

**Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Ludwig-Maximilians-Universität München**
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

**Einfluss einer individuellen Kiefergelenksregistrierung auf
die Rekonstruktion von okklusalen Oberflächen**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Sebastian Maurer

aus

Marktoberdorf

2023

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Karin C. Huth MME

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Dr. Florian Probst

Prof. Dr. Andrea Wichelhaus

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: PD Dr. med. dent. Maximilian Kollmuß

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 25.05.2023

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	6
1.1	Instrumentelle Bewegungsanalyse	7
1.2	Kraniomandibuläre Dysfunktion (CMD)	9
1.2.1	Definition und Prävalenz.....	9
1.2.2	Ätiologie und Symptomatik.....	10
1.2.3	Diagnostik und Screening.....	11
1.2.4	Therapie	14
1.3	Rekonstruktion von Kauflächen	15
1.3.1	Historischer Rückblick	16
1.3.2	Das „biogenerische Zahnmodell“ nach Mehl	20
1.3.3	Einfluss der CAD/CAM-Technik auf die Rekonstruktion von Kauflächen....	21
1.4	Elektronische Kiefergelenksregistrierung	25
1.4.1	Klinische Anforderungen an eine zahnärztliche Restauration	25
1.4.2	Statische und dynamische Okklusionssimulation im Artikulator	26
1.4.3	Aufbau und Funktionsweise des Jaw-Motion-Analyser®	29
1.4.4	Integration der funktionellen Okklusion in den Herstellungsprozess zahnärztlicher Restaurationen	30
1.4.5	Klinische Relevanz	31
2	Fragestellung und Studienziele	32
3	Material und Methoden	33
3.1	Patientenkollektiv	34
3.2	Anamnese und Befund	34
3.3	Registrieremethoden zur Lagebestimmung und Aufzeichnung von Kieferbewegungen	36
3.3.1	Arbiträre Gesichtsbogenübertragung	36
3.3.2	Elektronische Kiefergelenksregistrierung	38
3.4	Abformung	43
3.5	Modellherstellung	44
3.6	Einartikulieren der Kiefermodelle	46
3.6.1	Mittelwertig	48

3.6.2	Arbiträr.....	48
3.6.3	Digital.....	48
3.7	Okklusionsanalyse	51
3.8	Kavitätenpräparation.....	52
3.9	Digitalisierung der Gipsmodelle	54
3.9.1	Scanvorgang der Arbeitsmodelle	54
3.9.2	Scanvorgang der unbearbeiteten Originalmodelle	55
3.10	Rekonstruktion der Kauflächen	56
3.10.1	Anpassung der dynamischen Okklusion	58
3.11	Herstellung der Restaurationen	58
3.12	Anpassung der Restaurationen im Artikulator.....	59
3.12.1	Anpassung der Okklusion.....	60
3.13	Vergleich der Restaurationsoberfläche mit der Originalkaufläche	61
3.14	Bestimmung der Höckerneigungswinkel	63
3.15	Datenanalyse	65
3.15.1	Fallzahlberechnung	65
3.15.2	Statistische Auswertung	65
4	Ergebnisse	66
4.1	Flächenvergleich der Restaurationsoberfläche mit der Originalkaufläche	66
4.2	Zahntechnische Einschleifmaßnahmen der Restaurationen	67
4.3	Statische und dynamische Kontaktpunktvergleiche	69
4.3.1	Vergleich der Okklusionskontakte zwischen der Ausgangssituation und der Situation im Artikulator.....	69
4.3.2	Vergleich der Okklusionskontakte im Bereich der Restaurationen.....	72
4.4	Vergleich der Höckerneigungswinkel.....	75
5	Diskussion	78
5.1	Bewertung der verwendeten Methoden	78
5.2	Bewertung der Ergebnisse	81
5.3	Schlussfolgerungen	85
6	Zusammenfassung.....	88

7	Literaturverzeichnis	91
8	Abbildungs- und Tabellenverzeichnis.....	105
8.1	Abbildungsverzeichnis	105
8.2	Tabellenverzeichnis	107
9	Abkürzungsverzeichnis	108
10	Danksagung.....	109
11	Anhang	110
11.1	Anhang 1 – Patienteninformation und Einwilligungserklärung	110
11.2	Anhang 2 – Anamnesebogen (Klinik)	115
11.3	Anhang 3 – Befundbogen (Klinik).....	117
11.4	Anhang 4 – Befundbogen (Labor).....	120
11.5	Anhang 5 – Quadrantenpräparation	130
11.6	Anhang 6 – Votum der Ethikkommission.....	131
12	Eidesstattliche Versicherung	133

1 Einleitung

Die Rekonstruktion von Kauflächen (Okklusalflächen) zur Therapie von Zahnhartsubstanzverlusten stellt einen wesentlichen Bestandteil einer jeden zahnärztlichen, prothetischen Versorgung dar. Durch eine falsche okklusale Gestaltung können bei einem Patienten weitreichende Folgen, wie Schmerzen im Bereich des Kiefergelenks und der beteiligten Muskulatur, bis hin zu dauerhaften Schädigungen des stomatognathen Systems auftreten (Bush, 1984; Racich, 2005). Außerdem spielen bestimmte Aspekte der Okklusion neben dominierenden psychosozialen und neuromuskulären Faktoren bei der Entstehung von kranio-mandibulären Dysfunktionen (CMD) eine Rolle (Hagag *et al.*, 2000). Zu den potenziellen okklusalen Risikofaktoren zählen Balancekontakte, fehlender Kontakt im Molarengebiet, eine fehlende Eckzahnführung sowie ein einseitiger Kontakt in retraler Unterkieferposition (Reissmann, 2017).

Hinsichtlich der Wiederherstellung einer optimalen Okklusion stellt sich bereits der Verlust einer kompletten Stützzone (Prämolaren und Molaren in einem Kieferquadranten) mit konventionellen Herstellungsmethoden als Herausforderung für den Behandler dar (Vailati und Belser, 2008). Insbesondere die reale Darstellung der dynamischen Okklusion (Zahnkontakte bei Unterkieferbewegungen des Patienten) kann in einem mechanischen Artikulator (Hilfsmittel zur Herstellung von Restaurationen) mit herkömmlichen Registriermethoden durch voreingestellte Werte nur unzureichend simuliert werden (Böröcz *et al.*, 2004). Dadurch entstehen bei einer mittelwertigen Artikulatorprogrammierung in über einem Viertel der Fälle okklusale Abweichungen von über 200 µm (Hofmann und Pröschel, 1978). Diese müssen durch intraorales Einschleifen korrigiert werden, wodurch beim bearbeiteten Restaurationsmaterial hinsichtlich einer anzustrebenden gleichmäßigen Schichtstärke deutliche Diskrepanzen entstehen. Dies führt aus funktionellen und werkstoffkundlichen Gründen zu einer deutlichen Verschlechterung der Qualität des Zahnersatzes (Hellmann und Schindler, 2014). Darüber hinaus ist es in einem mechanischen Artikulator nicht möglich, die individuellen anatomischen Gegebenheiten eines Patienten, wie die Resilienz von Weichteilstrukturen, Verbiegungen der Mandibula sowie die Eigenbeweglichkeit der Zähne darzustellen (Maestre-Ferrín *et al.*, 2012).

Die Aufzeichnung von zahngeführten Grenzbahnen (Achsiographie) mit mechanischen Geräten ist in der Zahnmedizin schon länger bekannt, aber aufgrund des hohen zeitlichen Aufwands bei der Messung nur gering verbreitet (Meyer, 1993). Durch entsprechende technische Entwicklungen können seit einigen Jahren mit Hilfe von elektronischen Registriersystemen Unterkieferbewegungen mit einem überschaubaren Zeitaufwand aufgezeichnet werden (Kordass, 2002). Dadurch wird es unter anderem möglich, patientenindividuelle Bewegungsparameter zur Programmierung von Artikulatoren in den digitalen Herstellungsprozess von Restaurationen zu integrieren (Bisler *et al.*, 2002). Somit können individuelle anatomische Gegebenheiten und die reale dynamische Okklusion, deren Berücksichtigung insbesondere bei der Herstellung von größeren restaurativen Arbeiten unerlässlich ist, in einem virtuellen Artikulator dargestellt werden (Ruge und Kordass, 2008).

1.1 Instrumentelle Bewegungsanalyse

Die zahnärztliche instrumentelle Funktionsanalyse umfasst verschiedene Methoden, die eine differenzierte Beurteilung des Funktionszustands des Kauystems ermöglichen. Hierzu gehören die instrumentelle Bewegungsanalyse, die Kondylenpositionsanalyse, die Kieferrelationsbestimmung sowie die Elektromyographie der Kaumuskulatur (Utz *et al.*, 2016). Außerdem lässt sich davon die instrumentelle Okklusionsanalyse abgrenzen (Kordass und Mundt, 2003). Hierbei werden bestimmte Kontaktsituationen der Zähne in Statik und Dynamik mit Hilfe von Gipsmodellen in einem Artikulator analysiert. Im Zuge der Digitalisierung lassen sich entsprechende Analysen mittlerweile auch mit spezieller Software am Computer durchführen (Kordass, 2007).

Bei der instrumentellen Bewegungsanalyse werden heutzutage elektronische Registriersysteme verwendet, die sowohl Bewegungen des Unterkiefers aufzeichnen als auch einen Vergleich von unterschiedlichen Positionen des Unterkiefers ermöglichen (Kordass, 2002). Zudem lässt sich die Bewegungsaufzeichnung mit der Analyse von Kiefergelenksgeräuschen (Vibrationsanalyse) oder der Aktivitätsmessung der Kaumuskulatur (kinematische Oberflächen-Elektromyographie) kombinieren (Jankelsson, 1990).

Die in der Praxis zur Messung herangezogenen elektronischen Systeme können nach der extraoralen Lage der Sensoren sowie dem zugrunde liegenden Messprinzip eingeteilt werden (Hugger und Kordass, 2018):

Lage des Messensors	Messprinzip
Gelenknah, berührungshaft	Spannungsteilungsverfahren (Messtaster auf Widerstandsfolie)
Gelenknah, berührungslos	Optoelektrisch
Okklusionsebenennah, berührungslos	Ultraschall
Inzisalnah, berührungslos	Magnetfeldänderung

Tabelle 1: Einteilung elektronischer Messsysteme

Die instrumentelle Bewegungsanalyse erweitert einerseits im Bereich der Funktionsdiagnostik/Funktionstherapie die bestehenden Untersuchungsgrundlagen bei kranio-mandibulären Dysfunktionen (CMD) beziehungsweise Myoarthropathien (MAP). Hierbei ergänzt die kinematische Messung die klinisch-strukturelle Diagnostik in Bezug auf die Bewegungskapazität (maximale Bewegungsmöglichkeit bei Grenzbewegungen), Bewegungskoordination (spezieller Bewegungsablauf) und die okklusale Zentrierung (Stabilität und Reproduzierbarkeit des Unterkiefers in Ausgangs-/Referenzposition) (Hugger und Kordass, 2018). Durch den Vergleich mit Referenzwerten lassen sich unter Berücksichtigung der strukturellen Diagnostik Aussagen über den Schweregrad der Dysfunktion treffen (Reicheneder *et al.*, 2008). Außerdem begünstigt die instrumentelle Bewegungsanalyse die Dokumentation kinematischer Aspekte des Unterkiefers im Therapieverlauf (Türp *et al.*, 2006b).

Andererseits lassen sich die aufgezeichneten Bewegungsparameter zur individuellen Artikulatorprogrammierung im digitalen Work-Flow (CAD/CAM-Prozess) bei der Herstellung von zahnärztlichen Restaurationen verwenden (Kordass, 2007). Die dabei erhobenen Funktionswerte ermöglichen bereits im Fertigungsprozess eine auf den Patienten abgestimmte individuelle okklusale Gestaltung der Restaurationen (Hugger und Schindler, 2006). Dadurch wird der intraorale Anpassungsaufwand reduziert sowie die Gewöhnung des Patienten an den neuen Zahnersatz erleichtert (Ahlers *et al.*, 2015). Dies ist insbesondere im Rahmen von umfangreichen restaurativen

Arbeiten (beispielsweise bei der Sanierung eines kompletten Kieferquadranten), bei Bisshebungen (Verlust der vertikalen Bisshöhe als Folge von nicht-kariogenen Zahnhartsubstanzdefekten) oder bei der Korrektur von Fehlbisslagen von Bedeutung.

1.2 Kraniomandibuläre Dysfunktion (CMD)

1.2.1 Definition und Prävalenz

Kraniomandibuläre Dysfunktionen stellen eine Zusammenfassung von Erkrankungen dar, die die Kiefergelenke, Kaumuskulatur und die benachbarten orofazialen Strukturen betreffen (Dworkin und LeResche, 1992; Kotiranta *et al.*, 2014). Damit verbunden sind Schmerzen, die typischerweise im Bereich der Kiefergelenke oder der Kaumuskulatur auftreten (Glaros und Glass, 1993). Zusätzlich ist eine Schmerzausstrahlung in die Gesichts-, Kopf-, Nacken- und Rückenregion möglich (McNeill *et al.*, 1990). Ergänzend können Funktionseinschränkungen (beispielsweise beim Öffnen und Schließen) sowie Kiefergelenksgeräusche (Knacken und Reiben) auftreten (Crider *et al.*, 2005).

Die aktuelle Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Funktionsdiagnostik und -therapie (DGFDT) definiert die CMD als „Schmerz und/oder Dysfunktion: Einerseits tritt der Schmerz in Erscheinung als Kaumuskelschmerz und/oder Kiefergelenkschmerz sowie als (para)funktionell bedingter Zahnschmerz. Andererseits kann die Dysfunktion in Erscheinung treten in Form von

- schmerzhafter oder nicht schmerzhafter Bewegungseinschränkung (Limitation), Hypermobilität oder Koordinationsstörung
- schmerzhafter oder nicht schmerzhafter intraartikulärer Störung
- die Funktion störenden Vorkontakten und Gleithindernissen“ (Hugger *et al.*, 2016).

Davon abzugrenzen ist die Myoarthropathie des Kausystems (MAP), die die Berücksichtigung der Okklusion ausschließt und als Untergruppe der CMD einzuordnen ist (Hugger *et al.*, 2016).

Hinsichtlich der Prävalenz besteht in der Literatur eine große Variationsbreite. In einer Studie von LeResche bestanden bei ungefähr 10% der über 18-jährigen Bevölkerung Schmerzen, die mit einer CMD assoziiert sind (LeResche, 1997). Die Ergebnisse der

Arbeitsgruppe von Nassif zeigten bei der Untersuchung von 523 jungen erwachsenen Männern, dass 75% Anzeichen und/oder Symptome einer CMD hatten. Davon wiederum waren bei 6,9% die Anzeichen und/oder Symptome sehr gering, während 51,4% mäßige Anzeichen und/oder Symptome hatten und bei 16,7% schwere Anzeichen und/oder Symptome einer CMD vorlagen (Nassif *et al.*, 2003). Generell lässt sich feststellen, dass Frauen deutlich häufiger betroffen sind (Bagis *et al.*, 2012).

1.2.2 Ätiologie und Symptomatik

Die Ätiologie der CMD stellt sich als ein multifaktorielles Geschehen dar und ist bis heute nicht abschließend geklärt (Vanderas und Papagiannoulis, 2002). Eine Auswahl dieser Faktoren lässt sich in drei übergeordnete Gruppen gliedern (Reissmann, 2017): Dabei bilden die Kiefergelenkmorphologie, eine generelle Gelenkhypermobilität sowie die Okklusion den anatomischen Bestandteil. Bruxismus und Trauma lassen sich unter der neuromuskulären Komponente zusammenfassen. Zum Überbegriff der psychosozialen Faktoren zählen Depression, Somatisierung, Stress, Angst und andere Schmerzen (Rollman und Gillespie, 2000; Ash, 2006). Beispiele für gut belegte Risikofaktoren sind das Bestehen von unphysiologischen Zahnkontakten (Chen *et al.*, 2007) oder Parafunktionen (Magnusson *et al.*, 2005). Die beschriebenen Auslöser tragen in unterschiedlichem Maße zur Entwicklung einer CMD bei und können sich dabei gegenseitig beeinflussen (John, 1996). Zusätzlich wird die Genetik als ätiologischer Faktor diskutiert (Smith *et al.*, 2011). Während die Okklusion in älteren Studien als ein Hauptrisikofaktor bei der Entstehung einer CMD angesehen wurde, kann dies durch neuere Studien nicht mehr belegt werden (Reissmann *et al.*, 2013; Manfredini *et al.*, 2017). Aktuell verlagert sich der ätiologische Fokus auf den psychosozialen Bereich (Reissmann, 2017). In einer Studie von Kindler und seinen Mitarbeitern konnte dargelegt werden, dass Patienten mit einer Depression ein erhöhtes Risiko für eine CMD-Symptomatik hatten. Außerdem waren Angstsymptome bei Patienten eng mit Gelenk- und Muskelschmerzen verbunden (Kindler *et al.*, 2012). Die Symptome der CMD und die daran gekoppelten klinischen Befunde zeichnen sich als vielfältig ab. Zu den häufigsten Symptomen gehören Schmerzen im Bereich des Gesichts, der Wange und des Kiefergelenks. Damit verbunden können eine eingeschränkte Bewegungsfunktion, Knack- und Reibegeräusche des Kiefergelenks im Rahmen von Unterkieferbewegungen sowie Gelenkblockaden sein. Außerdem ist

ein intraoraler Schmerz, der sich in Form von Hypersensibilitäten sowie Schmerzen an den Zähnen darstellt, möglich. Weitere Bereiche, wie die Ohren-, Augen-, Nacken-, Schulter- und Kopffregion können betroffen sein. Dies kann unter anderem zu Kopfschmerzen, Seh-, Hör- und Sprachstörungen führen (Dworkin und LeResche, 1992; Suvinen *et al.*, 2005). Zusammenfassend ist das Auftreten von Schmerzen als größte Einschränkung der betroffenen Patienten einzustufen und für das Aufsuchen eines Arztes in den meisten Fällen verantwortlich (Reissmann *et al.*, 2007).

1.2.3 Diagnostik und Screening

Hinsichtlich der Diagnostik bestehen heutzutage Empfehlungen für ein stufenartiges Vorgehen. Ein Beispiel hierfür ist das im Jahr 2000 vorgestellte und 2006 überarbeitete Schema des Interdisziplinären Arbeitskreises für Mund- und Gesichtsschmerzen der Deutschen Schmerzgesellschaft e. V. (DGSS), welches sich in Mindestdiagnostik, Standarddiagnostik und erweiterte Diagnostik gliedert (Türp *et al.*, 2000, Türp *et al.*, 2006b).

Bei Patienten mit CMD-assoziierten Beschwerden (Schmerzen im Bereich der Kaumuskulatur/Kiefergelenke) ist im Rahmen der Mindestdiagnostik eine gezielte, schmerzbezogene Anamnese, die klinische Befundung des Kausystems, ein schmerzbezogenes psychosoziales Screening (Graduierung chronischer Schmerzen) und eine Panoramaschichtaufnahme indiziert. Die Standarddiagnostik umfasst einerseits die Mindestdiagnostik und sieht andererseits eine erweiterte psychosoziale Diagnostik vor. Sie ist bei starker schmerzbezogener Beeinträchtigung, anamnestischen Hinweisen auf psychosoziale Belastung, bei Schmerzdauer von über sechs Monaten zum Zeitpunkt der Patientenvorstellung sowie nach vier-wöchiger alio loco Initial-Behandlung ohne Besserung empfohlen. Bei besonderen Fragestellungen können nach Bedarf zusätzliche diagnostische Methoden erfolgen, die sich unter der erweiterten Diagnostik zusammenfassen lassen. Dazu gehören die Erfassung weiterer schmerzassoziierter Parameter, die Veranlassung von speziellen bildgebenden Verfahren und die Durchführung von weiteren Untersuchungen zur differenzierten Beurteilung des Funktionszustands des stomatognathen Systems. Hierbei stehen verschiedene Analysen im Vordergrund: die klinische Okklusionsanalyse, die manuelle und instrumentelle Funktionsanalyse sowie die instrumentelle Okklusionsanalyse (Türp *et al.*, 2000, Türp *et al.*, 2006b).

