Muskelaktivität

Die Muskelaktivität wurde mittels eines Elektromyographen gemessen. In dieser Studie wurde hierzu das EMG Messsystem der Firma Zebris Medical, (Isny, Deutschland) verwendet. Die dazugehörige Software war Winjaw in der Version 10.6.50. Die Registrierung erfolgte über Dual Elektroden (Fa. Noraxon, USA). Diese sind bipolare Einmal-Nass-Gel-Elektroden mit ca. 0,5 bis 1 cm Durchmesser und bestehen aus Silber/Silber-Chlorid. Die Klebe-Gel-Elektroden wurden beidseits auf Höhe des Muskulus masseter sowie unipolar einseitig auf das Mastoid aufgebracht. Für eine korrekte Messung wurden vor dem Anbringen der Elektroden die entsprechenden Hautareale mit einer alkoholischen Lösung von Fett- und Make-Up-Rückständen befreit und eventuelle Barthaare beseitigt.

Um die Muskelaktivität während des Bukkalscans und der Bissregistrierung in einen individuellen Kontext bringen zu können, mussten Messungen im Ruhezustand, sowie im maximalen Aufbiss durchgeführt werden. Unmittelbar vor der Messung wurde das Gerät auf jeden Probanden kalibriert, um eine gleichmäßige Messlinie und ein Ruhemesswert von unter 10 mV zu generieren. Während der Messung wurde der Proband gebeten in der Ruheschwebelage zu verweilen und über drei Messintervalle von 10 Sekunden wurde die Muskelaktivität aufgenommen. Das gleiche Vorgehen wurde bei habitueller Interkuspitation durchgeführt. Diese Messreihe zeigt die Minima der Muskelaktivität.
Bei der Ermittlung der Maxima wurde der Proband gebeten über jeweils drei Messintervalle von 2 - 3 Sekunden, jeweils mit und ohne Watterollen, in maximaler Kaukraft in Schlussbiss zu gehen. Die Watte wurde verwendet, um den limitierenden Faktor der Resilienz des Parodontiums zu umgehen und eine größere Muskelaktivität hervorzubringen. Durch die Ermittlung der Minima und Maxima war es möglich, für jeden einzelnen Probanden anzugeben, ob die Muskelaktivität während des an späterer Stelle erläuterten Bukkalsscans und der Bissregistrierung sehr hoch, mittelmäßig oder gering ist. Die Muskelaktivität sollte bei allen folgenden Messungen nicht die Minima unter- bzw. die Maxima überschreiten. Im nächsten Schritt wurde während des 1. und 2. Bukkalscans sowie der Bissregistrierung eine EMG-Messung durchgeführt.

### 3.1.3 Die konventionelle Bissregistrierung

Neben der Messung der Muskelaktivität während der Bukkalscans wurde anschließend auch die konventionelle Bissregistrierung unter EMG-Messung durchgeführt. Dazu wurden Ganzkieferregistrate mit einem Bissregistrierungsmaterial auf A-Silikonbasis (Greenbite Apple, Fa. Detax, Ettlingen, Deutschland) angefertigt. Das Material besitzt eine mittlere Konsistenz, ist mittelflüssig und thixotrop. Die Verweildauer im Mund soll 60 Sekunden betrafen und erreicht eine maximale Endhärte von ca. 45 Shore D. Es ist ein Medizinprodukt der Klasse I.

Über Direktapplikation beider Komponenten, d.h. Base und Katalysator, konnte die Ganzkieferregistrierung erfolgen, ohne dass das Material vor dem Zusammenbeißen abgebunden ist (49). Im Zuge der Bissregistrierung wurde das Material auf die gesamte okklusale Fläche des Unterkiefers gegeben und der Proband nach Aktivierung der EMG-Messung gebeten, in habitueller Interkuspitation bzw. in den gewohnten Schlussbiss zu gehen. Nach Erreichen der Endhärte des Registrierungsmaterials wurde dem Probanden aufgetragen, den Mund ruckartig zu öffnen. Die Messung wurde zeitgleich gestoppt um gezielt die Muskelaktivität im zeitlichen Zusammenhang der Bissregistrierung zu ermitteln. Im Anschluss wurde das Bissregistrat auf Vollständigkeit geprüft. Im Falle eines unvollständigen Bissregistrates wurde die Registrierung und Messung wiederholt. Das Registrat wurde anschließend desinfiziert und entsprechend der Probandenkennung beschriftet und verwahrt.

*Abbildung 13: Bissregistrat hergestellt mit Greenbite, Fa. Detax*

### 3.1.4 Digitale Abformung

Die digitale Abformung der Zahnreihen wurde mithilfe der CEREC® Omnicam durchgeführt. Mit der im Gerät fest integrierten Software CEREC® 4.4 wurden die Daten verarbeitet. Die intraorale Kamera musste vor der

Benutzung für mindestens 30 Minuten vorgewärmt werden, um das Beschlagen der Kamera zu vermeiden und eine reibungslose Aufnahme gewährleisten zu können. Unter EMG-Messung wurde zunächst der Bukkalscan durchgeführt. Dazu wurde der Proband gebeten, in den Schlussbiss zu gehen und so lange in dieser Position zu verweilen, bis die Aufnahme abgeschlossen ist. Die intraorale Kamera wurde in den Vestibularraum des zu untersuchenden Quadranten geführt und die Aufnahme gestartet, welche vom 1. Prämolar bis zum 1 Molar führte. Dieser Aufnahmebereich benötigte die Software um die antagonistischen Zahnpositionen berechnen und die Kontaktpunkte generieren zu können.

Im nächsten Schritt wurden die getrockneten Ober- und Unterkieferzähne der entsprechenden Quadranten vom hintersten Zahn ausgehend bis zum ersten Inzisivus eingescannt. Bereiche, die stark von Speichel benetzt waren, konnten nicht vom Intraoralscanner erkannt und aufgenommen werden. Dadurch kann eine Lücke in der Aufnahme entstehen. Diese Lücken konnten im Matchingvorgang geschlossen werden.

Ein zweiter Bukkalscan unter EMG-Messung wurde direkt im Anschluss angefertigt. Ziel war, dass Unterschiede in der digitalen Okklusion durch den zeitlichen Abstand des 1. und 2. Bukkalsscans aufzudecken, um weitere Rückschlüsse auf die Genauigkeit des Kontaktpunktmusters zu erhalten.

Die Datensätze beider Bukkalscans wurden daraufhin aufeinandergelegt und miteinander verrechnet. Dieser sogenannte Matchingprozess ist essenziell, um eventuelle Ungenauigkeiten zu beseitigen und die Datensätze zu komprimieren. Die Genauigkeit des digitalen Modells war daher von diesem Arbeitsschritt abhängig.

Im nächsten Schritt wurden die digitalen Ober- und Unterkiefermodelle anhand des Bukkalscans ihrer Okklusion entsprechend zusammengeführt. Die Modelle wurden dann nach der Modellachse ausgerichtet, das heißt nach der Okklusionsebene von frontal, okklusal, sagittal und transversal. Erst nach diesem Vorgang konnten die digitalen Kontaktpunkte ein- und ausgeblendet werden.

Im letzten Schritt wurden Fotos der okklusalen Flächen mit der intraoralen Kamera erstellt, um Lage und Anzahl der zuvor mit Artikulationspapier markierten okklusalen Kontaktpunkte festzuhalten. Da die Artikulationsfolie schon vor Beginn der digitalen Abformung verwendet wurde, konnten mittels Omnicam® die entstandenen Kontaktmarkierungen farbig aufgenommen werden (siehe Abbildung 14 und 15). So wurde erreicht, dass die konventionell und digital registrierten Kontaktpunkte direkt am Computer verglichen werden konnten.

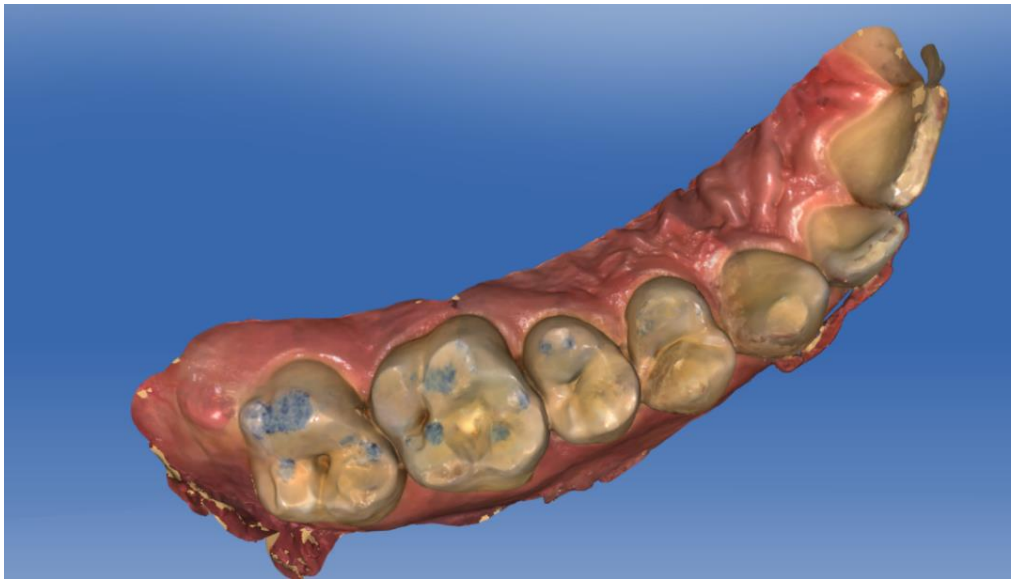


*Abbildung 14: Digitale Abformung des II. Quadranten mit Artikulationspapier markierten Kontaktpunkten.*

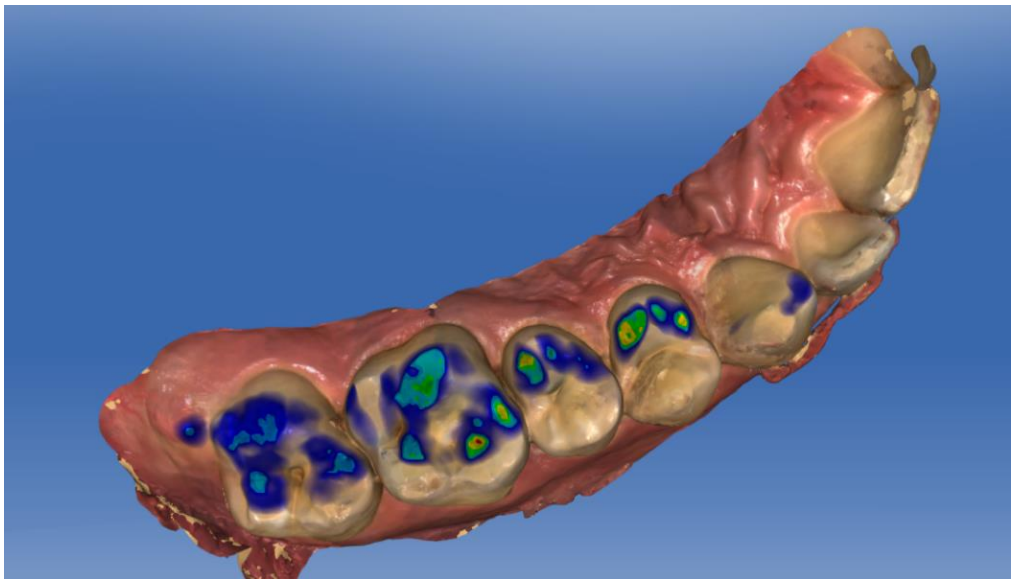


*Abbildung 15: Digitale Abformung des II. Quadranten mit der digital berechneten Okklusion.*

## 3.2 Auswertung

### 3.2.1 Kontaktpunktauswertung

Bei der Kontaktpunktauswertung stellte sich zunächst die Frage,
wie Kontaktpunkte definiert sind und wie diese gezählt werden können?
Oft sind auf okklusalen Flächen nicht nur einzelne Kontaktpunkte sichtbar, sondern auch Kontaktpunktflächen und Kontaktpunktgruppen. Dementsprechend wurden im Folgenden die Kontaktflächen als ein Kontaktpunkt gezählt.
Die Abbildung 16 ist ein Beispiel für die Darstellung der Kontaktpunktmuster der unterschiedlichen Registriermethoden. Die Kontaktpunkte wurden anhand solcher Abbildungen für jeden Probanden einzeln gezählt.

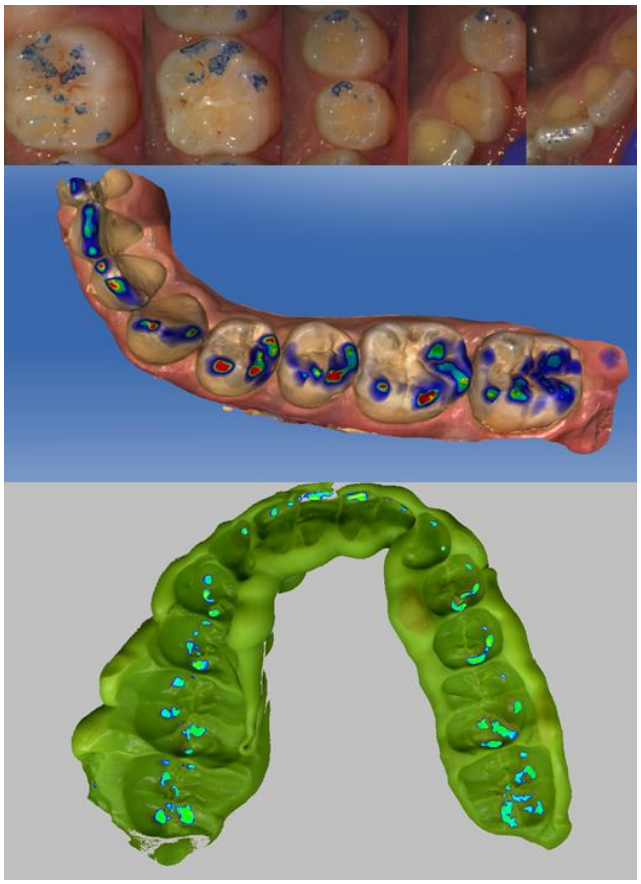


*Abbildung 16: Die zu vergleichenden Kontaktpunktmuster der 1. Folienkontakte, 2. Bukkalscans und 3. Bissregistrate*

Bei Kontaktpunktgruppen waren naheliegende anatomische Strukturen, wie zum Beispiel Fissuren und die Entfernung der Punkte voneinander, entscheidend. Wurden Kontaktpunktgruppen von anatomischen Strukturen voneinander getrennt, wurden diese einzeln gezählt. Bei der Auswertung der digitalen Kontakte wurden zusätzlich die farblichen Unterschiede berücksichtigt. In Abbildung 17 ist zu sehen, dass die bläulichen Flächen die Distanz der Antagonisten zueinander darstellen und nicht den eigentlichen Kontakt. In der Auswertung wurden jedoch auch dunkelblau gefärbte Kontaktpunkte gezählt (Distanz ca. 100 µm), da die Kontaktpunkte, die auf den Fotos sichtbar sind, mit einem Artikulationspapier mit einer Dicke von 100 µm markiert worden sind.

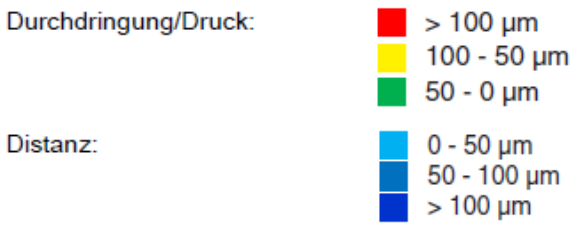



*Abbildung 17 Farbliche Abstufung nach Stärke der Kontaktflächen auf dem virtuellen Modell (Handbuch für Anwender, Fa. Dentsply Sirona, York, USA)*

Nur schwach blaue Kontakte (Distanz größer als 100 µm) wurden nicht als Kontaktpunkte gewertet (siehe Abbildung 18).

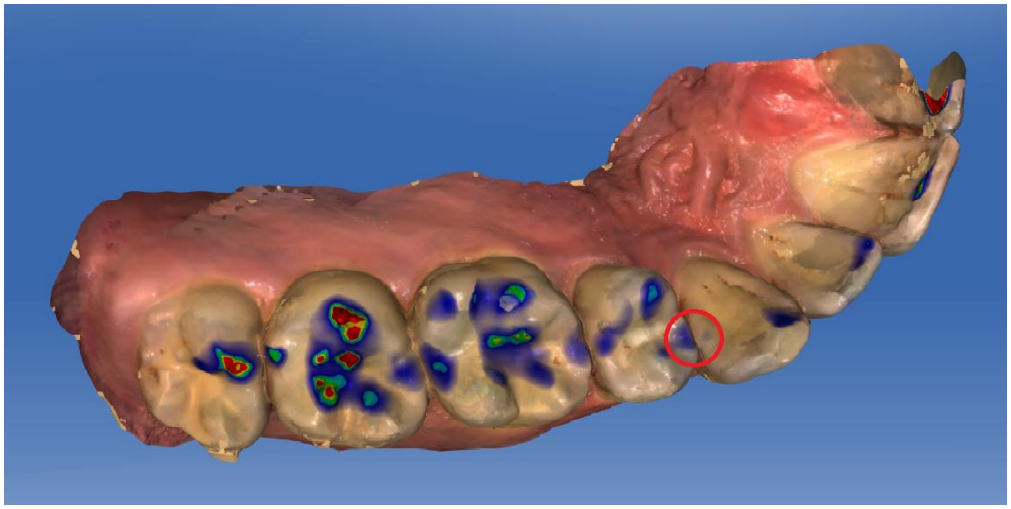


*Abbildung 18: Die rot umkreiste Kontaktfläche wurde als schwach blau und somit nicht als Kontaktpunkt gezählt*

Kontaktflächen, die eine Distanz um 100 µm (dunkelblau) oder eine starke Durchdringung beziehungsweise Druck aufwiesen (rot bis gelb), wurden separat aufgelistet.

### 3.2.2 Auswertung der Bissregistrate durch GEDAS

Die Bissregistrate wurden mittels GEDAS digital verarbeitet und ausgewertet. Sie wurden pro Kiefer mit einem Durchlichtscanner (CanoScan F9950, Fa. Canon, Tokyo, Japan) und mit Hilfe des Programmes Adobe Photoshop V7.0 (Fa. Adobe Systems, San Jose, USA) mit Durchlicht und Auflicht eingescannt (siehe Abbildung 19). Der aufzunehmende Bereich wurde vorher im Programm markiert.

*Abbildung 19: Darstellung eines Bissregistrates in Auflicht, Durchlicht sowie beider Bilder übereinander gelagert mit farblich markierten Kontaktpunkten*

Die Scanvorgänge wurden mittels einer neben den Bissregistraten platzierten 90 µm dicken Probe des Bissregistrierungsmaterials kalibriert.
Die ermittelten Daten wurden in die Software „Gedas2Reader“ (Entwickelt in der Abteilung für Digitale Zahnmedizin - Okklusions- und Kaufunktionstherapie, Greifswald, Deutschland) übertragen. Zunächst wurden mithilfe des Durchlichtscans die Schichtstärke des Kalibrierungskörpers und somit die lichtdurchlässigen Bereiche für die farbliche Codierung des Registrates definiert. Dazu wurden die Helligkeitswerte des Kalibrierungskörper in einem festgelegten Bereich erfasst (Abbildung 20). Der Mittelwert der Helligkeitswerte in diesem Kreis wurde als Schwellenwert ermittelt. Der Schwellenwert lag bei 528.

Der Regler des Schwellenwertes wurde so lange verändert, bis das Fenster des Kalibrierungskörpers schwarz gefärbt war und somit der Schwellenwert mit dem Wert der Dicke des Körpers übereinstimmte.

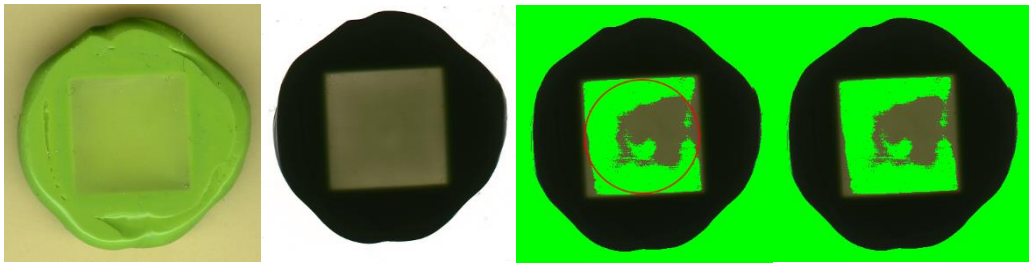


*Abbildung 20: Darstellung des Kalibrierungskörpers in Auflicht, Durchlicht, in Überlagerung mit dem Mittelwertbereich und rein überlagert*

Nachdem der Auflichtscan der Bissregistrate in das Programm eingefügt wurde, wurden die Bilder des Auflicht- und Durchlichtscans möglichst genau übereinandergelegt.

Im nächsten Schritt wurden die lichtdurchlässigen Bereiche des Bissregistrates, welche durch den Zahnkontakt während der Bissregistrierung entstanden sind markiert und waren so auf dem Auflichtscan des Registrates erkennbar. Das Programm ermittelte anhand der Durchlichtstärke die Dicke dieser Bereiche, verglich sie mit dem Kalibrierungskörper und kennzeichnete sie farblich entsprechend einer Farbscala von rot bis blau, nach demselben Prinzip der digitalen Kontaktpunkte (siehe Abbildung 21).

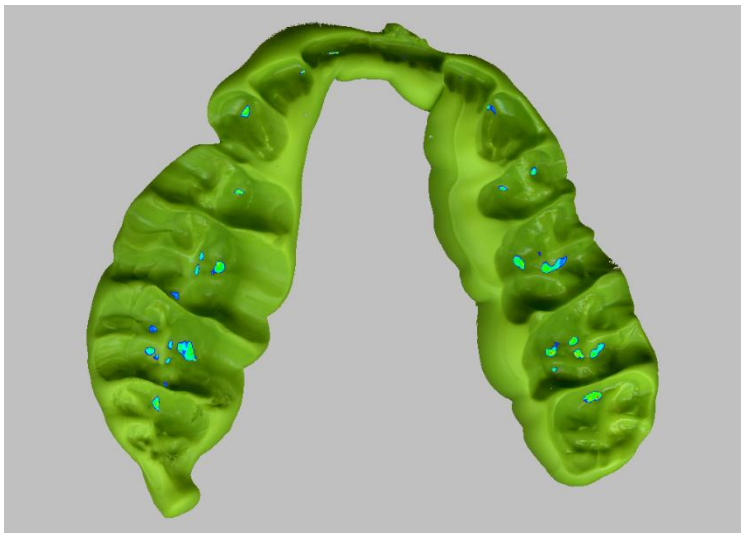


*Abbildung 21: Farbige Kontaktpunktdarstellung nach GEDAS*

Alle Kontaktpunkte wurden in einer Excel Tabelle (Office 365, Fa. Microsoft, Redmond, USA) sortiert nach Probanden, Kiefer und Zahn eingetragen.

### 3.2.3 Auswertung der Elektromyographie

Nach Abschluss der Messungen wurden die Ergebnisse durch das Zebris EMG-Programm *Winjaw* (Version 10.6.50) in Form eines Reports ausgegeben. Dieser wurde unter „Zebris-Database-Report“ aufgerufen und bezog sich stets auf das ausgewählte Messprogramm Relaxions- oder Aufbisstest. Auf dem Report sind das Datum, Uhrzeit und der Name des Probanden erfasst. Maximal drei Messungen einer Testart konnten in einem Report angezeigt werden. Die Messdaten sind je Gesichtsseite als Säulendiagramm und Liniendiagramm mit Zeit (x-Achse) zur Muskelaktivität (y-Achse) dargestellt. Das Säulendiagramm beschreibt die gemessenen EMG-Werte, während im Liniendiagramm der Verlauf der EMG-Signale über die gesamte gemessene Zeit abgebildet wurde. Die Zeit wurde in Sekunden *s* gemessen und dargestellt. Die Muskelaktivität wurde in Mikrovolt (µV) angegeben und in den Diagrammen bis maximal 700 µV abgebildet (siehe Abbildung 22).

Die EMG-Messdaten des 2. Durchgangs wurden wie im 1. mittels t-Test ausgewertet. Verglichen wurden hier ebenfalls die Werte der unterschiedlichen Bissregistriermethoden. Zudem wurden die p-Werte des 1. und des 2. Durchgangs miteinander durch die Standardabweichung verglichen.