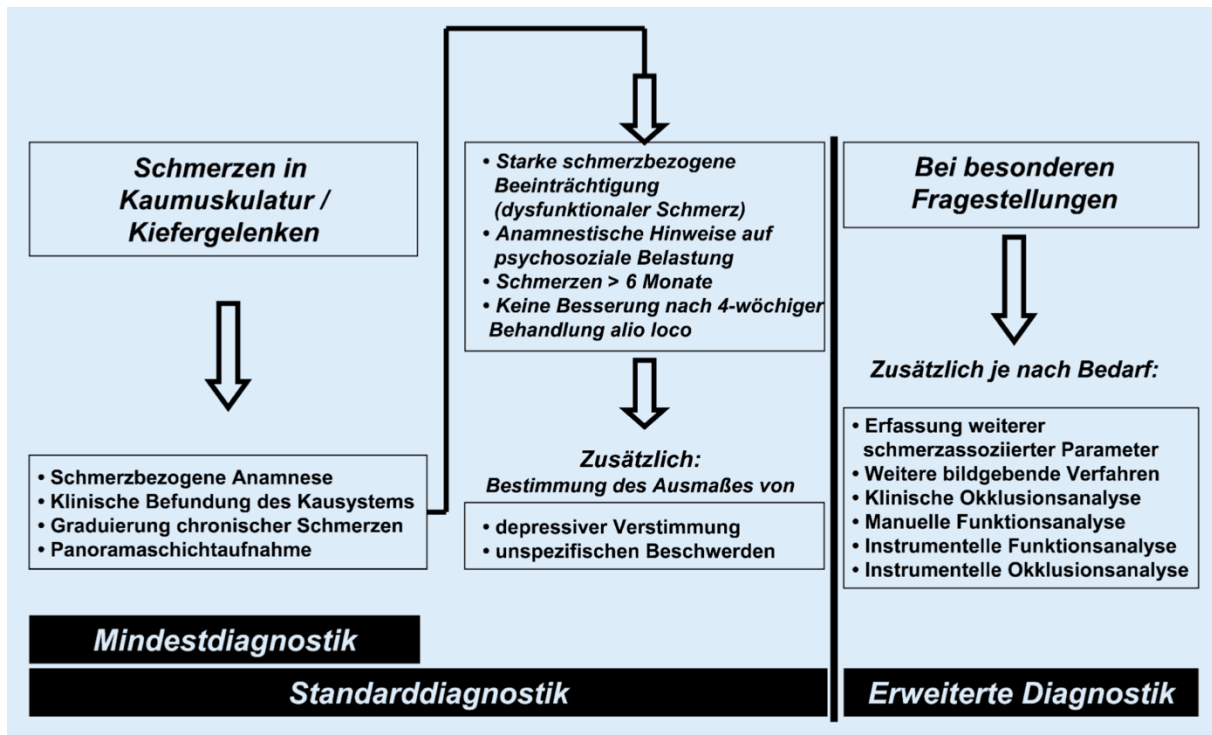


Abbildung 1: Diagnostisches Stufenschema für Patienten mit CMD-assoziierten Symptomen (Türp et al., 2000; Türp et al., 2006b)

Das RDC/TMD-System, welches 1992 als erstes Befunderhebungssystem im CMD-Bereich veröffentlicht und im Jahr 2014 zum DC/TMD-System aktualisiert wurde, stellt ein weiteres diagnostisches Hilfsmittel dar (Dworkin und LeResche, 1992, Schiffman et al., 2014). Es ist international anerkannt und wissenschaftlicher Standard für die klinische Funktionsanalyse (Schiffman et al., 2014). Anhand von verschiedenen Bereichen (Achse I: physische Befunde; Achse II: psychosoziale Befunde; Achse III: Hirnaktivität, genetische und hormonelle Faktoren) lassen sich die Symptome der Patienten feststellen und entsprechende Diagnosen daraus ableiten. Die dritte Achse ist zum aktuellen Zeitpunkt für den Einsatz in der Praxis noch ungeeignet.

Allgemein ermöglicht das System ein standardisiertes Vorgehen sowohl bei der Diagnosestellung als auch bei der klinischen Behandlung (Dworkin und LeResche, 1992, Schiffman et al., 2014). Während in der ersten Version das biopsychosoziale Modell als Grundlage zur Befunderhebung diente, wurden 2014 unter anderem die Validität der Achse I verbessert sowie die Protokolle zur Bewertung von psychosozialen Faktoren spezifisch erweitert. Dies führte zu einer deutlichen Verbesserung der diagnostischen Eigenschaften (Ohrbach und Dworkin, 2016).

Vor umfangreichen zahnärztlich-prothetischen oder kieferorthopädischen Maßnahmen sollte eine CMD-Vorsorgeuntersuchung (Screening) durchgeführt werden. In diesem Zusammenhang stehen verschiedene CMD-Screening-Bögen für die Anwendung im klinischen Alltag zur Verfügung.

Ein Beispiel für eine minimalistische Variante, welche aus wissenschaftlicher Sicht gut belegt ist, stellt folgende Frage dar: „Haben Sie Schmerzen in der rechten Gesichtshälfte, in der linken oder in beiden?“. Dadurch lässt sich die schmerzhaft und damit behandlungsbedürftige CMD von nicht behandlungsbedürftigen Formen unterscheiden (Reissmann *et al.*, 2009). Eine klinische Funktionsanalyse sollte dennoch als Zusatz erfolgen.

Der CMD-Kurzbefund nach Ahlers und Jakstat besteht aus einer kurzen klinischen Untersuchung. Die aufgenommenen Parameter (asymmetrische Mundöffnung, eingeschränkte Mundöffnung, Gelenkgeräusche, okklusale Geräusche, schmerzhaftes Muskelpalpatation, traumatische Exzentrik) unterscheiden nach Auswertung eine wahrscheinliche (≥ 2 zutreffende Parameter) von einer unwahrscheinlichen CMD (≤ 1 zutreffender Parameter) (Ahlers und Jakstat, 2007).

Im Jahr 2019 wurde von der Deutschen Gesellschaft für Funktionsdiagnostik und -therapie (DGFDT) als Teilgebiet eines Projekts („Neubeschreibung einer präventionsorientierten Zahnheilkunde“) ein neues diagnostisches Konzept für ein CMD-Screening vorgestellt. Zielsetzungen dabei waren die Abklärung CMD-assoziiierter Symptome sowie eine juristische Absicherung vor geplanten umfangreichen zahnärztlichen Therapiemaßnahmen (Peroz *et al.*, 2020). Dabei gliedert sich die Basisdiagnostik in zwei Teilbereiche: Im Bereich der Anamnese stehen schmerzbezogene Fragen sowie eine funktionsorientierte Frage im Vordergrund. Den zweiten Teil bildet eine klinische Untersuchung, die eine Palpation von Muskeln und Kiefergelenk, eine Überprüfung der Kieferöffnung und das Diagnostizieren von Okklusionsstörungen umfasst. Sobald in einem Teilbereich der Basisdiagnostik ein Kriterium als zutreffend aufgenommen wurde, sollten als diagnostische Konsequenz erweiterte Untersuchungen (zum Beispiel eine klinische Funktionsanalyse oder Bildgebung) erfolgen. Eine Ausnahme bilden zwei Kriterien der klinischen Untersuchung (Okklusionsstörungen und Kiefergelenkgeräusche), bei deren Nachweis den Autoren zufolge lediglich eine erweiterte Diagnostik durchgeführt werden kann (Peroz *et al.*, 2020). Eine kritische Sichtweise auf das oben vorgestellte

CMD-Screening formulierten Türp und Schindler. Laut den Autoren suchen Patienten mit CMD-assoziierten Symptomen bei entsprechender Schmerzlage selbständig einen Therapeuten auf. Daher stellen sie das CMD-Screening grundsätzlich infrage (Türp *et al.*, 2013). Außerdem erwähnten sie auf Grundlage des CMD-Screening-Bogens Bedenken hinsichtlich einer Überdiagnostik mit daraus nicht gerechtfertigten therapeutischen Konsequenzen (Türp und Schindler, 2020).

1.2.4 Therapie

Auf Grundlage diagnostischer Ergebnisse stehen verschiedene Therapiemaßnahmen für die Behandlung von CMD zur Verfügung. Gründe für eine einzuleitende Therapie sind CMD-assoziierte Schmerzen und Bewegungseinschränkungen (De Leeuw und Klasser, 2008). In der wissenschaftlichen Mitteilung der DGFDT zur Therapie der funktionellen Erkrankungen des kranio-mandibulären Systems aus dem Jahr 2015 unterteilen sich die therapeutischen Prinzipien in zahnärztliche, minimal-invasive chirurgische und begleitende medizinische Maßnahmen (Ahlers *et al.*, 2016). Als erster Therapieschritt ist die umfassende Patientenaufklärung von großer Bedeutung (Dimitroulis, 1998).

Im Rahmen der initialen zahnärztlichen Therapie definiert das Anfertigen von Okklusionsschienen den therapeutischen Standard (Ash, 2006). In einer Studie konnte gezeigt werden, dass es in Deutschland die am häufigsten eingesetzte Therapieoption ist (Ommerborn *et al.*, 2010). Eine Annahme zur Wirkung von Okklusionsschienen stellt die Verhaltensänderung bei Unterkieferbewegungen, insbesondere beim Knirschen dar (Kreiner *et al.*, 2001). Die Änderung von Bewegungsabläufen innerhalb der Muskeln, welche zu einer Umstrukturierung und damit zu einer Belastungsverteilung führt, repräsentiert eine Alternativtheorie (Türp und Schindler, 2003). Grundsätzlich dient die Schienentherapie zur Muskelentspannung (Sheikholeslam *et al.*, 1986), zur Reduktion von Parafunktionen, wie nächtlichem Bruxismus (Dubé *et al.*, 2004) sowie zum Schutz vor einem Hartsubstanzverlust der Zähne (Klasser *et al.*, 2010). Dabei kommen Stabilisierungsschienen aus hartem Kunststoff zum Einsatz, welche den gesamten Zahnbogen im jeweiligen Kiefer umfassen und eine adjustierte Oberfläche besitzen (Klasser und Greene, 2009; Yuasa *et al.*, 2013). Es ist zwar bisher ungeklärt durch welche spezifische Wirkung der Schiene sich die Symptomatik der betroffenen Patienten verbessert, allerdings ist die

grundsätzliche Wirksamkeit der Schienentherapie nachgewiesen (Türp *et al.*, 2004; Ordelheide und Bernhardt, 2009; Friction *et al.*, 2010).

Bei Patienten, die im Rahmen einer CMD eine arthrogene Leitkomponente besitzen, kann in vielen Fällen durch konservative Maßnahmen (initiale zahnärztliche Therapie und begleitende medizinische Maßnahmen) eine Schmerzlinderung erzielt werden (Sidebottom, 2009). Ist dies nicht der Fall, können durch minimal-invasive chirurgische Maßnahmen (Arthrozentese) neben einer Minimierung der Symptome eine Chronifizierung der Beschwerden verhindert werden (Dıraçoğlu *et al.*, 2009; Soni, 2019). Hierbei wird der betroffene Gelenkspalt in Lokalanästhesie durch zwei Kanülen mit Ringer- oder Kochsalzlösung gespült (Nitzan *et al.*, 1991). Durch den dabei entstehenden Druck beim Spülvorgang wird die Konzentration der an der Entzündung beteiligten Mediatoren im Gelenkbereich reduziert (Murakami *et al.*, 1987; Vos *et al.*, 2013).

Zu den begleitenden medizinischen Maßnahmen zählen physikalisch-medizinische Methoden (Orlando *et al.*, 2006), eine medikamentöse Therapie (Dionne, 1997) und additive Therapieoptionen wie beispielsweise Physiotherapie (Rashid *et al.*, 2013) oder Osteopathie (Cuccia *et al.*, 2010).

1.3 Rekonstruktion von Kauflächen

Um weitreichende negative Folgen zu vermeiden, die durch eine falsche okklusale Gestaltung bei der Herstellung von Zahnersatz verursacht werden können, ist eine korrekte Rekonstruktion der entsprechenden Kauflächen unabdingbar (Racich, 2005). Das Streben nach einer „ideal“ rekonstruierten Kaufläche und der damit verbundenen Okklusion stellt einen wesentlichen Bestandteil wissenschaftlicher Forschung seit Anfang des 20. Jahrhunderts dar und wird bis in die heutige Zeit kontrovers diskutiert (Ash, 2001). Hierzu sind im Laufe der Zeit einige Okklusionstheorien und Prinzipien entstanden, um den Anforderungen einer funktionellen Kaufläche möglichst gerecht zu werden (Clark und Evans, 2001; Türp *et al.*, 2008).

Während anfängliche Konzepte das stomatognathe System als ein starres System begriffen, das lediglich über die Höcker-Fossa-Beziehung definiert ist, stehen heutzutage zusätzlich zur statischen Komponente weitere Parameter im Vordergrund. Nicht nur die zahngeführte Bewegung (Unterkieferbewegungen beim Kauvorgang),

sondern auch der Einfluss der Biomechanik spielen eine entscheidende Rolle (Wang und Mehta, 2013). Die dabei entstehenden Wechselwirkungen, die unter anderem durch die Kontraktion der Kaumuskulatur beeinflusst werden, konnten insbesondere im 20. Jahrhundert nur unzureichend abgebildet und in den Herstellungsprozess einer zahnärztlichen Restauration integriert werden (Maestre-Ferrín *et al.*, 2012).

Eine weitere Determinante innerhalb der Zahnoberfläche stellt der Grad der Höckerneigung dar. Abhängig vom jeweiligen Winkel des Höckers sowie der Neigung der Kondylenbahn des Kiefergelenks resultieren unterschiedlich hohe Kräfte im Bereich der Zahnoberfläche sowie im Gelenk (dos Santos *et al.*, 1991). Dies zeigt, dass im Rahmen einer okklusalen Rehabilitation auch die Funktion aller beteiligten Strukturen des stomatognathen Systems, die wiederum eine gewisse Variabilität der okklusalen Funktion bedingen, Berücksichtigung finden sollte (Weiner, 1995).

1.3.1 Historischer Rückblick

Im folgenden Teil soll ein kurzer Überblick über einzelne wichtige historische Entwicklungsstadien gegeben werden, die die heutigen digitalen Rekonstruktionsmethoden erst möglich gemacht haben. Ein besonderer Fokus soll dabei auf die Prinzipien einzelner Vertreter gelegt werden, die nicht nur den Entwicklungsprozess maßgeblich beeinflusst haben, sondern bis in die heutige Zeit für das Grundverständnis von Okklusion und Funktion im stomatognathen System ihre Gültigkeit haben.

1.3.1.1 Aufwachstechnik nach Payne und Lundeen

Mit Everit V. Payne entstand 1961 ein revolutionäres Konzept in der Zahntechnik, bei dem die Kauflächenrekonstruktion erstmals nach gewissen Prinzipien erfolgte (Payne, 1961). Dieses Vorgehen stellt die Basis für später entstandene Aufwachs- und Okklusionskonzepte dar und wurde von Prof. Dr. Harry C. Lundeen in einem Lehrprogramm verbreitet (Suckert, 1992).

Die strukturelle Grundlage bildet ein vierfarbiges Wachskonzept, das die Höckerkegel, Dreieckswülste, Höckerabhänge sowie Randleisten eines Zahns widerspiegelt. Dabei werden auf dem Gipsmodell zunächst im Bereich der reduzierten Kaufläche die Grundrisslinien für die entsprechenden Höckerspitzen und dazugehörigen

Höckerabhänge markiert. Daraufhin erfolgt die Modellierung der Höckerspitzen mittels Wachskegel. Im farblichen Unterschied dazu werden die sogenannten Dreieckswülste im Zahnzentrum sowie die bukkalen und oralen Höckerabhänge gestaltet. In einer weiteren Farbe werden die mesialen und distalen Höckergrate ausgeformt. Zum Schluss erfolgt die Wachsmodellation der Randleisten. Zwischen den einzelnen Arbeitsschritten findet immer eine Okklusionskontrolle der entstandenen Kontaktbeziehung mit der Gegenbezahnung statt (Suckert, 1992). Insgesamt wird eine Höcker-Fossa-, Höcker-Randleisten-Beziehung angestrebt, die man auch als Zwei-zu-Zwei-Zahn-Okklusion bezeichnet (Lückerath, 1999). Die tragenden Höcker der Ober- und Unterkieferzähne okkludieren mit den Randleisten oder Zahngruben der Gegenbezahnung. Damit ergeben sich an einem Molar bis zu neun und an einem Prämolare bis zu fünf statische Okklusionskontakte (Lotzmann, 1998).

1.3.1.2 Aufwachstechnik nach Thomas

Gegensätzlich zum oben beschriebenen Konzept resultiert aus der von Dr. Peter K. Thomas entwickelten Aufwachstechnik eine Ein-Zahn-zu-ein-Zahn-Beziehung (Przetak, 1974). Die jeweiligen Arbeitshöcker der Seitenzähne okkludieren mit den Fossae des entsprechenden Zahns im Gegenkiefer, sodass eine Dreipunktstützung (Tripodisierung) erreicht wird (Türp *et al.*, 2006a). Okklusionskontakte im Bereich der Randleisten sind nicht erwünscht. Durch die Tripodisierung der tragenden Höcker soll eine maximale Verzahnung im Seitenzahnbereich sowie eine optimale Kaukraftübertragung in Richtung der Längsachse des Zahns erreicht werden (Thomas und Tateno, 1982).

Die dabei angestrebten Kontaktpunkte im Bereich der Okklusalfäche eines Zahns sind in drei Kategorien eingeteilt: Sogenannte A-Kontakte befinden sich zwischen den bukkalen Höckern. Die als B-Kontakte bezeichneten Okklusionspunkte liegen zwischen den zentrischen Höckern und stellen zugleich auch die wichtigsten Kontaktpunkte dar. C-Kontakte sind zwischen den lingualen oder palatinalen Höckern lokalisiert (Suckert, 1992). Laut Lotzmann können damit pro Molar bis zu 15 und pro Prämolare bis zu sechs Okklusionskontakte erreicht werden (Lotzmann, 1998).

Die Umsetzung der Höcker-Fossa-Beziehung des Aufwachskonzepts erfolgt in einzelnen Arbeitsschritten, die jeweils eine Okklusionskontrolle enthalten. Zunächst werden die auf dem gesunden Nachbarzahn markierten Oberflächeneigenschaften

(Höcker, okklusale und trianguläre Randleisten) auf die reduzierte Kaufläche übertragen. Daraufhin werden die Höckerspitzen an den dafür vorgesehenen Punkten modelliert. Außerdem ist eine zusätzliche Farbe für die Herstellung von Okklusionskontakten zu den tragenden Höckern des antagonistischen Zahns vorgesehen. Im darauffolgenden Schritt werden die zirkulär verlaufenden Randleisten, deren höchster Punkt durch die Höckerspitzen definiert ist, in einer weiteren Farbe ausgeformt. Nun folgt eine anatomiegerechte Modellierung der oralen und bukkalen Höckerabhänge. Im letzten Schritt werden die Dreieckswülste gestaltet sowie zwischen den Randleisten und den Dreieckswülsten entstandene Freiräume komplettiert. Das beschriebene Vorgehen soll zu einer ausgewogenen Kontaktsituation im Bereich der verloren gegangenen Zahnhartsubstanz führen (Stuart, 1983; Suckert, 1992).

1.3.1.3 Die biomechanische/naturgemäße Aufwachstechnik nach Polz/Schulz

Das von Zahntechniker Michael Heinz Polz entwickelte „biomechanische Aufwachskonzept“ wird auch als die „naturgemäße Aufwachstechnik“ bezeichnet und findet bis heute noch große Anwendung (Türp *et al.*, 2006a). Die bereits in früheren Jahren bekannten Einflüsse funktioneller Komponenten auf die zu rekonstruierende Kaufläche hat Polz erstmals in einem sogenannten „okklusalen Kompass“ definiert (Polz, 1981; Krueger-Janson, 2013). Sein Schüler Dieter Schulz hat das zugrunde liegende Verfahren weiter strukturiert und durch ein standardisiertes Farbschema („NAT – Naturgemäße Aufwachstechnik“) international verbreitet (Schulz, 2003; Schulz, 2008).

In seinem Konzept übernimmt Polz einerseits aus vorher etablierten Techniken die statische Kontaktpunktverteilung, die wiederum eine ideale Stabilität im Bereich der Kaufläche bedingt. Zusätzlich integriert er morphologische Freiräume in die Okklusalfäche, die erstmals gegensätzlich zu bisher bekanntem Vorgehen funktionelle Bewegungen des Unterkiefers zugelassen haben. Gleichzeitig wird bei der Neugestaltung der Kaufläche versucht, naturgemäße Strukturen möglichst genau zu imitieren (Schulz, 1982; Türp *et al.*, 2006a).

Um die oben beschriebenen Kriterien (nach Polz und Schulz) umzusetzen, wird das Schema des okklusalen Kompasses, dessen Schnittpunkt sich im Bereich der zentralen Fossa eines zu rekonstruierenden Prämolaren oder Molaren befindet,

angewendet (Schulz, 1982). Dazugehörige Kaubewegungen (Protrusion, Retrusion, Laterotrusion, Latero-Protrusion, Mediotrusion, Medio-Protrusion und Immediate side shift) werden entsprechend ihrer Verlaufsrichtung in der Horizontalebene eingezeichnet (siehe Abbildung 2). Der grüne Pfeil repräsentiert die Mediotrusion, der schwarze Pfeil die Protrusion, der gelbe Pfeil die Latero-Protrusion und der blaue Pfeil die Laterotrusion. Zusätzlich stellen schraffierte Bereiche zwischen den einzeln verlaufenden Linien mögliche Streuungen in den Bewegungskomponenten dar (Seubert, 1995). Dadurch werden die Bewegungsbahnen korrespondierender Kauflächenanteile aus dem Gegenkiefer im Bereich der zu gestaltenden Kaufläche repräsentiert (Krueger-Janson, 2013). Eine didaktische Neuerung, die Schulz in den 1990er Jahren einführte, ist die farbliche Gestaltung der unterschiedlichen Höckerstrukturen (Schulz, 2003; Schulz, 2008). Abbildung 2 enthält eine schematische Darstellung eines konzeptionell gestalteten Oberkiefer- (links) und Unterkiefermolaren (rechts). Die einzelnen Farbstrukturen sind den entsprechenden funktionellen Komponenten zugeordnet: Nummer 1 (zahnfarben), Nummer 2 (grün) Mediotrusion, Nummer 3 (zahnfarben), Nummer 4 (blau) Laterotrusion, Nummer 5 (gelb) Latero-Protrusion und Nummer 6 (rot) Immediate side shift und Retrusion. Die entlang des eingezeichneten Kompasses verlaufenden morphologischen Strukturen bilden die jeweilige funktionell angepasste Komponente innerhalb der Kaufläche ab (Schunke, 2010; Krueger-Janson, 2013).

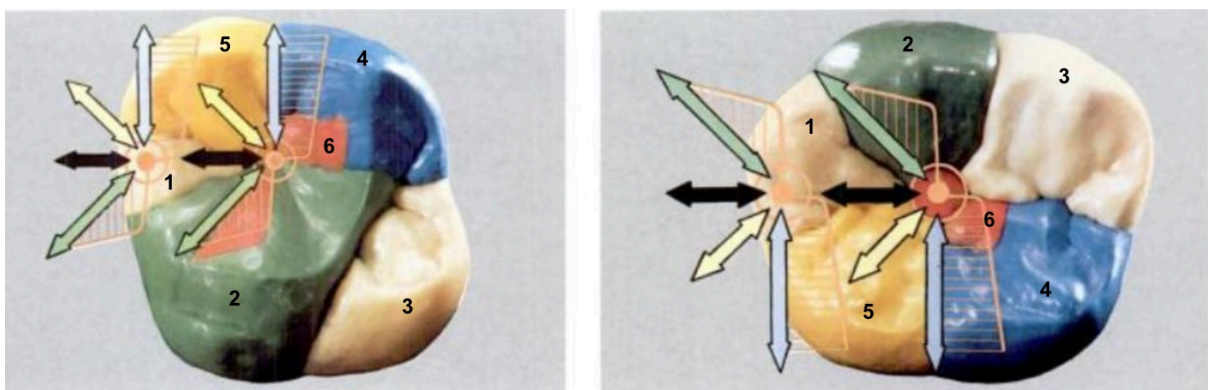


Abbildung 2: Darstellung des okklusalen Kompasses mit dem internationalen Farbcode der naturgemäßen Aufwachstechnik (Schulz, 1982)

Die Primärmodellierung der Kaufläche wird durch funktionelle Bewegungen, die im Artikulator simuliert werden, angepasst. Dies führt dazu, dass einzelne Komponenten innerhalb der Kaufläche (Höckerspitzen, Höckerabhänge, Dreieckswülste, Randleisten, Fissuren und Fossae) bereits in ihrer Gestaltung an die imitierte Dynamik des Unterkiefers angepasst sind (Krueger-Janson, 2013). Daraus ergeben sich wiederum statische Kontaktpunkte mit der Gegenbezahnung, die einerseits eine Stabilität innerhalb der Kaufläche erzeugen und andererseits interferenzfrei Bewegungen in alle Richtungen ermöglichen (Seubert, 1995). Der entsprechende Bereich, in dem die statischen Kontaktpunkte lokalisiert sind, wird nach Polz auch als „Rucksack“ bezeichnet und liegt in einem über den Dreieckswülsten vorgelagerten morphologischen Kauflächenanteil (Schunke, 2010). Es werden dadurch ähnliche Kontaktpunkte wie im Aufwachs-konzept nach Payne und Lundeen erreicht. Eine Ausnahme bildet allerdings der mesio-palatinaler Höcker der Oberkiefermolaren, bei dem zwei Kontaktpunkte zu einem zusammengefasst sind (Polz, 1987).

Konzeptionelles Ziel ist es demnach, die sogenannten funktionellen Nutzbereiche so zu maximieren, dass der Patient einerseits für den Kauvorgang einen möglichst großen Kauflächenanteil nutzen kann und andererseits aber nicht in der Bewegungsfreiheit eingeschränkt ist (Krueger-Janson, 2013).

1.3.2 Das „biogenerische Zahnmodell“ nach Mehl

Neben den bisher beschriebenen Aufwachs- und Okklusionsprinzipien, die die Grundlage für die konventionelle Gestaltung zahntechnischer Restaurationen im 20. Jahrhundert bildeten, steht seit Ende der 1990er Jahre eine Digitalisierung einzelner Herstellungsschritte im Vordergrund (siehe Kapitel 1.3.3 „Einfluss der CAD/CAM-Technik auf die Rekonstruktion von Kauflächen“) (Davidowitz und Kotick, 2011; van Noort, 2012). In diesem Zusammenhang stellt das von Prof. Mehl 2005 publizierte „biogenerische Zahnmodell“ einen entscheidenden Entwicklungsschritt im Rahmen der virtuellen Gestaltung von Zahnoberflächen dar (Mehl *et al.*, 2005a).

Ziel dieses Modells war es einerseits eine Methodik zur mathematischen Beschreibung einzelner Zahntypen anhand von wenigen Oberflächenmerkmalen zu entwickeln und andererseits einen daraus abgeleiteten automatisch generierten Rekonstruktionsvorschlag der verloren gegangenen Zahnhartsubstanz zu erstellen (Mehl *et al.*, 2005b). Dieser Vorschlag sollte eine natürlich gestaltete Oberfläche unter

Berücksichtigung statischer und funktioneller Aspekte besitzen (Mehl, 2003). Zum Zeitpunkt der Entwicklung bestand die virtuelle Konstruktion hauptsächlich darin, dass ein digital erstellter Musterzahn aus einer Standardbibliothek in Form und Größe mit einem erheblichen Zeitaufwand auf die jeweilige Situation angepasst werden musste (Ender *et al.*, 2011). Dies hatte außerdem häufig zur Folge, dass morphologische Strukturen entstanden, die keine typischen Zahnmerkmale aufwiesen (Zhang *et al.*, 2018).

Auf Grundlage eines mathematischen Algorithmus, der mit Hilfe von Oberflächenmerkmalen des präparierten Zahns, der Nachbarzähne sowie der Antagonisten arbeitet, wird über unsichtbare Zwischenschritte (Korrespondenz- und Hauptachsenanalyse) die verloren gegangene Zahnhartsubstanz vollautomatisch rekonstruiert (Mehl *et al.*, 2005b). Dem Algorithmus steht dabei eine virtuelle Bibliothek karies- und abrasionsfreier Zähne zur Verfügung, die Oberflächeninformationen für die Berechnung der neuen Okklusalfäche liefern (Mehl und Blanz, 2005). Das „biogenerische Zahnmodell“ wurde für den CAD-Prozess von der Firma Sirona (heute Dentsply Sirona) kommerziell im „Cerec-System®“ (siehe Kapitel 1.3.3 „Einfluss der CAD/CAM-Technik auf die Rekonstruktion von Kauflächen“) ab der „Cerec 3.00 Softwareversion“ implementiert (Richter und Mehl, 2006; Dunn, 2007). Während anfangs nur ein Teil der zerstörten Okklusalfäche automatisch rekonstruiert werden konnte, war es ab dem Softwareupdate auf die „Cerec 3.80 Softwareversion“ möglich, die komplette Okklusalfäche mit der biogenerischen Methode zu rekonstruieren (Schenk, 2010). Im Laufe der Zeit wurden die klinische Anwendbarkeit sowie Vorteile, die sich aus der Rekonstruktionsmethodik ergeben, in einigen Studien belegt (Polansky *et al.*, 2003; Litzenburger *et al.*, 2013; Arslan *et al.*, 2015; Kollmuss *et al.*, 2015; Wang *et al.*, 2020). Zusätzlich gibt es eine Untersuchung, bei der auf Grundlage des biogenerischen Rekonstruktionsprinzips im Vergleich zu anderen Methoden nachgewiesen wurde, dass die damit gestalteten Restaurationen der ursprünglichen Zahnoberfläche sogar ähnlicher waren (Kollmuss *et al.*, 2013).

1.3.3 Einfluss der CAD/CAM-Technik auf die Rekonstruktion von Kauflächen

Mit zunehmender Verbreitung der Digitalisierung wurden in der Zahnmedizin ab Anfang des 21. Jahrhunderts die konventionellen Verfahren zur Herstellung von Zahnersatz grundlegend verändert (van Noort, 2012; Koch *et al.*, 2016). Dabei haben

sich digitale Arbeitsschritte im Zeitraum der letzten Jahre in allen Bereichen der prothetischen Restaurationsherstellung etabliert und stellen mittlerweile (auch in Kombination mit analogen Abläufen) ein bewährtes Standardverfahren dar (Patel, 2010; Joda *et al.*, 2017).

Der computergestützte Ablauf des „Computer aided design“ (CAD) und „Computer aided manufacturing“ (CAM) wurde bereits ab den 1960er Jahren in der Flugzeug- und Automobilindustrie verwendet und unterlag seitdem einem kontinuierlichen technischen Fortschritt (Davidowitz und Kotick, 2011). Als Erster begann Dr. Duret ab 1971 mit Forschungen zum Einsatz der Technologie im zahnmedizinischen Bereich (Duret *et al.*, 1988; Duret und Preston, 1991; Preston und Duret, 1997). Das zugrunde liegende Prinzip beschreibt ein Vorgehen, bei dem am Computer ein beliebiges Werkstück mit virtuellen Instrumenten konstruiert wird. Der dabei entstandene Datensatz der dreidimensionalen Konstruktion kann im Anschluss mit geeigneten Materialien entweder im additiven oder subtraktiven Verfahren hergestellt werden (Böhm, 2002).

Auf die Zahntechnik bezogen hat die CAD/CAM-Technik den über langen Zeitraum bewährten klassischen Herstellungsprozess von Restaurationen mit Modellierwachs, anschließendem Einbetten („Lost-Wax-Verfahren“) sowie Gießen oder Pressen ersetzt (Miyazaki *et al.*, 2009; van Noort, 2012). Nun stehen neben der Digitalisierung der Patientensituation vor allem auch die virtuelle Gestaltung von Zahnersatz sowie die maschinelle Herstellung der konstruierten Restaurationen im Vordergrund (Blatz und Conejo, 2019). Während für komplexere prothetische Maßnahmen noch die zusätzliche Herstellung von Arbeitsmodellen empfohlen wird, können einfachere Behandlungssituationen auch volldigital umgesetzt werden (Pyo *et al.*, 2020). Somit kann gemäß der technischen Entwicklung mittlerweile eine vollständige digitale Prozesskette in der Praxis angewendet werden (Stanley *et al.*, 2018). Die damit verbundenen Änderungen bringen sowohl für den behandelnden Zahnarzt als auch den Patienten einige Vorteile mit sich (Rekow, 2020).

Der erste Schritt des digitalen Workflows stellt die Digitalisierung der individuellen Patientensituation dar (Davidowitz und Kotick, 2011). Dies kann entweder durch einen Laborscan des klassischen Gipsmodells oder durch einen Intraoralscan erfolgen (Klering *et al.*, 2019). Dabei sind die Ergebnisse beider Techniken hinsichtlich der Präzision in darauffolgenden labortechnischen Schritten mindestens miteinander

vergleichbar (DeLong *et al.*, 2002; Abduo und Elseyoufi, 2018). Eine Arbeitsgruppe konnte sogar belegen, dass die Digitalisierung mit einem Intraoralscanner genauer war als das Scannen eines Gipsmodells, das durch eine Silikonabformung hergestellt wurde (Tomita *et al.*, 2018). Für die Digitalisierung eines einzelnen Kieferquadranten stellen Intraoralscanner heutzutage eine geeignete Methode mit klinisch akzeptabler Genauigkeit dar (Güth *et al.*, 2017). Es zeigt sich jedoch, dass vor allem beim Erstellen eines Ganzkieferscans die Erfahrung des Behandlers sowie das verwendete Scanprotokoll die Genauigkeit beeinflussen (Diker und Tak, 2021).

Nachdem die intraorale Situation digitalisiert wurde, kann die virtuelle Gestaltung der neuen Okklusalfäche am Computer mit einer geeigneten Bearbeitungs- und Konstruktionssoftware erfolgen (Alghazzawi, 2016). Im anschließenden CAM-Prozess wird die konstruierte Restauration entweder im additiven oder subtraktiven Verfahren vollautomatisch hergestellt (Beuer *et al.*, 2008). Einfache Anwendungsprinzipien sowie eine wachsende Verbreitung der CAD/CAM-Technik führten zu einer stetigen Weiterentwicklung verfügbarer Materialien und ermöglichen heutzutage neue Behandlungskonzepte in der prothetischen Zahnheilkunde (Spitznagel *et al.*, 2018).

Gründe für die schnelle Entwicklung der letzten 20 Jahre waren einerseits das Streben, metallfreie restaurative Hochleistungskeramiken zu verwenden, deren materialgerechte Verarbeitung eine computergesteuerte Fräseinheit erforderte (Manicone *et al.*, 2007; Rudolph *et al.*, 2007; Davidowitz und Kotick, 2011). Andererseits bestand auch ein großes Interesse darin, den Patienten im „Chairside-Verfahren“ (an der Behandlungseinheit) innerhalb einer Behandlungssitzung mit einem individuell hergestellten Zahnersatz versorgen zu können (Mehl und Reich, 2014).

Für den Einsatz der CAD/CAM-Technik im klinischen Alltag stehen verschiedene Anwendungsmöglichkeiten zur Verfügung (Davidowitz und Kotick, 2011).

1985 wurde das erste kommerziell erhältliche CAD/CAM-System von Prof. Werner Mörmann in Zusammenarbeit mit der Firma Sirona (heute Dentsply Sirona) entwickelt (Mörmann und Brandestini, 1987). Das „Cerec-System®“ (computer-assisted ceramic reconstruction) beinhaltet eine Kamera zur Digitalisierung der präparierten Kavität. Der damit generierte Datensatz kann direkt am Computer für die Rekonstruktion verwendet werden. Eine zugehörige Schleifeinheit ermöglicht die anschließende Herstellung der Restauration in der Zahnarztpraxis (Mörmann, 2004; Mörmann, 2006). Dieses System

ist mittlerweile weltweit verbreitet, unterliegt einer stetigen technischen Weiterentwicklung und stellt für den Patienten eine zuverlässige Option zur Restorationsherstellung dar (Fasbinder, 2006; Otto und Schneider, 2008; Sannino *et al.*, 2014; Baroudi und Ibraheem, 2015). Allerdings ist es damit bisher nur möglich, kleinere prothetische Versorgungen (Inlays, Onlays, Teilkronen, Einzelkronen sowie Brücken bis zu drei Gliedern) herzustellen (Santos *et al.*, 2013). Die Art der beschriebenen Umsetzung der CAD/CAM-Technik wird auch als „in-office“-Typ bezeichnet (Kachalia und Geissberger, 2010).

Alternativ zum „Cerec-System®“ kann die CAD/CAM-Prozesskette auch in einem „in-lab“-Verfahren eingesetzt werden, welches dem bisher bekannten Ablauf der Zusammenarbeit zwischen Zahnarzt und Zahntechniker entspricht (Beuer *et al.*, 2008). Für den ersten Schritt im digitalen Workflow stehen für die Zahnarztpraxis heutzutage einerseits verschiedene optische Intraoralscanner zur Verfügung (Mangano *et al.*, 2017). Alternativ kann auch über konventionelle Abformtechnik ein Gipsmodell hergestellt werden, das mit Hilfe eines Extraoralscanners im zahntechnischen Labor digitalisiert wird (Klering *et al.*, 2019). Der gewonnene Datensatz der intraoralen Situation dient als Ausgangssituation für alle weiteren zahntechnischen Schritte. In einer speziellen Konstruktions- und Bearbeitungssoftware wird die spätere Restauration vom Zahntechniker konstruiert. Der virtuelle Zahnersatz wird im letzten Schritt vollautomatisch durch unterschiedliche Fertigungstechnologien im Labor hergestellt (Reich *et al.*, 2005; Beuer *et al.*, 2008; Miyazaki *et al.*, 2009).

Da insbesondere hohe finanzielle Investitionen für geeignete Geräte zur Umsetzung des CAD-Vorgangs erforderlich sind, ergibt sich eine dritte Herstellungsvariante („zentralisierte Produktion“), die wiederum mit dem „in-lab“-Prozess kombiniert wird. Dabei wird die Herstellung der konstruierten Restauration („CAM-Prozess“) an ein externes Fräszentrum ausgelagert. Zur Feinanpassung und finalen Korrektur der hergestellten Restauration, wird die Restauration wieder an das zahntechnische Labor zurückgeschickt, bevor sie an den Zahnarzt übergeben wird (May *et al.*, 1998; Odén *et al.*, 1998).

1.4 Elektronische Kiefergelenksregistrierung

1.4.1 Klinische Anforderungen an eine zahnärztliche Restauration

Die CAD/CAM-Technik stellt heutzutage das zahntechnische Standardverfahren zur Herstellung von Restaurationen dar (Boitelle *et al.*, 2014; Alghazzawi, 2016). Dabei steht eine nach bestimmten Gesichtspunkten konstruierte Restaurationsoberfläche im Mittelpunkt, die bestmöglich auf die patientenindividuelle intraorale Situation angepasst ist (Schuyler, 2001; Zheng *et al.*, 2011). In diesem Zusammenhang sind sowohl funktionelle als auch ästhetische Parameter für den Erfolg einer Restauration entscheidend (Türp *et al.*, 2008). Um eine okklusale Stabilität mit einer natürlichen Funktion zu kombinieren, wird zunächst eine ausgeglichene statische Kontaktbeziehung (maximaler Vielpunktkontakt) sowie eine entsprechende Anpassung der Dynamik vorausgesetzt (Clark und Evans, 2001). Zu den dynamischen Erfolgsprinzipien zählt einerseits die hindernisfreie Ausübung des Kauvorgangs (Weiner, 1995; Ash, 2003). Andererseits sollen bei festsitzenden Seitenzahnrestaurationen im funktionsgesunden Gebiss keine dynamischen Okklusionskontakte im Bereich der Restaurationsoberfläche lokalisiert sein (Miralles, 2016). Ein weiterer Faktor ist durch die möglichst exakte Nachahmung der ursprünglichen Kaufläche definiert (Zhang *et al.*, 2018; Yuan *et al.*, 2020). Dies stellt ein zuverlässiges Verfahren dar, das die Wiederherstellung zuvor bestehender funktioneller Kontaktverhältnisse anstrebt (Neff, 1995). Insbesondere die okklusale Morphologie mit zugehörigen Höckerneigungswinkeln steht dabei im Vordergrund. Dadurch sollen Funktionsstörungen, die im Rahmen einer falschen okklusalen Gestaltung entstehen können, vermieden werden (Racich, 2005). Außerdem stellt in diesem Zusammenhang der Anpassungsaufwand einen weiteren Erfolgsparameter dar. Sowohl die Einschleifmaßnahmen im Rahmen der zahntechnischen Herstellung als auch intraorale Anpassungsvorgänge sollen möglichst gering sein (May *et al.*, 2021). Gründe dafür sind neben der Zeitökonomie auch die materialgerechte Verarbeitung (Rues *et al.*, 2017). Um langfristige stabile klinische Ergebnisse erzielen zu können, sollen insbesondere intraorale Einschleifmaßnahmen für Restaurationen aus Keramik auf ein Minimum reduziert werden (Schmitter *et al.*, 2015).