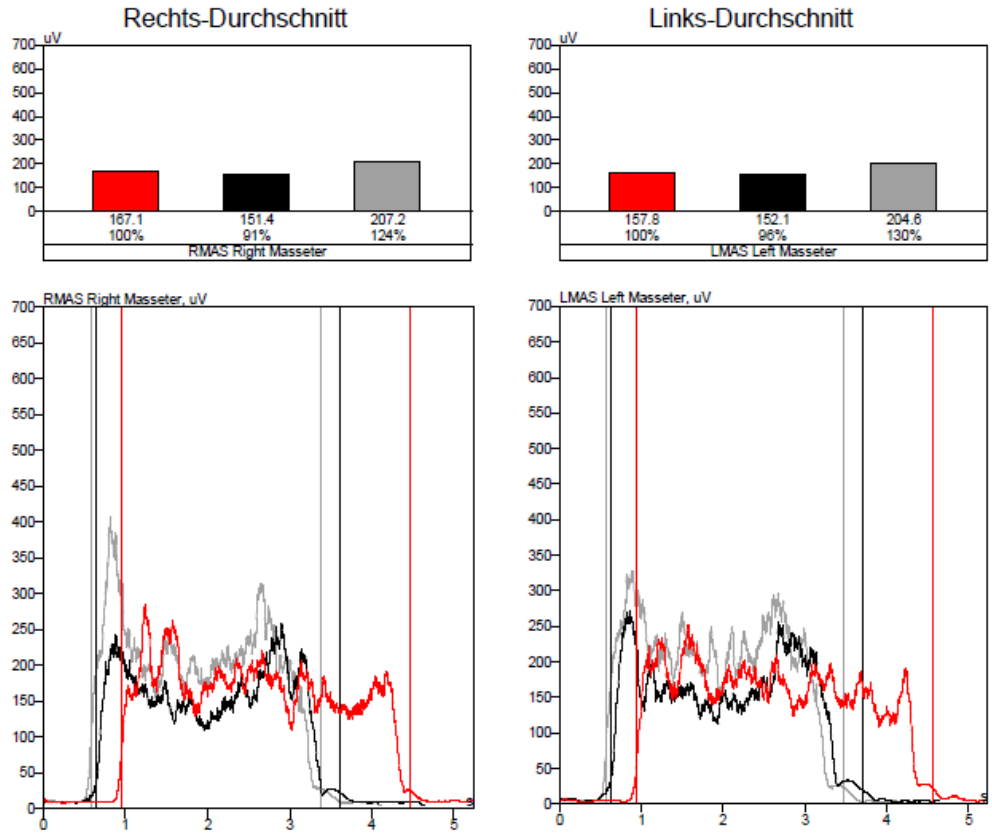



*Abbildung 22: Darstellung eines Aufbisstest-Reports des EMG-Messystems der Fa. Zebris, Isny, Deutschland*

### 3.2.4 Auswertung des 2. Durchgangs

In der Studie wurden von den dreißig Probanden zehn nach dem Zufallsprinzip für eine Wiederholung der Messungen ausgewählt. Es soll stichprobenartig die Richtigkeit des Messvorgangs erprobt werden. Die Messergebnisse der Kontaktpunktanalyse des 1. und 2. Durchgangs wurden pro Probanden mittels Standardabweichung und t-Test miteinander verglichen.

## 3.3 Statistik

Die Statistik wurde mit Hilfe von Excel (Office 365, Fa. Microsoft, Redmond, USA) und Add-In RExcel erstellt.

### 3.3.1 Auswertung der Kontaktpunktanalyse

Die statistische Auswertung der Kontaktpunktanalysen erfolgte über den Korrelationskoeffizienten nach Pearson. Mit dieser Methode werden lineare Zusammenhänge zwischen zwei Variablen gemessen. Der Korrelationskoeffizient ***r*** wurde mithilfe der Variablen der Kontaktpunktanalysen der jeweiligen Methoden errechnet. Unter anderem wurden die Ergebnisse der Zählung der Kontaktpunkte anhand der intraoralen Fotos mit der Anzahl der digitalen Kontaktpunkte des 1. Bukkalscans (in Abbildung 23) als Variablen verwendet.

Der ***Korrelationskoeffizient nach Pearson r*** errechnet sich wie folgt:

$$\boldsymbol{r} = \frac{\sum_{i=0}^{n}(x_i - \bar{x})\,(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=0}^{n}(x_i - \bar{x})^2} * \sqrt{\sum_{i=0}^{n}(y_i - \bar{y})^2}}$$

Das Ergebnis dieser Berechnung kann zwischen -1 und 1 liegen. Bei einem Wert von $r \approx 0$ ist kein Zusammenhang zwischen den Variablen erkennbar. Bei $r > 0$ spricht man von einer positiven, bei $r < 0$ von einer negativen Korrelation. Größere Werte von X gehen dann mit größeren Y-Werten einher. Das Gegenteil besteht dementsprechend bei einem Ergebnis von $r < 0$ (50). In Excel wurde folgender Befehl eingegeben:

=PEARSON(Matrix1; Matrix2)

Die Matrix1 ist der erste zu untersuchende Datenbereich, welcher in der oben genannten Formel als *x* definiert wird, während die Matrix2 für den zweiten zu untersuchenden Datenbereich *y* steht (siehe Abbildung 23).

M31 =PEARSON(D2:E11;F2:G11)

| | C | D | E | F | G |
|---|---|---|---|---|---|
| 1 | **Zahn** | **Foto UK** | **Foto OK** | **Digital UK** | **Digital OK** |
| 2 | 1er | 0 | 1 | 0 | 0 |
| 3 | 2er | 0 | 1 | 0 | 0 |
| 4 | 3er | 0 | 1 | 1 | 1 |
| 5 | 4er | 1 | 2 | 3 | 3 |
| 6 | 5er | 3 | 4 | 3 | 6 |
| 7 | 6er | 5 | 6 | 5 | 5 |
| 8 | 7er | 5 | 6 | 4 | 6 |
| 9 | 8er | | | | |
| 10 | | | | | |
| 11 | | | | | |

*Abbildung 23: Beispiel zur Verwendung der Pearsonschen Formel in Excel (Office 365, Fa. Microsoft, Redmond, USA)*

Liegt der errechnete Wert unter 1, besteht eine geringe Korrelation. Allerdings kann man ab einem Wert von r= 0,9 von einer sehr guten Korrelation sprechen. Dafür spricht, dass die verglichenen Messmethoden fast gleich zu bewerten sind und dass die Messmethode *y* eine geringere Korrelation zu der Messmethode *x* aufweist.
Mit dieser Berechnung wurde jede Methode kieferabhängig verglichen.

Neben der Berechnung des Korrelationskoeffizienten wurde für die Ermittlung der Signifikanz der Kontaktpunktverteilung zwischen den Methoden der t-Test durchgeführt. Dieses Testverfahren wird in Kapitel 3.3.2 Statistische Auswertung der EMG-Daten weiter erläutert.

Die Ergebnisse des 1. Durchgangs und des Kontrolldurchgangs wurden mittels Standardabweichung pro Probanden verglichen. Die Standardabweichung ist dabei ein Maß für die Streuung von Werten bezüglich ihres Mittelwertes (51).

Die Formel die Excel dafür verwendet lautet:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\Sigma \cdot (x - \bar{x})^2}{n}}$$

Dadurch konnte festgestellt werden, ob große Abweichungen zwischen beiden Durchgängen bestanden.

Sie wurde in Excel wie folgt berechnet:
=STABW.N(Zahl1; Zahl2;…)

### 3.3.2 Statistische Auswertung der EMG-Daten

Für die Auswertung der EMG-Daten wurde der t-Test für jede Art der Messung durchgeführt. Beim t-Test handelt es sich im Allgemeinen um ein parametrisches, statistisches Verfahren zur Überprüfung aufgestellter Hypothesen. Das Verfahren arbeitet mit arithmetischen Mitteln und Populationsparametern (52). Der Test gibt einen Beweis dafür, ob sich zwei zu untersuchenden Gruppen in ihren Mittelwerten unterscheiden. Er berechnet den p-Wert, welcher die Wahrscheinlichkeit angibt, dass die Nullhypothese wahr ist, angibt. Die Nullhypothese wiederum sagt aus, dass ein Unterschied zwischen zwei Methoden vorliegt. Bei einem p-Wert von 0,05 ist die Wahrscheinlichkeit, dass die Nullhypothese zutrifft, also dass ein signifikanter Unterschied zwischen zwei Methoden besteht, nicht vorhanden und somit wird die Nullhypothese verworfen. In diesem Fall wird das Resultat als statistisch signifikant bezeichnet. Um die Richtigkeit der Ergebnisse sicher zu stellen, müssen vor dem Durchführen des t-Testes die Werte auf ihre Normalverteilung geprüft werden. Dies erfolgte durch den Kolmogorov-Smirnov-Test. Dieser Test kann auch bei kleineren Stichproben überprüfen, ob mit einer hohen Wahrscheinlichkeit eine gegebene Verteilung von der Normalverteilung abweicht (53). Der Kolmogorov-Smirnov-Test kann auf alle Skalenniveaus angewendet werden. Dabei wird eine Teststatistik zu Hilfe genommen. Für den Nachweis einer Normalverteilung sollte der Zahlenwert des Ergebnisses nach dem Kolmogorov-Smirnov-Test so gering wie möglich sein.
Auch dieser Wert wurde über Excel berechnet.
Die Syntax der Funktion T.Test weist folgende Argumente auf:

T.TEST(Matrix1; Matrix2; Seiten; Typ)

Die Matrix1 und Matrix2 stehen für die zu untersuchenden Datensätze. Die Seiten beschreiben die Verteilung. Als Werte können die Zahlen 1 (für eine einseitige Verteilung) oder die 2 (für eine zweiseitige Verteilung) stehen. Bei dem Argument „Typ" handelt es sich um die Art des durchzuführenden t-Tests. Soll der Test gepaart ausgeführt werden, muss die Zahl 2 bei zwei Stichproben gleicher Varianz und die Zahl 3 bei ungleicher Varianz eingesetzt werden. Bei der Durchführung des t-Tests wurden die Argumente für eine zweiseitige Verteilung und zwei Stichproben ungleicher Varianz, also Seite 2 und Typ 3 angegeben werden. Die Formel für den t-Test lautet (54):

$$p = \sqrt{\frac{nm}{n+m} \cdot \frac{\bar{x} - \bar{y} - \omega_0}{s}}$$

# 4. Ergebnisse

## 4.1 Vergleich der Kontaktpunktanzahl

Die Kontaktpunkte wurden, wie im Kapitel „Material und Methoden“ bereits erwähnt, pro Zahn gezählt. Die Kontaktpunkte auf den Weisheitszähnen wurden nicht berücksichtigt.

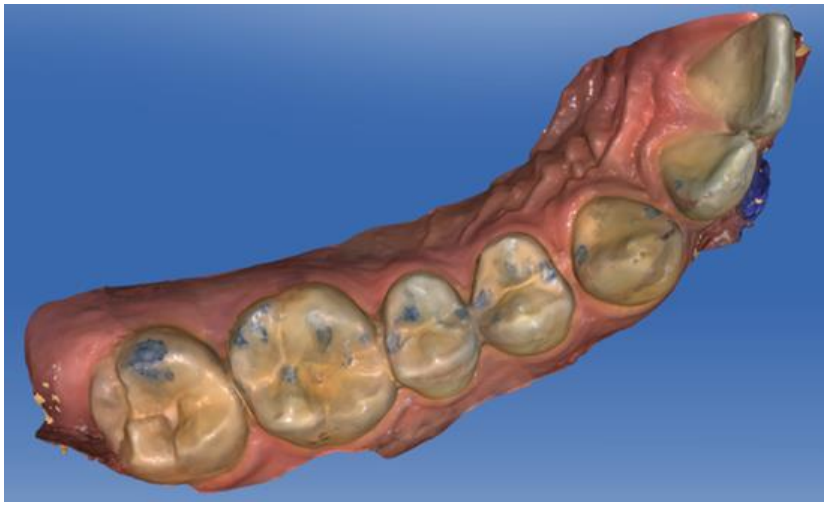


*Abbildung 24: Digitale Darstellung eines 2. Quadranten mit durch Artikulationspapier markierten Kontaktpunkten*

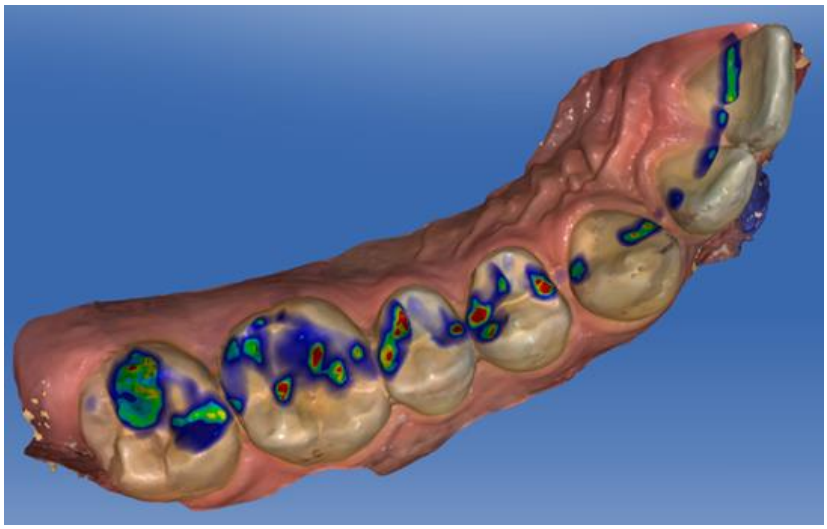


*Abbildung 25: Digitale Darstellung eines 2. Quadranten mit digitaler Okklusion*

Wie in den Abbildungen zu erkennen ist, ähneln sich die Kontaktpunkte und -flächen, die durch Artikulationspapier sichtbar gemacht wurden, in Form,

topographischer Lage und Verteilung der digitalen Kontaktpunkte (Abbildungen 24 und 25).

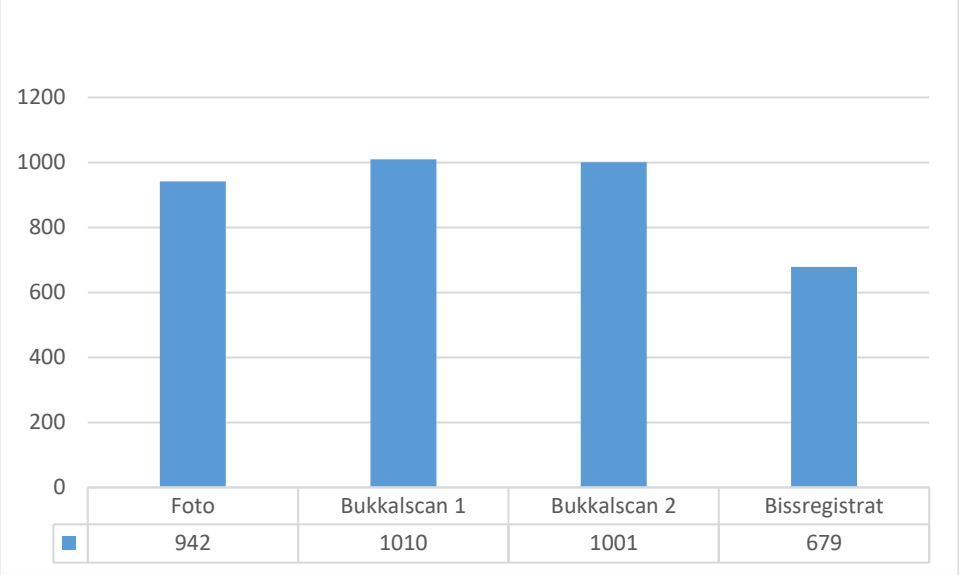



*Diagramm 1: Summe der gezählten Kontaktpunkte*

Insgesamt wurden ca. 3600 Kontaktpunkte aller Registriermethoden bei 30 Probanden gezählt.
Die CEREC®-Software berechnete nach dem 1. Bukkalscan im Ober- und Unterkiefer insgesamt 1010 und beim 2. Bukkalscan 1001 Kontaktpunkte. Auf den Fotos der Zähne mit Markierung der Kontaktpunkte mittels Artikulationspapier wurden 942 Punkte gezählt. Bei der Auswertung der Bissregistrate waren es insgesamt 679 Kontaktpunkte (siehe Diagramm 1).

In den folgenden Diagrammen (2, 3 und 4) wurde die Anzahl der Kontaktpunkte im Unterkiefer und Oberkiefer getrennt voneinander, der Zahngruppen bzw. Zähnen mit der jeweiligen Registriermethode aufgeführt.

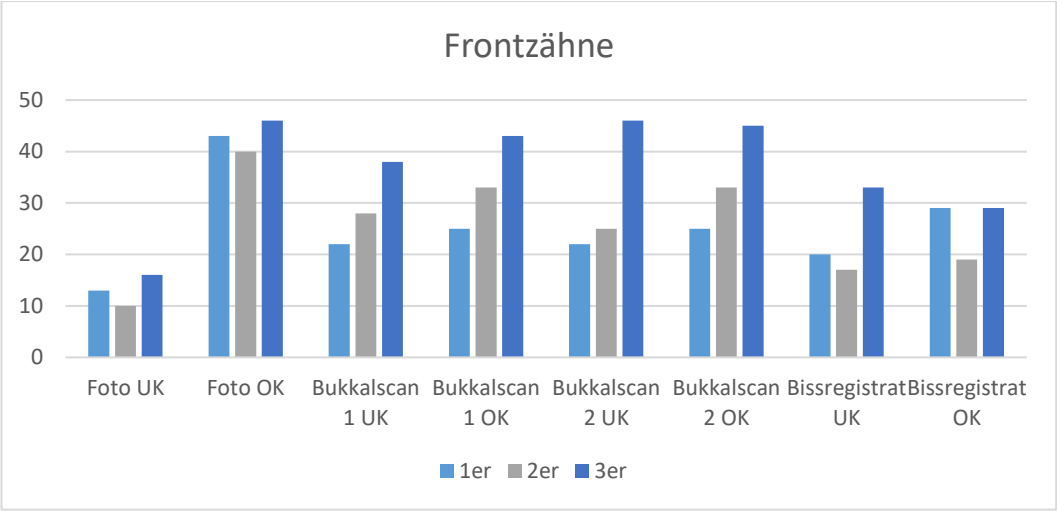



*Diagramm 2: Kontaktpunktanzahl der Frontzähne im UK und OK in Gegenüberstellung*

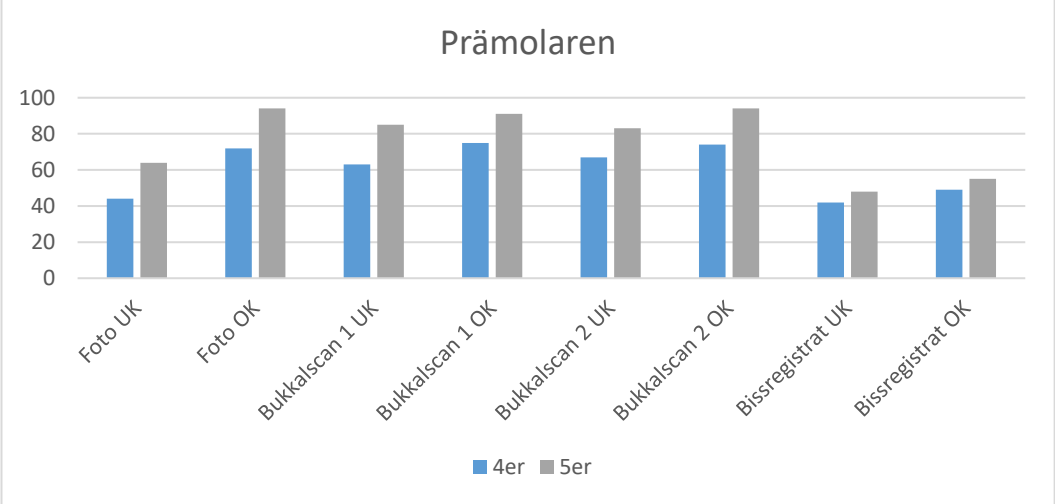



*Diagramm 3: Kontaktpunktanzahl der Prämolaren im UK und OK in Gegenüberstellung*

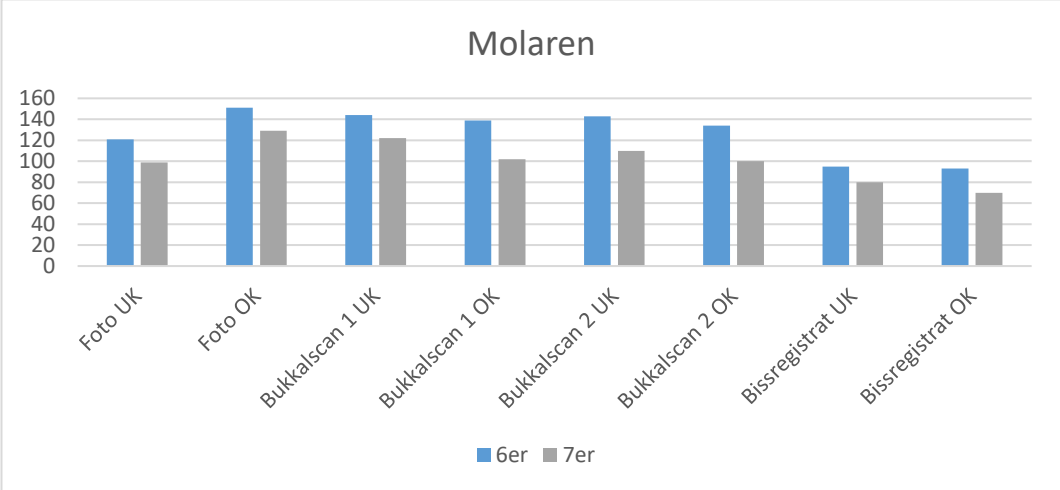



*Diagramm 4: Kontaktpunktanzahl der Molaren im UK und OK in Gegenüberstellung*

Die Anzahl der gezählten Kontaktpunkte variierten im Frontzahnbereich zwischen 10 - 46 Kontaktpunkten pro Zahn und pro Messung (Diagramm 2). Im Prämolarenbereich besteht eine Spanne von 42 - 94 (Diagramm 3) und im Molarenbereich von 70 - 101 Kontaktpunkten (Diagramm 4).

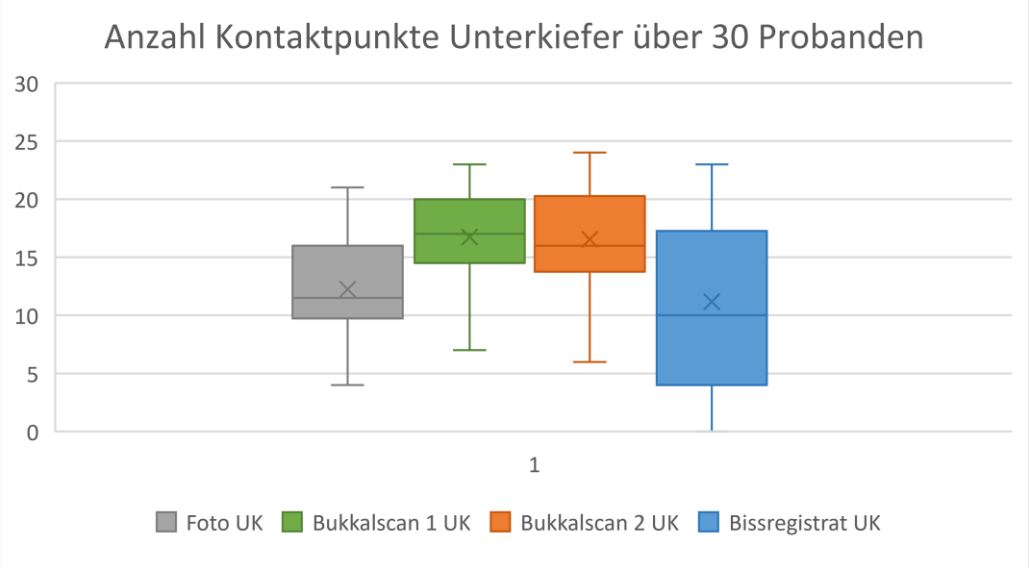



*Diagramm 5: Anzahl der Kontaktpunkte im Unterkiefer aller Probanden*

Im Diagramm 5 ist in Boxplots die Anzahl und die Verteilung der Kontaktpunkte bei allen Registriermethoden im Unterkiefer dargestellt. Es ist zu erkennen, dass die größte Box und somit auch die größte Streuung der Kontaktpunktanzahlen bei den Bissregistraten auftritt. Die Bukkalscans zeigen die größte Anzahl an gezählten Kontaktpunkten. Beim Bukkalscan 1 ist zudem zu sehen, dass die Medianebene sich ungefähr in der Mitte der Box befindet und sich somit die Daten gleichmäßig über und unter der Medianebene befinden. Anders stellt es sich bei der Fotoanalyse und dem Bukkalscan 2 dar. Hier liegt die Medianebene im unteren Viertel der Box. Die Daten konzentrieren sich also in diesem Bereich.

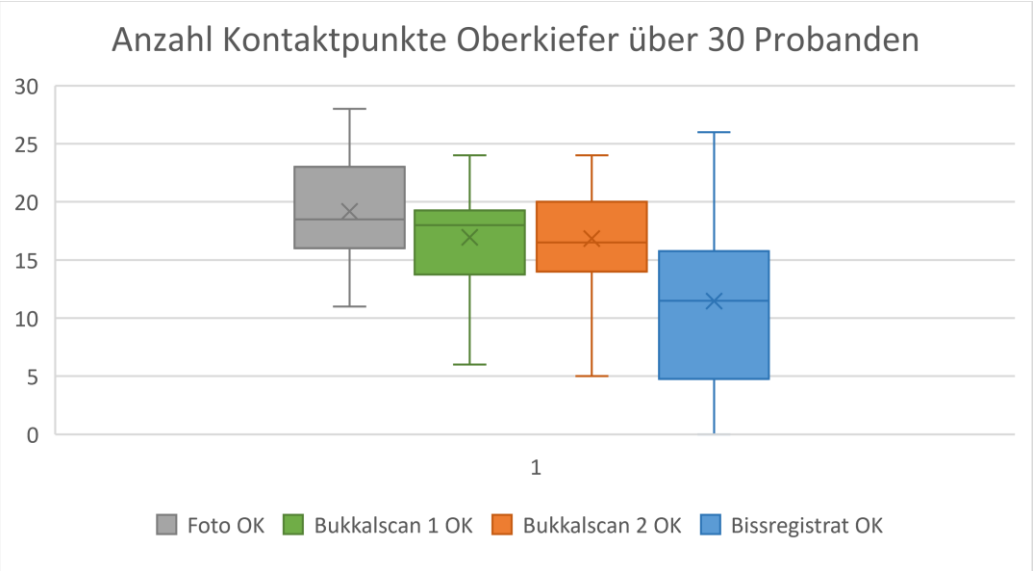



*Diagramm 6: Anzahl der Kontaktpunkte im Oberkiefer aller Probanden*

In Diagramm 6, in dem die Kontaktpunktverteilung in den verschiedenen Messmethoden im Oberkiefer dargestellt ist, sind deutliche Unterschiede zu Diagramm 5 zu erkennen. Während sich die Verteilung der Kontaktpunkte im Oberkiefer, wie auch im Unterkiefer, bei dem Bukkalscan 1 und 2 sowie der Bissregistrate ähnlich im Diagramm darstellen, steht der Boxplot der Fotoanalyse nun im oberen Bereich der Anzahlen. Man erkennt deutlich, dass im Oberkiefer mehr Kontaktpunkte auf den Fotos gezählt werden konnten als im Unterkiefer. Auch in Diagramm 6 zeigt sich eine breitere Streuung der Anzahl der Kontaktpunkte bei den Bissregistraten.