1.4.2 Statische und dynamische Okklusionssimulation im Artikulator

Zur Simulation der Kontaktverhältnisse zwischen Ober- und Unterkiefer stehen im Rahmen der Herstellung zahnärztlicher Restaurationen sogenannte Artikulatoren (Bewegungssimulatoren) zur Verfügung (Hobo *et al.*, 1976; Hasegawa, 1985). Diese können nach Einstellbarkeit der simulierten Bewegungsparameter in mittelwertige, teiljustierbare und volljustierbare Geräte eingeteilt werden (Rihani, 1980). Zusätzlich gibt es je nach Verwendungsweise noch die Unterscheidung zwischen einer mechanischen (analogen) und virtuellen (am Computer) verwendeten Variante (Lepidi *et al.*, 2021).

Zur Übertragung der klinischen Situation in den Artikulator ergeben sich verschiedene Verfahren (Morneburg und Pröschel, 2011). Einerseits kann die Modellmontage mittelwertig (ohne Verwendung zusätzlicher Hilfsmittel) erfolgen. Die Orientierung richtet sich dabei nach dem Bonwill-Dreieck (Bonwill, 1885). Eine weitere Variante stellt die Übertragung der patientenindividuellen Kieferrelation in den Artikulator dar. Die Modellorientierung des Oberkiefers erfolgt dabei in räumlicher Abhängigkeit zur Scharnierachse des Kiefergelenks (Zuckerman, 1985). Je nach Erfassungsmethode kann dabei zwischen einer arbiträren und individuellen Scharnierachsübertragung unterschieden werden (siehe Abschnitt 1.4.2.1 und 1.4.2.2) (Simpson *et al.*, 1984). Bei beiden Methoden wird mit unterschiedlich hoher Genauigkeit eine funktionelle Drehachse klinisch erfasst (Lauritzen und Bodner, 1961; Ahlers *et al.*, 2005). Die arbiträre Registrierung ist jedoch keine zuverlässige Methode, um die Scharnierachse mit hoher Genauigkeit zu registrieren (Walker, 1980). Die als unsichtbare Transversalverbindung zwischen den beiden Kondylenmittelpunkten lokalisierte Achse stellt das Zentrum reiner Rotationsbewegungen des Unterkiefers dar (Weinberg, 1959). Ausgehend davon können im Artikulator verschiedene zahngeführte Unterkieferbewegungen simuliert werden (Shetty *et al.*, 2016). Die Orientierung der bezahnten Ober- und Unterkieferanteile zueinander erfolgt je nach Bissituation entweder durch die maximale Interkuspitation oder durch ein klinisch hergestelltes Bissregistrar (Freilich *et al.*, 1992). Alternativ zu diesen Methoden wird im volldigitalen Workflow ein sogenannter Bukkalscan verwendet. Dabei soll sich während der Aufnahme die Zahnreihe des Patienten in habitueller Okklusion befinden (Thanabalan *et al.*, 2019).

Die Übertragung der klinischen, statischen Okklusion in einen Artikulator lässt sich mit

vergleichsweise hoher Genauigkeit realisieren (Buduru *et al.*, 2020). Demnach kann die statische Okklusionsanpassung einer Restauration im Rahmen des Herstellungsprozesses durch simulierte Öffnungs- und Schließbewegungen meist durch geringen Aufwand mit hoher klinischer Genauigkeit durchgeführt werden. Um jedoch eine Restauration in dynamischer Hinsicht auf die jeweiligen Patientenverhältnisse anzupassen, müssen wiederum dreidimensionale komplexe Bewegungen im Artikulator simuliert werden können (Squier, 2004). Bisherige Studien haben gezeigt, dass eine nicht originalgetreue Nachbildung dieser Bewegungen im Artikulator zu Fehlern im Bereich der rekonstruierten Fläche führte (Lundeen *et al.*, 1978; Price *et al.*, 1991a; Price *et al.*, 1991b; Morneburg und Pröschel, 2011). Daher zählen zu den Herausforderungen unter anderem die Aufzeichnung von individuellen anatomischen Gegebenheiten, die wiederum die patientenspezifische dreidimensionale Unterkiefermobilität bedingen (Brown, 1975). Ursächlich dafür sind unterschiedlich große Kaumuskelaktivitäten sowie strukturelle Gegebenheiten im Bereich der Kiefergelenke (Sava und Scutariu, 2012b; Sava und Scutariu, 2012a). Eine weitere Problemstellung ist die Simulation des Bewegungsablaufs der Kondylen während der Mundöffnung. Dieser kann nicht durch eine reine Rotationsbewegung um eine definierte Achse beschrieben werden, sondern folgt aufgrund der anatomischen Verhältnisse im Bereich des Kiefergelenks einer nach ventro-kaudal ausgerichteten Bewegung (Sadat-Khonsari *et al.*, 2003). Der entsprechende Ablauf beinhaltet sowohl eine translative als auch rotative Bewegungskomponente (Ferrario *et al.*, 1996). Daher ist es nur bedingt möglich, die Komplexität individueller Patientenbewegungen in einen mechanischen Artikulator zu übertragen sowie darzustellen (Christensen und Slabbert, 1978; Hayashi *et al.*, 1994). In diesem Zusammenhang wurden in den 1960er Jahren mechanische volljustierbare Artikulatoren entwickelt, mit denen unter anderem individuelle Kondylenbewegungen simuliert werden konnten (Ebel *et al.*, 1976; Slavicek und Mack, 1982; Starcke und Engelmeier, 2016). Da sowohl die klinische Aufzeichnung der nötigen Bewegungsparameter sowie die Programmierung der neu entwickelten Artikulatoren zeitintensiv und aufwendig waren, haben sich entsprechende Systeme nicht bewährt (Myers, 1974; Mitchell und Wilkie, 1978). Daher wurden zur Simulation zahngeführter Bewegungsbahnen (Protrusions-, Retrusions- und Laterotrusionsbewegungen) bisher meist teiljustierbare Artikulatoren auf Grundlage von voreingestellten Mittelwerten verwendet (Pelletier und Campbell, 1991). Die Verwendung von eingestellten Standardwerten führt jedoch häufig dazu,

dass statische und dynamische Störkontakte im Bereich der Restaurationsoberfläche während der Herstellung entstehen (Böröcz *et al.*, 2004). Diese müssen folglich durch aufwendige, intraorale Einschleifmaßnahmen korrigiert werden (Olthoff *et al.*, 2000).

1.4.2.1 Arbiträre Scharnierachsbestimmung

Die am weitesten verbreitete und zugleich kontrovers diskutierte Methode der Kiefergelenksregistrierung ist die arbiträre Scharnierachsbestimmung (Shah und Koka, 2016). Sie zeichnet sich durch eine schnelle sowie technisch einfache Durchführung aus (Simpson *et al.*, 1984). Dabei wird durch die Verwendung einer Gesichtsbogenkonstruktion, die im Kopfbereich des Patienten angebracht ist, die Position der arbiträren Scharnierachse im posterioren Bereich durch zwei mittelwertig definierte Punkte bestimmt. Zusätzlich wird durch eine Bissgabel, die an der Oberkieferzahnreihe befestigt ist, die Relation zum Oberkiefer im anterioren Bereich festgelegt (Nagy und Goldstein, 2019). Die dadurch definierte Ebene, durch die auch die mittelwertige Kondylenbahn festgelegt wird, dient später zur dreidimensional ausgerichteten, schädelbezüglichen Modellmontage im Artikulator (Ellis *et al.*, 1992). Somit kann die räumliche Zuordnung von Ober- und Unterkiefer im Artikulator entsprechend der jeweiligen Patientensituation unter arbiträren Gesichtspunkten simuliert werden (Goska und Christensen, 1988). Die Verwendung der arbiträren Scharnierachsbestimmung mit daraus abgeleiteten Vorteilen wird jedoch in der Literatur kontrovers diskutiert (Hugger *et al.*, 2001; Shodadai *et al.*, 2001; Farias-Neto *et al.*, 2013; von Stein-Lausnitz *et al.*, 2018 Ahlers *et al.*, 2019; Suman *et al.*, 2021).

1.4.2.2 Individuelle Scharnierachsbestimmung

Gegensätzlich zur arbiträren Scharnierachsbestimmung, die nur eine mittelwertige Übertragung der Scharnierachse erlaubt, wird bei der Bestimmung der individuellen Scharnierachse die reine Rotationsachse der Kondylen bestimmt. Dabei handelt es sich um eine geometrisch bestimmte Scharnierachse in zentrischer Kondylenposition (Ahlers *et al.*, 2005). Zur Bestimmung dürfen die vom Patienten ausgeführten reinen Öffnungs- und Schließbewegungen eine maximale Schneidekantendistanz von 16-20 mm nicht überschreiten (Hugger und Schindler, 2006). Die auch als kinematische Scharnierachsbestimmung bezeichnete Methode stellt die genaueste Variante im

Rahmen der Kiefergelenksregistrierung dar (Kohno, 1972). Dadurch kann im Artikulator eine Manipulation in der Vertikalen realisiert werden, ohne dass dabei gleichzeitig okklusale Fehler entstehen (Renner und Lau, 1976). Die bis zum Anfang des 21. Jahrhunderts zeitlich aufwendige klinische Bestimmung der individuellen Scharnierachse mit einer damit verbundenen Aufzeichnung zahngeführter Grenzbahnen (Achsiographie) fand in der klinischen Praxis bisher kaum Anwendung (Piehslinger *et al.*, 1991). Entsprechende technische Entwicklungen machen es jedoch mittlerweile möglich, zahngeführte dreidimensionale Unterkieferbewegungen in Abhängigkeit zur individuellen Scharnierachse elektronisch in einer praxistauglichen Zeit aufzuzeichnen (Kordass, 2002). Ein aktuelles Beispiel dafür ist der elektronische „Jaw-Motion-Analyser®“ (Zebris JMAlyser+; Zebris Medical GmbH, Isny, Deutschland).

1.4.3 Aufbau und Funktionsweise des Jaw-Motion-Analyser®

Das ultraschallbasierte digitale Gesichtsbogensystem zählt zu den okklusionsebenennah und berührungslos aufzeichnenden Messsystemen (Hugger und Kordass, 2018). Es besteht aus einer Sender- sowie Empfängereinheit. Das untere Sendersystem ist mit einer paraokklusalen Bissgabel gekoppelt, die wiederum labial an der Unterkieferfront befestigt wird (Ahlers, 2009). Das obere Empfängermodul befindet sich in einer gesichtsbogenähnlichen Konstruktion, die mithilfe eines Gummibands sowie einer Nasolabialstütze am Kopf des Patienten fixiert wird. Im Folgenden ist der Modus zur Artikulatorprogrammierung mit individueller Scharnierachsbestimmung beschrieben (Zebris Medical GmbH, 2013). Zunächst werden mithilfe eines Pointers extraorale anatomische Punkte (zum Beispiel „Tragus“) bestimmt. Über die individuelle Scharnierachsbestimmung kann wiederum eine digitale Referenzebene für ein virtuelles Koordinatensystem errechnet werden. Mithilfe eines Kopplungsöffels, der an der Oberkieferzahnreihe befestigt wird, kann eine spätere Orientierung im Artikulator erfolgen (Kordass *et al.*, 2020). Zur Aufzeichnung der Unterkieferbewegungen werden ausgehend von vier in den unteren Bogen integrierte Sender Ultraschallwellen erzeugt. Über entsprechende Empfängermodule im oberen Bogen wird die Laufzeit bestimmt. Somit können die ausgeführten Bewegungen des Patienten in dem virtuellen Koordinatensystem erfasst werden (Zebris Medical GmbH, 2013). Dies lässt eine Aufzeichnung von

Unterkieferbewegungen in allen Freiheitsgraden (drei rotatorische und drei translatorische) zu (Hugger, 2000).

Die aufgezeichneten Bewegungsparameter können einerseits im Rahmen der Restaurationsgestaltung direkt in den digitalen Workflow integriert werden. Dabei ist es möglich, das Oberkiefermodell mit den erfassten Unterkieferbewegungen anhand der festgelegten Referenzebene in einem virtuellen Artikulator auszurichten. Alternativ kann auch eine individuelle Modellmontage von Gipsmodellen sowie Programmierung eines volljustierbaren mechanischen Artikulators erfolgen (Kordass *et al.*, 2013).

1.4.4 Integration der funktionellen Okklusion in den Herstellungsprozess zahnärztlicher Restaurationen

Der Einfluss dynamischer Parameter auf die morphologischen Oberflächenstrukturen bezahnter Bereiche ist unumstritten (Kullmer *et al.*, 2009). Dazu gehört auch, dass die individuelle Bewegungsbahn des Kiefergelenks, die durch den sagittalen Kondylenbahnneigungswinkel beschrieben werden kann, sich in den Höckerneigungswinkeln widerspiegelt (Oancea *et al.*, 2018). Zusätzlich ist die Art und Stärke des Okklusionskontakts unter anderem von der Aktivität der Kaumuskulatur abhängig (Wang und Mehta, 2013). Dies macht deutlich, dass der Einfluss anatomischer Gegebenheiten sowie die individuelle dreidimensionale Unterkieferbewegung vor allem bei dem Gestaltungsprozess von neuen okklusalen Oberflächen (Restaurationen) Berücksichtigung finden sollte.

Mit Hilfe aufgenommener Bewegungsparameter (siehe Abschnitt 1.4.3 „Aufbau und Funktionsweise des Jaw-Motion-Analyser®“) ist es möglich, anhand von realen Patientendaten, die funktionelle (dynamische) Okklusion in einem virtuellen Artikulator zu simulieren (Ruge *et al.*, 2009; Maestre-Ferrín *et al.*, 2012). Dabei können einerseits die individuellen anatomischen Gegebenheiten sowie der Einfluss der Kaumuskulatur während der Ausübung von zahngeführten Bewegungen dargestellt werden (Bisler *et al.*, 2002; Enciso *et al.*, 2003). Auf Grundlage dieser Darstellung wird von der Bearbeitungs- und Gestaltungssoftware (CAD-Software) eine auf den funktionellen Grenzbereich der Okklusalfächen angepasste Hüllkurve errechnet (Kordass *et al.*, 2020). Diese Hüllkurve ist das virtuelle Korrelat einer FGP-Bissregistrierung (Ruge *et al.*, 2011). Somit kann die koordinative Raumnutzung für jede Unterkieferbewegung dargestellt werden. Insbesondere bei der Gestaltung von neuen okklusalen

Oberflächen werden Überschneidungen mit der Gegenbezahnung in entsprechenden Bereichen so korrigiert, dass Unterkieferbewegungen in allen Dimensionen interferenzfrei möglich sind (Kordass *et al.*, 2002). Daraus resultiert, dass der Zahnersatz bereits während des durchgeführten Designprozesses sowohl in statischer als auch dynamischer Hinsicht optimal auf die funktionellen Gegebenheiten des Patienten angepasst wird (Koralakunte und Aljanakh, 2014). Schließlich macht es die Verwendung eines virtuellen Artikulators möglich, die Grenzen bisher verwendeter mechanischer Artikulatoren zu überwinden (Ruge *et al.*, 2011). In diesem Zusammenhang sollten vor allem bei größeren prothetischen Restaurationen, deren optimale Okklusionswiederherstellung im Zuge der Nachahmung der ursprünglichen Situation häufig eine große Herausforderung darstellt, die oben beschriebenen Prinzipien und Abläufe berücksichtigt werden (Tiwari *et al.*, 2014).

1.4.5 Klinische Relevanz

Die Integration der funktionellen Okklusion in den Herstellungsprozess verspricht insbesondere bei größeren prothetischen Restaurationen eine höhere klinische okklusale Passgenauigkeit im Vergleich zu konventionellen Herstellungsmethoden (Hellmann und Schindler, 2014). Der wohl wichtigste Faktor in diesem Zusammenhang ist die damit verbundene Zeitökonomie. Sowohl für den Zahntechniker als auch für den Zahnarzt kann sich der zeitliche Umfang potenziell nötiger Einschleifmaßnahmen verkürzen (Ahlers *et al.*, 2015). Dies wirkt sich nicht nur positiv im Sinne der Wirtschaftlichkeit aus, sondern ermöglicht auch gleichzeitig eine materialgerechtere Bearbeitung der verwendeten Keramiken (Schmitter *et al.*, 2015; Rues *et al.*, 2017). Denn um langfristige stabile klinische Ergebnisse mit keramischen Versorgung zu garantieren, sollte sich der intraorale Bearbeitungsaufwand nach dem Einsetzen der Restauration auf ein Minimum belaufen (Altarakemah *et al.*, 2021). Eine weitere positive Konsequenz von hergestelltem Zahnersatz, der nahezu der Ausgangssituation entspricht, ist die geringere Wahrscheinlichkeit von auftretenden Störkontakten. Dies würde einerseits dem Patienten eine schnellere Gewöhnung an den neuen Zahnersatz ermöglichen. Andererseits könnten negative Folgen, die durch längeres Fortbestehen von teilweise unbemerkten Hindernissen im Bereich der Okklusalfächen resultieren, vermieden werden (Racich, 2005; Reissmann, 2017).

2 Fragestellung und Studienziele

Die Herstellung zahntechnischer Restaurationen, die dem Anspruch an höchste Qualitätskriterien gerecht werden soll, stellt die zahnmedizinische Forschung bereits seit einiger Zeit vor Herausforderungen. Dabei soll die Restaurationsoberfläche an die individuelle Patientensituation sowohl in funktioneller als auch ästhetischer Hinsicht bestmöglich angepasst sein. Zudem steht die möglichst exakte Nachahmung der ursprünglich vorhandenen Zahnhartsubstanz im Vordergrund. Der stetige technische Fortschritt bringt Innovationen mit sich, die potenzielle Verbesserungen konventioneller zahnmedizinischer Herstellungsmethoden versprechen.

Dazu zählt die Entwicklung des „Jaw-Motion-Analyser®“ (Firma Zebris), der anhand von elektronischen, ultraschallbasierten Messungen die dreidimensionalen Bewegungen des Unterkiefers aufzeichnen kann. Diese individuelle Kiefergelenksregistrierung ermöglicht es, patientenspezifische Bewegungsparameter in den Herstellungsprozess zahntechnischer Restaurationen zu integrieren. Somit können bereits bei der Gestaltung der Restaurationsoberfläche die aufgezeichneten Grenzbewegungen in funktioneller Hinsicht individuell berücksichtigt werden. Dies stellt insbesondere bei größeren prothetischen Restaurationen einen geringeren Umfang an nötigen Anpassungsvorgängen sowie eine höhere Übereinstimmung mit der ursprünglichen Situation in Aussicht.

Der aktuelle wissenschaftliche Forschungsstand zeigt wenige Studien, die die oben beschriebenen Zusammenhänge quantifizieren. Daher besteht ein großes Interesse, den Einfluss einer individuellen Kiefergelenksregistrierung auf die Rekonstruktion von okklusalen Oberflächen, insbesondere beim Verlust einer kompletten Stützzone, zu kennen. Zudem sollen mögliche Vorteile, die zu einer Verbesserung bestehender Therapiekonzepte beitragen können, daraus abgeleitet werden.