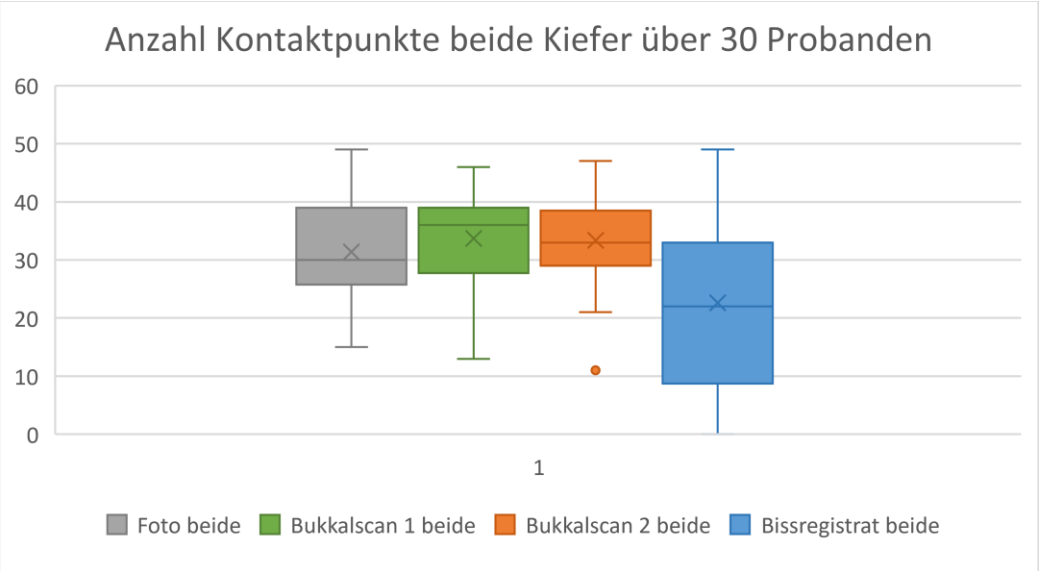



*Diagramm 7: Anzahl der Kontaktpunkte beider Kiefer aller Probanden*

In Diagramm 7 ist die Kontaktpunktverteilung bei allen Bissregistrierungsmethoden dargestellt. Es ist deutlich zu erkennen, dass bei den Bissregistraten eine größere Verteilung und insgesamt weniger Kontaktpunkte gezählt werden konnten. Die übrigen Methoden stehen in einem ähnlichen Bereich im Diagramm.

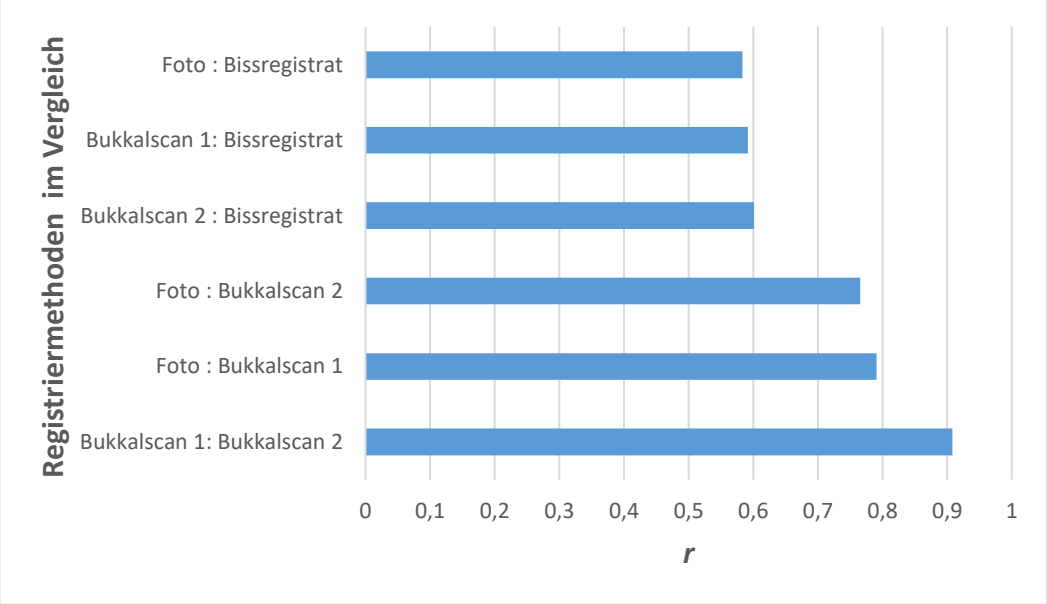



*Diagramm 8: Korrelationskoeffizient der unterschiedlichen Registriermethoden*

Der Korrelationskoeffizient *r*, welcher zum Vergleich der Registriermethoden dient, bewegt sich zwischen *r* = 0,58 und r = 0,91

(Diagramm 8). Dieser beträgt beim Vergleich von der Okklusionsfolie (im Diagramm als Foto gekennzeichnet) zum Bissregistrat *r* = 0,58, zum Bukkalscan 1 *r* = 0,79 und zum Bukkalscan 2 *r* = 0,77. Betrachtet man den Koeffizienten des Bissregistrates, liegt *r* zum Bukkalscan 1 bei 0,59, zum Bukkalscan 2 bei 0,6. Der höchste *r*-Wert liegt mit 0,91 beim Vergleich der beiden Bukkalscans vor.

Bei Betrachtung von Diagramm 9 ist zu erkennen, dass sich der Korrelationskoeffizient beim Vergleich der Registriermethoden der Zahngruppen, im Molarenbereich zwischen 0,75 und 1 bewegt. Im Prämolarenbereich liegt *r* zwischen 0,33 und 1, wobei der niedrigere Wert beim Vergleich des Bissregistrates zu der Fotodokumentation berechnet wurde. Im Vergleich beider Bukkalscans ist *r* = 1 berechnet worden. Bei den Frontzähnen liegt der kleinste Wert beim Vergleich des Bukkalscans 2 zur Okklusionsfolie mit *r* = 0,1.

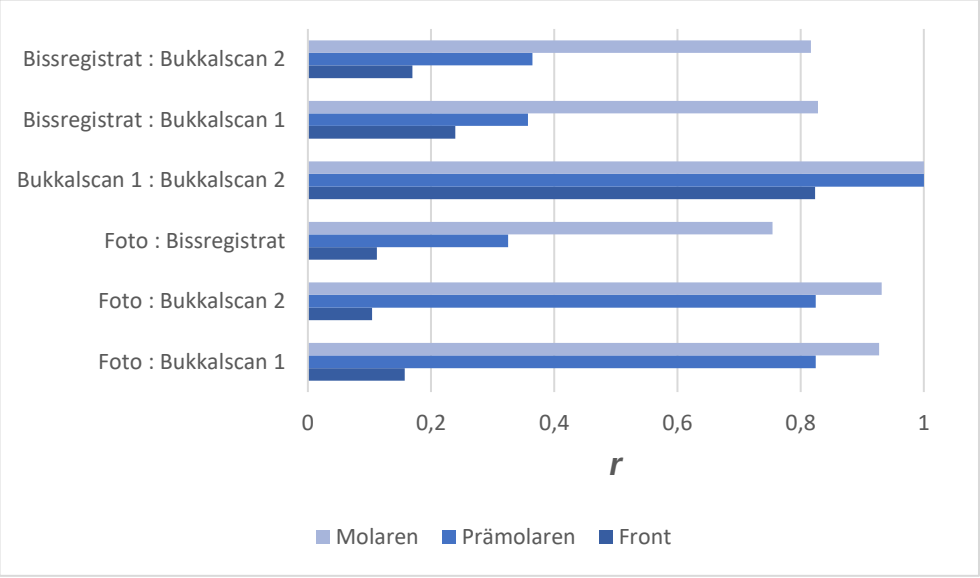



*Diagramm 9: Korrelationskoeffizient der Registriermethoden in Bezug auf die jeweiligen Zahngruppen*

| Korrelationskoeffizient im Unterkiefer | *r* |
|---|---|
| Foto: Bukkalscan 1 | 0,86 |
| Foto: Bukkalscan 2 | 0,82 |
| Foto: Bissregistrat | 0,62 |
| Bukkalscan 1: Bukkalscan 2 | 0,90 |
| Bukkalscan 1: Bissregistrat | 0,62 |
| Bukkalscan 2: Bissregistrat | 0,60 |

*Tabelle 2: Korrelationskoeffizient nach Pearson im Unterkiefer*

In Tabelle 2 wurde der Korrelationskoeffizient zwischen den unterschiedlichen Registriermethoden im Unterkiefer ermittelt und aufgelistet. Die Werte liegen im Bereich zwischen $r = 0,6$ und $r = 0,9$. Bei der Untersuchung des Bukkalscans 2 zum Bissregistrat beträgt $r = 0,60$. Ähnlich verhält es sich mit dem Korrelationskoeffizienten im Vergleich des Bissregistrates zum Bukkalscan 1 sowie zum Kontaktpunktmuster der Okklusionsfolie. Hier beträgt $r = 0,62$. In Betrachtung des Korrelationskoeffizienten des Bukkalscans 1 zu 2 ergibt sich $r = 0,90$. Sie bestätigt die *r*-Werte in Diagramm 8, in dem die gesamte Kontaktpunktzahl von Ober- und Unterkiefer untersucht wurde.

| Korrelationskoeffizient im Oberkiefer | *r* |
|---|---|
| Foto: Bukkalscan 1 | 0,78 |
| Foto: Bukkalscan 2 | 0,76 |
| Foto: Bissregistrat | 0,57 |
| Bukkalscan 1: Bukkalscan 2 | 0,87 |
| Bukkalscan 1: Bissregistrat | 0,58 |
| Bukkalscan 2: Bissregistrat | 0,59 |

*Tabelle 3: Korrelationskoeffizient nach Pearson im Oberkiefer*

Die Werte für *r* im Oberkiefer unterscheiden sich gering zu den errechneten Werten im Unterkiefer. Alle *r*-Werte liegen unter 0,9 liegen, wobei mit einem Wert von $r = 0,87$ auch im Oberkiefer die größte Korrelation zwischen Bukkalscan 1 und Bukkalscan 2 besteht (Tabelle 3). Die Abweichungen der *r*-Werte im Unter- und Oberkiefer weichen zwischen 0,01 - 0,08 voneinander ab. Im Oberkiefer schneidet der Korrelationswert zwischen der

Fotoanalyse und dem Bissregistrat mit *r* = 0,57 am niedrigsten ab. Trotz der Abweichungen zeigen die Werte beider Kiefer ähnliche Tendenzen.
Zur Untersuchung der verschiedenen Messmethoden eines Kiefers, wurde der t-Test angewendet. Die Werte wurden zuvor mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test auf Normalverteilung geprüft, wobei eine normale Verteilung bestätigt werden konnte. Somit sind die p-Werte aussagekräftig und interpretierbar.

| Messmethoden im Vergleich | p-Wert |
|---|---|
| Foto UK : Bukkalscan 1 UK | ≤ 0,001 |
| Foto UK : Bukkalscan 2 UK | ≤ 0,001 |
| Foto UK : Bissregistrat UK | **0,498** |
| Bukkalscan 1 UK : Bissregistrat UK | ≤ 0,001 |
| Bukkalscan 2 UK : Bissregistrat UK | ≤ 0,001 |
| Bukkalscan 1 UK : Bukkalscan 2 UK | **0,853** |

*Tabelle 4: p- Wert im Vergleich der Messmethoden im Unterkiefer*

| Messmethoden im Vergleich | p-Wert |
|---|---|
| Foto OK : Bukkalscan 1 OK | **0,059** |
| Foto OK : Bukkalscan 2 OK | 0,044 |
| Foto OK : Bissregistrat OK | ≤ 0,001 |
| Bukkalscan 1 OK : Bissregistrat OK | 0,001 |
| Bukkalscan 2 OK : Bissregistrat OK | 0,001 |
| Bukkalscan 1 OK : Bukkalscan 2 OK | **0,928** |

*Tabelle 5: p- Wert im Vergleich der Messmethoden im Oberkiefer*

Die Werte, die > 0,05 betragen sind nicht signifikant. In Tabelle 4 sind die Werte über 0,05 fett markiert, so dass ersichtlich wird, dass im Unterkiefer die Anzahl der Kontaktpunkte aus den Fotos im Vergleich zu den Bissregistraten sich annähern. Beim Bukkalscan 1 und 2 ist zu erkennen, dass die Kontaktpunktanzahl mit einem p- Wert von 0,853 nahezu gleich ist.
Ähnliches ist im Oberkiefer zu beobachten. Hier sind p- Werte im Vergleich des Bukkalscans 1 zu den Fotos und zum Bukkalscan 2 nicht signifikant

unterschiedlich. Der höchste p-Wert mit 0,928 bezieht sich auf den Vergleich zwischen dem Bukkalscan 1 mit 2.

## 4.2 Auswertung des Elektromyogramms

Die Messung der Muskelaktivität während der verschiedenen Bissregistrierungen erfolgte durch Elektromyographie.
Um ein Minimum und Maximum der Muskelaktivität und so die Muskelaktivitätsspanne zu erhalten, wurden mehrere EMG-Messarten durchgeführt. Die Ruhemuskelaktivitäten wurden als Relax (Messung während der Ruheschwebelage) und Relax IP (Messung während habitueller Interkuspidation) aufgenommen und gespeichert (siehe Diagramm 10).

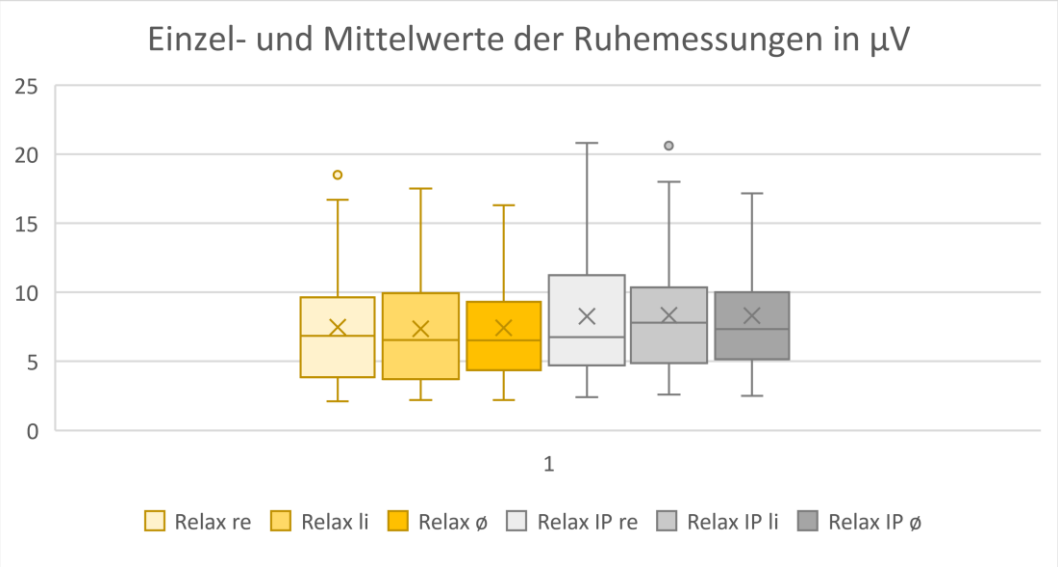



*Diagramm 10: Einzel- und Mittelwerte der Ruhemessungen in µV*

In Diagramm 10 sieht man (in gelb) die Werte in der Ruheschwebelage und in grau bei minimaler Interkuspitation. Die Muskelaktivität fällt bei Ruheschwebelage im Durchschnitt niedriger aus als bei Interkuspidation. In beiden Situationen liegt der Durchschnitt nicht über 10 µV. Die höchste Verteilung besteht bei der Ruhemessung bei Interkuspitation auf der rechten Gesichtshälfte.

Die Messwerte zwischen rechter und linker Gesichtshälfte bei Ruheschwebelage fallen nahezu gleich aus.

Die maximalen Muskelaktivitäten wurden während des maximalen Aufbisses der Zähne auf Watterollen aufgenommen. So erhielt man im Mittelwert aller Messungen eine Ruheaktivität von 7,42 µV und eine maximale Muskelaktivität beim Aufbiss auf Watterollen von 175,26 µV (siehe Diagramm 11).

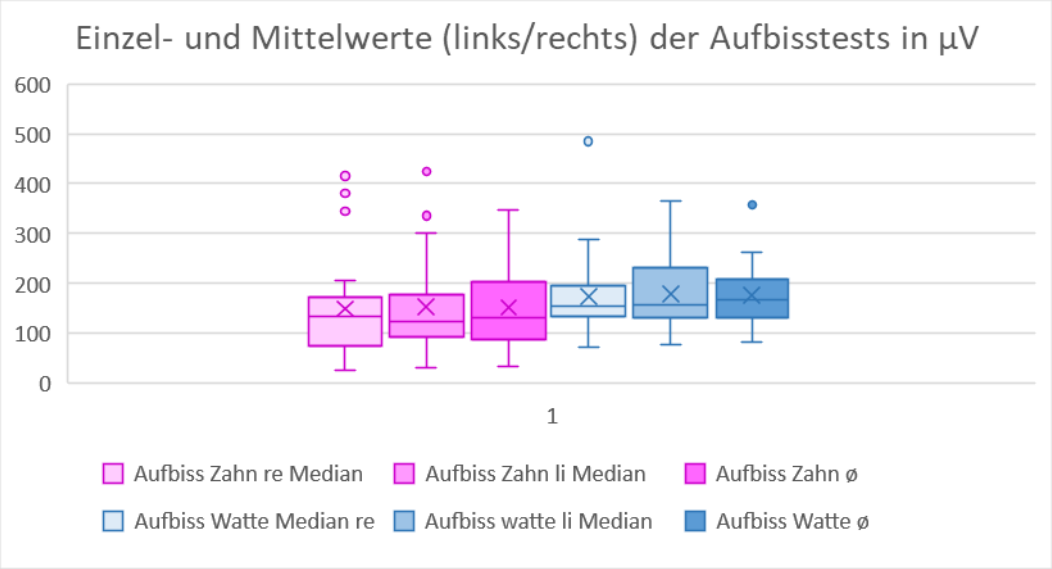



*Diagramm 11: Einzel- und Mittelwerte (links/rechts) der Aufbisstest in µV*

Bei den Aufbisstests stellte sich heraus, dass die Messwerte des Aufbisses auf Watte im Durchschnitt höher liegen als beim Aufbiss auf den Zähnen (siehe Diagramm 11). Allerdings ist die Verteilung der Daten im Messbereich beim Zahnaufbiss größer. Ausreißer lassen sich bei beiden Messmethoden beobachten. Hierbei zeigt sich beim Zahnaufbiss rechts drei, beim Aufbiss auf Watte rechts ein Ausreißer.
Die Messung der Muskelaktivität erfolgte bei den Bissregistrierungen für die linke und rechte Gesichtshälfte getrennt. In Diagramm 12 wird dies veranschaulicht. Bei allen Registriermethoden ist die Verteilung der Messdaten von rechter und linker Gesichtshälfte nahezu gleich. Die meisten Ausreißer, auch extreme Ausreißer, finden sich bei den Bissregistraten.

Auch bei der Auswertung des Bukkalscans entstanden Werte, die weit außerhalb der Verteilungsbox liegen.

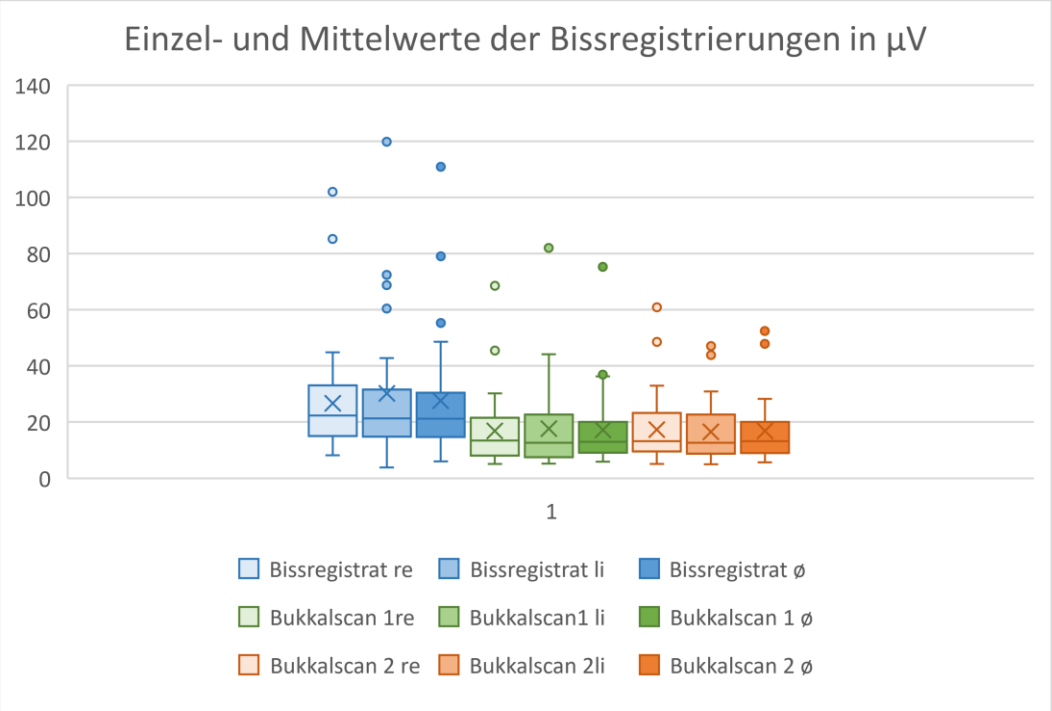



*Diagramm 12: Einzel- und Mittelwerte der Bissregistrierungen in µV*

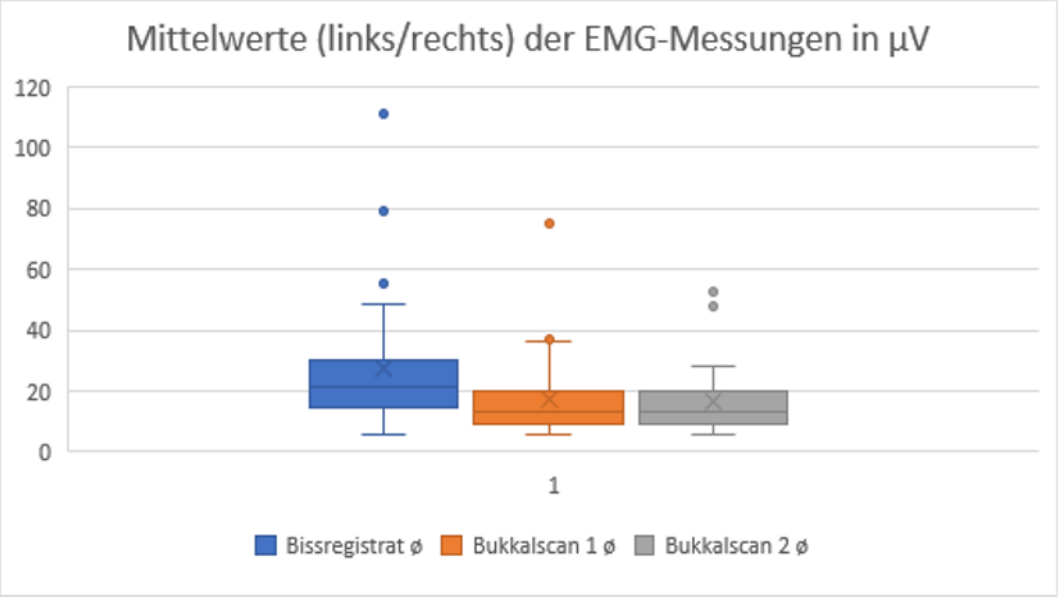



*Diagramm 13: Mittelwerte (links/rechts) der EMG-Messungen in µV*

In Diagramm 13 ist die Verteilung der Messdaten in Boxplots dargestellt. Der Interquartilsabstand ist bei Bissregistraten größer als bei den

Bukkalscans, was auf eine größere Verteilung der Messwerte hindeutet. Bei den Daten der EMG-Messungen der Bissregistrate erkennt man in dem Diagramm drei Ausreißer, dabei ist auch ein großer Ausreißer vorhanden. Jeweils zwei Ausreißer bei den Bukkalscans 1 und 2 konnten gezählt werden. Alle Ausreißer stehen oberhalb der Boxplots.
Die Mediane aller Boxplots stehen in der unteren Hälfte der Boxplots, woraus man eine engere Verteilung im unteren Bereich der Box interpretieren kann.

| | Relax | Relax IP | Aufbiss Zähne | Aufbiss Watte |
|---|---|---|---|---|
| Mittelwert in µV | 7,42 | 8,30 | 151,04 | 175,26 |
| Standartabweichung | 3,66 | 3,93 | 86,70 | 60,20 |

*Tabelle 6: Mittelwerte in µV der Messdaten während der Ruhemessungen*

Der Durchschnitt der Muskelaktivität sollte somit im besten Fall zwischen den Werten der Ruhemessung und des Aufbisses fallen.

| | Bissregistrat | Bukkalscan 1 | Bukkalscan 2 |
|---|---|---|---|
| Mittelwert in µV | 28,41 | 17,24 | 16,90 |
| Standartabweichung | 22,28 | 13,92 | 11,24 |

*Tabelle 7: Mittelwerte in µV der Messdaten während der verschiedenen Bissregistrierungen*

Wie in der Tabelle 7 zu sehen ist, bewegen sich die Mittelwerte der EMG-Messdaten der Bissregistrierungen im Bereich zwischen 28,41 µV und 17,24 µV, wobei sich die Werte des 1. und 2. Bukkalscans nur um 0,33 µV unterscheiden

| | Bissregistrat/Aufbiss Zahn | Bukkalscan 1/Aufbiss Zahn | Bukkalscan 2/ Aufbiss Zahn |
|---|---|---|---|
| Mittelwert | 22,99% | 13,32% | 15,43% |
| Standartabweichung | 0,160% | 0,112% | 0,166% |

*Tabelle 8: Die prozentuale Muskelaktivität während der Bissregistrierungen im Vergleich*

Tabelle 8 fasst die Mittelwerte und die Standartabweichung der Muskelaktivitäten im Vergleich der Registriermethoden zur Muskelaktivität während des reinen Zahnaufbisses in Prozent zusammen.
Die Mittelwerte aller Messungen sind in einem Balkendiagramm dargestellt (Diagramm 14). Hier kann man besonders gut den Abstand der Minima (Relax und Relax IP) zu den Maxima (Aufbiss Zahn und Watte) erkennen.

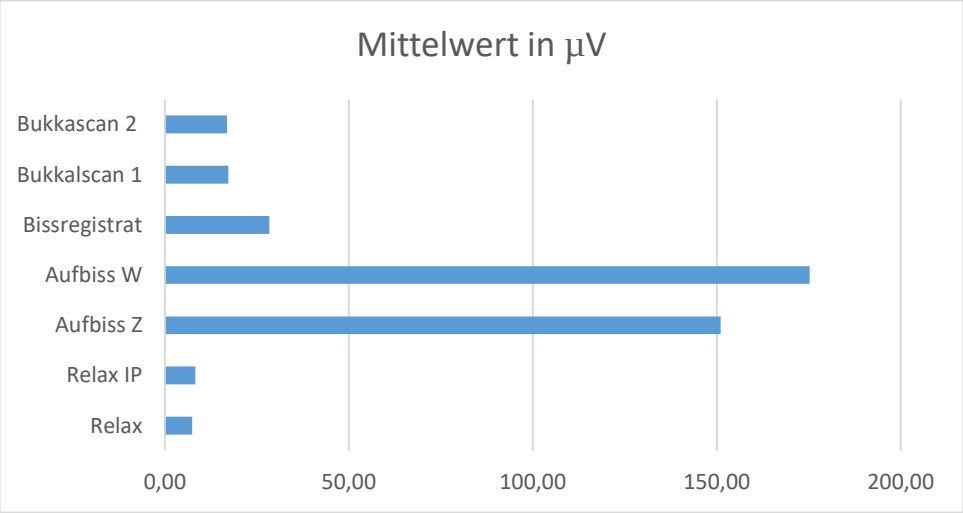



*Diagramm 14: Mittelwerte aller EMG-Messungen*

Um die Verteilung der Messungen zu verdeutlichen, wurde ein Diagramm mit Boxplots erstellt (Diagramm 15).

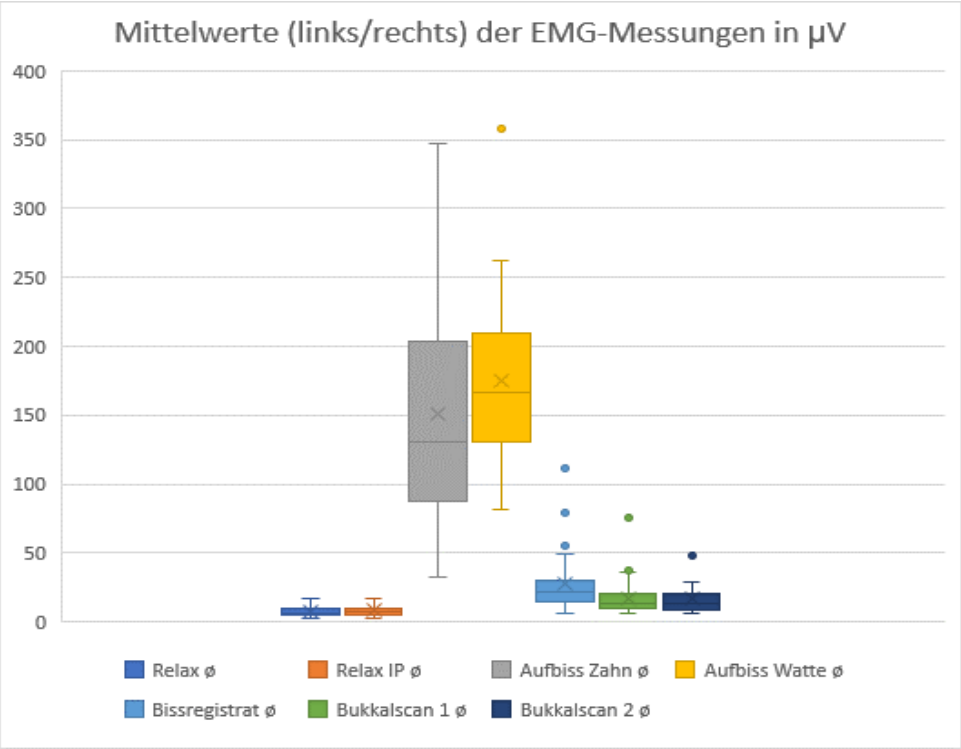



*Diagramm 15: Mittelwerte (links/rechts) aller EMG-Messungen in µV*

Die größte Verteilung besteht beim Zahnaufbiss, was durch die ausgeprägte Länge des Interquartilsabstandes erkennbar ist. Darauf folgt der Interquartilsabstand beim Aufbiss auf Watte. Die Datenverteilung der weiteren Messungen beschränken sich auf weniger als 50 µV. Der Maximalwert liegt bei über 350 µV und ist als Ausreißer zu betrachten. In dem Diagramm kann man auch erkennen, dass der Durchschnitt der Muskelaktivität bei den Bissregistrierungen zwischen Ruhe- und Aufbiss liegt. Deutlich wird, dass die Werte bei den Bissregistrierungen näher zu denen der Ruhemuskelaktivitäten liegen.

Im Vergleich der EMG-Messdaten mittels t-Test lag der p-Wert im Vergleich des Bissregistrates zum Bukkalscan 1 bei p = 0,025 und zum Bukkalscan 2 bei p = 0,016. Zwischen beider digitalen Bissregistrierungen wurde ein der p-Wert von 0,919 berechnet (Tabelle 9).

| 1.Durchgang | Bissregistrierung - Bukkalscan 1 | Bissregistrierung - Bukkalscan 2 | Bukkalscan 1 - Bukkalscan 2 |
|---|---|---|---|
| p-Wert | 0,025 | 0,016 | 0,919 |

*Tabelle 9: Die durch den t-Test ermittelten p-Werte zum Vergleich der Registriermethoden*

## 4.3 Auswertung des 2. Durchgangs

In der Studie wurden von den dreißig Probanden zehn nach dem Zufallsprinzip für eine Wiederholung der Messungen ausgewählt. Die in der Tabelle 10 dargestellten Standardabweichungen aller wiederholten Messungen zeigten eine Differenz von ca. 0,1 - 0,3.

| Probanden | 1. Durchgang | 2. Durchgang |
|---|---|---|
| 1 | 1,332 | 1,471 |
| 2 | 2,422 | 2,109 |
| 3 | 1,579 | 1,524 |
| 4 | 1,892 | 1,736 |
| 5 | 1,499 | 1,691 |
| 6 | 1,470 | 1,738 |
| 7 | 1,375 | 1,327 |
| 8 | 1,250 | 1,061 |
| 9 | 1,630 | 1,534 |
| 10 | 0,726 | 0,824 |

*Tabelle 10: Vergleich der Standardabweichungen des 1. und 2. Durchgangs der Kontrollgruppe*

Der t-Test ergab, dass die p-Werte über einem Wert von p = 0,05 liegen. Alle Werte lagen im Bereich von 0,227 - 0,810 (Diagramm 16).

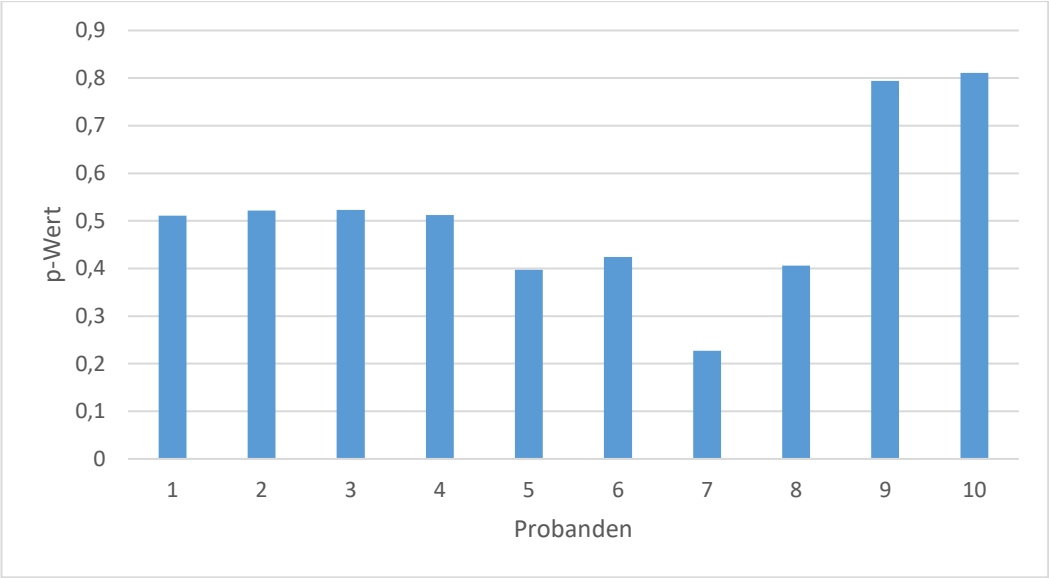



*Diagramm 16: Ergebnisse des t-Testes beim Vergleich der Kontaktpunktanalysen des 1. und 2. Durchgangs*

Wie in Diagramm 16 zu sehen ist, liegt der p-Wert bei der Bissregistrierung zum Bukkalscan 1 bei p = 0,134. Auch beim direkten Vergleich des Bukkalscans 1 und 2 liegt der p-Wert mit p = 0,686 über dem Idealwert von 0,05. Zwischen der Bissregistrierung und dem Bukkalscan liegt jedoch der p-Wert mit p = 0,028 darunter.

Die Standardabweichung zwischen Bissregistrierung und Bukkalscan 1 liegt bei σ = 0,055 und zum Bukkalscan 2 bei σ = 0,006. Bei Betrachtung der Werte des Bukkalscans 1 und 2 liegt die Standardabweichung bei σ = 0,117.

| 2.Durchgang | Bissregistrierung - Bukkalscan 1 | Bissregistrierung - Bukkalscan 2 | Bukkalscan 1 - Bukkalscan 2 |
|---|---|---|---|
| p-Wert | 0,134 | 0,028 | 0,686 |
| Standartabweichung | 0,055 | 0,006 | 0,117 |

*Tabelle 11: p-Wert beim Vergleich der unterschiedlichen Methoden*

Neben der Untersuchung der Kontaktpunkte wurden auch die EMG-Messungen wiederholt.

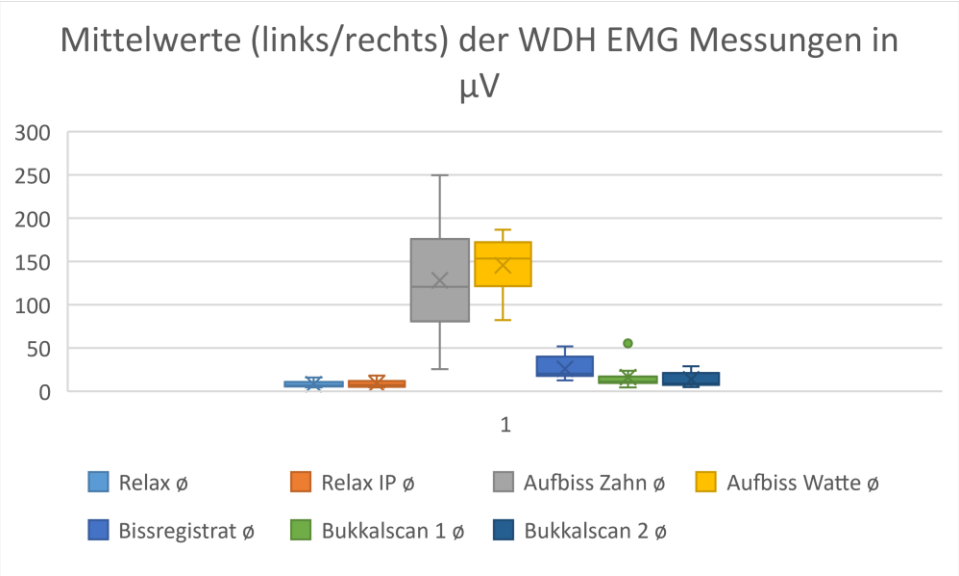



*Diagramm 17: Mittelwerte (links/rechts) der WDH EMG Messungen in µV*

In Diagramm 17 sind in Boxplots die Verteilung die Mittelwerte der Messdaten unter unterschiedlichen Situationen im 2. Durchgang dargestellt. Die höchste Muskelaktivität entstand bei dem maximalen Zahnaufbiss. Die Werte lagen zwischen 249,65 und 25,60 µV. Ähnliche Werte ergaben sich auch während des Aufbisses auf Watterollen. Die geringste Muskelaktivität wurde wie erwartet bei den Ruhemessungen in Ruheschwebelage (4,40 - 15,95 µV) und relaxierter Interkuspidation (4,50 – 18,15 µV) aufgezeichnet. Die während der Bissregistrierung gemessenen EMG-Werte lagen im Messbereich zwischen Interkuspitation und Ruheschwebelage. Dabei war die Muskelaktivität bei den Bissregistraten mit Werten und Verteilung am höchsten. Die Werte bei beiden Bukkalscans bewegen sich in ähnlichen Bereichen, wobei beim Bukkalscan 1 eine durchschnittlich niedrigere Muskelaktivität erreicht wurde.

In Gegenüberstellung der Diagramm 15 und 17 ist zu erkennen, dass die Boxplots des 2. Durchgangs (als WDH gekennzeichnet) im Diagramm höher liegen als im 1. Durchgang. Auch die Boxen, also die Verteilungen, sind größer.

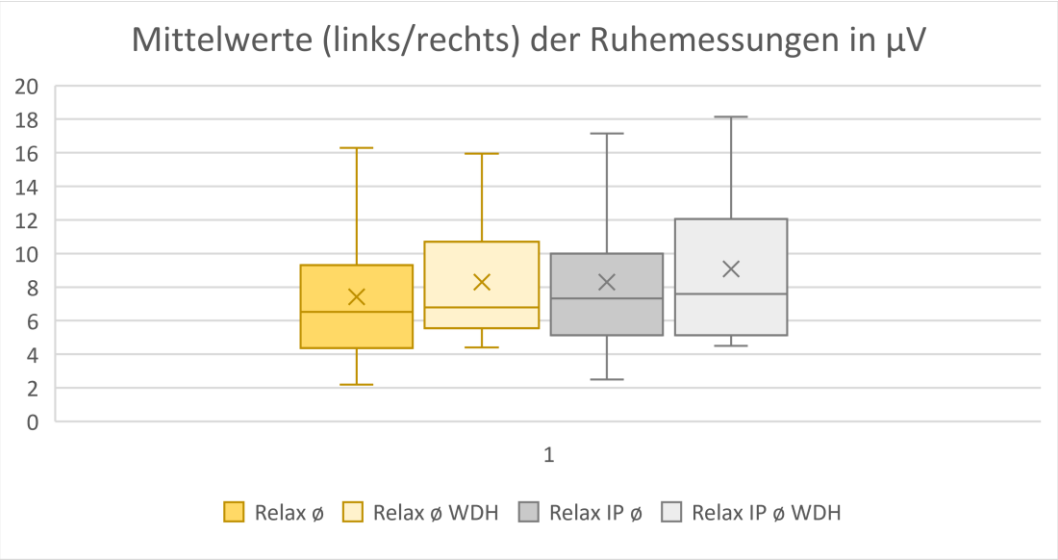



*Diagramm 18: Mittelwerte (links/rechts) der Ruhemessung in µV*

Beim Vergleich der Mittelwerte beim Aufbisstest erkennt man im Diagramm 19, dass beim 2. Durchgang eine geringere Muskelaktivität als im 1. Durchgang gemessen wurde. Besonders beim Aufbiss auf Watte ist ein Unterschied sichtbar. Auch die Verteilung der Werte fällt kleiner aus. Es ist dennoch zu sehen, dass sich die Werte zwar nicht gleich, aber verhältnismäßig ähnlich verhalten.

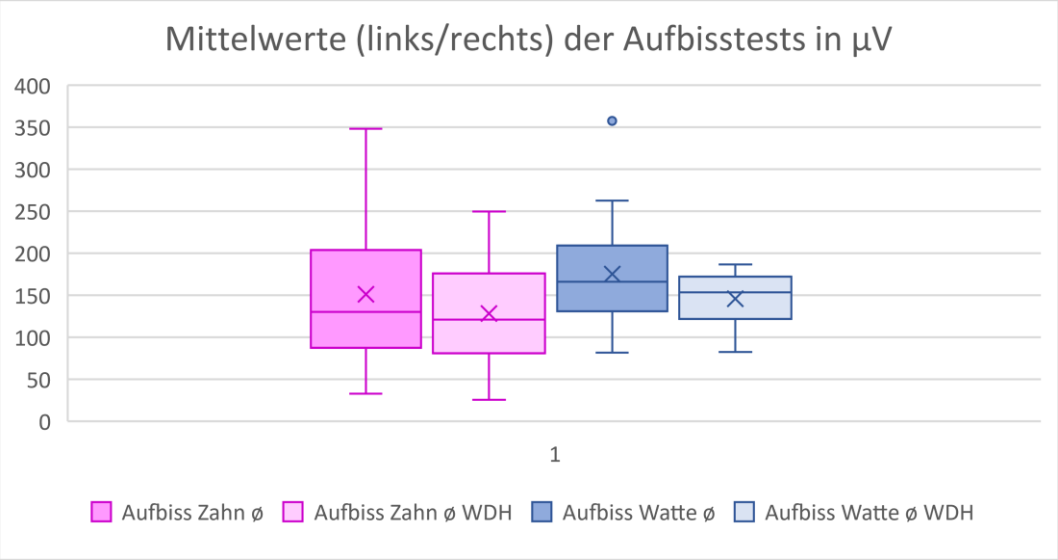



*Diagramm 19: Mittelwerte (links/rechts) der Aufbisstests in µV*

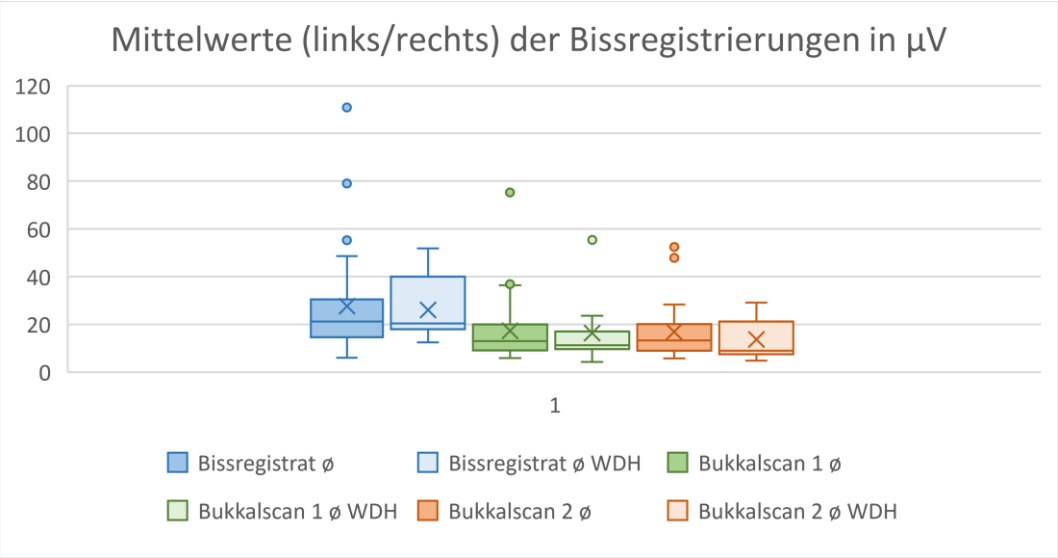



*Diagramm 20: Mittelwerte (links/rechts) der Bissregistrierungen in µV*

Das Diagramm 20 führt hier die Mittelwerte der EMG-Messungen während der Bissregistrierung auf. Dabei sind die Werte des 1. und 2. Durchgangs nebeneinandergestellt. Auffällig ist, dass im 2. Durchgang eine höhere Muskelaktivität bei den Bissregistraten bestand als im 1. Durchgang. Somit liegt eine höhere Diskrepanz zwischen Bissregistrat WDH und Bukkalscan 1 und 2 WDH vor. Bei den Bukkalscans ist die Muskelaktivität bei beiden Durchgängen ähnlich. Bei der Wiederholung des Bukkalscans 2 liegt allerdings die Medianebene im unteren Bereich der Box. Man kann daraus schließen, dass 50 % der Werte, die über dem Durchschnitt liegen größer verteilt sind. Im 1. Durchgang sind mehr Ausreißerwerte entstanden. Aus dem Diagramm geht hervor, dass auch beim 2. Durchgang ähnliche Messergebnisse zustande kamen.

# 5. Diskussion

## 5.1 Diskussion zum Studiendesign

In der Studie wurden insgesamt dreißig Probanden in einer Altersgruppe von 18 bis 30 Jahren untersucht. Dabei handelte es sich um 15 Frauen und 15 Männer mit einem nahezu naturgesunden Gebiss.

Diese Studie ist als Pilotstudie anzusehen, da bis zu diesem Zeitpunkt ein Vergleich der digitalen Bissregistrierung mit konventionellen Methoden mit CEREC® in vivo noch nicht durchgeführt wurde.

## 5.2 Diskussion zu Material und Methoden

### 5.2.1 Herstellung des Bissregistrates

Zur konventionellen Bissregistrierung wurde ein A-Silikon (Fa. Detax) verwendet. Dieses Material besitzt die optischen Eigenschaften, um standarisiert mit der GEDAS-Methode ausgewertet zu können. In dieser Studie zeigte sich, dass die Genauigkeit der Bissregistrate im Gegensatz zur digitalen Bissregistrierung unzureichend waren. Während bei der digitalen Registrierung 1008 - 1017 Kontaktpunkte gezählt wurden, waren es bei den Bissregistraten 626 Punkte. So ist zu erkennen, dass über die konventionelle Methode weniger Kontaktpunkte abgebildet werden konnten. Neben der Vermutung, dass Bissregistrate weniger genau sind als digitale Bissregistrierungen, könnte ein weiterer Grund für die geringere Kontaktpunktanzahl der Bissregistrate das verwendete Material sein.
In diversen Studien wurde die Genauigkeit der Bissregistrierung mittels A-Silikon-, Vinyl-Polysiloxane-, Polyether- und Wachsregistraten untereinander verglichen (55) (15) (56). Dabei stellte sich heraus, dass Bissregistrierungen aus Wachs eine größere vertikale Schrumpfung aufwiesen als synthetisch hergestellte Materialien.

In weiteren Studien wurde die Übertragung und Reproduzierbarkeit der Bissrelation auf Gipsmodelle durch Bissregistrate untersucht (55) (57). Die meisten Studien ergaben, dass Bissregistrate aus Wachs oder aus Zink-Eugenol die geringste Formstabilität aufwiesen. Bissregistrate aus Silikon zeigten eine bessere Formstabilität, jedoch wies Vinyl-Polysiloxane das beste Ergebnis auf. Außerdem stellte man in einer Studie von Ghazal fest, dass bei der Übertragung eines Bissregistrates vom Patienten zu Gipsmodellen neben den Eigenschaften des Materials, auch die Kraft, die beim Zusammendrücken der Ober- und Unterkiefermodelle im Artikulationsprozess aufgenommen wurden, eine wichtige Rolle für ein möglichst präzises Ergebnis einnimmt. Die besten Ergebnisse erreichte man durch einen Kraftaufwand von circa 1 kg (58). Eine ideale Kaukraft auf das Bissregistrat ist allerdings mit dem Patienten schwierig umzusetzen.
Die korrekte Übertragung der Okklusion vom Patienten zu den dazugehörigen Gipsmodellen, die zum Beispiel für die Herstellung von prothetischen Restaurationen benötigt wird, hängt somit von vielen Faktoren ab. Solaberrieta hat in einer Studie die konventionelle und digitale Bissregistrierung untersucht. Er verwendete zum einen Gipsmodelle, die in der maximalen Interkuspitation einartikuliert wurden. Durch einen 3D-Scanner der Industrie (ATOS Compact Scan 5M, GOM GmbH) wurden die Modelle digitalisiert. Die digitale Okklusion wurde von den Softwares Rapidform 3 (Fa. INUS Technology) und Geomagic Studio (Fa. Geomagic Design X) berechnet. Die Kontaktpunkte der Gipsmodelle wurden durch Artikulationsfolie mit einer Dicke von 8 µm sichtbar gemacht und zusätzlich mit Shimstockfolie untersucht. Die Anzahl und anatomische Lage der Kontaktpunkte wurden gezählt und statistisch ausgewertet. Das Ergebnis war, dass das Okklusionsbild bei digitaler Bissregistrierung genauer ist, als es mit konventionellen Methoden möglich ist (59). Die Form, Lage und Anzahl der Kontaktpunkte auf den Gipsmodellen ähnelte dem digitalen Okklusionsbild. Das gleiche Ergebnis konnte mit herkömmlichen Bissregistrierungen nicht ausreichend reproduziert werden. Die Resultate der genannten Studie schienen sich mit den Ergebnissen der hier durchgeführten Studie mit der CEREC® Omnicam zu ähneln.