In dieser Studie soll anhand eines Patientenkollektivs (n=27) die elektronische Kiefergelenksregistrierung mit konventionellen zahntechnischen Herstellungsmethoden (Verwendung eines arbiträren Gesichtsbogens sowie mittelwertige Modellorientierung) verglichen werden. Die zu untersuchenden Parameter der Vergleichsgruppen sind einerseits die Übereinstimmung der Restaurationen mit der Originalkaufäche, der zahntechnische Anpassungsaufwand sowie der Vergleich der Höckerneigungswinkel mit der Originalsituation.

3 Material und Methoden

Im Folgenden sind alle Methoden beschrieben, die sowohl für den klinischen als auch für den zahntechnischen Teil der Studie herangezogen wurden.

Der genaue Aufbau und Ablauf der Studie ist in Abbildung 3 graphisch dargestellt.

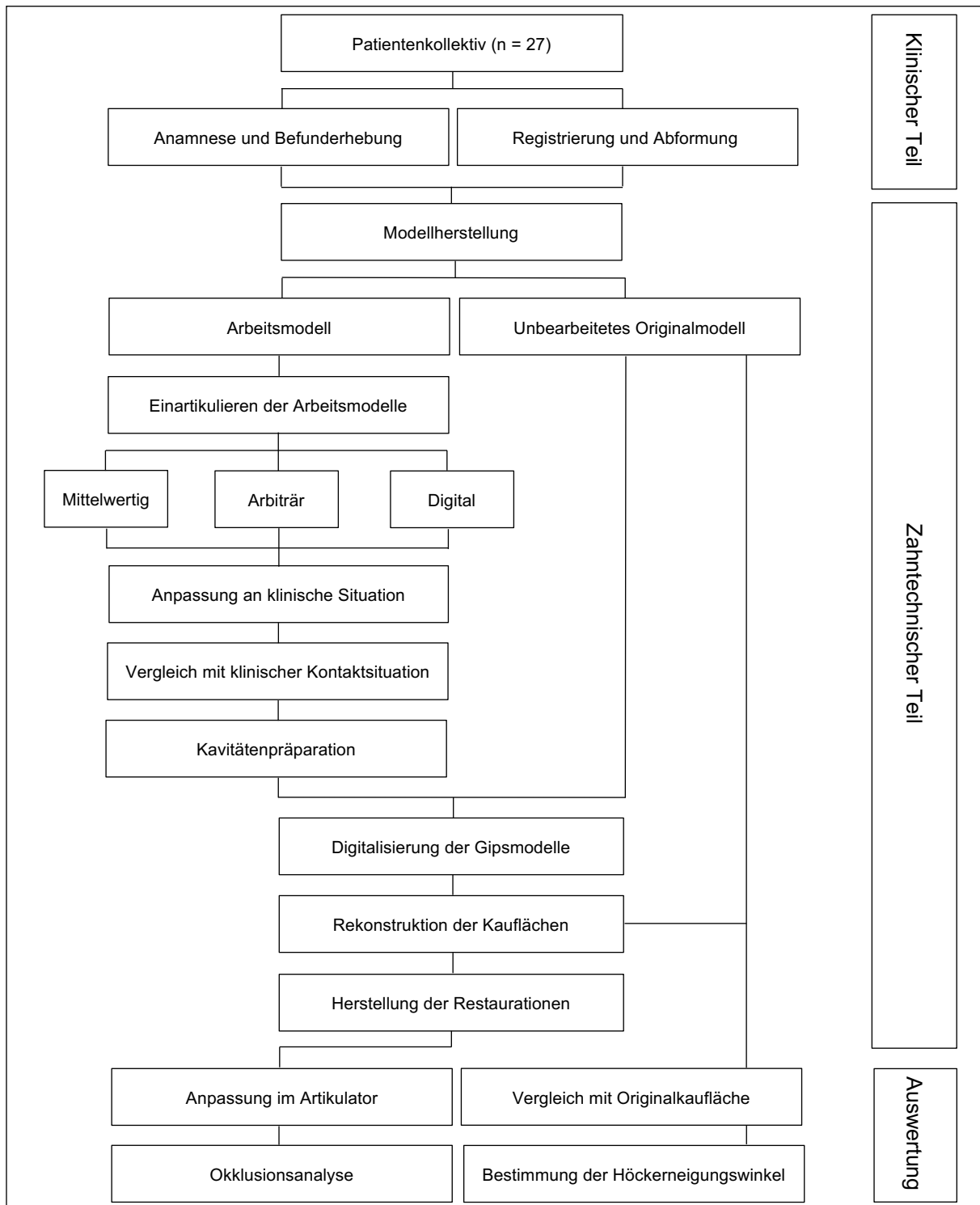


Abbildung 3: Graphische Darstellung des Studienablaufs

3.1 Patientenkollektiv

Das Studienprotokoll wurde der Ethikkommission der medizinischen Fakultät der Universität München vorgelegt. Diese bestätigte nach Begutachtung die ethisch-rechtliche Unbedenklichkeit (19-752, Votum im Anhang 5).

Die Rekrutierung der Studienteilnehmer erfolgte im Zeitraum von November 2019 bis Februar 2020 über die Hochschulambulanz der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Universität München.

Für diese Studie wurden Probanden benötigt, die gesunde okklusale Verhältnisse sowohl im Hinblick auf die Zahnhartsubstanz als auch im Hinblick auf die Bisslage hatten. Dafür eigneten sich prinzipiell alle Patienten, die sich über die Hochschulambulanz vorstellten und keine höckerersetzenden zahnärztlichen Restaurationen aufwiesen. Einschlusskriterien waren somit ein vollbezahntes Gebiss ohne Höckerersatz sowie stabile okklusale Verhältnisse (gleichmäßige statische Kontakte, keine Störkontakte). Fehlende Zähne oder herausnehmbarer Zahnersatz, vorangegangene Operationen im Bereich der Kiefergelenke, Frakturen oder anderweitige Verletzungen im Bereich der Kiefer oder der Kiefergelenke stellten Ausschlusskriterien dar. Ebenso durften keine Patienten teilnehmen, die sich im Erwachsenenalter einer kieferorthopädischen Behandlung unterzogen haben, oder eine solche zum Studienzeitpunkt gerade durchführten.

3.2 Anamnese und Befund

Nach Überprüfung der Eignung des Studienteilnehmers wurde zunächst mündlich ausführlich über die Studie und deren Verlauf aufgeklärt und das Einverständnis des Patienten schriftlich auf den entsprechenden Aufklärungs- und Einwilligungsbögen (siehe Anhang 1) dokumentiert.

Daraufhin erfolgten die allgemeine und spezielle Anamnese (siehe Anhang 2). Hierbei wurde gezielt nach den im Studienprotokoll festgelegten Ausschlusskriterien gefragt.

Außerdem wurde ein zahnärztlicher Befund erhoben. Zur genaueren Beurteilung des stomatognathen Systems wurde eine Funktionsuntersuchung (siehe Anhang 3) durchgeführt. Diese enthielt folgende Parameter, die als zutreffend oder nichtzutreffend erfasst wurden: Eingeschränkte Mundöffnung, asymmetrische Mundöffnung, Gelenkgeräusche, Kiefergelenkschmerz bei maximaler Mundöffnung

und/oder auf Palpation sowie schmerzhaftes Palpation der Muskeln (M. sternocleidomastoideus, M. masseter und M. temporalis).

Zudem wurde mit Hilfe von Okklusionsfolie (Hanel-Okklusionsfolie 12 µm; Coltène/Whaledent AG, Altstätten, Schweiz) die klinische Kontaktsituation zwischen den Zähnen des Ober- und Unterkiefers in Statik (Schlussbissstellung) und Dynamik (Bewegung des Unterkiefers nach lateral und anterior unter Zahnkontakt) dargestellt und dokumentiert (siehe Abbildung 4).

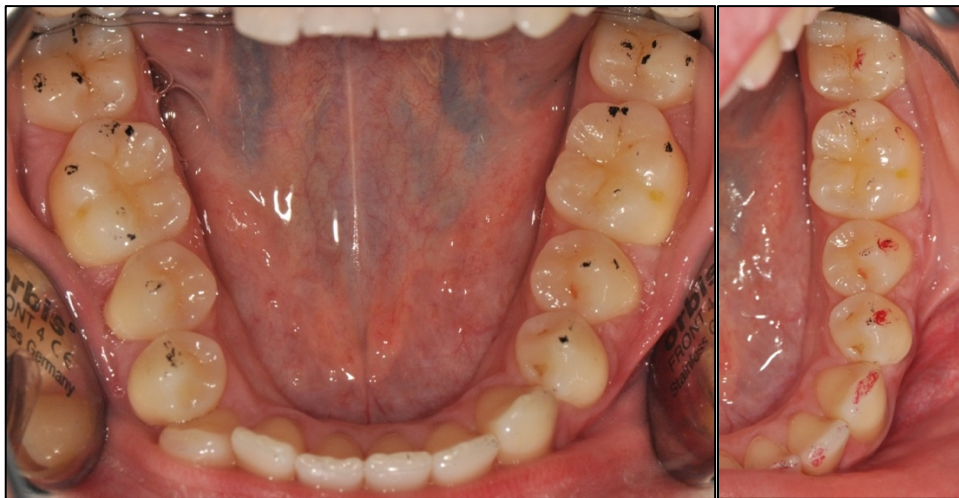


Abbildung 4: Klinische Darstellung der Okklusion im Unterkiefer (Links: Statische Okklusionskontakte angezeichnet mit schwarzer Okklusionsfolie; Rechts: Dynamische Okklusionskontakte angezeichnet mit roter Okklusionsfolie)

Zusätzlich wurde ein Shimstockprotokoll (Hanel Shimstockfolie 8 µm; Coltène/Whaledent AG, Altstätten, Schweiz) angefertigt. Dabei wurde jeder Zahnkontakt zwischen Ober- und Unterkiefer überprüft, wobei folgende Kriterien herangezogen wurden:

Art des Zahnkontakts	Abkürzung
Eindeutiger antagonistischer Zahnkontakt	+
Mäßiger antagonistischer Zahnkontakt	±
Kein antagonistischer Zahnkontakt	-

Tabelle 2: Übersicht der Kriterien für das Shimstockprotokoll

Alle erhobenen Daten wurden anonymisiert auf vorgefertigten Untersuchungsbögen notiert (siehe Anhang 2 und 3).

3.3 Registriermethoden zur Lagebestimmung und Aufzeichnung von Kieferbewegungen

Im weiteren Studienverlauf des klinischen Abschnitts wurden zwei verschiedene Methoden zur Lagebestimmung der Kiefer sowie bei der digitalen Variante zusätzlich eine Bewegungsaufzeichnung durchgeführt. Als analoges Verfahren diente eine arbiträre Gesichtsbogenübertragung, mit der die Position des Oberkiefers zum Gesichtsschädel erfasst wurde. Im digitalen Verfahren konnten mit Hilfe einer elektronischen Kiefergelenksregistrierung alle Bewegungen der Unterkieferfunktion sowie die nötigen Parameter zur Programmierung eines virtuellen sowie volljustierbaren mechanischen Artikulators erhoben werden.

3.3.1 Arbiträre Gesichtsbogenübertragung

Für die schädelbezügliche Übertragung des Oberkiefers wurde ein arbiträres Gesichtsbogensystem (artex® facebow; Amann Girrbach GmbH, Pforzheim, Deutschland), bestehend aus Bissgabel, Gesichtsbogen und Gelenksupport verwendet.

Zunächst wurde Bissregistrierpaste (Regisil® PB; Dentsply Sirona Deutschland GmbH, Bensheim, Deutschland) durch ein Automix-Tip auf die Bissgabel appliziert und diese mittig im Bereich der Oberkieferzahnreihe des Patienten positioniert. Dabei sollte ein Durchdrücken der Bissgabel bis auf die Höckerspitzen vermieden werden, um lediglich geringe Impressionen zur Reposition der Bissgabel zu generieren.

Danach wurde der Gesichtsbogen durch Einführen der Ohroliven in die äußeren Gehörgänge fixiert und unter leichtem Druck durch ein Zudrehen der zugehörigen Sperrschrauben stabilisiert. Zusätzlich wurde die Konstruktion mit einer Nasenstütze im Bereich der Nasenwurzel (Glabella) begünstigt. Hierfür wurde die Feder der Nasenstütze bis zu einer dafür vorgesehenen roten Markierung unter leichtem Druck komprimiert und gleichzeitig die betreffende Schraube zuge dreht, sodass ein geringer Zug nach ventral entstand, der wiederum die Stabilität erhöhte.

Im Anschluss wurden die intraoral reponierte Bissgabel und der am Kopf des Patienten befestigte Gesichtsbogen an den entsprechenden Vorrichtungen durch ein Verbindungsgelenk (Gelenksupport) miteinander verbunden. Nach erfolgreicher Überprüfung der korrekten Ausrichtung aller beteiligten Komponenten wurde der

Gelenksupport vorsichtig festgedreht (siehe Abbildung 5). Zudem wurde die terminal fixierte Position der Bissgabel nochmals auf ein spaltfreies Anliegen an der Oberkieferzahnreihe durch einen Mundspiegel inspiziert (siehe Abbildung 6).

Abschließend wurde die Verbindung zwischen dem Gelenk und dem Gesichtsbogen durch ein Drehen der Schraube gelöst, sodass die mit dem Gelenk verbundene Bissgabel aus dem Mund des Patienten entfernt werden konnte (siehe Abbildung 6). Außerdem wurde der Gesichtsbogen durch Lösen der beteiligten Schrauben vom Kopf des Patienten abgenommen.

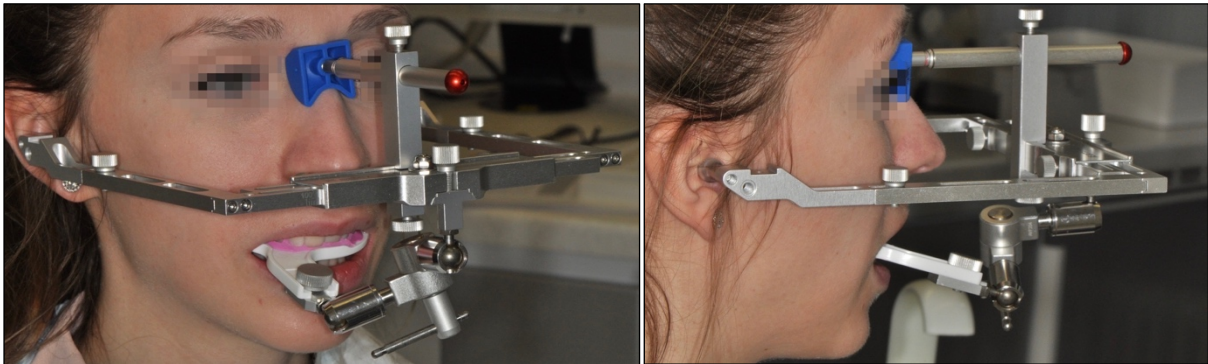


Abbildung 5: Angelegter arbiträrer Gesichtsbogen (Links: Frontale Ansicht; Rechts: Laterale Ansicht)

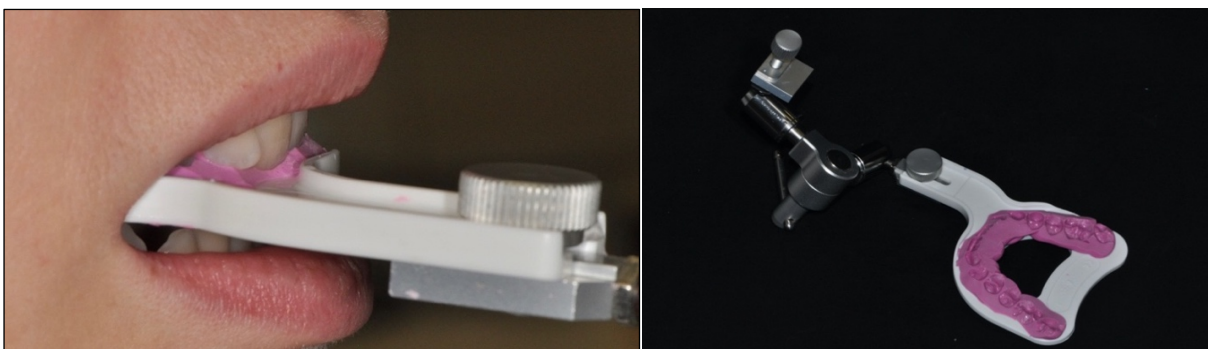


Abbildung 6: Links: Spaltfreies Anliegen der Bissgabel an der Oberkieferzahnreihe; Rechts: Gelenksupport mit verbundener Bissgabel zur arbiträren Übertragung der registrierten Position des Oberkiefers in den Artikulator

3.3.2 Elektronische Kiefergelenksregistrierung

Die elektronische Kiefergelenksregistrierung wurde mit einem digitalen Messsystem (Zebris JMAlyser+; Zebris Medical GmbH, Isny, Deutschland) durchgeführt. Das verwendete Gerät zählt zur Gruppe der okklusionsebenennah und berührungslos aufzeichnenden Systeme und basiert auf einer 3D-Ultraschallmessung.

3.3.2.1 Aufbau des Jaw-Motion-Analyser+ und Messprinzip

Der „Jaw-Motion-Analyser®“ besteht aus zwei voneinander getrennten Bögen: Der obere wird mit Hilfe einer Nasenstütze im Bereich der Nasenwurzel (Glabella) sowie über zwei Stellschrauben und ein elastisches Band am Kopf des Patienten befestigt und dient als Empfängereinheit. Der untere Bogen stellt die Sendereinheit dar und ist magnetisch an einen paraokklusalen Löffel gekoppelt, der wiederum durch einen Befestigungskunststoff labial und vestibulär an den Unterkieferzähnen fixiert ist. Beide Bögen sind über ein Kabel mit einem Grundgerät verbunden, welches um den Hals des Patienten gehängt wird.

Die erhobenen Bewegungsdaten werden drahtlos über eine Bluetoothverbindung an eine Software (WinJaw 11.0 für Windows; Zebris Medical GmbH, Isny, Deutschland) gesendet und in Echtzeit am Computerbildschirm dargestellt. Ein zugehöriger Fußschalter, der ebenfalls drahtlos mit dem System verbunden ist, ermöglicht durch Betätigen den Beginn und das Ende einer Messaufzeichnung.

Mit einem Taststift, der an die Sendereinheit jeweils lateral gesteckt wird, können definierte Punktkoordinaten an anatomischen Strukturen (zum Beispiel „Tragus superior“) aufgezeichnet werden, die wiederum die Grundlage für weitere Messungen (zum Beispiel eine individuelle Scharnierachsbestimmung) bilden.

Mit Hilfe eines Kopplungslöffels, der zuerst mit einer Bissregistrierpaste intraoral an die Oberkieferzahnreihe des Patienten angepasst wird und ebenfalls mit dem unteren Bogen verbunden wird, ist die Übertragung der individuell erhobenen Parameter in einen mechanischen Artikulator möglich. Zusätzlich dient der Kopplungslöffel in späteren zahntechnischen Schritten als Referenz zum Zusammenführen der aufgezeichneten Bewegungsdaten und der Kieferscandaten.

3.3.2.2 Vorbereitende Maßnahmen

Zunächst wurde der paraokklusale Löffel durch bimanuelles Biegen annähernd an den Verlauf des Unterkieferzahnbogens angepasst. Daraufhin wurde Bissregistriermaterial (LuxaBite; DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) durch ein Automix-Tip auf die perforierte Oberfläche des paraokklusalen Löffels appliziert und dieser im Bereich der Labial- und Vestibulärflächen der Unterkieferzähne positioniert (siehe Abbildung 7). Hierbei war es entscheidend, dass der positionierte Löffel die Okklusion weder in der Statik noch in der Dynamik beeinflusste. Zusätzlich sollte der paraokklusale Löffel in Abhängigkeit der Bissituation des Patienten möglichst inzisalnah und mittig ausgerichtet sein. Außerdem wurde zur Vereinfachung der Trockenlegung und für verbesserte Sichtverhältnisse ein vestibulärer Wangenretraktor verwendet.