Dabei konnten mittels Bissregistrate nicht so viele Kontaktpunkte dargestellt werden, wie durch die Software reproduziert wurden. Die Anzahl der digitalen Kontaktpunkte war in Annäherung zu den klinisch sichtbaren Kontaktpunkten ähnlich. In einer weiteren Studie konnten diese Beobachtungen bestätigt werden. Der Studienleiter analysierte die Genauigkeit von konventionellen und digitalen, interokklusalen Registrierungsmethoden. Er verwendete doublierte und in Gips gegossene, einartikulierte Frasaco Modelle. Für die Bissregistrate wurden zum sowohl herkömmliche A- Silikone (PVS-Gruppe) als auch speziell für Scans entwickelte A- Silikon verwendet (sPVS-Gruppe). Fünfzehn Modelle wurden ohne Bissregistrat über einen intraoralen Scanner eingescannt (IOS-Gruppe). Die Digitalisierung 45 Modellen mit den unterschiedlichen Bissregistraten erfolgte mit einem Laborscanner. Als Referenz dienten artikulierte Unter- und Oberkiefermodelle, welche mit einem hochpräzisem Industriescanner aufgenommen wurden. Die Modelle ohne Bissregistrat zeigten die geringste Abweichung der Okklusion zu den Referenzmodellen. Die größte Abweichung zeigten die Modelle mit den Bissregistraten, wobei nicht die Bissregistrierungsmaterialien untereinander verglichen wurden (60).
Ein weiterer Grund für das schlechtere Abschneiden der Bissregistrate könnte auch die Materialverdrängung während des Beissprozesses sein. Dies sollte Gegenstand weiterer Untersuchungen werden.

Frühere Studien zum Vergleich der digitalen und physikalischen Okklusion wurden anhand von Gipsmodellen durchgeführt. Diese wurden in einem mechanischen und digitalen Artikulator untersucht (61) (62). In vivo Studien, wie sie hier vorliegt, wurden bis jetzt kaum ausgeführt. Die Auswertung der Modelle erfolgte zumeist nach dem Schema von DeLong (61). Hier wurde nicht nur die Kontaktpunktanzahl untersucht, sondern auch die topographische Lage auf dem okklusalen Feld. Die Molaren wurden in Quadranten und die Prämolaren in Hälften geteilt. In dieser Studie wurde bei der Analyse der Kontaktpunkte jedoch darauf verzichtet, da die anatomische Lage für diese Studie nicht zu werten ist.

Ein weiterer Diskussionspunkt ist die Muskelaktivität während der Durchführung der verschiedenen Methoden. Die Muskelaktivität während der Bissregistrierung war im Gegensatz zur digitalen Bissregistrierung wesentlich höher. Dennoch ergab die Analyse der Bissregistrate aus A-Silikonen eine geringere Kontaktpunktanzahl, als intraoral und digital sichtbar waren.

Mögliche Gründe dafür könnte zum einen die Methode zur Analyse der Bissregistrate sein, zum anderen die falsche Handhabung, wie eine zu verzögerte oder fehlerhafte Materialapplikation. Zudem könnte auch eine Ungenauigkeit des Registriermaterials bestanden haben.

Die signifikanten Unterschiede der Muskelaktivitäten zwischen den verschiedenen Registrierungsmethoden können auch psychologisch hervorgerufen sein. Bei der Bissregistrierung mit einem A- Silikon weiß der Proband, dass er mit seiner Muskelkraft und seinen Zähnen ein Material durchbeißen muss. Dadurch könnte unterbewusst eine größere Kaukraft und somit höhere Muskelaktivität aufgebracht worden sein.

Die Analyse der Bissregistrate geschah durch die Verwendung des „Greifswald Digital Analyzing System“. Entscheidend bei der Analyse nach GEDAS ist der Kalibrierungskörper. Alle Kontaktpunkte, die eine geringere Dicke als die des Kalibrierungskörpers besaßen, wurden in einem Farbspektrum von rot bis dunkelblau markiert. Die Bereiche des Bissregistrates, welche die gleiche Dicke wie der Kalibrierungskörper aufwiesen, wurden blau markiert. Der Kalibrierungskörper hatte in dieser Studie eine Dicke von 90 µm, welche der des Kalibrierungskörpers entspricht. Bei Bereichen des Registrates, die eine Schichtdicke von unter 90 µm besaßen, wurden rot bis gelb gekennzeichnet. Für den korrekten Vergleich der verschiedenen Methoden wurde darauf geachtet, dass eine ähnliche Stärke der Registrierungsmittel verwendet wurde. So hatte das Artikulationspapier eine Dicke von 100 µm. Bei der Kontaktpunktanalyse der digitalen Modelle wurden alle Kontaktpunkte gezählt, die von rot bis dunkelblau markiert wurden. Dunkelblaue Kontakte standen für eine Distanz der Kontaktpunkte bis 100 µm. Obwohl sich die Grenzdistanz zwischen dem Kalibrierungskörper und den anderen Registriermethoden

um 10 µm unterscheiden, konnte eine nahezu eindeutige Vergleichbarkeit der Kontaktpunktanalysen aller drei Methoden garantiert werden.
Als problematisch stellte sich jedoch die Farbskala der Durchdringungstiefen und Kontaktpunktabstände der Fa. Dentsply Sirona dar. Die Farbcodierung beschränkt sich auf sechs Farben. Gerade die Blautöne, welche zum einen den Abstand von bis zu 100 µm und zum anderen größer als 100 µm markieren, sind kaum zu unterscheiden. Die Kontaktpunktzählung wurde dadurch erschwert.
Die digitale Bissregistrierung durch den Bukkalscan kann, im Gegensatz zu den konventionellen Methoden, beliebig oft wiederholt und in kurzer Zeit überprüft werden.

### 5.2.2 Diskussion zum Scanvorgang

Mit der CEREC® Omnicam ist es möglich, puderfrei und in Farbe Zähne bzw. Präparationen für Restaurationen aufzunehmen, zu digitalisieren und das Werkstück zu konstruieren. Durch das Fehlen des Puders bietet die Omnicam für den Patienten und den Behandler eine angenehme und wirtschaftliche Alternative zu anderen Intraoralscannern und konventionellen Abformungen.
Vor dem Scanvorgang wurde der Proband gebeten, auf Artikulationspapier zu beißen, um die klinisch sichtbaren Kontaktpunkte auch auf dem digitalen Modell sehen zu können. Die Zähne wurden von Speichel befreit, um eine fehlerhafte Aufnahme zu erreichen. Durch die Reflexion des Speichels kann die Kamera die Zahnoberflächen schlechter erkennen und aufnehmen. Im Scan können so Lücken entstehen, die in einem Matchingprozess künstlich gefüllt werden müssen. An dieser Stelle könnte eine ungenaue Aufnahme entstehen und eine vermeidbare Fehlerquelle sein.
Vor dem Einscannen der Kauflächen wurde der Bukkalscan durchgeführt. Beginnen sollte man vom mesialen Zahn zur Präparation mit einer Kameradrehung von 45 - 90° nach bukkal und die Kamera weiter nach distal führen. Die Kamera sollte in einem Abstand zwischen 0 - 15 mm (optimal 5 mm) zu der zu scannenden Oberfläche liegen (63). Wenn die Distanz zu groß ist, können keine Daten empfangen werden. Die Einhaltung des

Abstandes war in manchen Situationen schwierig, da die Kamera stets manuell schwebend über die Zähne geführt wurde. Zudem stellte beim Scannen der zweiten Molaren die Mundöffnung bei manchen Probanden ein limitierender Faktor dar, so dass der optimale Abstand von 5 mm zwischen Kamera und Zahnflächen nicht eingehalten werden konnte. Bei dem Scanvorgang wurde stets mit den Oberkieferzähnen begonnen. Die Zähne wurden zunächst okklusal vom letzten Molaren beginnend bis zu den Frontzähnen eingescannt. Danach wurde die Kamera nach vestibulär und oral geschwenkt, um auch diese Bereiche aufzunehmen zu können (63). Ebenso die Aufnahme von ganzen Quadranten stellte sich als problematisch dar, da der Abstand der Kamera zum Zahn auch hier schwer eingehalten werden konnte und die Aufnahme mehrfach unterbrochen wurde. Man musste also die Kamera zum Molaren führen, so dass die Daten wieder erfasst werden können. Dies führte zu einer stockenden Aufnahme und Entstehung von größeren Datensätzen, welche wiederum zu einer Verlängerung des Matchingprozesses führte und so eine größere Fehlerrate zur Folge haben könnte.
Um ganze Quadranten bzw. Kiefer einzuscannen bietet sich die CEREC® Ortho Software der Firma Dentsply Sirona an. Sie wurde für kieferorthopädische Behandlungen konzipiert und bietet eine leichtere Bedienung mittels Guided Scanning-Prozess (64). Der Anwender wird mit genauen Scananweisungen durch die Aufnahme geleitet. Mit dieser Software ist es allerdings nicht möglich, prothetische Restaurationen zu konstruieren.

### 5.2.3 Auswertung der Kontaktpunkte

Die Zählung und Auswertung der Kontaktpunkte erfolgten durch einen Untersucher. Um die Verfälschung der Ergebnisse aufgrund unterschiedlicher subjektiver Wahrnehmungen zu minimieren und eine Vergleichbarkeit zu gewährleisten, wurde die Durchführung und Auswertung sowohl im 1. als auch im 2. Durchgang durch den gleichen Untersucher vorgenommen. Dies konnte durch die Wiederholung der Messungen bei einem 2. Durchgang mit zehn zufällig ausgewählten

Probanden bestätigt werden. Die Ergebnisse waren nahezu identisch. Der Untersucher musste klar entscheiden, welche markierten Bereiche zu den echten Kontakten gehört. Es gibt eine Reihe von Studien, die zudem die verschiedenen Einflussfaktoren der Kontaktpunktmuster beschreiben (62). Die Kontaktpunkte wurden, anders als von DeLong vorgeschlagen, pro Zahn gezählt und nicht pro Zahnfeld. DeLong konzipierte eine Methode Kontaktpunkte zu zählen, indem er die okklusalen Flächen nach ihren anatomischen Strukturen wie Längs- und Querfissuren einteilte und die Kontaktpunkte pro Zahnfeld zählte (61). In dieser Studie wurde allerdings darauf verzichtet, da nicht die Lage der Kontaktpunkte, sondern die reine Anzahl entscheidend war.

Es muss erwähnt werden, dass bei unterschiedlichen Untersuchern die Kontaktpunkte verschieden registriert worden wären (62) (65) .

Wie bereits in der Diskussion zur Bissregistrierung erwähnt, wurde ein 100 µm dickes Artikulationspapier verwendet. Zur Herstellung von Restaurationen in der Zahnmedizin und Zahntechnik werden allerdings Artikulationsfolien mit einer Dicke von 12 µm verwendet. Sie markieren nur Kontaktpunkte und weniger Kontaktflächen, allerdings sind sie auf keramischen Restaurationen weniger gut anwendbar, da die Oberfläche zu glatt für die gefärbte Wachsschicht der Folie ist. Dünnere Artikulationsfolien sind hilfreich zur Beseitigung feiner Okklusionskontakte, die im Schlussbiss als störend empfunden werden könnten (66). In dieser Studie wurde ein dickes Artikulationspapier als Material zur Markierung der okklusalen Kontaktpunkte gewählt, um die Vergleichbarkeit der Registrierungsmethoden zu gewährleisten. Im zahnmedizinischen Alltag wird weiterhin empfohlen, Artikulationsfolien dünner als 40 µm zu verwenden (66).

Die Auswertung der Kontaktpunktanalysen ergab, dass durch die Bissregistrierung über CEREC® sowie die klinische Darstellung des Kontaktpunktmusters mehr Kontaktpunkte angezeigt wurden als bei den Bissregistraten ersichtlich waren. Im Vergleich wurden bei den Bissregistraten bis zu 39,45 % weniger Kontaktpunkte gezählt, als durch den Bukkalscan 1 errechnet wurden. Beim Vergleich zum klinischen Bild waren es nur 34,04 % weniger Kontaktpunkte. Es bestand nur eine geringe

Abweichung zwischen der Kontaktpunktanzahl der Folienkontaktpunkte zu den digitalen. So waren nur 6,69 % weniger Kontaktpunkte klinisch zu sehen als von CEREC® generiert wurden. Der Mittelwert der gezählten Kontaktpunkte bei Bissregistraten beträgt 4,36, wobei beim Bukkalscan 1 10,18 Kontaktpunkte ermittelt wurden. Die Standardabweichung der Kontaktpunktanzahl ist bei beiden Registriermethoden mit 1,78 beim Bukkalscan und Bissregistraten 1,77 annähernd gleich.

Im Diagramm 7 zeigt sich die geringste Verteilung der Kontaktpunkte beim Bukkalscan 2. Vergleicht man die Lage und Größe der Boxen der Fotoanalyse und beider Bukkalscans miteinander, so ist zu erkennen, dass diese zu ähnlichen Resultaten gekommen sind. Das legt die Vermutung nahe, dass die Kontaktpunkte, welche auf den Zähnen mittels Okklusionspapier sichtbar waren, zu einem großen Teil auch von der Software reproduziert werden konnten.
Kerstein stellte in einer Studie fest, dass die digitale Bissregistrierung über CEREC® deutlich bessere Ergebnisse liefert als die über Artikulationsfolie (67). Es wird empfohlen nach dem Einsetzen einer Restauration die digitale Kontaktpunktanalyse anzuwenden, um eine bessere Okklusionsadjustierung erreichen zu können, als es mit Artikulationsfolie möglich wäre.

Des Weiteren konnte festgestellt werden, dass leichte Unterschiede in der Korrelation zwischen Ober- und Unterkiefer bestehen (67).
Die Gesamtzahl der gezählten Kontaktpunkte allein gibt keine Auskunft über die Verteilung der Kontaktpunkte zwischen den Kiefern und Zahngruppen. Zu jedem Kontaktpunkt sollten allerdings antagonistische Kontaktpunkte im Gegenkiefer zu sehen sein. So müsste die gleiche Kontaktpunktanzahl im Ober- und Unterkiefer vorhanden sein.
Erkennbar waren bessere Ergebnisse im Vergleich zu der Registriermethoden im Unterkiefer. Bei der Untersuchung der Korrelation in Bezug auf Zahngruppen konnte festgestellt werden, dass die niedrigste Korrelation bei Frontzähnen besteht. Das könnte daran liegen, dass durch die Scherkräfte beim Zusammenbeißen der Kiefer während der

Bissregistrierung über Artikulationspapier und A-Silikon mehr falsch-positive Kontaktpunkte erzeugt werden könnten, als durch CEREC® berechnet wurden. Außerdem ist die Kontaktpunktanzahl durch die anatomischen Gegebenheiten wie Overbite, Overjet und Zahnform im Allgemeinen geringer als bei Molaren und Prämolaren. Fehlerhafte Bissregistrierungen wirkten sich bei dieser Zahngruppe also größer aus als bei den Seitenzähnen. Während bei Frontzähnen nur maximal zwei Kontaktpunkte pro Zahn erwartet werden können, sind es bei Prämolaren mindestens zwei bis drei und bei Molaren mindestens fünf Kontaktpunkte.

Bei der Berechnung des Korrelationskoeffizienten nach Pearson wurde jeder Zahn für sich verglichen. Diese ergab, dass im direkten Vergleich keine dieser Methoden die gleiche Anzahl an Kontaktpunkten erzeugte.
Im Diagramm 5 ist zu sehen, dass im Vergleich der Kontaktpunktanzahl auf den intraoralen Fotos, mit der Anzahl der Kontaktpunkte (intraorale digitale Aufnahmen), welche durch CEREC® im 1. Bukkalscan generiert wurden (Bukkalscan 1), eine große Korrelation von $r = 0{,}79$ besteht. Die geringste Korrelation der Kontaktpunktanzahl besteht zwischen Bukkalscan 1 und dem Bissregistrat mit einem Wert $r = 0{,}59$. Im direkten Vergleich der Kontaktpunktmuster im 1. und 2. Bukkalscan kann von einer guten Korrelation mit einem Wert von $r = 0{,}91$ gesprochen werden.
In einer in vivo Studie von H. L. Liu wurde die Genauigkeit von digitalen Kontaktpunkten überprüft. Die 20 Probanden wiesen ein naturgesundes Gebiss auf und untersucht wurde der II. und III. Quadrant. Als Referenz dienten konventionelle Bissregistrate, die an Probanden hergestellt wurden. Diese wurden anschließend durchleuchtet und analysiert. Zur Auszählung der digitalen Kontaktpunkte wurde das okklusale Feld in 28 Bereiche aufgeteilt. Des Weiteren wurden fünf Testgruppen gebildet, die einer bestimmten Zahngruppe entsprachen und über den Bukkalscan aufgenommen wurden. Diese Bereiche dienten als Basis der digitalen Bissregistrierung (Gruppe 1: Zähne 21-23; Gruppe 2: Zähne 23-26; Gruppe 3: Zähne 24-26; Gruppe 4: Zähne 25-26 und Gruppe 5: Zähne 21-26). Das Ergebnis der Studie war, dass die Genauigkeit der anterioren Kontaktpunkte (Gruppe 1) signifikant geringer ist als die der anderen vier

Gruppen. Im Vergleich der restlichen Gruppen, also bei Prämolaren und Molaren, konnte kein statistisch nennenswerter Unterschied in der Genauigkeit der digitalen Bissregistrierung festgestellt werden (68).
In Tabelle 2 und 3 wurde der Korrelationskoeffizient der Kiefer einzeln untersucht. Der berechnete Wert bestätigt die *r*-Werte der Betrachtung zu beiden Kiefern zueinander (Diagramm 8).
In Diagramm 9 ist zu erkennen, dass große Unterschiede der Korrelationskoeffizienten zwischen den Zahngruppen bei gleicher Messmethode bestehen. Die Frontzähne allgemein zeigten dabei die geringste Korrelation, während bei den Molaren ein *r*-Wert von mindestens 0,48 ermittelt wurde. Im Vergleich der Fotoanalyse zum Bukkalscan 2 bestand im Fronzahnbereich die geringste Korrelation und somit auch die größte Diskrepanz zwischen den Zahngruppen. Möglicherweise ist der Grund dafür, dass im Matchingprozess die Scanbilder der Frontzähne, durch ihre geringe Größe, sowie die erschwerte Aufnahme über die Schneidekanten im Vergleich zu Molaren und Prämolaren, schlechter zusammengefügt werden konnten.
Im Prämolarenbereich verhält es sich ähnlich. Hier bewegt sich *r* bei Werten zwischen 0,40 und 0,82. Ein größerer Korrelationsbereich findet sich bei den Molaren. Er liegt bei $r = 0{,}48 < 0{,}83$. Auch bei einer Auswertung der Daten in Hinblick auf die Zahngruppen ist der Korrelationskoeffizient beim Vergleich des Bukkalscans 1 und 2 am größten (siehe Diagramm 9).

Bei der Auswertung des 2. Durchgangs zeigte sich, dass im Vergleich der Bissregistrierung zum Bukkalscan 1 und im Vergleich des 1. und 2. Bukkalscans der p-Wert über 0,05 liegt und somit keine signifikanten Unterschiede bestehen. Im Vergleich der Bissregistrierung und des Bukkalscans 2 besteht jedoch ein signifikanter Unterschied der Messdaten.
Bei der Untersuchung der Registriermethoden in Bezug auf die Zahngruppen konnte festgestellt werden, dass im Frontzahnbereich deutliche Unterschiede in der Anzahl der Kontaktpunkte bestehen. Insbesondere im Vergleich der klinisch sichtbaren Kontaktpunkte zum Bissregistrat und zum Bukkalscan 1 zeigt sich eine sehr geringe Korrelation von $r = 0{,}30$ bzw. 0,31.

Wird der Vergleich der Kontaktpunktanzahl zwischen der durch Okklusionsfolie dargestellten Kontaktpunkte (intraorale Fotos) zum Bukkalscan 1 betrachtet, ergibt sich ein annähernd gleiches Ergebnis mit $r = 0{,}86$. Es ist also davon auszugehen, dass zwischen diesen Methoden die größte Übereinstimmung in der Kontaktpunktanzahl besteht. Schwächer ist die Korrelation mit der konventionellen Bissregistrierung mittels eines Bissregistrates zum Bukkalscan 2 ausgefallen. Die *r*-Werte liegen hier zwischen 0,60 und 0,62.

Bei einem der 30 Probanden wurde ein signifikanter Unterschied zwischen klinischem Okklusionsbild und digitaler Okklusion festgestellt.

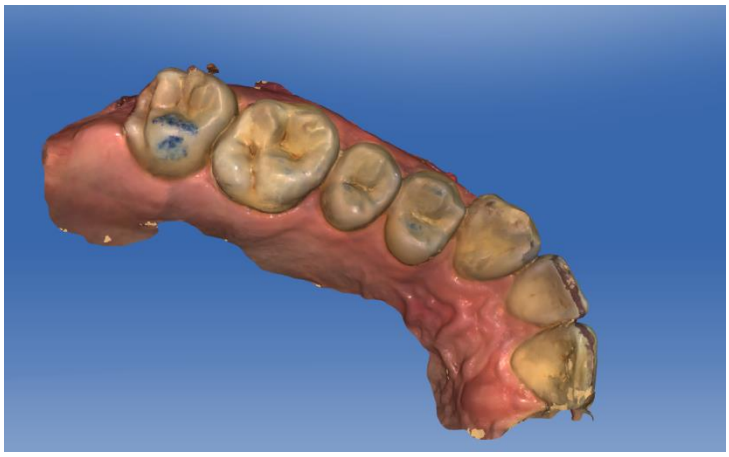


*Abbildung 26: Kontaktpunktmuster durch Artikulationspapier*

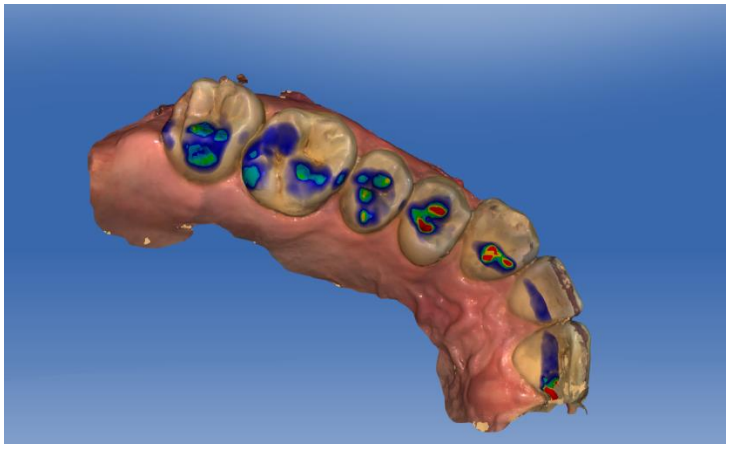


*Abbildung 27: Digitales Kontaktpunktmuster*

Bei der Betrachtung der Screenshots der eingescannten Quadranten (Abbildungen 26 und 27) ist zu erkennen, dass wesentlich weniger sichtbare

Folienkontaktpunkte vorhanden sind, als von der Software berechnet wurden. Auch bei der Wiederholung des Versuches im 2. Durchgang kam es zu dem gleichen Ergebnis. Somit ist dieser Fall als Ausreißer zu betrachten.

### 5.2.4 Diskussion zur Elektromyographie und dem Zusammenhang zur Kaukraft

Aus dieser Studie geht hervor, dass die Muskelaktivität bei der Bissregistrierung mit Greenbite Apple deutlich höher ausfiel als beim 1. und 2. Bukkalscan. Die maximale Muskelaktivität während eines der Bissregistrierungsvorgänge wurde nie überschritten und bewegte sich bei jedem Probanden zwischen den vorher ermittelten Minima und Maxima. Studien bewiesen, dass eine Relation von der Muskelaktivität zur Kaukraft gibt (69) (70). Dabei wurde die Muskelaktivität und die Kaukraft über zwei unterschiedliche Messsysteme während des Beißvorgangs erfasst und die Resultate miteinander verglichen.

Daraus kann abgeleitet werden, dass während der Bissregistrierung mittels A-Silikon eine höhere Beißkraft aufgewendet wurde als bei Bissregistrierungen ohne Registriermaterial auf den Kauflächen.

Eine weitere Möglichkeit, die Kaukraft sowie die Kontaktpunktverteilung gleichzeitig zu erfassen, ist das T-Scan System (Fa. Tekscan, Inc., South Boston, MA, USA). Dieses System besteht aus einem Sensor in Form einer Bissgabel, worauf der Patient beißen soll. Der Sensor nimmt Lage und Stärke der Kontakte auf sowie das zeitliche Auftreffen der Höcker, um Frühkontakte erkennen zu können (71) (72). Eine Okklusionsanalyse durch einen T-Scan erleichtert den digitalen Workflow. Der Zahntechniker hat mit diesem System die Möglichkeit, die okklusalen Kontakte einer prothetischen Restauration direkt auf den Patienten individuell abzustimmen. Auch Ungleichmäßigkeiten im Okklusionsmuster können so minimiert werden (72) (73) (74).

Ein weiterer Diskussionspunkt ist die Verarbeitungszeit des Materials. Während der Bissregistrierung könnte eine verkürzte Verarbeitungszeit, zum Beispiel bei zu hoher Zimmertemperatur, aufgetreten sein, Dadurch

müsste der Patient eine stärkere Kaukraft aufbringen, um das Material durchzubeißen.

Bei Betrachtung des Zusammenhangs zwischen Muskelaktivität und Kontaktpunktanzahl liegen die p-Werte unter der Irrtumswahrscheinlichkeit von 0,05. Aufgrund dessen wird die Nullhypothese, dass ein direkter Zusammenhang zwischen Muskelaktivität und die Anzahl der Kontaktpunkte im Zusammenhang stehen abgelehnt (75). Somit besteht ein signifikanter Unterschied zwischen der Höhe der Muskelaktivität während der Bissregistrierung und beider Bukkalscans. Der Vergleich beider Bukkalscans durch den t-Test ergab einen p-Wert von 0,919, was für eine Bestätigung der Nullhypothese und für keinen signifikanten Unterschied der Messergebnisse beider Bissregistrierungen spricht.

Zu erkennen ist dies auch im Vergleich von Diagramm 14 und 16. Das Aussehen und die Lage der Boxplots in beiden Diagrammen zeigen ähnliche Ergebnisse bei den EMG-Messungen in unterschiedlichen Situationen. Im maximalen Aufbiss auf die Zähne und auf Watterollen kam es zu einer höher durchschnittlichen Muskelaktivität, als in der Wiederholung erreicht werden konnte. Das Diagramm 14 wurde allerdings mit den Ergebnissen aller 30 Probanden erstellt, während das Diagramm 19 nur mit den zehn Wiederholungsprobanden entstand.
Dennoch konnte durch die Ähnlichkeit der Diagramme die Aussagekraft der Studie bestätigt werden.

## 5.3 Diskussion der statistischen Auswertung und Ergebnissen

Die Auswertung erfolgte durch die Studiendurchführenden. Für die statistische Auswertung wurde Excel verwendet. Die Formeln für die statistischen Tests waren im Programm hinterlegt und konnten über den Microsoft Support im Detail eingesehen werden. Das sehr häufig verwendete Computerprogramm zur statistischen Auswertung von Studien ist SPSS (Statistical Package for the Social Sciences Inc., IBM, Armonk, NY, USA). Dieses Programm stammt ursprünglich aus den

Geisteswissenschaften und zählt seit Jahren auch in der medizinischen Forschung zum Standardprogramm.
Es wurde sich bewusst gegen die Verwendung von SPSS entschieden, da einfache statistische Tests mit Excel übersichtlicher und genauso gut erstellt werden können, was auch andere Quellen bestätigen (76) (77) (78). Viele Statistiker sprechen sich gegen die Verwendung von Excel für statistische Analysen aus. Natürlich ist, dass es nicht möglich, komplexe statistische Berechnungen nur mit Excel durchzuführen. Seit 2009 besteht jedoch die Möglichkeit durch Add-Ins das Statistikprogramm R-Commander mit Excel zu verbinden. Dazu benötigt man das Add-In RExcel, welches statistische Analysen mit Excel verbessert. Man hat so die Möglichkeit, die gewohnte Excel-Oberfläche zu nutzen zu und ein statistisch anerkanntes Programm zu verwenden. Die Statistiker und Autoren Muche, Lanzinger und Rau haben insbesondere darauf hingewiesen, dass die Verwendung von Excel mit dem Add-In RExcel besonders empfehlenswert für medizinische Dissertationen sei. Es ist leicht zu erlernen und zudem als kostenloses Add-In schnell verfügbar (79).

## 5.4 Beantwortung der Fragestellungen

Im Folgenden sollen die Fragen explizit beantwortet werden, die sich vor der der Durchführung der Studie stellten.

**Zu Frage 1:**

Ist es möglich, die gleiche Anzahl an Kontaktpunkten über eine digitale Bissregistrierung zu erreichen, wie sie über Artikulationspapier sichtbar sind?

Es ist nicht möglich die gleiche Anzahl der Kontaktpunkte über digitale und konventionelle Bissregistrierung zu erreichen. Allerdings ist es möglich, mit der digitalen Bissregistrierung eine annähernd gleiche Kontaktpunktanzahl zu erreichen. Die Kontaktpunkte auf den intraoralen Aufnahmen sowie die digital errechneten, zeigten nicht nur die gleiche Lage der Kontaktpunkte,

sondern auch die Form und Größe zeigten ein ähnliches Muster (siehe Abbildung 28). Die Software der Omnicam besitzt die Möglichkeit ein nahezu identisches Kontaktpunktbild zu errechnen. Aufbauend darauf sollten weitere Studien untersuchen, ob die Software auch in Bezug auf Laterotrusionsbewegungen realitätsnahe Ergebnisse erreichen kann.

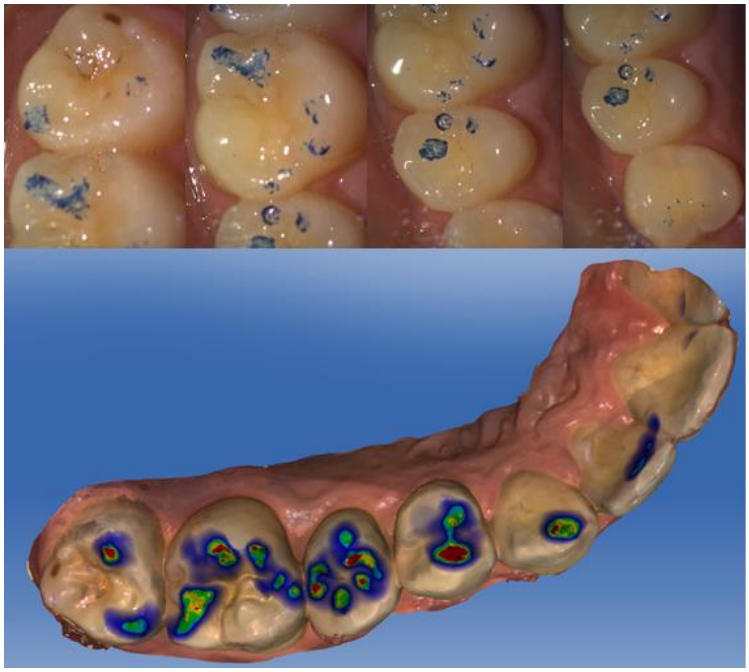


*Abbildung 28: Vergleich der Kontaktpunktmuster der Fotos zum Scan*

Es stellte sich heraus, dass die digitale Bissregistrierung im Vergleich zur konventionellen Bissregistrierung über Bissregistrate mit A-Silikonen deutlich bessere Ergebnisse erzielte.

**Zu Frage 2:**

Kann man anhand dieses Verfahrens die digitale Bissregistrierung mit konventionellen Methoden vergleichen?

Durch die Bestimmung des Korrelationskoeffizienten und des p - Wertes wurden die verschiedenen Methoden miteinander vergleichen. Durch die Möglichkeit, die Zahnoberflächen inklusive farbigen Kontaktpunkten digital über die Omnicam aufzunehmen, kann der Behandler das digitale

Kontaktpunktmuster direkt mit der klinischen Kontaktpunktverteilung vergleichen und so fehlerhafte Bissregistrierungen bzw. Bukkalscans ausschließen.

**Zu Frage 3:**

Wie verhält sich die Muskelaktivität während unterschiedlicher Bissregistrierungen und gibt es einen Zusammenhang zwischen Muskelaktivität und Kontaktpunktanzahlen?

Die Muskelaktivität wurde bei jedem Probanden individuell ermittelt. Dabei wurde die Muskelaktivität in Ruhe als Minima und die Muskelaktivität bei maximalem Aufbiss auf Watte als Maxima definiert. Für alle durchgeführten Bissregistrierungen lagen die Werte innerhalb dieses Bereiches. Die Maxima der Muskelaktivität, während der Bukkalscans lag zwischen 13,32 % (Bukkalscan 1) und 15,47 % (Bukkalscan 2). Die Muskelaktivität während der Bissregistrierung durch A-Silikone war mit 22,99 % höher. Obwohl die Muskelaktivität bei der Herstellung von Bissregistraten höher als bei den Bukkalscans war, wurden weniger Kontaktpunkte aufgezeichnet. Auch im direkten Vergleich des 1. und 2. Bukkalscans kann ein Zusammenhang zwischen Kontaktpunktanzahl und Muskelaktivität nicht bestätigt werden. Zu berücksichtigen ist allerdings die Abbindezeit des Registriermaterials und die dadurch längere Messung der Muskelaktivität in Sekunden. Dies sollte Gegenstand weiterer Untersuchungen sein.

## 5.5 Empfehlung

Ausgehend von den Ergebnissen dieser Studie kann man darauf schließen, dass konventionelle Methoden zur Bissregistrierung schlechtere Ergebnisse in Bezug auf die übertragene Kontaktpunktanzahl aufweisen als die digitale Okklusionsbestimmung. Im Vergleich der digitalen Kontaktpunkte zu den Folienkontaktpunkten fällt die Reproduzierbarkeit der Okklusionspunkte besser aus. Die Bissregistrierung mittels Bissregistrat sollte weiterhin im digitalen oder herkömmlichen Verfahren angewendet werden. Insbesondere bei Patienten mit stark abradierten, okklusalen Flächen ist die Benutzung eines Bissregistrates zur fehlerfreien Zusammenführung der Kiefer bei Gipsmodellen unerlässlich. Die Verwendung von Bissregistraten im Scanvorgang bedarf allerdings weiterer Forschung.

Eine eindeutige Empfehlung ist, die Artikulationsfolie zu verwenden, bevor der Scanvorgang durchgeführt wird. So kann bei Verwendung eines farbigen intraoralen Scanners das klinische Kontaktpunktmuster direkt mit den digitalen Kontaktpunkten verglichen und bei Abweichungen entsprechend reagiert werden.

Ausgehend von den Ergebnissen der EMG-Messung ist zu empfehlen, dass der Bukkalscan stets als erstes durchzuführen ist. Bei dem 1. Bukkalscan wurde eine leicht bessere Übereinstimmung mit dem klinischen Bild erkannt. Die Ergebnisse stimmen auch mit den EMG-Messungen überein. Dabei zeigte sich, dass beim 1. Bukkalscan der Mittelwert um 1 µV höher liegt als beim 2. Bukkalscan. Geht man davon aus, dass ein Zusammenhang zwischen Muskelaktivität und Kaukraft und somit auch Kontaktpunktanzahl besteht, kann festgestellt werden, dass beim Bukkalscan 2 eine geringere Muskelaktivität aufgebracht werden kann. Dies könnte durch die Muskelermüdung hervorgerufen wird. Der Proband beanspruchte während der gesamten Untersuchungsdauer seine Kaumuskulatur, wie beim Offenhalten des Mundes während des Scanvorgangs.

# 6. Zusammenfassung

Durch das CEREC®-Verfahren mit der Intraoralkamera Omnicam (Fa. Dentsply Sirona, York, USA) ist es möglich, digitale Abformungen zu erstellen und anschließend digital Restaurationen zu konstruieren. Die daraus resultierenden virtuellen Modelle werden nach der Aufzeichnung der Verzahnung des Patienten zusammengelegt. Dieser wird Bukkalscan genannt und legt so die Basis der digitalen Okklusion. Im Anschluss kann das okklusale Kontaktpunktmuster, welches anhand der Aufnahmen errechnet wurde, erkannt werden. In der Studie wurde überprüft, inwiefern die digitale Okklusion mit dem Kontaktpunktmuster eines Bissregistrates aus A-Silikon und durch Artikulationspapier vergleichbar und zu bewerten sind.

Getestet wurden dazu 30 Probanden einer Altersgruppe zwischen 18 - 30 Jahren. Es handelte sich um 15 Frauen und 15 Männer mit nahezu naturgesundem Gebiss. Während der Registrierungen erfolgten Elektromyogrammmessungen, um feststellen zu können, bei welcher Registriermethode die meiste Muskelaktivität zu verzeichnen war. Da die Muskelaktivität im Zusammenhang mit der Kraft steht, wurden relative Zusammenhänge untersucht. Man kann daraus auch auf die Kaukraft beim Zusammenbeißen schließen.

Es konnte festgestellt werden, dass beim Vergleich der digitalen Okklusion zum intraoralen Kontaktpunktbild über Artikulationspapier zu 6,69 % weniger Kontaktpunkte durch CEREC® errechnet wurden. Die Kontaktpunktanzahl von der digitalen Okklusion zu den Bissregistraten unterschied sich zu 39,45 % deutlich. Mit dem Korrelationskoeffizienten nach Pearson wurde belegt, dass eine große Korrelation von $r$ = 0,79 zwischen dem Bukkalscan vor dem Scannen der Zahnreihen und dem klinischen Kontaktpunktmuster besteht, während dieser beim Vergleich zum Bissregistrat bei $r$ = 0,59 lag. Das Ergebnis der Studie war, dass die Übereinstimmung bei der Anzahl der digitalen zu den intraoralen Kontaktpunkten größer war als zur Kontaktpunktanzahl bei Bissregistraten.

Auch bei den Ergebnissen des Elektromyogramms ist ein Unterschied zu erkennen. Es konnte festgestellt werden, dass während der Bissregistrierung mittels A-Silikon eine wesentlich höhere Muskelaktivität aufgezeichnet wurde. So wurden 22,99 % der maximalen Muskelaktivität während der Herstellung des Bissregistrates aufgebracht, während die Aktivität beim Bukkalscan im Durchschnitt (vor und nach dem Scannen der Zahnreihen) bei 14,38 % lag. Es konnte kein Zusammenhang zwischen Muskelaktivität und Kontaktpunktanzahl erkannt werden.

Obwohl in dieser Studie das Bissregistrat in Bezug auf die Darstellung der Okklusion nicht dieselben Ergebnisse erzielt hat wie die digitale Okklusion, bleibt das Bissregistrat für die Zahnmedizin unerlässlich. Gerade bei laborgefertigten Restaurationen dient das Bissregistrat zur sicheren Übertragung der Kieferrelation auf Gipsmodelle. Insbesondere gilt dies bei Modellen von stark abradierten Zähnen und geringem Restzahnbestand.

Diese Studie ergab, dass die digitale Okklusion im Vergleich zum klinischen Kontaktpunktmuster verlässlicher und durchaus für die Herstellung von Restaurationen geeignet ist. Dem Behandler und Verwender der CEREC® Omnicam wird empfohlen, die Kontaktpunkte vor dem Scan mittels Artikulationsfolie zu markieren. So kann die digitale Okklusion am Computer überprüft und die designte Okklusion der zu herstellenden Restauration bewertet werden.

# 7. Literaturverzeichnis

1. **Bernd Reitemeier, Norbert Schwenzer, Michael Ehrenfeld.** *Einführung in die Zahnmedizin.* [Hrsg.] Bernd Reitemeier. s.l. : Georg Thieme Verlag, 2006.

2. **DGZMK.** *Terminologieliste der Deutschen Gesellschaft für Funktionsdiagnostik und Therapie (DGFDT) und der Deutschen Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGzPW) .* [PDF] 2005.

3. **Marxkors, R.** *Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik 5. Auflage.* s.l. : Deutscher Ärzteverlag GmbH, 2010. S. 265-282.

4. **Spee, Ferdinand Graf von.** *Die Verschiebungsbahn des Unterkiefers am Schädel.* s.l. : Arch Anat Physiol Physiol Anat Abt, 1890. S. 285-294.

5. **End, A.** Dissertation. *Statische und dynamische Okklusionstheorien.* München : s.n., 2010. S. 10.

6. **Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M.** Zahnärztliche Prothetik. Stuttgart : Thieme, 2007, S. 180.

7. **Bumann, Axel et Al.** *Farbatlanten der Zahnmedizin.* Stuttgart : Thieme, 2000. S. 52. Bd. Band 12: Funktionsdiagnostik und Therapieprinzipien.

8. **Hagin C, Schmidt A.** *Okklusales Verteilungsmuster bei festsitzenden und herausnehmbaren prothetischen Versorgungen mit dem „Greifswald Digital Analyzing System“ GEDAS – Erste orientierende Auswertung von bevölkerungsrepräsentativen Daten im Rahmen der „SHIP-Studie".* Greifswald : s.n., 2015. S. 9. (Dissertation).

9. **Reitemeier B, Schwenzer N, Ehrenfeld M.** *Zahn-, Mund-, Kieferheilkunde, Einführung in die Zahnheilkunde.* Stuttgart : Thieme, 2006. S. 103-105.

10. **Maxkors, R.** *Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik.* Köln : Deutscher Zahnärzte Verlag, 2007. S. 257-258. 978-3-7691-3353.

11. **Utz KH, Duvenbeck H, Oettershagen K.** Scharnierachsenposition und Interkuspitationsposition im Kiefergelenksbereich. 1990, Bd. 100, S. 42-49.

12. **Böhm A, Rammelsberg P, May HC, Pho Duc JM, Pospeich P, Gernet W.** Direkte dreidimensionale elektronische Kondylenpositionsnalysen zur Bestimmung von RKP-IKP Diskrepanzen. 1995, 50, S. 35-39.

13. **Utz KH, Schmitter M, Freesmeyer WB, Morneburg T, Hugger A, Türp JC, Rammelsberg P.** *Kieferrelationsbestimmung.* s.l. : Wissenschaftliche Mitteilung der Deutschen Gesellschaft. S. 1-9.

14. **Anup G, Ahila SC, Vasanthakumar M.** *Evaluation of dimensional stability, accuracy and surface hardness of interocclusal recording materials at various time intervals: an in vitro study.* s.l. : Journal of indian Prosthodontic Society, 2011. S. 26-31. Bd. 11.

15. **Wieckiewicz M, Gryckowska N, Zietek M, Wieckiewicz W.** Evaluation of the Elastic Properties of Thirteen Silicone, Interocclusial recording Materials. 2016.

16. **Kordaß B.** Dentale Informatik. [Buchverf.] Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M Gernet W. *Zahnärztliche Prothetik.* Stuttgart : Thieme, 2007, S. 270-286.

17. **Kern M**. Digitale Okklusion. *AG-Keramik.* [Online] Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V. [Zitat vom: 17. Januar 2017.] http://www.ag-keramik.de/fileadmin/daten/pdf/Symposien/Website_Korda%C3%9F_Digitale_Okklusion.pdf.

18. **GmbH, Zebris Medical.** *Einfach und präzise- das zebris Kieferregistriersystem JMAnalyser, Broschüre.* Isny : Zebris Medical GmbH, 2016.

19. **Garrido GarciaVC, Garcia Cartagena A, Gonzalez Sequeros O.** Evaluation of occlusal contacts in maximum intercuspitation using T-Scan system. *Journal of Oral Rehabilitation.* 1997, 24, S. 899-903.

20. **Sirona, Dentsply.** Cerec SW, Software 4.6.x. *Handbuch.* Bensheim : Sirona Dental Systems GmbH, 2018, S. 99.

21. **Hutzen D, Rebau M, Kordass B.** Clinical reproducibility of GEDAS "Greifswald Digital Analyzing System" for displaying occlusal contact patterns. *International Journal of Computerized Dentistry.* 9, 2006, 2, S. 137-142.

22. **Quooss A, Ruge S, Kordass B.** GEDAS II--new possibilities in digital contacrt point alaysis. *International Journal of Computerized Dentistry.* 14, 2011, 2, S. 105-109.

23. **Ulm, Universitätsklinikum.** Die Anfänge des dentalen CAD/CAM. [Online] 21. Oktober 2014. [Zitat vom: 30. März 2017.] http://www.uniklinik-ulm.de/struktur/kliniken/zahn-mund-und-kieferheilkunde/computerzaehne/home/cadcam-die-anfaenge.html.

24. **Baresel W, Baresel I, Baresel J.** *Untersuchung und auswertung von Vergleichsstudien zur Passgenauigkeit festsitzender Restaurationen bei intraoraler digitaler und konventioneller Abformung.* s.l. : DGDOA, 2015.

25. **Zimmermann, M.** Die digitale Abformung mit dem Intraoralscanner: mehr als nur eine Abformung. *zmk-aktuell.* [Online] 17. März 2016. [Zitat vom: 30. März 2017.] https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/digitale-

praxis/story/die-digitale-abformung-mit-dem-intraoralscanner-mehr-als-nur-eine-abformung__3826.html.

26. **Restauration, CEREC wird 30 - "Meine Motivation war die schnelle.** ZM-Online. [Online] 2015. [Zitat vom: 17. Januar 2017.] http://www.zm-online.de/hefte/Meine-Motivation-war-die-schnelle-Restauration_309907.html#1.

27. **Mörmann W, Brandestini M.** The fundermental inventive principles of CEREC CAD/CAM. *State of the art of CAD/CAM-restaurations: 20 years of CEREC.* Berlin : Quintessence, 2006, S. 1-8.

28. **Mörmann W, Bindl A, Apholt W.** CEREC 3 Computer-Restaurationen- erste klinische Erfahrungen. 2000, 23, S. 48-61.

29. **Kern, M.** Ist die digitale Abformung wirklich präzise? *Digitalisierung-Jahrbuch Digitale Dentale Technologien 2013.* 2013.

30. **Digitale Abformung mit Sirona Connect.** *Mit digitalem Workflow schneller ans Ziel.* [Online] [Zitat vom: 18. Januar 2017.] https://www.dentsplysirona.com/de-de/entdecken/digitale-abformung/connect/fuer-zahnaerzte.html. http://www.sirona.com/de/produkte/digitale-zahnheilkunde/sirona-connect/?tab=3432.

31. **Sirona, Dentsply.** Dentsply Sirona präsentiert die neue Software Generation 5 mit OraCheck. [Online] Dentsply Sirona, 7. Oktober 2019. [Zitat vom: 25. 01 2020.] https://news.dentsplysirona.com/de/geschaeftsbereiche/cad-cam/2019/neue-software-generation-5-mit-oracheck.html.

32. **Einstieg in die CAD/CAM-Technologie so wirtschaftlich wie noch nie.** *Sirona News und Presse.* [Online] Sirona, 6. März 2013. [Zitat vom: 18. Januar 2017.] http://www.sirona.com/de/aktuelles/news-presse/digitale-zahnheilkunde-news-detail/26538/.

33. **Sirona, Dentsply.** [Online] 2019. [Zitat vom: 25. 01 2020.] https://news.dentsplysirona.com/de/loesungen-themen/primescan.html.

34. **Ender et al.** Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in-vitro. *Int J Comput Dent.* 2019, 22, S. 11-19.

35. **Seelbach P, Brueckel C, Wöstmann B.** Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clinical Oral Investigations.* 17, September 2013, 7, S. 1759-1764.

36. **Ender A, Zimmermann M, Attin T, Mehl A.** In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clinical Oral Investigations.* 20, September 2016, 7, S. 1495-1504.

37. **Zimmermann, M und Kern, M.** Der Stunt der Dinge- Intraoralscanner sorgen für eine "stille Revolution" in der Zahnmedizin. *Digital-Dental-Magazin.* 2016, 46-56.

38. **Wiora, G.** *Optische 3D-Messtechnik, Präzise Gestaltmessung mit einem erweiterten Streifenprojektionsverfahren.* Heidelberg : s.n., 2001. S. 13-20.

39. **Greco PM, Vanarsdall RL, Levrni M, Read R.** An evaluation of anterior temporal and masseter muscle activity in appliance therapy. *The Angle Orthodontist.* 1999, Bd. 69, S. 141-146.

40. **Grosfeld, O.** Die Rolle der elektromyographischen Analyse in der kieferorthopädischen Diagnose. 1961, S. 942-952.

41. **Galvani, L.** *De viribus electricitatis in motu musculari. De bononiensi scientiarium et atrium instituto atque academia commentarii.* Bononiae : Ex typographia scientiarum, 1791. S. 363-418. Bd. 1.

42. **Bois-Reymond, EH Du.** *Untersuchungen über thierische Elektricität.* Berlin : Reimer, 1848.

43. **Moyers, RE.** An electromyographic analysis of certain muscles involved in temporomandibular movement. *American Journal of Orthodontics.* 1950, 36, S. 481-515.

44. **McCall, W.** Elektromyographie und Muskelaktivität. [Buchverf.] Zarb G, Carlsson G, Rugh J Mohl M. *Lehrbuch der Okklusion.* Berlin : Quintessenz Verlags GmbH, 1990, S. 111-130.

45. **Ludin, HP.** *Praktische Elektromyographie.* 5. Auflage. Stuttgart : Enke, 1997.

46. **Utz KH, Hugger A, Ahlers O, Seeher W.-D.** *Instrumentelle zahnärztliche Funktionsanalyse.* AWMF online : DGFDT, DGZMK, 2015. S. 28-29, Leitlinie.

47. **Siemer, A.** *Einfluss der kieferorthopädischen Behandlung auf die Kaumuskelaktivität bei Klasse I:0 und KLasse II:0 Dysgnathien.* Gießen : s.n., 2003. S. 5-9.

48. **Bakke, M.** Mandibular elevator muscles: physiology, action and effect of dental occlusion. *Scandinavian Journal of dental Research.* 1993, 101, S. 314-331.

49. **Detax. Greenbite apple.** ***Produkte.*** [Online] Detax. [Zitat vom: 3. April 2017.] http://www.detax.de/de/shop/produkte/greenbite-apple.php.

50. **Engelhardt, A.** Crashkurs-Statistik. *Korrelationskoeffizient nach Pearson.* [Online] 8. Juni 2014. [Zitat vom: 18. April 2017.] http://www.crashkurs-statistik.de/der-korrelationskoeffizient-nach-pearson/.

51. **Office 365, Microsoft. Support.** *STABW.N (Funktion).* [Online] [Zitat vom: 18. April 2017.] https://support.office.com/de-de/article/STABW-N-Funktion-6e917c05-31a0-496f-ade7-4f4e7462f285?NS=EXCEL&Version=16&SysLcid=1031&UiLcid=1031&AppVer=ZXL160&HelpId=xlmain11.chm60559&ui=de-DE&rs=de-DE&ad=DE.