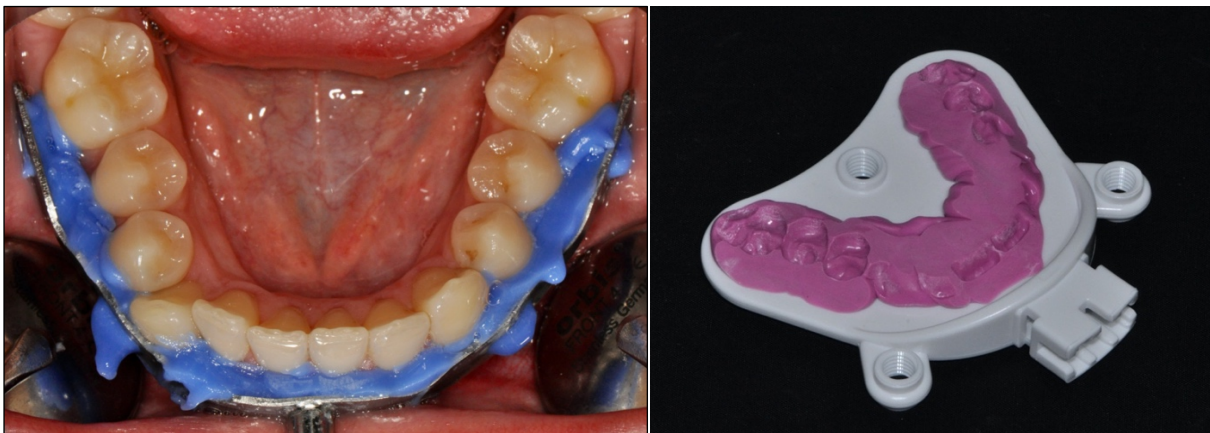


Abbildung 7: Links: An der Unterkieferzahnreihe fixierter paraokklusaler Löffel; Rechts: Kopplungslöffel für die Oberkieferzahnreihe mit geringen Höckerimpressionen

Danach wurde auf den Kopplungslöffel Bissregistrierpaste (Regisil® PB) durch ein Automix-Tip appliziert und dieser mittig auf den Oberkieferzahnbogen positioniert. Dabei sollte ein Durchdrücken des Kopplungslöffels bis auf die Höckerspitzen vermieden werden, um lediglich geringe Impressionen zur Reposition zu generieren (siehe Abbildung 7).

Im Anschluss wurde der obere Bogen (Empfängereinheit) mittels der Nasenstütze, zwei Stellschrauben und einem elastischen Gummiband unter leichtem Zug an den Kopf des Patienten fixiert und parallel zur Frankfurter Horizontalen (Verbindungsline zwischen dem Unterrand der knöchernen Orbita und dem Oberrand des Porus

accusticus externus) ausgerichtet. Der untere Bogen (Sendereinheit) wurde magnetisch an den bereits eingesetzten paraokklusalen Löffel gekoppelt (siehe Abbildung 7). Des Weiteren wurde dem Patienten das bereits eingeschaltete Grundgerät um den Hals gehängt und jeweils die Kabel der Bögen mit den entsprechenden Buchsen verbunden.

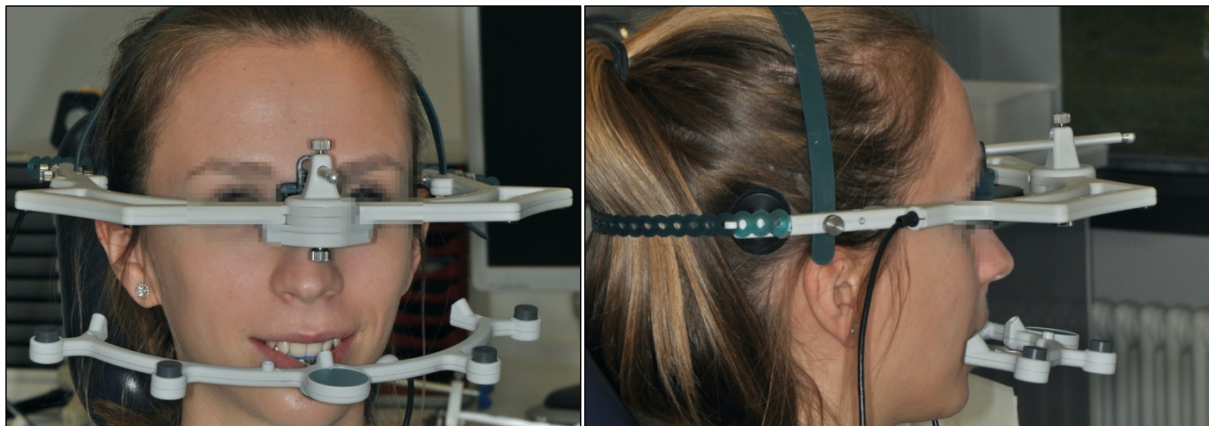


Abbildung 8: Klinische Darstellung des angelegten digitalen Messsystems (Links: Frontalansicht; Rechts: Lateralansicht)

Außerdem wurde die Software (WinJaw 11.0 für Windows) am Computer gestartet und ein Patientenpseudonym für die Messung angelegt. In der Software wurde hinsichtlich der Studienkriterien der Modus zur Artikulatorprogrammierung mit der Aufnahme von individuellen Bewegungsparametern ausgewählt sowie die Bestimmung der individuellen Scharnierachse angegeben.

3.3.2.3 Messung

Zu Beginn der Messung wurde die individuelle Scharnierachseposition des Patienten bestimmt. Hierfür wurde der untere Bogen (Sendereinheit) von dem bereits fixierten paraokklusalen Löffel getrennt und der Taststift lateral an die Sendereinheit angebracht. Dadurch konnte der anatomische Punkt „Tragus superior“ des Patienten auf beiden Seiten registriert werden. Danach wurde der untere Bogen (Sendereinheit) wieder mit dem paraokklusalen Löffel magnetisch gekoppelt und der Patient angewiesen, kleine Öffnungs- und Schließbewegungen (maximal 10 mm) auszuführen. Dabei war es von großer Bedeutung, dass sich die Öffnungsbewegungen ausschließlich im Bereich der initialen Phase der Kieferöffnung,

die annähernd einer Rotationsbewegung entspricht, befinden (Sloane, 1952; Lucia, 1960).

Im Anschluss wurde der vorbereitete Kopplungslöffel in den Patientenmund eingesetzt und durch einen Adapter mit dem unteren Bogen (Sendereinheit), der wiederum vom paraokklusalen Löffel getrennt wurde, verbunden. Nach erfolgreicher Kontrolle des spaltfreien Anliegens an die Oberkieferzahnreihe konnte durch manuelles Fixieren die Position des Kopplungslöffels registriert werden.

Für die nachfolgenden Messaufzeichnungen wurde der Kopplungslöffel entfernt und der untere Bogen (Sendereinheit) erneut mit dem paraokklusalen Löffel magnetisch verbunden. Der Patient wurde zunächst angewiesen die Schlussbissstellung einzunehmen, um die habituelle Okklusion zu registrieren. Danach sollte der Patient ausgehend von der Schlussbissstellung unter ständigem Zahnkontakt eine langsame, aber flüssige Bewegung zur Seite und wieder zurück in die Ausgangslage durchführen. Diese Laterotrusionsbewegung wurde pro Seite drei Mal hintereinander ausgeführt und aufgezeichnet. Zusätzlich wurde die Bewegung nach vorne (Protrusion) drei Mal hintereinander registriert. Dabei sollte der Patient eine langsame, zahngeführte Bewegung von der Schlussbisslage nach anterior ausführen und sich nach rückläufiger Bewegung (Retrusion) wieder in der Ausgangsposition einfinden. Außerdem wurden drei maximale Öffnungs- mit darauffolgender Schließbewegung aufgenommen. Während der digitalen Aufzeichnung wurden alle ausgeführten Bewegungen des Patienten visuell kontrolliert.

3.3.2.4 Bewegungsdarstellung und Datelexport

Die aufgezeichneten Bewegungsdaten wurden nach Abschluss der Messung in der Software (WinJaw 11.0 für Windows) in Form einer Übersicht („Report“) dargestellt. Zur Programmierung eines virtuellen Artikulators in den darauffolgenden zahntechnischen Schritten konnten die erfassten Daten durch eine „.xml-Datei“, die wiederum die Schnittstelle zu anderen Systemen im CAD/CAM-Workflow darstellt, exportiert werden. Außerdem wurde ein „Report“-Dokument im „.pdf-Format“ erstellt, das alle nötigen Informationen für die vollständige Übertragung der patientenspezifischen Parameter in einen mechanischen volljustierbaren Artikulator enthielt (siehe Abbildung 9).

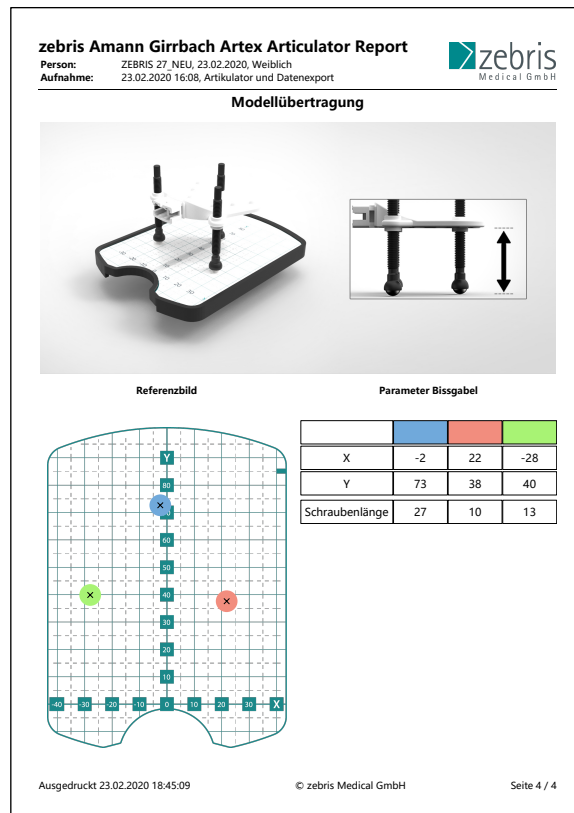
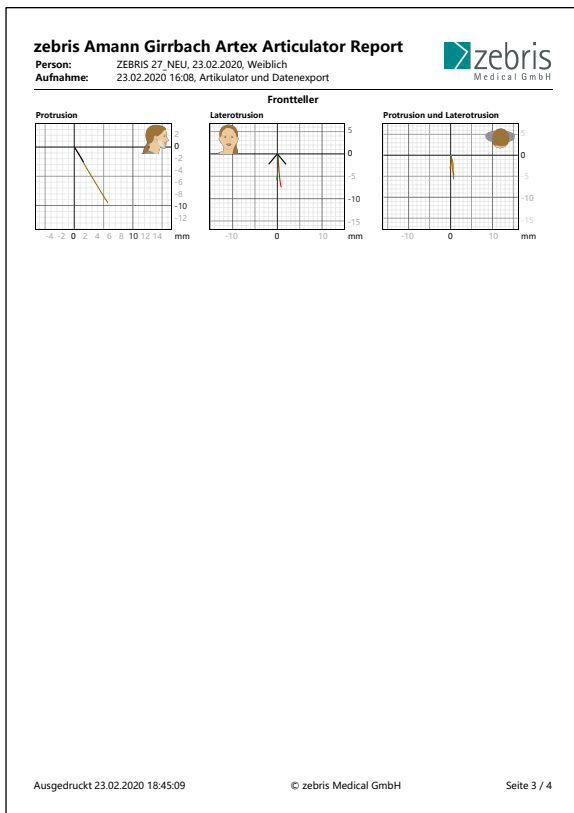
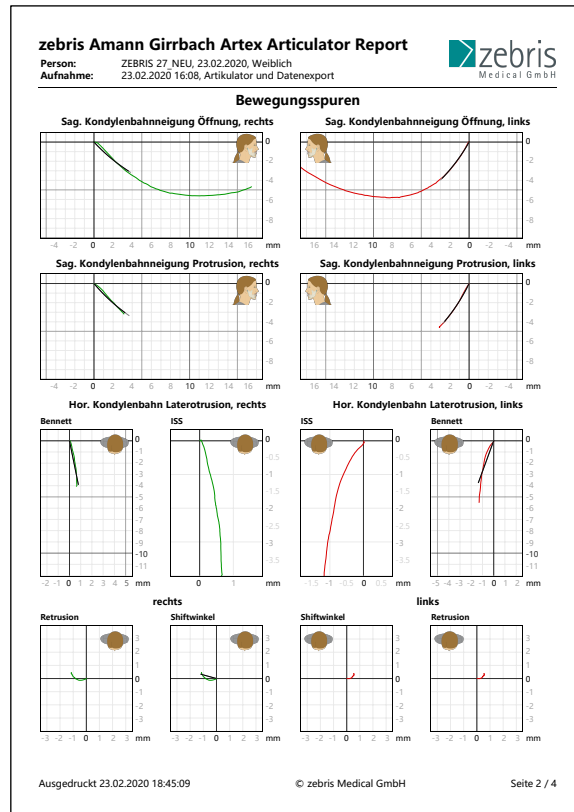


Abbildung 9: „Report“: Übersicht der Zusammenfassung aller patientenspezifischen Bewegungsparameter zur Programmierung eines volljustierbaren mechanischen Artikulators

3.4 Abformung

Im letzten Abschnitt des klinischen Studienteils wurden die bezahnten Kieferanteile des Probanden abgeformt. Hierfür wurde eine Präzisionsabformung (Doppelmischabformung) in einzeitig zweiphasiger Abformtechnik erstellt (siehe Abbildung 10).

Im Folgenden sind alle Arbeitsschritte zusammengefasst, die jeweils bei der Abformung von Ober- und Unterkiefer durchgeführt wurden.

Zunächst wurde ein passender konfektionierter Abformlöffel (Algilock Abdrucklöffel; Hager & Werken GmbH & Co.KG, Duisburg, Deutschland und Orbilock; Orbis Dental, Münster, Deutschland und Omnident Abdrucklöffel; Omnident Dental-Handelsgesellschaft mbH, Rodgau, Deutschland) ausgesucht, im Mund des Patienten anprobiert und überprüft, ob an allen Stellen der Abstand zwischen der Löffelwand und dem Kiefer des Patienten mindestens die dreifache Tiefe des größten Unterschnitts beträgt. Im Anschluss daran wurde der Abformlöffel am offenen Ende mit Wachs (Boxing Wax; KaVo Kerr, Bioggio, Schweiz) individualisiert und abgedämmt.

Zur Vereinfachung der Trockenlegung und für verbesserte Sichtverhältnisse wurde ein vestibulärer Wangenretraktor verwendet. Nach erfolgreicher Trockenlegung mit einem Mundsauger, Luftpuster und Watterollen wurden zur Vermeidung von Blasenbildungen die Kauflächen des Patienten mit einem niedrig viskösen Polyether-Abformmaterial (Impregum™ Garant™L Duo Soft™; 3M Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) durch eine dünne Mischkanüle (Misch- und Applikationssystem; 3M Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) benetzt. Gleichzeitig wurde der Abformlöffel ebenfalls mit einem Polyether-Abformmaterial (Impregum™ Penta™; 3M Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) blasenfrei durch ein Mischgerät (Pentamix™ 2; 3M Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) befüllt und danach in den Patientenmund eingebracht. Schließlich wurde dieser über die Zeitspanne von sechs Minuten intraoral drucklos mit zwei Händen fixiert und im Anschluss aus dem Mund entnommen.

Zuletzt wurden die Abformungen von Ober- und Unterkiefer desinfiziert sowie Materialüberschüsse mit einem Skalpell entfernt.

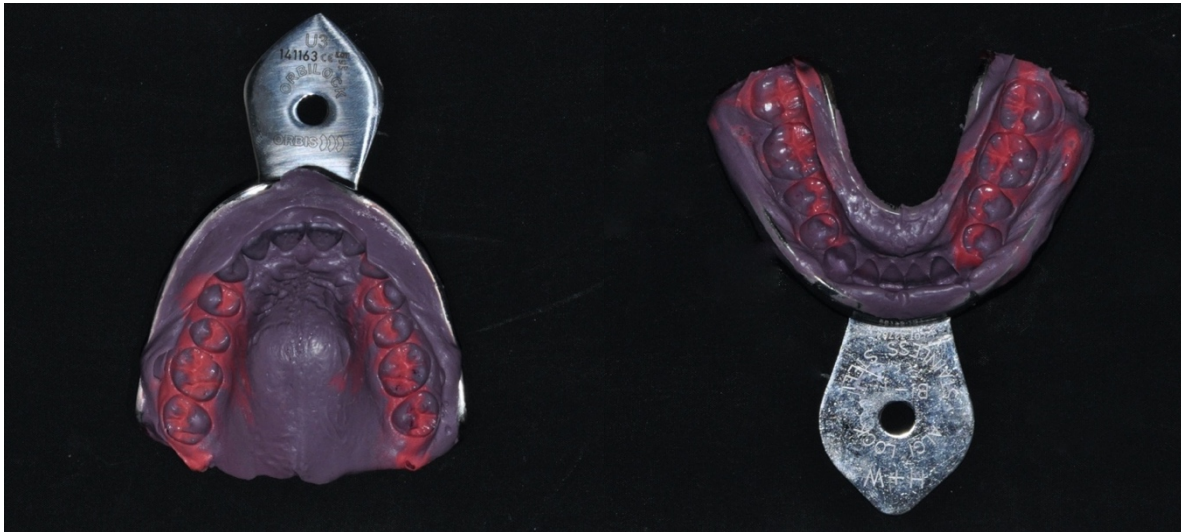


Abbildung 10: Präzisionsabformungen (Links: Oberkiefer; Rechts: Unterkiefer)

3.5 Modellherstellung

Auf Grundlage der durchgeführten Abformungen konnten in einem zahntechnischen Labor nach Einhalten einer Rückstellzeit von 60 Minuten Gipsmodelle der Kiefer hergestellt werden. Dabei wurde jeder Abdruck insgesamt drei Mal ausgegossen, sodass pro Studienteilnehmer drei Modellpaare (jeweils Ober- und Unterkiefer) entstanden. Während das erste Modellpaar als Arbeitsmodell für die darauffolgenden zahntechnischen Schritte diente, blieb das zweite Modellpaar komplett unbearbeitet. Die somit dokumentierte originale Kauflächensituation konnte im letzten Teil der Studie zum Vergleich herangezogen werden. Dem dritten Modellpaar wurde lediglich ein Reservezweck zugeordnet.

Für die Herstellung der Gipsmodelle wurden die Abformungen zunächst mit Druckluft gereinigt und auf Schmutzrückstände visuell kontrolliert. Danach wurde destilliertes Wasser (Mischverhältnis: 23 ml destilliertes Wasser pro 100 g Gips) in einen sauberen Vakuum-Rührbecher (Anmischbecher für Vakuumrührgeräte; Renfert GmbH, Hilzingen, Deutschland) gefüllt und Superhartgips (pico-rock® 280; picodent Dental Produktions- und Vertriebs-GmbH, Wipperfürth, Deutschland) innerhalb von 15 Sekunden eingestreut. Nach einer Sumpfzeit von 20 Sekunden wurde der Inhalt mit einem Gippsspatel umgerührt und anschließend in einem Anmischgerät (Vakuum-Anmischgerät; Renfert GmbH, Hilzingen, Deutschland) unter Vakuum für 30 Sekunden gerührt. Daraufhin wurde die Abformung an einen Rüttler gehalten, sodass die

Zahnoberflächen unter leichter Vibration blasenfrei ausfließen konnten. Hierbei wurde der angemischte Gips ausgehend von einem Ende der Zahnreihe mit Hilfe eines Wachsmessers in geringen Mengen bis zum vollständigen Ausfließen der Kauflächen schrittweise appliziert, wohingegen der restliche Anteil danach unter Zuhilfenahme eines Gipsspatels aufgefüllt wurde. Außerdem wurde in einen Splitcastformer (Magnet-Splitcastformer-System mit Gummiring MSF 200K; SAM Präzisionstechnik GmbH, Gauting, Deutschland), an dessen Boden ein dünner Magnet (Magnethaftplatte MSF 110; SAM Präzisionstechnik GmbH, Gauting, Deutschland) eingesetzt war, ebenfalls unter Vibration Gips mit einem Spatel appliziert. Im letzten Schritt wurde die befüllte Abformung auf den Splitcastformer gesetzt und zum Aushärten des Gipses 45 Minuten an einen ruhigen Ort gestellt.

Um zu vermeiden, dass es beim Abheben der Abformung vom ausgehärteten Gipsmodell zu Frakturen an filigranen anatomischen Strukturen kommt, wurde an mehreren Stellen im Bereich des Löffelrandes vorsichtig mit einem Gipsmesser so lange gehebelt, bis sich die Abformung ohne großen Kraftaufwand lösen ließ. Außerdem wurde bis zum nächsten Ausguss derselben Abformung eine Rückstellzeit von 60 Minuten eingehalten.

Nun wurden alle überflüssigen Bereiche lateral der Zahnreihe mit Hilfe eines Trimmers unter Wasserkühlung entfernt und das Gipsmodell im Anschluss kurz mit Wasser gesäubert sowie unter Druckluftzufuhr getrocknet. In Abbildung 11 ist ein entsprechendes Gipsmodellpaar dargestellt.





Abbildung 11: Darstellung eines hergestellten Gipsmodellpaares

3.6 Einartikulieren der Kiefermodelle

Für die folgenden zahntechnischen Schritte (bis einschließlich Kapitel 3.7. „Kavitätenpräparation“) wurde das erste Modellpaar (Arbeitsmodell) verwendet. Anhand verschiedener Registriermethoden konnten die Arbeitsmodelle in entsprechender Position in einen Artikulator (artex® cr; Amann Girrbach GmbH, Pforzheim, Deutschland) übertragen werden. Die dabei verwendeten Verfahren stellten zugleich auch die Versuchsgruppen dar:

- Gruppe I Einartikulieren ohne Hilfsmittel („mittelwertig“)
- Gruppe II Einartikulieren mit arbiträrem Gesichtsbogen („arbiträr“)
- Gruppe III Einartikulieren mit den digital erhobenen Daten („digital“)

Alle drei Versuchsgruppen wurden mit demselben Modellpaar (Arbeitsmodell) mit jeweils unterschiedlichen Gipssockeln einartikuliert.

Prinzipiell ergab sich für jedes Verfahren dieselbe Vorgehensweise bei der Modellmontage des Arbeitsmodells. Zunächst wurde als Konter auf die bereits im Gipsmodell fixierte Magnethaftplatte ein Magnettof mit zugehörigem Magnet (Magnettof MSF 120 und Magnet MSF 121; SAM Präzisionstechnik GmbH, Gauting, Deutschland) gesetzt und die Unterseite der Kiefermodelle mit einer Gips zu Gips Isolierung (picosep; picodent Dental Produktions- und Vertriebs-GmbH, Wipperfürth, Deutschland) aus 20 cm Entfernung flächig besprüht. Die Überstände, die nach 30 Sekunden Einwirkzeit noch vorhanden waren, wurden mit Druckluft entfernt.

In Abhängigkeit des verwendeten Registrierverfahrens wurde zuerst das Oberkiefermodell („arbiträr“ und „digital“) beziehungsweise das Unterkiefermodell („mittelwertig“) einartikuliert. Der dabei verwendete Artikulationsgips (picodent® A50; picodent Dental Produktions- und Vertriebs-GmbH, Wipperfürth, Deutschland) wurde in einen mit destilliertem Wasser (Mischverhältnis 30 ml destilliertes Wasser auf 100 g Gips) gefüllten Becher (Flexiboler Anmischbecher 650 ml; Omnident Dental-Handelsgesellschaft mbH, Rodgau, Deutschland) eingestreut und nach 20 Sekunden Sumpfzeit mit einem Gipsspatel so lange umgerührt, bis eine homogene Masse entstand. Daraufhin wurde der angerührte Gips sowohl auf die Unterseite des positionierten Kiefermodells als auch auf den in den Artikulator (Inzisalstift auf 0 mm eingestellt) eingesetzten vorgefertigten Artikulationsgipssockel appliziert. Dieser Sockel wurde im Vorfeld durch sukzessives Auftragen von angemischtem Artikulationsgips auf unbenutzte Konterplatten (Splitex Konterplatten Classic; Amann Girrbach GmbH, Pforzheim, Deutschland) und anschließendem Aushärten so angefertigt, dass der Abstand zwischen der Modellunterseite und dem Sockel circa 0,5 cm betrug. Durch diesen minimalen Abstand konnte die Gipsexpansion während des Einartikulierens auf ein Minimum reduziert werden. Nachdem alle Überschüsse entfernt waren, wurde jeweils zum Aushärten des Gipses ein Zeitraum von 15 Minuten eingehalten.

Um sicherzustellen, dass das Modell fehlerfrei montiert wurde, folgte zusätzlich eine Splitcastprobe (außer bei der ersten Modellmontage der „mittelwertigen“ Versuchsgruppe). Hierfür wurde der Inzisalstift abgesenkt sowie der zum Magnettopf zugehörige Magnet aus dem Artikulationsgips-Sockel entfernt. Eine fehlerfreie Übertragung wurde dann bestätigt, wenn sich beim drucklosen Schließen des Artikulatoroberteils das Negativ im Sockel aus Artikulationsgips mit dem entsprechenden Positiv an der Gipsmodellunterseite spaltfrei einfand.

Da zur fehlerfreien Übertragung des Gegenkiefers in den Artikulator eine stabile Position der Kiefer zueinander vorteilhaft ist, wurden die bezahnten Bereiche der Modelle in maximaler Interkuspitation durch Einfließen von heißem Wachs (Modellierwachs IDEAL; YETI Dentalprodukte GmbH, Engen, Deutschland) temporär gegeneinander fixiert. Analog zu dem oben beschriebenen Vorgehen wurde das vorbereitete Gegenkiefermodell mit Artikulationsgips im Artikulator befestigt. Nachdem das zur Modellfixierung verwendete Wachs mit einem Dampfstrahlgerät entfernt

worden war, erfolgte in allen drei Versuchsgruppen zusätzlich eine Splitcastprobe.

Die für die einzelnen Registriersysteme verwendeten Verfahren bei der Modellübertragung in den Artikulator sind in den Kapiteln 3.6.1 bis 3.6.3. näher beschrieben. Eine Übersicht ist in Abbildung 14 dargestellt.

3.6.1 Mittelwertig

Für die mittelwertige Modellmontage wurde das Unterkiefermodell durch das Spannen eines Gummibands visuell nach dem Bonwill-Dreieck (Okklusionsebene parallel zur Tischebene sowie Mittelpunkt der beiden unteren mittleren Schneidezähne in Verlängerung zum Inzisalstift) zentral ausgerichtet und zusätzlich in der Horizontalebene um 5° nach anterior geneigt, um eine annähernde Parallelität zur sogenannten „Patientenhorizontalen“ (Bezugsebene der Artex-Artikulatoren) herzustellen. Danach erfolgte die Oberkieferübertragung mit Splitcastprobe (siehe Abbildung 14).

3.6.2 Arbiträr

Mithilfe der im klinischen Studienabschnitt durchgeführten arbiträren Gesichtsbogenübertragung konnte das Oberkiefermodell schädelbezüglich einartikuliert werden. Hierzu wurde der Gelenksupport mit verbundener Bissgabel an eine Übertragungshilfe, die am Artikulatorunterteil befestigt wurde, geschraubt und der Inzisalstiftteller am oberen Anteil montiert. Außerdem wurde die angebrachte Konstruktion im Bereich der Bissgabel durch eine zusätzliche höhenverstellbare Übertragungshilfe unterstützt. Das Oberkiefermodell konnte durch die entsprechenden Impressionen im Bereich der Bissgabel reponiert und somit schädelbezüglich einartikuliert werden (siehe Abbildung 12). Im Anschluss wurde der Unterkiefer mit zugehöriger Splitcastprobe übertragen (siehe Abbildung 14).

3.6.3 Digital

Für die Modellmontage der dritten Versuchsgruppe, die auf digital erhobenen Daten einer elektronischen Kiefergelenksregistrierung aus dem klinischen Studienteil beruhte, wurde zunächst die letzte Seite (Seite 4) der im „Report“ zusammengefassten Mess- und Übertragungswerte (siehe Abbildung 9 in 3.3.2.4 „Bewegungsdarstellung

und Datelexport“) benötigt. Angesichts der dort dargestellten Werte war es möglich, drei Positionierungsschrauben (Zebris Schrauben Set für Zebris Digitaler Übertragungstisch; Zebris Medical GmbH, Isny, Deutschland), die farbcodiert in ein zugehöriges Gewinde an der Unterseite des Kopplungsloöffels (siehe Abbildung 7 in 3.3.2.2 „Vorbereitende Maßnahmen“) eingeschraubt wurden, auf eine vorgegebene Länge einzustellen. Aus einer weiteren Grafik konnte die Ausrichtung der Positionierungsschrauben auf dem Übertragungstisch (Zebris Digitaler Übertragungstisch für JMAlyser+; Zebris Medical GmbH, Isny, Deutschland) entnommen werden. Nachdem der Übertragungstisch mit dem durch die Positionierungsschrauben befestigten Kopplungsloöffel im Bereich der unteren Konterplatten magnetisch in den Artikulator gesetzt worden war (siehe Abbildung 13), konnte das Oberkiefermodell in die vorhandenen Impressionen des Bissregistriermaterials reponiert werden. Somit wurden durch das Einartikulieren der individuell bestimmten Position des Oberkiefers alle patientenspezifischen Parameter in den Artikulator übertragen. Nach einer Splitcastprobe erfolgte die Montage des Gegenkiefers sowie eine erneute Splitcastprobe (siehe Abbildung 14).

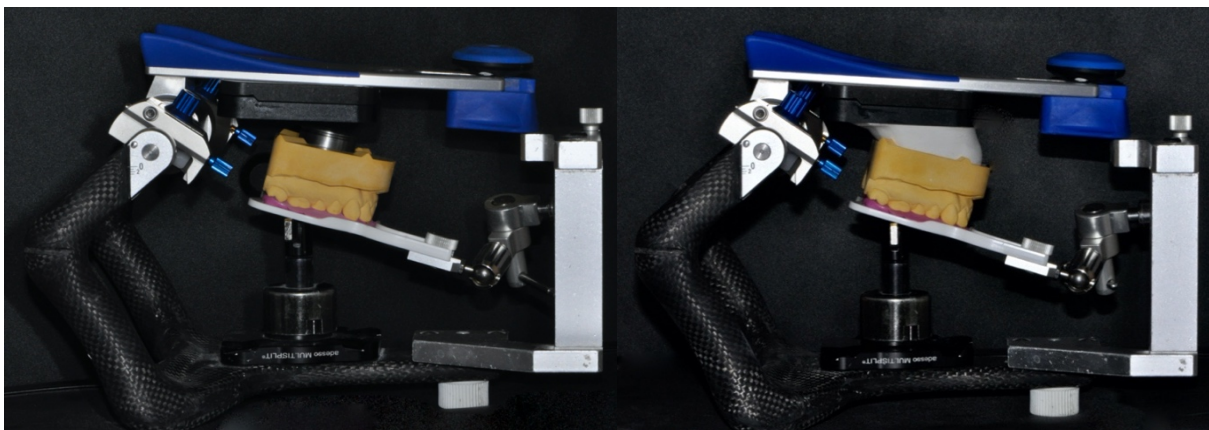


Abbildung 12: Arbiträre Gesichtsbogenübertragung des Oberkiefers in den Artikulator (Links: Vorbereitetes Oberkiefermodell auf fixierter Bissgabel; Rechts: Einartikuliertes Oberkiefermodell)

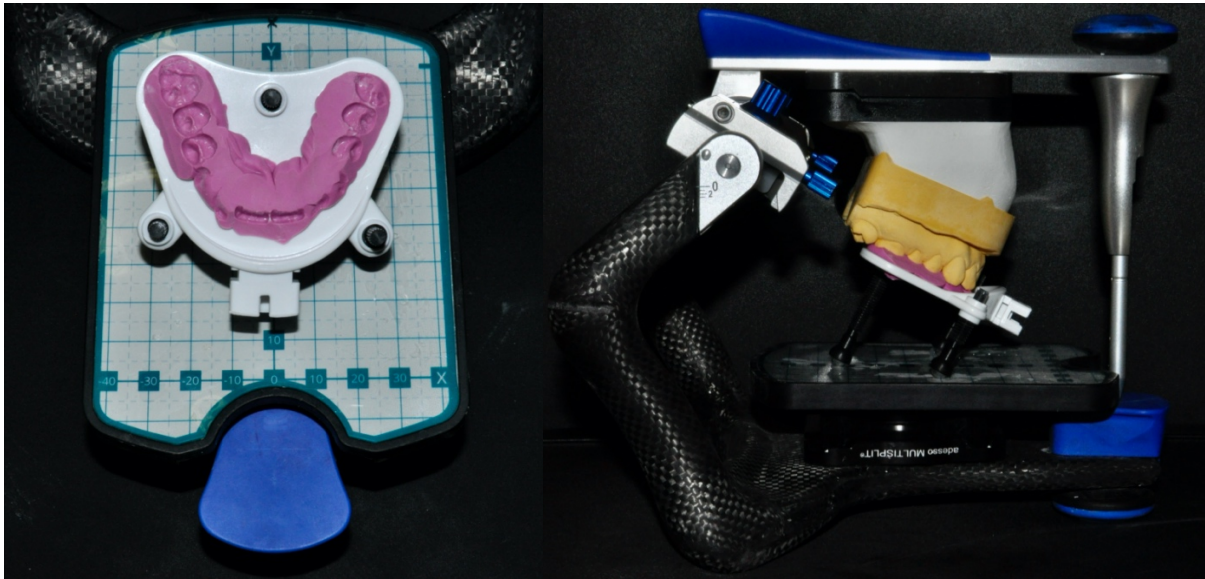


Abbildung 13: Übertragung auf Grundlage digital erhobener Kieferbewegungsdaten

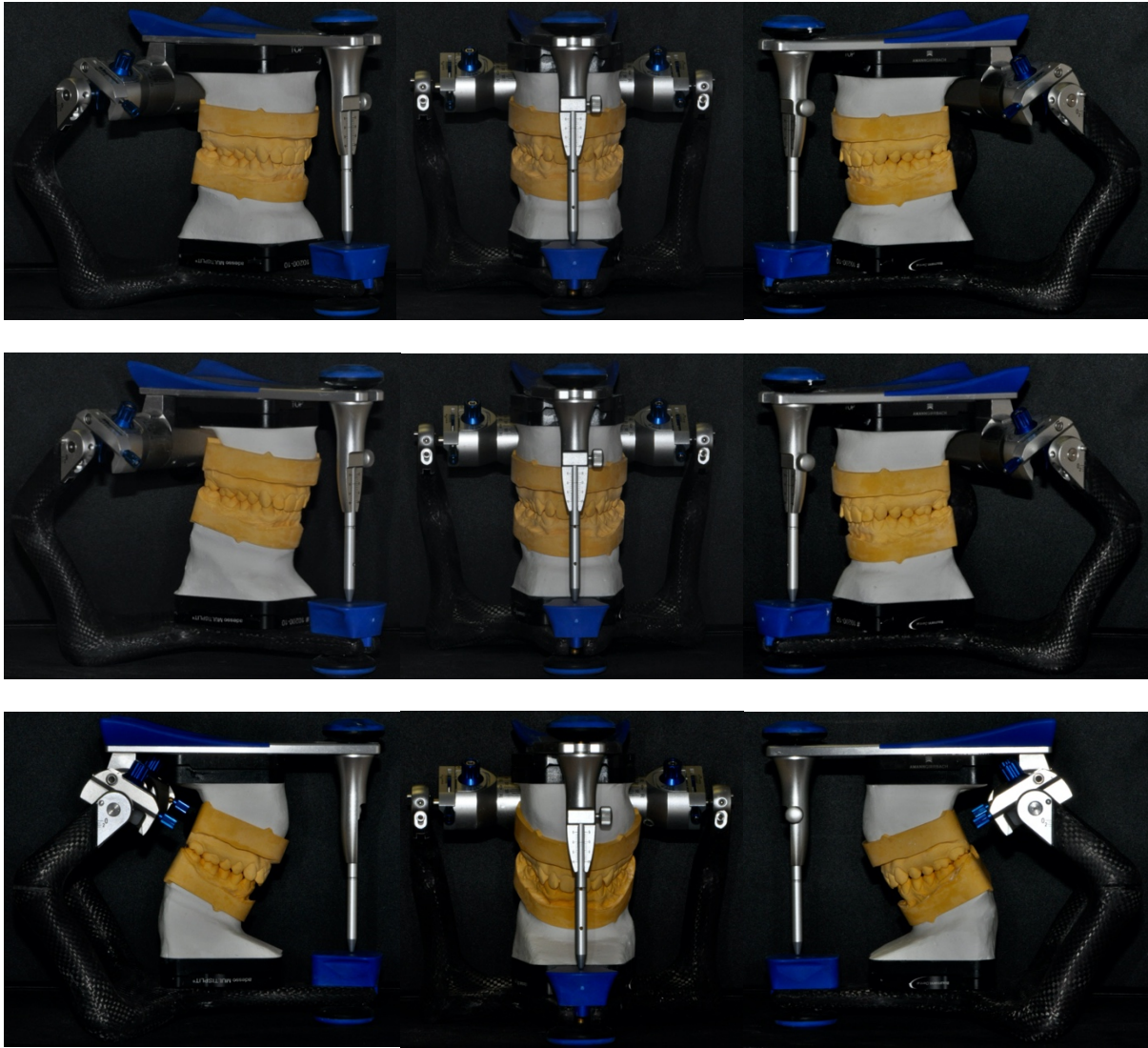


Abbildung 14: Übersicht: 1. Reihe „Mittelwertig“; 2. Reihe „Arbiträr“; 3. Reihe „Digital“

3.7 Okklusionsanalyse

Um sicherzustellen, dass die statische Situation der einartikulierten Modelle in allen Versuchsgruppen der klinischen Situation entsprach, wurden vor Beginn der Okklusionsanalyse die statischen Kontakte zwischen Ober- und Unterkiefer mit einer schwarzen Okklusionsfolie (Hanel-Okklusionsfolie 12 µm) angezeichnet und ein Shimstockprotokoll (Hanel Shimstockfolie 8 µm) nach den in Tabelle 2 dargelegten Kriterien angefertigt. Im Anschluss daran erfolgte ein Vergleich mit den klinisch erhobenen Daten sowie bei Abweichung eine Anpassung der Modellsituation an die klinische Situation. Diese wurde mit einem Zahle so lange durchgeführt, bis die statische Okklusion und das Shimstockprotokoll mit den klinischen Daten übereinstimmte (siehe Abbildung 15). Außerdem wurde die bestehende Kontaktsituation mit zugehörigem Shimstockprotokoll auf vorgefertigte Dokumentationsbögen (siehe Anhang 4) übertragen sowie fehlende statische Kontakte im Vergleich zur klinischen Situation dokumentiert.



Abbildung 15: Links: Statische Okklusion im Unterkiefer vor Anpassung; Rechts: Statische Okklusion im Unterkiefer nach Anpassung an die klinische Kontaktsituation

Nun konnte die dynamische Okklusionsanalyse für die drei Versuchsgruppen nacheinander durchgeführt werden.

Für die „mittelwertig“ und „arbiträr“ einartikulierten Gruppen wurden folgende dynamische Parameter zur Artikulatoreinstellung (Artex® cr) verwendet: Kondylenbahnneigung 30°; Bennett-Winkel 10°; Retrusion 0 mm und Immediate side

shift (ISS) 0,3 mm. Gegenätzlich dazu wurden bei der „digital“ einartikulierten Gruppe die individuell erhobenen Bewegungsdaten aus dem „Report“ auf Seite 1 (siehe Abbildung 9 in Kapitel 3.3.2.4 „Bewegungsdarstellung und Datelexport“) zur Programmierung des mechanischen volljustierbaren Artikulators verwendet. Für die Artikulatoreinstellung wurde zum Lösen und Befestigen der entsprechenden Schrauben der zum Artikulator passende Sechskantschlüssel verwendet.