52. **Rasch, Friese, Hofmann, Naumann.** *Quantitative Methoden 1.* 3. Auflage. Berlin, Heidelberg : Springer, 2014. S. 44-59. Bd. 1. 978-3-662-43523-6.

53. **Ebermann, Erwin.** Grundlagen statistischer Auswertungsverfahren. [Online] 18. Juni 2010. [Zitat vom: 3. Juni 2018.] https://www.univie.ac.at/ksa/elearning/cp/quantitative/quantitative-titel.html.

54. **Bortz, Jürgen.** *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler.* 6. Auflage. Berlin : Springer, 2005. S. 142. ISBN 3-540-21271-X.

55. **S. Sweeney, D. Smith, M. Messrersmith.** Comparison of 5 types of interocclusal recording materials on the accuracy of articulation of digital models. *American Journal of Orthodontics and Denthofacial Orthopedics.* 2015, Bd. 148, 2, S. 245-252.

56. **Utz KH, Müller F, Lückerath W, Fuss E, Koeck B.** Accuracy of check-bite registration and centric condylar position. *J Oral Rehabil.* May 2002, S. 458-66.

57. **Tjeo SK, Anil GK, Kattimani VS, Desai PD, Nalla S, Chaitanya K.** A comparative evaluation of dimensional stability of three types of interocclusal recording materials - an in-vitro multi-centre study. *Head Face Med.* 2012, 8, S. 27.

58. **Ghazal M, Kern M.** Influence of loading forces on the vertical accuracy of interocclusal record. *Quintessence Int.* 2010, 41, S. 31-35.

59. **Solaberrieta E, Otegi JR, Goicechea N, Brizuela A, Pradies G.** Comparsion of aconventional and virtual occlusal record. *The Journal of Prosthetic Dentstry.* 2015, Bd. 114, 1, S. 92-97.

60. **Ries JM, Grünler C, Wichmann M, Matta RE.** Three-dimensional analysis of the accuracy of conventional and completely digital interocclusal registration methods. *The Journal of prosthetic dentistry.* S0022-3913, 19. April 2021, 21, S. 140-142.

61. **DeLong R, Ko C-C, Anderson GC, Hodges JS, Douglas WH.** Comparing maximum intercusoal contacts of virtural dental patients and mounted dental casts. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2002, Bd. 88, 6, S. 622-630.

62. **Knecht, F.** *Laborstudie zum Vergleich statischer okklusaler Kontaktpunkte im Cerec-3D-Verfahren mit herkömmlich dargestellten Kontaktpunkten mittels Okklusionsfolie.* Köln : s.n., 2016. S. 57-64.

63. **GmbH, Sirona Dental Systems.** Gebrauchsanweisung für die Aufnahmeeinheit. *CEREC AC mit CEREC Omnicam.* Dezember 2015, S. 42-52.

64**. —. CEREC Ortho SW.** *Handbuch für Anwender.* Juni 2015, S. 32-43.

65. **Gazit E, Fitzig S, Liebermann MA.** Reproducibility of occlusal marking techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1986, Bd. 55, 4, S. 505-509.

66. **Brizuela-Velasco A, Álvarez-Arenal Á, Ellakuria-Echevarria J, del Río-Highsmith J, Santamaría-Arrieta G, Martín-Blanco N.** Influence of Articulating Paper Thickness on Occlusal Contacts Registration: A Preliminary Report. *International Journal of Prosthodontics.* Jul-Aug 2015, Bd. 28, 4, S. 360-362.

67. **Kerstein, RB.** Computerized occlusal analysis technology and Cerec case finishing (Abstract). *International Journal of Computerized Dentistry.* 2008, Bd. 11, 1, S. 51-63.

68. **H L Liu, X G Liu, Y M Tian, L Ni, D X Zheng.** Clinical study on the accuracy of occlusal contacts on digital model. *Zhonghua Kuo Qiang Yi Xue Za Zhi.* 9. October 2020, Bd. 55, 10, S. 737-742.

69. **Chen, L, Pröschel, PA, Mornebrg, TR.** Influence of bite force on jaw muscle activity ratios in subject-controlled unilateral isometric biting. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2010, 20, S. 961-966.

70. **Bakke, M, et al.** Clinical significance of isometric bite force versus electrical activity in temporal and masseter muscles. *Scandinavian Journal of Dental Research.* 1989, Bd. 97, 6, S. 539-551.

71. **Di Berardino F, Filiponi E, Schiappadori M, Forti S, Zanetti D, Cesarani A.** The occlusal imaging and analysis system by T-Scan III in tinnitus patients. *Biomedical Journal.* 2016, Bd. 39, 2, S. 139-144.

72. **Solaberrieta E, Etxaniz O, Otegi JR, Brizuela A, Paradies G.** Customized procedure to display T-Scan occlusal contacts. *Journal of Prothetic Dentistry.* 2017, Bd. 117, 1, S. 18-21.

73. **Trepevska V, Kovacevska G, Benedeti A, Jordanov B.** T-Scan III system diagnostic tool for digital occlusal analysis orthodontics a modern approach. *Pril (Makedon Akad NAuk Umet Odd Med Nauki).* 2014, Bd. 35, 2, S. 155-160.

74. **Baba K, Tsukiyama Y, Clark GT.** Reliability, validity, and utility of various occlusal measurement methods and techniques. 2000, Bd. 83, 1, S. 83-89.

75. **Cohen, J. A Power Primer.** *Psychological Bulletin.* 1, 1992, 122, S. 155.

76. **Chien T-W, Shao Y, Kuo S-C.** Development of a Microsoft Excel tool for one-parameter Rasch model of continuous items: an application to a safety attitude survey. *BMC Medical Research Methodology.* 2017, Bd. 17, 4.

77. **Matthäus H, Matthäus W-G.** *Statistik und Excel.* 1. Auflage. Wiesbaden : Springer Spektrum, 2016. 978-3-658-07689-4.

78. **Kronthaler, F.** *Statistik angewandt: Datenanalyse ist (k)eine Kunst Excel Edition.* 1. Auflage. Heidelberg : Springer Spektrum, 2016. 978-3-662-47114-2.

79. **Muche, R, Lanzinger, S, Rau, M.** *Medizinische Statistik mir R und Excel: Einführung in dieRExcel- und R-Commander-Oberflächen zur statistischen Auswertung.* Berlin, Heidelberg : Springer, 2011. 978-3-642-1948-9.

80. **Körber, KH.** Myographie und Biomechanik des Kauorgans. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift.* 1993, 48, S. 532-539.

81. **Bakke M, Paulsen HU.** Herbst treatment in late adolescence: clinical, elektromyographic, kinesiographic and radiographic analysis of one case. *Eurpoean Journal of Orthodontics.* 1989, Bd. 11, S. 397-407.

82. **Kraft, E.** Möglichkeiten und Grenzen elektromyographischer Untersuchungsmethoden in der Zahn- Mund- und Kieferheilkunde. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift.* 1963, 18, S. 904-915.

83. **Wieckiewicz M, Grychowska N, Zieteck S, Wieckiewicz W.** Evaluation of the Elastic Properties of Thirteem Silicone Interocclusal Recording Materials. *BioMed Research International.* Published Online, 26. September 2016.

84. **Komiyama O, Obara R, Iida T, Asano T, Masuda M, Uchida T, De Laat A, Kawara M.** Comparison of direct and indirect occlusal contact examinations with different clenching intensities. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2015, Bd. 42, 3, S. 185-191.

85. **Gazit E, Fitzig S, Liebermann MA.** Techniques, Reproducibility of occusal marking.*Journal of Prosthetic Dentistry.* April 1986, Bd. 55, 4, S. 505-509.

86. **Antwerpes, F.** Docccheck Flexikon. [Online] 26. 2 2016. [Zitat vom: 08. 05 2019.] https://www.doccheck.com/de/detail/photos/25214-spee-kurve.

87. **Botsford KP, Frazier MC, Ghoneima AAM, Utreja A, Bhamidipalli SS, Stewart KT.** Precision of the virtual occlusal record. *Angle Orthod.* Sep 2019, S. 751-757.

# 8. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Kondylus in zentrischer Position (Marxkors, 2010) ..... 4

Abbildung 2: Muster der statischen Okklusion a) der Oberkieferzähne und b) der Unterkieferzähne ..... 5

Abbildung 3: Spee´sche Kurve in Bezug zu den Kondylen (78)..... 6

Abbildung 4: Durch Computeranalyse mit "Occlusal Fingerprint Analysis) wird das Bewegungsmuster der Zähne beim zusammenbeißen analysiert (Senkenberg Forschungsinstitut und Naturkundemuseum) ..... 7

Abbildung 5: Bestimmung einer neuromuskulären Unterkieferposition und elektronische Positionierungsanalyse der Kondylen (EPA) ..... 10

Abbildung 6: 3D- Bewegungs- und Funktionsanalyse..... 10

Abbildung 7: Der virtuelle Artikulator (Zebris)..... 10

Abbildung 8: (T-Scan, Fa. Cumdente) ..... 11

Abbildung 9: Das Grundprinzip der Triangulation im zweidimensionalen Fall. (Schema nach Wiora G) (32) ..... 18

Abbildung 10: Schema der aktiven Triangulation nach Wiora..... 20

Abbildung 11: Schematische Darstellung des Studienablaufs ..... 24

Abbildung 12: Aufnahmen der Zähne 26 und 36 mit mittels Progress 100® Blau markierten Kontaktpunkte ..... 26

Abbildung 13: Bissregistrat hergestellt mit Greenbite, Fa. Detax ..... 28

Abbildung 14: Digitale Abformung des 2. Quadranten mit Artikulationspapier markierten Kontaktpunkten. ..... 30

Abbildung 15: Digitale Abformung des 2. Quadranten mit der digital berechneten Okklusion. ..... 30

Abbildung 16: Die zu vergleichenden Kontaktpunktmuster des 1. Klinischen Bildes, 2. Der Bukkalscans und 3. Der Bissregistrate ..... 31

Abbildung 17: Farbliche Abstufung nach Stärke der Kontaktflächen auf dem virtuellen Modell (Handbuch für Anwender, Fa. Dentsply Sirona, York, USA) ..... 32

Abbildung 18: Die rotumkreiste Kontaktfläche wurde als schwach Blau und somit nicht als Kontaktpunkt gezählt. ..... 32

Abbildung 19: Darstellung eines Bissregistrates in Auflicht, Durchlicht, sowie beider Bilder übereinander gelagert mit farblich markierten Kontaktpunkten ..... 33

Abbildung 20: Darstellung des Kalibrierungskörpers in Auflicht, Durchlicht, in Überlagerung mit dem Mittelwertbereich und rein überlagert ..... 34

Abbildung 21: Farbige Kontaktpunktdarstellung nach GEDAS ..... 34

Abbildung 22: Darstellung eines Aufbisstest-Reports des EMG-Messystems der Fa. Zebris, Isny, Deutschland ..... 36

Abbildung 23: Beispiel zur Verwendung der Pearsonschen Formel in Excel (Office 365, Fa. Microsoft, Redmond, USA) ..... 38

Abbildung 24: Digitale Darstellung eines 2. Quadranten mit durch Artikulationspapier markierten Kontaktpunkten ..... 41

Abbildung 25: Digitale Darstellung eines 2. Quadranten mit digitaler Okklusion ..... 41

Abbildung 26: Klinisches Kontaktpunktmuster ..... 71

Abbildung 27: Digitales Kontaktpunktmuster ..... 71

Abbildung 28: Vergleich der Kontaktpunktmuster der Fotos zum Scan ... 75

# 9. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Tabellarischer Vergleich der verschiedenen Aufnahmetechniken (25) ..... 13

Tabelle 2: Korrelationskoeffizient nach Pearson im Unterkiefer ..... 48

Tabelle 3: Korrelationskoeffizient nach Pearson im Oberkiefer ..... 48

Tabelle 4: p- Wert im Vergleich der Messmethoden im Unterkiefer ..... 49

Tabelle 5: p- Wert im Vergleich der Messmethoden im Oberkiefer ..... 49

Tabelle 6: Mittelwerte in µV der Messdaten während der Ruhemessungen ..... 53

Tabelle 7: Mittelwerte in µV der Messdaten während der verschiedenen Bissregistrierungen ..... 53

Tabelle 8: Die prozentuale Muskelaktivität während der Bissregistrierungen im Vergleich ..... 53

Tabelle 9: Die durch den t-Test ermittelten p-Werte zum Vergleich der Registriermethoden ..... 55

Tabelle 10: Vergleich der Standardabweichungen des 1. und 2. Durchgangs der Kontrollgruppe ..... 56

Tabelle 11: p-Wert beim Vergleich der unterschiedlichen Methoden ..... 57

# 10. Diagrammverzeichnis

Diagramm 1: Summe der gezählten Kontaktpunkte ..... 42

Diagramm 2: Kontaktpunktanzahl der Frontzähne im UK und OK in Gegenüberstellung ..... 43

Diagramm 3: Kontaktpunktanzahl der Prämolaren im UK und OK in Gegenüberstellung ..... 43

Diagramm 4: Kontaktpunktanzahl der Molaren im UK und OK in Gegenüberstellung ..... 43

Diagramm 5: Anzahl der Kontaktpunkte im Unterkiefer aller Probanden . 44

Diagramm 6: Anzahl der Kontaktpunkte im Oberkiefer aller Probanden .. 45

Diagramm 7: Anzahl der Kontaktpunkte beider Kiefer aller Probanden ... 46

Diagramm 8: Korrelationskoeffizient der unterschiedlichen Registriermethoden ..... 46

Diagramm 9: Korrelationskoeffizient der Registriermethoden in Bezug auf die jeweiligen Zahngruppen ..... 47

Diagramm 10: Einzel- und Mittelwerte der Ruhemessungen in µV ..... 50

Diagramm 11: Einzel- und Mittelwerte (links/rechts) der Aufbisstest in µV ..... 51

Diagramm 12: Einzel- und Mittelwerte der Bissregistrierungen in µV ..... 52

Diagramm 13: Mittelwerte (links/rechts) der EMG-Messungen in µV ..... 52

Diagramm 14: Mittelwerte aller EMG-Messungen ..... 54

Diagramm 15: Mittelwerte (Links/rechts) aller EMG-Messungen in µV .... 55

Diagramm 16: Ergebnisse des T-Testes beim Vergleich der Kontaktpunktanalysen des 1. und 2. Durchgangs ..... 57

Diagramm 17: Mittelwerte (links/rechts) der WDH EMG Messungen in µV ..... 58

Diagramm 18: Mittelwerte (links/rechts) der Ruhemessung in µV ..... 59

Diagramm 19: Mittelwerte (links/rechts) der Aufbisstest in µV ..... 59

Diagramm 20: Mittelwerte (links/rechts) der Bissregistrierungen in µV .... 60

# 11. Anhang

## Kontaktpunktanalyse

| **Korellationkoeffizient nach Pearson im UK** | r |
|---|---|
| Foto: Bukkalscan 1 | 0,86 |
| Foto: Bukkalscan 2 | 0,82 |
| Foto: Bissregistrat | 0,63 |
| Bukkalscan 1: Bukkalsscan 2 | 0,90 |
| Bukkalscan 1: Bissregistrat | 0,62 |
| Bukkalscan 2: Bissregistrat | 0,61 |

| **Korellationskoeffizient nach Pearson im OK** | r |
|---|---|
| Foto: Bukkalscan 1 | 0,78 |
| Foto: Bukkalscan 2 | 0,76 |
| Foto: Bissregistrat | 0,56 |
| Bukkalscan 1: Bukkalsscan 2 | 0,92 |
| Bukkalscan 1: Bissregistrat | 0,58 |
| Bukkalscan 2: Bissregistrat | 0,58 |

| **Korrelationseffizient für Vergleich UK mit OK** | ***r*** |
|---|---|
| Foto UK und OK | 1 |
| Bukkalscan 1 UK und OK | 0,885385412 |
| Bukkalscan 2 UK und OK | 0,862246749 |
| Bissregistrat UK und OK | 0,880092005 |

| **Korrelationskoeffizient UK + OK** | ***r*** |
|---|---|
| Foto : Bissregistrat | 0,975099637 |
| Foto : Bukkalscan1 | 0,964094271 |
| Foto : Bukkalscan 2 | 0,976925887 |
| Bukkalscan 1 : Bissregistrat | 0,99148746 |
| Bukkalscan 1 : Bukkalscan 2 | 0,998151229 |
| Bukkalscan 2: Bissregistrat | 0,990675609 |

| **Summe der Kontaktpunkte** | |
|---|---|
| Foto | 942 |
| Bukkalscan 1 | 1010 |
| Bukkalscan 2 | 1001 |
| Bissregistrat | 679 |

| **Mittelwert** | |
|---|---|
| Foto | 2,264423077 |
| Bukkalscan 1 | 2,427884615 |
| Bukkalscan 2 | 2,1376 |
| Bissregistrat | 1,624401914 |

# EMG - Messdaten

| Patient n ID | Relax uV re | Relax uV li | Relax ø | IP uV re | Relax IP uV li | Relax IP ø | Zahn re 1 | re 2 | re 3 | Median | Aufbiss Zahn 1 li | 2 li | 3 li | Median | Aufbiss Zahn ø | Watte re | Watte 1 li | 2 li | 3 li | Median | Aufbiss Watte ø | Bissreg stratre | Bissregis tratli | Bissregis trat ø | Bukkals can 1re | Bukkals can1 li | Bukkals can 1 ø | Bukkals can 2 re | Bukkals can 2li | Bukkals can 2 ø | Bissreg/ Aufb Z | Bukk1/ Aufb Z | Bukk2/ Aufb Z |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 001 | 3,7 | 3,7 | 3,7 | 4,8 | 8,1 | 6,45 | 152,7 | 151 | 147 | 150,8 | 161,2 | 171,6 | 169,8 | 169,8 | 160,3 | 123,6 | 159,5 | 190,1 | 210 | 190,1 | 174,8 | 27,4 | 31,1 | 6 | 10,3 | 15,7 | 13 | 9,5 | 16 | 12,75 | 3,74% | 8,11% | 7,95% |
| 002 | 4,9 | 3,6 | 4,25 | 6,9 | 3,4 | 5,15 | 61,5 | 72 | 86,3 | 72,3 | 110,5 | 102,2 | 135,4 | 110,5 | 91,4 | 157,2 | 172,4 | 364,9 | 322,22 | 364,9 | 261,05 | 8,2 | 3,8 | 6 | 16,5 | 8,9 | 12,7 | 13,6 | 9,1 | 11,35 | 6,56% | 13,89% | 12,42% |
| 003 | 3,9 | 3,5 | 3,7 | 4,4 | 4,8 | 4,6 | 122,6 | 61 | 96,4 | 96,4 | 35,6 | 24,7 | 31 | 31 | 63,7 | 137,7 | 94,9 | 163,3 | 95 | 142,1 | 118,5 | 9,7 | 11,3 | 10,5 | 11 | 7,3 | 9,15 | 13,4 | 11,3 | 12,35 | 16,48% | 14,36% | 19,39% |
| 004 | 7,6 | 10,9 | 9,25 | 8,5 | 10,2 | 9,35 | 31,2 | 34 | 27,6 | 31,2 | 30,4 | 34,3 | 45,3 | 34,3 | 32,75 | 72,3 | 70,4 | 114,7 | 105,8 | 125,4 | 93,5 | 8,3 | 18,3 | 13,3 | 10,8 | 19,3 | 15,05 | 13 | 22,4 | 17,7 | 40,61% | 45,95% | 54,05% |
| 005 | 3,4 | 8,3 | 5,85 | 4,9 | 9 | 6,95 | 122,9 | 145 | 139 | 138,9 | 96,3 | 113,7 | 117,5 | 113,7 | 176,3 | 176 | 179,2 | 105,5 | 113,5 | 87,6 | 140,75 | 22,4 | 20,2 | 21,3 | 22,8 | 20,3 | 21,55 | 27 | 13,4 | 20,2 | 16,86% | 17,06% | 15,99% |
| 006 | 2,2 | 2,2 | 2,2 | 2,4 | 2,6 | 2,5 | 161,8 | 146 | 148 | 159,6 | 181,5 | 169,5 | 194,7 | 181,5 | 170,55 | 164,1 | 166,2 | 214,5 | 194 | 198 | 181,05 | 38,2 | 72,4 | 55,3 | 13,4 | 7,2 | 10,3 | 12,4 | 18,8 | 15,6 | 32,42% | 6,04% | 9,15% |
| 007 | 4,7 | 3,5 | 4,1 | 5,4 | 4,9 | 5,15 | 169,9 | 184 | 157 | 169,9 | 387 | 423,6 | 462,1 | 423,6 | 296,75 | 167,3 | 142,7 | 249,6 | 276,4 | 218,5 | 196,15 | 8,3 | 14 | 11,15 | 21,8 | 27,2 | 24,5 | 267,5 | 200 |  | 3,76% | 8,26% | 0,00% |
| 008 | 5,2 | 8,3 | 6,75 | 2,8 | 8 | 5,4 | 81 | 100 | 103 | 100,1 | 91,6 | 100,1 | 99,1 | 99,1 | 99,6 | 137,5 | 140,3 | 160,2 | 154,7 | 154,7 | 146,1 | 17,1 | 24,9 | 21 | 1255,1 | 22,1 |  | 11,9 | 13,1 | 12,5 | 21,08% | 0,00% | 12,55% |
| 009 | 2,6 | 13,7 | 8,15 | 2,8 | 15,7 | 9,25 | 116,4 | 161 | 176 | 160,5 | 103,4 | 116,6 | 171,8 | 116,6 | 138,55 | 33,1 | 177 | 146,1 | 141,5 | 141,5 | 146,95 | 13,8 | 20 | 16,9 | 7,8 | 25 | 16,4 | 9,6 | 16,2 | 12,9 | 12,20% | 11,84% | 9,31% |
| 010 | 8,1 | 10,9 | 9,5 | 8,2 | 10,8 | 9,5 | 163,1 | 150 | 197 | 163,1 | 94 | 77,8 | 107 | 94 | 128,55 | 118,1 | 150,7 | 109,4 | 121,2 | 109,4 | 130,05 | 9,3 | 11 | 10,15 | 8,4 | 10,1 | 9,25 | 7,2 | 9,2 | 8,2 | 7,90% | 7,20% | 6,38% |
| 011 | 18,5 | 14 | 16,25 | 18,9 | 15,4 | 17,15 | 100,4 | 128 | 158 | 128 | 123,6 | 152,3 | 187,1 | 152,3 | 140,15 | 204,4 | 256,8 | 285,8 | 239,6 | 239,6 | 238,8 | 26,9 | 29 | 27,95 | 17,9 | 17,9 | 17,9 | 15,2 | 12,2 | 13,7 | 19,94% | 12,77% | 9,78% |
| 012 | 9,6 | 8,1 | 8,85 | 10,5 | 8,4 | 9,45 | 462,4 | 416 | 412 | 415,6 | 227,4 | 152,3 | 167,1 | 167,1 | 291,35 | 505,9 | 477,3 | 222,8 | 229,8 | 229,8 | 357,45 | 33,5 | 24,5 | 29 | 27,5 | 25,2 | 26,35 | 25,5 | 18 | 21,75 | 9,95% | 9,04% | 7,47% |
| 013 | 6,6 | 3,7 | 5,15 | 6,3 | 3,4 | 4,85 | 379,8 | 435 | 327 | 379,8 | 177,1 | 201,5 | 126,7 | 177,1 | 278,45 | 306,4 | 284,7 | 125,2 | 115,6 | 125,2 | 204,95 | 32,9 | 21,6 | 27,25 | 29,7 | 44,1 | 36,9 | 8,6 | 8,6 | 8,6 | 9,79% | 13,25% | 3,09% |
| 014 | 7,1 | 9,6 | 8,35 | 6,6 | 9,1 | 7,85 | 67,8 | 71 | 55,8 | 67,8 | 56,4 | 54 | 39,2 | 54 | 60,9 | 58,2 | 137,9 | 90,3 | 120 | 90,3 | 114,1 | 37,4 | 22,1 | 29,75 | 6 | 7,2 | 6,6 | 33 | 23,5 | 28,25 | 48,85% | 10,84% | 46,39% |
| 015 | 9,7 | 17,5 | 13,6 | 13,4 | 18 | 15,7 | 158,3 | 160 | 143 | 158,3 | 189,6 | 222,2 | 238,1 | 222,2 | 190,25 | 159,9 | 164,6 | 237,6 | 234 | 220,8 | 199,3 | 102 | 119,8 | 110,9 | 13,9 | 17,6 | 15,75 | 14,6 | 22,8 | 18,7 | 58,29% | 8,28% | 9,83% |
| 016 | 11,6 | 3,7 | 7,65 | 20,8 | 5,5 | 13,15 | 99,9 | 106 | 93 | 99,9 | 86,9 | 81,9 | 11,9 | 81,9 | 90,9 | 105 | 109,2 | 74,7 | 76,9 | 83,7 | 93,05 | 22,5 | 20,7 | 21,6 | 30,2 | 6,8 | 18,5 | 22 | 5 | 13,5 | 23,76% | 20,35% | 14,85% |
| 017 | 9 | 6,4 | 7,7 | 9,7 | 7,6 | 8,65 | 313,6 | 362 | 356 | 356 | 256,6 | 349,1 | 339,6 | 339,6 | 347,8 | 181,4 | 200,1 | 156,7 | 142,6 | 166,4 | 178,4 | 15,7 | 15 | 15,35 | 10,8 | 7,6 | 9,2 | 9,5 | 5,7 | 7,6 | 4,41% | 2,65% | 2,19% |
| 018 | 2,1 | 6,7 | 4,4 | 3,5 | 6,7 | 5,1 | 24,5 | 9,7 | 63,5 | 24,5 | 76,7 | 119,5 | 123,3 | 119,5 | 72 | 148,3 | 113,4 | 172,6 | 143,9 | 148,9 | 131,15 | 17,2 | 17,8 | 17,5 | 5,4 | 9,2 | 7,3 | 15,6 | 9,2 | 12,4 | 24,31% | 10,14% | 17,22% |
| 019 | 4,6 | 4,9 | 4,75 | 5,1 | 4,9 | 5 | 75,8 | 75 | 89,7 | 75,8 | 109,4 | 113 | 131,9 | 113 | 94,4 | 131,7 | 127,7 | 154 | 154,6 | 139,3 | 140,85 | 44,8 | 68,7 | 56,75 | 5,1 | 7,9 | 6,5 | 5,1 | 7,9 | 6,5 | 60,12% | 6,89% | 6,89% |
| 020 | 7,7 | 4,5 | 6,1 | 7,3 | 8,1 | 7,7 | 174,1 | 181 | 184 | 180,9 | 154,7 | 173,1 | 160,6 | 160,6 | 170,75 | 188,6 | 207,4 | 154,7 | 143,8 | 143,8 | 169,4 | 26,1 | 21,2 | 23,65 | 17,6 | 12,9 | 15,25 | 29,4 | 23,2 | 26,3 | 13,85% | 8,93% | 15,40% |
| 021 | 6 | 13,9 | 9,95 | 6 | 13,8 | 9,9 | 172,6 | 220 | 187 | 186,7 | 273 | 317,2 | 300,3 | 300,3 | 243,5 | 138,7 | 162,3 | 303,5 | 289,5 | 289,5 | 221,1 | 36,7 | 60,4 | 48,55 | 5,3 | 12,5 | 8,9 | 6,2 | 11,7 | 8,95 | 19,94% | 3,66% | 3,68% |
| 022 | 5,4 | 6,8 | 6,1 | 6,2 | 7,3 | 6,75 | 104,1 | 108 | 108 | 108,1 | 116,8 | 114,1 | 123,3 | 116,8 | 112,45 | 134,1 | 163,3 | 184,1 | 170 | 170 | 156,05 | 16,6 | 21,3 | 18,95 | 5,5 | 7,4 | 6,45 |  |  |  | 16,85% | 5,74% | 0,00% |
| 023 | 2,5 | 2,8 | 2,65 | 2,5 | 3,5 | 3 | 56,5 | 63 | 67,7 | 63,3 | 86,4 | 91,6 | 93 | 91,6 | 77,45 | 66,5 | 101,7 | 130,9 | 143,2 | 130,9 | 116,3 | 15,4 | 12,8 | 14,1 | 6,5 | 5,2 | 5,85 | 10,9 | 7,1 | 9 | 18,21% | 7,55% | 11,62% |
| 024 | 7,2 | 5,4 | 6,3 | 7 | 5,4 | 6,2 | 80,8 | 131 | 141 | 130,7 | 103,5 | 132,7 | 135 | 132,7 | 131,7 | 217,6 | 222,6 | 160,6 | 185,7 | 187,1 | 204,15 | 32 | 33,1 | 32,55 | 8,4 | 9,7 | 9,05 | 5,1 | 6,3 | 5,7 | 24,72% | 6,87% | 4,33% |
| 025 | 16,7 | 15,9 | 16,3 | 13,7 | 20,6 | 17,15 | 56,6 | 59 | 69,6 | 59,3 | 74,9 | 71,1 | 80,8 | 74,9 | 67,1 | 135,1 | 162,3 | 169,3 | 110,1 | 162,3 | 148,7 | 13,7 | 20,6 | 17,15 | 8,3 | 12,6 | 10,45 | 8,1 | 8 | 8,05 | 25,56% | 15,57% | 12,00% |
| 026 | 14,9 | 9,3 | 12,1 | 15,3 | 12 | 13,65 | 203,5 | 206 | 331 | 206,4 | 326,7 | 335,4 | 379,9 | 335,4 | 270,9 | 235 | 249,6 | 322,1 | 249,6 | 281,1 | 262,35 | 22,3 | 42,8 | 32,55 | 68,5 | 82 | 75,25 | 48,5 | 47,1 | 47,8 | 12,02% | 27,78% | 17,64% |
| 027 | 9,2 | 2,4 | 5,8 | 9,9 | 4 | 6,95 | 137,4 | 131 | 137 | 136,9 | 140,7 | 135,9 | 148,4 | 140,7 | 138,8 | 167,1 | 151,4 | 207,2 | 167,1 | 157,8 | 162,45 | 85,2 | 72,8 | 79 | 45,5 | 27,1 | 36,3 | 60,9 | 43,9 | 52,4 | 56,92% | 26,15% | 37,75% |
| 028 | 10,9 | 5 | 7,95 | 16,8 | 8 | 12,4 | 32,8 | 32 | 34,3 | 32,8 | 39,1 | 40,1 | 26,6 | 39,1 | 35,95 | 92,5 | 57,8 | 82,6 | 98,2 | 80,7 | 81,65 | 17,3 | 14 | 15,65 | 21,2 | 15,4 | 18,3 | 23,7 | 30,9 | 27,3 | 43,53% | 50,90% | 75,94% |
| 029 | 15,9 | 7,8 | 11,85 | 13,9 | 6,7 | 10,3 | 58,8 | 80 | 78,3 | 78,3 | 106,8 | 126,9 | 145,8 | 126,9 | 102,6 | 197,5 | 183,4 | 294,1 | 285,7 | 209,1 | 234,55 | 15,4 | 14,2 | 14,8 | 15,7 | 7,4 | 11,55 | 15,7 | 11,5 | 13,6 | 14,42% | 11,26% | 13,26% |
| 030 | 2,9 | 3,7 | 3,3 | 3,5 | 4 | 3,75 | 300,3 | 345 | 370 | 344,8 | 246,7 | 266 | 335,9 | 266 | 305,4 | 287,1 | 228,6 | 299,7 | 287,1 | 221 | 254,05 | 23,6 | 25,2 | 24,4 | 16,7 | 34,7 | 25,7 | 10,2 | 29 | 19,6 | 7,99% | 8,42% | 6,42% |

## Kontatpunktanalysen im 2. Durchgang

| | | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 2. Durchgang | 1,471 | 2,109 | 1,524 | 1,736 | 1,691 | 1,738 | 1,327 | 1,061 | 1,534 | 0,824 |

| Proband | Mittelwert 1. Durchgang | Mittelwert 2. Durchgang | t-Test |
|---|---|---|---|
| 003 | 1,607 | 1,792 | 0,511 |
| 005 | 2,750 | 2,857 | 0,522 |
| 008 | 1,923 | 1,846 | 0,523 |
| 009 | 3,339 | 3,196 | 0,512 |
| 0010 | 2,446 | 2,551 | 0,397 |
| 013 | 2,732 | 2,375 | 0,424 |
| 016 | 1,554 | 1,661 | 0,227 |
| 018 | 1,589 | 2,096 | 0,406 |
| 021 | 2,643 | 2,554 | 0,794 |
| 028 | 0,839 | 0,768 | 0,811 |

## EMG Messdaten im 2. Durchgang

| Patienten ID | Relax uV re | Relax uV li | Relax ø | Relax IP uV re | Relax IP uV li | Relax IP ø | Aufbiss Zahn re 1 | re 2 | re 3 | Median | Aufbiss Zahn 1 li | 2 li | 3 li | Median | Aufbiss Zahn ø |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 028 | 17,8 | 14,1 | 15,95 | 20,7 | 15,6 | 18,15 | 38,6 | 51,4 | 36,6 | 38,6 | 41,3 | 18 | 53,2 | 41,3 | 39,95 |
| 005 | 7,5 | 6,7 | 7,1 | 7,7 | 6,7 | 7,2 | 105,9 | 123 | 132 | 123,4 | 161,4 | 206,9 | 203,5 | 203,5 | 163,45 |
| 008 | 10,7 | 2,2 | 6,45 | 10,6 | 2,4 | 6,5 | 99,4 | 105 | 107 | 105 | 140,7 | 155,7 | 140,6 | 140,7 | 122,85 |
| 016 | 19,6 | 4,5 | 12,05 | 31,1 | 4,4 | 17,75 | 104 | 93,5 | 53,3 | 93,5 | 120,4 | 119,3 | 90,9 | 119,3 | 106,4 |
| 018 | 7,8 | 3,8 | 5,8 | 6 | 3,9 | 4,95 | 23,3 | 64,7 | 35,5 | 35,5 | 79,4 | 153,4 | 168,4 | 153,4 | 94,45 |
| 003 | 4 | 9 | 6,5 | 5,7 | 10,3 | 8 | 30,4 | 21,9 | 24,9 | 24,9 | 31,2 | 23,4 | 26,3 | 26,3 | 25,6 |
| 021 | 10,4 | 8,9 | 9,65 | 9,6 | 7,3 | 8,45 | 140,2 | 192 | 193 | 191,5 | 172,3 | 246,7 | 235,7 | 235,7 | 213,6 |
| 009 | 6 | 3,6 | 4,8 | 5,7 | 3,3 | 4,5 | 98,4 | 132 | 134 | 132,1 | 92 | 105,7 | 111,4 | 105,7 | 118,9 |
| 013 | 13,1 | 7,4 | 10,25 | 13,5 | 6,8 | 10,15 | 326,9 | 289 | 441 | 326,9 | 172,4 | 148,3 | 232,8 | 172,4 | 249,65 |
| 010 | 4,8 | 4 | 4,4 | 5,6 | 4,8 | 5,2 | 217,1 | 183 | 199 | 198,6 | 119,1 | 99,4 | 96,8 | 99,4 | 149 |

| Aufbiss Zahn ø | Aufbiss Watte 1 re | 2 re | 3 re | Median | Aufbiss Watte 1li | 2 li | 3 li | Median | Aufbiss Watte ø | Bissregis re | Bissregis li | Bissregis ø | Bukk 1re | Bukk 1 li | Bukk 1 ø | Bukk 2 re | Bukk 2li | Bukk 2 ø |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 39,95 | Datei Watte nicht gespeic | | | #ZAHL! | | | | #ZAHL! | #ZAHL! | 20,8 | 20 | 20,4 | 14,7 | 13,3 | 14 | 15,1 | 13,2 | 14,15 |
| 163,45 | 130,3 | 136,6 | 146,7 | 136,6 | 170,3 | 160,5 | 191,9 | 170,3 | 153,45 | 19,7 | 21,2 | 20,45 | 10,8 | 10,5 | 10,65 | 10,5 | 7,5 | 9 |
| 122,85 | 113,3 | 132,5 | 123,6 | 123,6 | 152 | 208,1 | 196,3 | 196,3 | 159,95 | 18 | 23,9 | 20,95 | 16,2 | 13,5 | 14,85 | 13,2 | 44,9 | 29,05 |
| 106,4 | 67,7 | 50,5 | 64,3 | 64,3 | 136,3 | 96,7 | 100,5 | 100,5 | 82,4 | 25,3 | 11,1 | 18,2 | 33,6 | 13,5 | 23,55 | Messung überprüfe | | #DIV/0! |
| 94,45 | 103,8 | 107,6 | 101,5 | 103,8 | 191,5 | 174 | 161 | 174 | 138,9 | 27,2 | 56,1 | 41,65 | 4,1 | 4,5 | 4,3 | 7,4 | 5,9 | 6,65 |
| 25,6 | 94,9 | 121,1 | 11,7 | 94,9 | 95 | 142,1 | 114,1 | 114,1 | 104,5 | 15 | 19,2 | 17,1 | 9 | 13,2 | 11,1 | 10,3 | 6,6 | 8,45 |
| 213,6 | 54,4 | 142,8 | 137 | 137 | 236,5 | 238,2 | 207,6 | 236,5 | 186,75 | 11,5 | 24,8 | 18,15 | 10 | 12,1 | 11,05 | 9,6 | 0 | 4,8 |
| 118,9 | 209,9 | 230,3 | 218,1 | 218,1 | 134,1 | 151,8 | 150,8 | 150,8 | 184,45 | 45,6 | 33,4 | 39,5 | 56,1 | 54,6 | 55,35 | 17,8 | 35 | 26,4 |
| 249,65 | 230,3 | 190,2 | 183,1 | 190,2 | 123,5 | 126,2 | 124,5 | 124,5 | 157,35 | 58,6 | 45,1 | 51,85 | 16 | 6,7 | 11,35 | 15,1 | 17 | 16,05 |
| 149 | 172,3 | 183,8 | 199,2 | 183,8 | 100,6 | 101,3 | 109,9 | 101,3 | 142,55 | 13,7 | 11,2 | 12,45 | 6,1 | 7 | 6,55 | 7,6 | 8,8 | 8,2 |

# Probandeninformation

*Klinische Studie:* ***Der Vergleich von digitalen Okklusionsanalysen mit konventionellen Methoden anhand von CEREC Omnicam und Bissregistraten***

Studienort: Universitätsmedizin Greifswald
Körperschaft des öffentlichen Rechts
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
Digitale Zahnmedizin – Okklusions- und Kaufunktionstherapie
Walther-Rathenau-Straße 42a
17475 Greifswald
Telefon Behandlung: 03834 86 19640
Telefon Studienzimmer: 03834 86 19634

Studienärzte Prof. Dr. med. dent. Bernd Kordaß
Mariem Youssef

Sehr geehrte(r) Frau/Herr ……..,

An der Universität Greifswald wird zurzeit eine Untersuchung zum Vergleich digitaler Okklusionsanalysen mit konventionellen Methoden anhand von CEREC® (Fa. Sirona) und GEDAS durchgeführt. Genaues Wissen über die rekonstruierte Okklusion durch digitale Systeme ist für eine adäquate prothetische Versorgung durch CAD/CAM gefertigte Inlays, Teilkronen, Kronen und Brücken wichtig, um Fehlfunktionen des Kausystems durch diese zu vermeiden.

Für die Betreuung und Durchführung der Studie werden Herr Dr. Ruge und Frau Mariem Youssef verantwortlich sein. Mit Hilfe eines Elektromyographen wird zu verschiedenen Zeitpunkten der Behandlung die Muskelaktivität gemessen. Hierbei handelt es sich um eine Untersuchungsmethode, welche die natürlicherweise auftretende elektrische Spannung in einem Muskel misst. Mit der Methode kann auch festgestellt werden, ob eine Erkrankung des Muskels vorliegt. Zudem werden mittels einer intraoralen Kamera die Zahnreihen eingescannt und über eine Bissregistrierung (auf Silikonbasis) die Position der Zähne zueinander aufgezeichnet.

## 1. Warum wird diese Studie durchgeführt?

Für die Herstellung einer adäquaten prothetischen Versorgung ist eine genaue Registrierung der Zahn- zu – Zahn-Kontakte (Okklusion) unerlässlich. Mit dieser Studie soll überprüft werden, ob die digitale Okklusionsbestimmung vergleichbar zu der konventionellen Methodik ist. Dadurch kann festgestellt werden ob es möglich ist, passenden digital konstruierten Zahnersatz herzustellen und so eine individuell angepasste prothetische Versorgung der Patienten zu gewährleisten.

## 2. Wie ist der Ablauf der Studie und was muss ich bei der Teilnahme beachten?

Unter Aufzeichnung der Kaumuskelaktivität durch Elektromyographie werden die unterschiedlichen Methoden zur Registrierung der Zahnkontakte durchgeführt. Die Messungen werden während dem Relaxionstest,

# Probandeneinwilligungserklärung

*Klinische Studie* ***Der Vergleich von digitalen Okklusionsanalysen mit konventionellen Methoden anhand von CEREC Omnicam und Bissregistraten***

Studienort Universitätsmedizin Greifswald

Körperschaft des öffentlichen Rechts

Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten

Digitale Zahnmedizin – Okklusions- und Kaufunktionstherapie

Walther-Rathenau-Straße 42a

17475 Greifswald

Telefon Behandlung: 03834 86 19640

Telefon Studienzimmer: 03834 86 19634

Studienärzte Prof. Dr. med. dent. Bernd Kordaß

Mariem Youssef

Ich bin in einem persönlichen Gespräch durch den Studienarzt ausführlich und verständlich über Wesen, Bedeutung, Ablauf, Risiken und Tragweite der Studie aufgeklärt worden.

Ich habe eine Kopie der Probandeninformation und Einwilligungserklärung ausgehändigt bekommen, diese gelesen und verstanden.

Ich hatte die Gelegenheit, mit dem Studienarzt über die Durchführung der Studie zu sprechen. Alle meine Fragen wurden zufrieden stellend beantwortet.

Möglichkeit zur Dokumentation zusätzlicher Fragen seitens der Probandin/des Probanden oder sonstiger Aspekte des Aufklärungsgesprächs:

_____

_____

_____

Ich hatte ausreichend Zeit, um meine Entscheidung zu überdenken und frei zu treffen.

Mir ist bekannt, dass ich jederzeit und ohne Angabe von Gründen meine Einwilligung zur Teilnahme an der Studie zurückziehen kann (mündlich oder schriftlich), ohne dass mir daraus Nachteile entstehen.

**Datenschutz**

Mir ist bekannt, dass bei dieser Studie personenbezogene Daten über mich erhoben, gespeichert und ausgewertet werden sollen. Die Verwendung der Daten erfolgt nach gesetzlichen Bestimmungen und setzt vor der Teilnahme an der Studie folgende freiwillig abgegebene Einwilligungserklärung voraus, das heißt ohne die nachfolgende Einwilligung kann ich nicht an der Studie teilnehmen.

Ich erkläre mich weiterhin einverstanden, dass im Rahmen dieser Studie personenbezogene Daten, über mich erhoben und in Papierform sowie auf elektronischen Datenträgern in pseudonymisierter Form im Zentrum für Zahn-, Mund und Kieferheilkunde aufgezeichnet werden. Soweit erforderlich, dürfen die erhobenen Daten anonymisiert (verschlüsselt) weitergegeben werden.

Die für die Datenverarbeitung verantwortliche Person der Studie ist Dr.- Sebastian Ruge, ZZMK, Abt. für Digitale Zahnmedizin – Okklusions- und Kaufunktionstherapie, Walther-Rathenau-Straße 42a, 17475 Greifswald, sebastian.ruge@med.uni-greifswald.de.

Datenschutzbeauftragter der für die Datenverarbeitung verantwortlichen Person der Studie ist Prof. Ulf Glende, Projekt 29 GmbH & Co. KG, Ostengasse 14, 93047 Regensburg, E-Mail: datenschutz-umg@uni-greifswald.de.

Ich bin auf das Beschwerderecht bei einer Datenschutzaufsichtsbehörde hingewiesen worden. Die Datenschutz-Aufsichtsbehörde der Studienleitung lautet: Der Landesbeauftragte für Datenschutz und Informationsfreiheit Mecklenburg-Vorpommern, Werderstraße 74a, 19055 Schwerin, E-Mail: info@datenschutz-mv.de.

Ich bin darüber aufgeklärt worden, dass ich jederzeit die Teilnahme an der Studie jederzeit und ohne Angabe von Gründen gegenüber dem Prüfarzt widerrufen kann. Im Falle des Widerrufs werden meine Daten gelöscht und von der Studienauswertung ausgeschlossen.

Ich erkläre mich damit einverstanden, dass meine Daten nach Beendigung oder Abbruch der Studie mindestens zehn Jahre aufbewahrt werden. Danach werden meine personenbezogenen Daten gelöscht, soweit nicht gesetzliche Aufbewahrungsfristen entgegenstehen.

Ich habe vom datenschutzrechtlichen Einsichts- und Korrekturrecht bezüglich meiner personenbezogenen Daten Kenntnis genommen. Ich bin auf das Recht hingewiesen worden, Auskunft (einschließlich kostenfreier Überlassung einer Kopie) über mich betreffende personenbezogene Daten zu erhalten sowie ggf. deren Berichtigung oder Löschung zu verlangen.

Schließlich erkläre ich auch meine Einwilligung für die wissenschaftliche Veröffentlichung der Forschungsergebnisse unter Beachtung der datenschutzrechtlichen Bestimmungen

Name des Probanden in Druckbuchstaben

Datum Unterschrift des Patienten/ Probanden

Name des Studienarztes

Datum Unterschrift des aufklärenden Studienarztes

# Versuchsprotokoll

**Datum:**

**Name, Vorname des Probanden:** _____

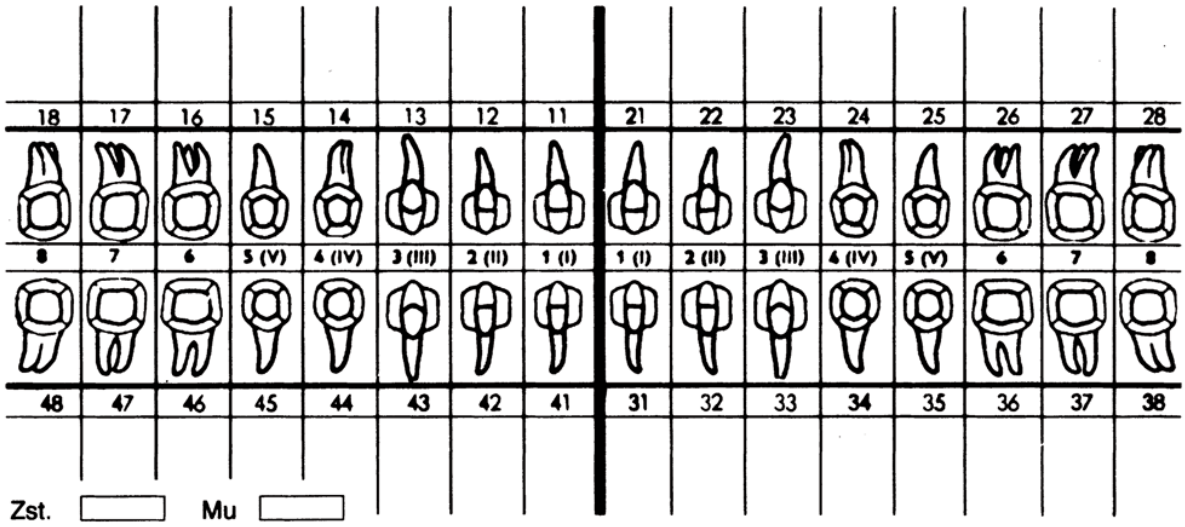
**Geburtsdatum:** _____

**Patientenanamnese:**

| | | | |
|---|---|---|---|
| **1.** | **Craniomandibuläre Dysfunktionen** | **O Ja** | **O Nein** |
| **2.** | **Bruxismus** | **O Ja** | **O Nein** |
| **3.** | **Kieferorthopädische Behandlungen** | **O Ja** | **O Nein** |
| **4.** | **Funktionsstörungen** | **O Ja** | **O Nein** |

**Wenn ja, welche?** _____

**Zahnstatus:**




**Gescante Zahnreihe:**

**O 1. und 4. Quadrant**

**O 2. und 3. Quadrant**

**Anzahl der Sichtbaren Kontaktpunkte:**

**Oberkiefer:**

**3er:**

**4er:**

**5er:**

**6er:**

**7er:**

**Davon größer als 1mm:**

**Unterkiefer:**

**3er:**

**4er:**

**5er:**

**6er:**

**7er:**

**Davon größer als 1mm:**

**Anzahl der digitalen Kontakte:**

**Oberkiefer**

**3er:**

**4er:**

**5er:**

**6er:**

**7er:**

**Davon im roten Durchdringungsbereich:**

**Unterkiefer:**

**3er:**

**4er:**

**5er:**

**6er:**

**7er:**

**Davon im roten Durchdringungsbereich:**

**Anzahl der Kontaktpunkte im Quetschbiss:**

**Oberkiefer:**

**3er:**

**4er:**

**5er:**

**6er:**

**7er:**

**Davon größer als 1mm:**

**Unterkiefer:**

**3er:**

**4er:**

**5er:**

**6er:**

**7er:**

**Davon größer als 1mm:**

# 12. Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Dissertation selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel benutzt habe.

Die Dissertation ist bisher keiner anderen Fakultät, keiner anderen wissenschaftlichen Einrichtung vorgelegt worden.

Ich erkläre, dass ich bisher kein Promotionsverfahren erfolglos beendet habe und dass eine Aberkennung eines bereits erworbenen Doktorgrades nicht vorliegt.

Datum

Mariem Youssef

# 13. Danksagung

Ich möchte mich herzlich bei Prof. Bernd Kordaß als Doktorvater für die Möglichkeit dieser Dissertation bedanken.
Des Weiteren geht ein großer Dank an Dr. Sebastian Ruge, der als Betreuer mich auf dieses Thema aufmerksam machte. Er hatte stets ein offenes Ohr für mich und stand mir mit Rat und Tat zur Verwirklichung dieser Dissertation zur Seite.
Ich bedanke mich bei Herrn Dr. Hauth, der Firma Dentsply Sirona für Ihre ausführliche Auskunft und beratende Hilfe.
Ein weiterer Dank geht an Dr. Sophie Engel, Dr. Andreas Söhnel und Franziska Adam für die Hilfe zur Fertigstellung dieser Dissertation.
Ein großer Dank geht auch an die freiwilligen Probanden. Ohne Euch wäre diese Studie nicht möglich gewesen.
Der größte Dank geht jedoch an meine Familie. Sie unterstützte mich nicht nur während der Zeit der Promotion, sondern auch während meiner gesamten schulischen und beruflichen Laufbahn. Meine Familie war stets bemüht mir bei der Verwirklichung meiner Träume und Wünsche zu helfen, auch wenn es für sie bedeutete mich für längere Zeit und weite Distanz entbehren zu müssen. Mama, Gertrud, Raphael, Faouzi, Ina und Mounia - ohne Euch hätte ich all das nie erreichen können.
Einen sehr großen Teil zu dieser Dissertation haben aber auch meine Freunde aus Kinder-, Jugend- und Studienzeiten beigetragen. Sie unterstützten mich in allen Lebenssituationen. Ohne diese Unterstützung, die sie mir alle entgegenbrachten und noch entgegenbringen, wäre ich längst nicht so mutig gewesen, um neue Lebensziele, wie groß sie auch sein mochten, anzugehen.