Nach dem Öffnen des Zentrikhebels an der Artikulatorrückseite und dem Platzieren von roter Okklusionsfolie (Hanel-Okklusionsfolie 12 µm) zwischen den Zahnreihen wurden unter Zahnkontakt Bewegungen in alle Richtungen ausgeführt. Somit konnten Arbeits- und Balancekontakte in der Laterotrusion sowie dynamische Kontakte bei der Protrusion/Retrusion angezeichnet und nach einer Überlagerung mit der statischen Kontaktsituation (schwarze Okklusionsfolie) dokumentiert werden. Dieser beschriebene Ablauf wurde für alle drei Versuchsgruppen einzeln durchgeführt (siehe siehe Abbildung 16).



Abbildung 16: Darstellung der statischen (schwarz) und dynamischen (rot) Okklusionskontakte (von links nach rechts: „mittelwertig“; „arbiträr“ und „digital“)

3.8 Kavitätenpräparation

In Anlehnung an das Studienprotokoll wurden im nächsten Schritt die Kauflächen in einem Quadranten (erster Prämolare bis zweiter Molar) des Arbeitsmodells aufgelöst und für eine spätere Rekonstruktion präpariert. Die Auswahl des jeweiligen Quadranten erfolgte dabei nach dem Zufallsprinzip (siehe Anhang 5). Zur Präparation wurde ein rotes Winkelstück (MASTERmatic™; KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland), das wiederum an eine zahnärztliche Behandlungseinheit (KaVo Status 1058; KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland) angeschlossen war, mit

verschiedenen Bohraufsätzen (rote Walze und Torpedo in Größe 012; Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) verwendet. Kriterien bei der Präparation waren die Erfüllung der Mindestschichtstärke von 1,5 mm, um eine gewisse Dimensionsstabilität des späteren Restaurationsmaterials (NextDent C&B MFH; 3D Systems GmbH, Moerfelden-Walldorf, Deutschland) zu gewährleisten. Außerdem wurde ein Retentionskasten als Verdrehschutz für die geplanten Okklusionsanalysen der hergestellten Restaurationen präpariert (siehe Abbildung 17 und 18).



Abbildung 17: Vorläufige Präparation im ersten Quadranten des Arbeitsmodells (okklusale Reduktion)



Abbildung 18: Finale Präparation im ersten Quadranten des Arbeitsmodells mit Retentionskästen als Verdrehschutz

3.9 Digitalisierung der Gipsmodelle

Um die präparierten Kauflächen des jeweiligen Quadranten durch konstruierte Restaurationen zu ersetzen, war die Digitalisierung der präparierten Kiefer sowie der Gegenkiefer zu Beginn des CAD/CAM-Workflows erforderlich. Dazu wurde zunächst das Arbeitsmodellpaar in allen drei Übertragungsvarianten („mittelwertig“, „arbiträr“ und „digital“) mit den entsprechenden Kieferpositionen nacheinander eingescannt. Hinsichtlich der angestrebten Oberflächenüberlagerung der Rekonstruktionen mit der Originalkaufläche des Patienten sowie der Winkelbestimmung der Höckerabhänge wurde zusätzlich das zweite hergestellte Gipsmodellpaar herangezogen. Hierbei wurde übereinstimmend mit dem präparierten Kiefer des Arbeitsmodellpaars entweder nur der Ober- oder Unterkiefer digitalisiert.

3.9.1 Scanvorgang der Arbeitsmodelle

Der im Folgenden beschriebene Ablauf zum Scannen der Gipsmodelle wurde für jede Übertragungsvariante des Arbeitsmodells einzeln durchgeführt.

Als erstes wurden in der Scan- und Konstruktionssoftware (Tizian Creativ RT-Software; Schütz Dental GmbH, Rosbach vor der Höhe, Deutschland) die nötigen Parameter zum jeweiligen Patientenfall angegeben. Im Anschluss daran wurde der Oberkiefer mit zugehörigem Artikulationssockel („mittelwertig“, „arbiträr“ und „digital“) in einen optischen Streifenlicht-Laborscanner (Tizian Smart-scan plus 2.0; Schütz Dental GmbH, Rosbach vor der Höhe, Deutschland) auf einer dafür vorgesehenen magnetischen Unterlage angebracht und der Scanvorgang gestartet. Dabei wurde das Modell in allen drei Dimensionen mit einem Schwenkarm gedreht, sodass die komplette Oberfläche erfasst werden konnte. Bei schwierig zu scannenden Oberflächen wurde ein Entspiegelungsspray (Helling 3D Laserscanning Entspiegelungsspray; Helling GmbH, Heidgraben, Deutschland) aus 20 cm Entfernung auf die betreffende Stelle gesprüht und der Scanvorgang wiederholt. Außerdem wurde zusätzlich bei der digitalen Übertragungsvariante der Kopplungslöffel, der auf der Oberkieferzahnreihe spaltfrei reponiert und mit Klebewachs (Supradent-Wachs; Chemisches Dental-Labor Oppermann-Schwedler, Bonn, Deutschland) befestigt wurde, gescannt (siehe Abbildung 19). Danach wurde der Unterkiefer analog zum Oberkieferscan digitalisiert. Zum Schluss wurden die beiden Kiefermodelle mit den jeweiligen Artikulationssockel in den Artikulator, aus dem der Inzisalstift entfernt wurde,

montiert und auf eine in den Laborscanner eingesetzte Platte gestellt. Zur späteren Positionierung der Kiefer zueinander wurde ein Bukkalscan (siehe Abbildung 19) durchgeführt.



Abbildung 19: Links: Scanvorgang des Oberkiefers mit fixiertem Kopplungsloeffel; Rechts: Bukkalscan der im Artikulator montierten Kiefermodelle

Im nächsten Schritt erfolgte die Zuordnung der gescannten Datensätze (Matching) zueinander. Dazu mussten per Mausclick verschiedene Punkte an markanten anatomischen Strukturen der dargestellten gescannten Daten ausgewählt werden. Das Ergebnis der Überlagerung der einzelnen Datensätze wurde visuell kontrolliert.

3.9.2 Scanvorgang der unbearbeiteten Originalmodelle

In der Scan- und Konstruktionssoftware wurde zum anonymisierten Patientenfall der Zusatz „original“ hinzugefügt und der zu scannende Kiefer mit der vorhandenen Bezahnung angegeben. Die Digitalisierung des jeweiligen Kiefers erfolgte nach dem oben beschriebenen Prinzip. Hierbei wurde das Gipsmodell durch das Zudrehen einer Befestigungsschraube im Scanner fixiert und anschließend der Scanvorgang durchgeführt.

3.10 Rekonstruktion der Kauflächen

Auf Grundlage der gewonnenen Datensätze konnte nun für jede Übertragungsvariante („mittelwertig“, „arbiträr“ und „digital“) die Rekonstruktion der Kauflächen (CAD-Prozess) erfolgen. Außerdem wurde nach Beendigung des Konstruktionsprozesses ein Datensatz sowohl zum Fräsen der Restaurationen (CAM-Prozess) als auch für den darauffolgenden Auswertungsteil („.stl-Datei“) erstellt. Im Folgenden sind die einzelnen Konstruktionsabläufe detailliert dargestellt.

Nach dem Starten des CAD-Prozesses auf der Benutzeroberfläche der Scan- und Konstruktionssoftware wurden die Präparationsgrenzen angezeichnet und die Einschubrichtung ausgewählt (siehe Abbildung 20). Im nächsten Schritt wurde der Zementspalt zwischen Stumpfoberfläche und Restaurationsinnenseite festgelegt. Dabei wurde der Bereich in der Nähe der Restaurationsränder sowie der Boden des Retentionskastens als spaltfrei definiert (siehe Abbildung 20). Für die Rekonstruktion der Kauflächen wurde ein automatisch erstellter Morphologievorschlag aus der vorhandenen Zahnbibliothek, basierend auf der Restbezaehlung, verwendet. Nun folgte die Grobausrichtung der vom Computer generierten Restaurationen unter Berücksichtigung des Zahnbogenverlaufs und Gegenkiefers sowie die Feinanpassung der statischen Okklusion und des Approximalbereichs (siehe Abbildung 21 und 22). Die dynamische Okklusion wurde bei den einzelnen Übertragungsvarianten auf unterschiedliche Weise angepasst.

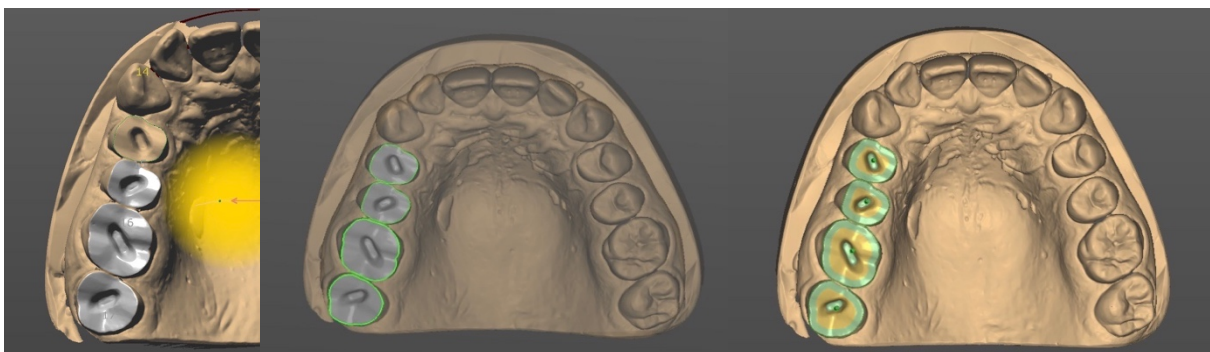


Abbildung 20: Bildschirmfoto aus der Rekonstruktionssoftware von links nach rechts: Anzeichnen der Präparationsgrenze; Darstellung aller Präparationsgrenzen; Darstellung der Einschubrichtung und des Zementspalts

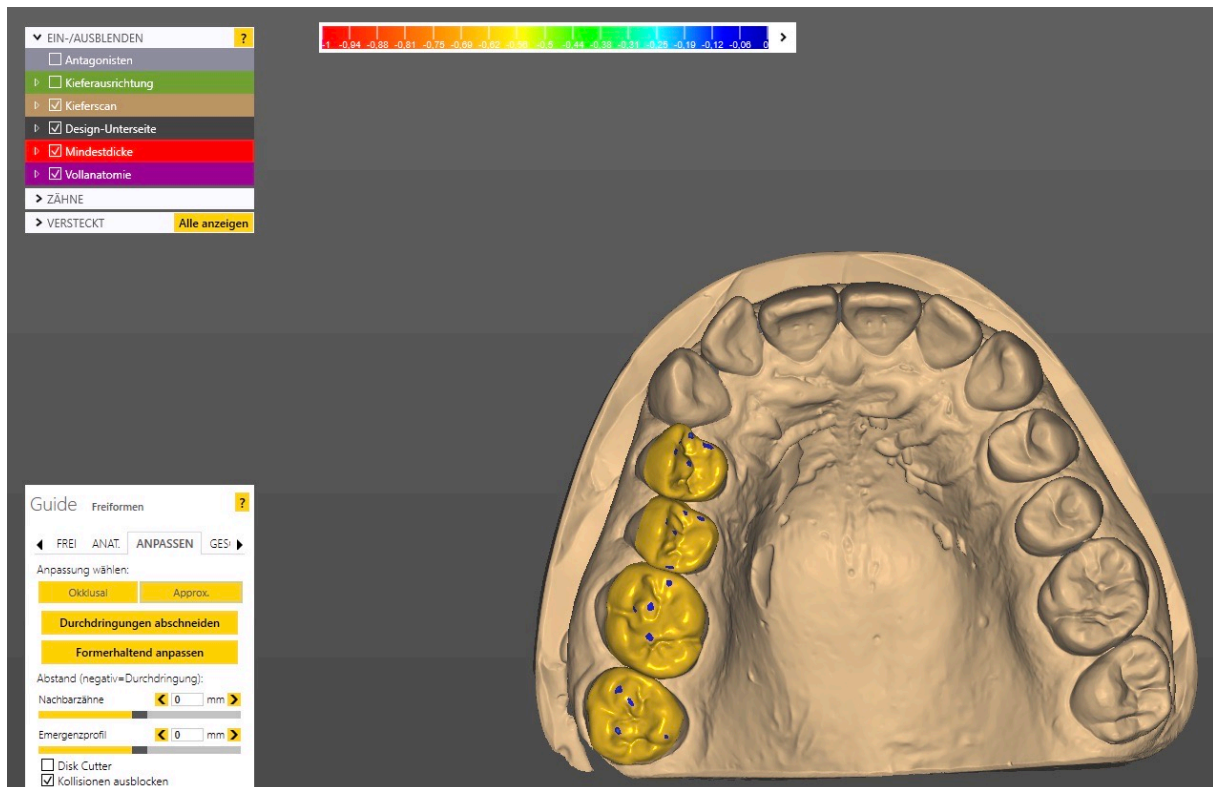


Abbildung 21: Bildschirmfoto aus der Rekonstruktionssoftware: Darstellung der statischen Okklusion (blaue Kontaktpunkte) auf den Restaurationen (gelb) im ersten Quadranten

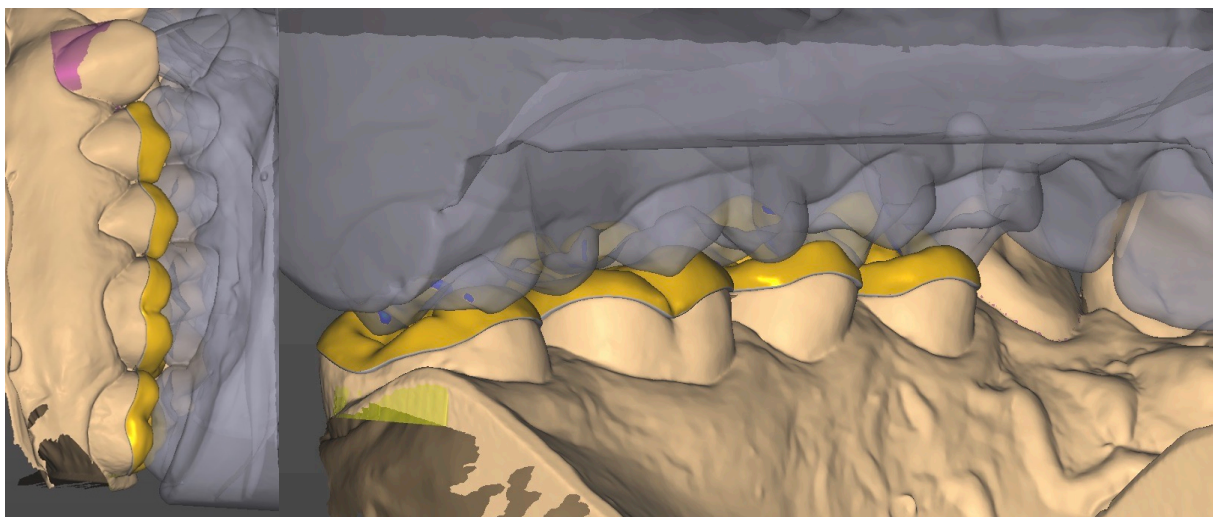


Abbildung 22: Bildschirmfoto aus der Rekonstruktionssoftware: Genauere Darstellung der Rekonstruktion nach statischer Anpassung (Links: Bukkale Ansicht; Rechts: Palatinale Ansicht)

3.10.1 Anpassung der dynamischen Okklusion

Bei der Rekonstruktion der digital registrierten Gruppe wurde zusätzlich in der Software als Kieferbewegungstyp „zebris“ ausgewählt und der gescannte Kopplungslöffel durch das Anklicken zweier identischer Punkte an den untereinander dargestellten Kopplungslöffeln gematched. Außerdem wurde die entsprechende im klinischen Studienteil aufgenommene und als „.xml-Datei“ exportierte Kieferbewegungsdatei importiert. Auf dieser Grundlage konnte ein virtueller Artikulator mit den erhobenen Bewegungsparametern individuell programmiert werden. Nun wurden alle Durchdringungen zwischen der in Kapitel 3.10 beschriebenen Restauration und der Gegenbeziehung, die sich bei den vom Artikulator ausgeführten Unterkieferbewegungen ergaben, angepasst.

Für die beiden anderen Versuchsgruppen („mittelwertig“ und „arbiträr“) wurde jeweils ein virtueller Artikulator (Artex) mit folgenden Parametern programmiert: Bennett-Winkel 10°, Immediate side shift 0,3 mm und Gelenkbahnneigungswinkel 30°. Die dynamische Anpassung erfolgte entsprechend der im Artikulator festgelegten Werte.

Abschließend wurde die finale Restauration für jeden Registrierungstyp einzeln als „.stl-Datei“ abgespeichert und der Datensatz zur Fertigung (CAM-Prozess) erstellt.

3.11 Herstellung der Restaurationen

Die im CAD/CAM-Workflow generierten Restaurationen wurden im additiven Herstellungsverfahren (Rapidshape D30-Drucker; 3D Systems GmbH, Moerfelden-Walldorf, Deutschland) gedruckt. Zunächst wurden die entsprechenden Datensätze der einzelnen Übertragungsvarianten ausgewählt und in der Software so angeordnet, dass sie den jeweiligen Versuchsgruppen nach der Herstellung eindeutig zugeordnet werden konnten. Außerdem wurden die zur Fertigung benötigten Verbindungsanteile zwischen dem Gesamtwerkstück und den Restaurationen so konstruiert, dass sie sich nicht im Bereich der Okklusalfächen befanden. Nach dem Druckvorgang wurden die Kontaktflächen der Verbindungen an der Restaurationsoberfläche mit einer Fräse grob abgetragen und anschließend mit einem Gummipolierer eingeebnet (siehe Abbildung 23).

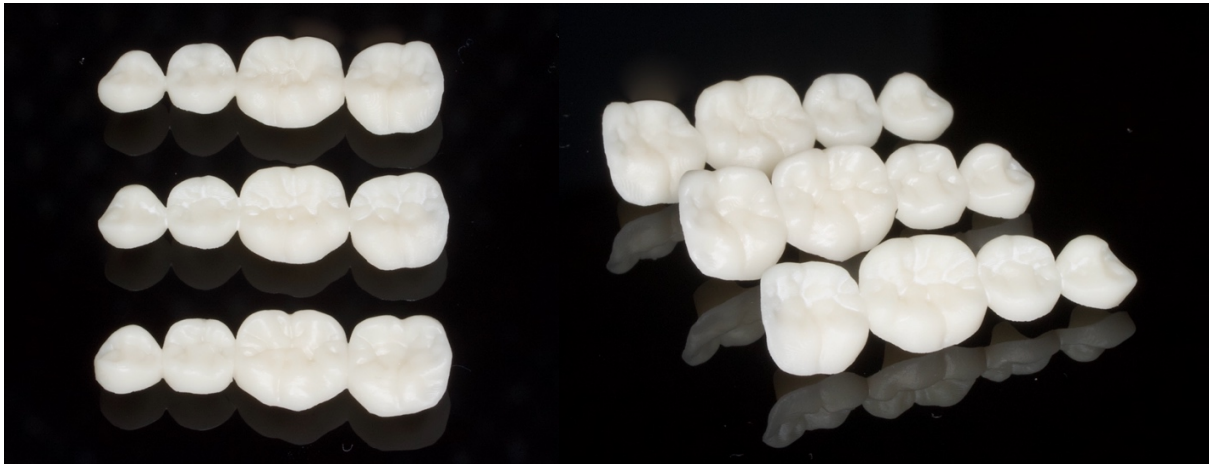


Abbildung 23: Beispiel für die gedruckten Restaurationen mit den drei Vergleichsgruppen („Mittelwertig“, „Arbiträr“ und „Digital“) eines Studienteilnehmers

3.12 Anpassung der Restaurationen im Artikulator

Im nächsten Schritt wurden die gedruckten Restaurationen mit Hilfe eines Okklusionssprays (Arti-Spray®; Bausch, Köln, Deutschland) auf die präparierten Zahnanteile so lange aufgepasst, bis ein spaltfreies Anliegen im Bereich aller Kontaktflächen gegeben war (siehe Abbildung 24). Um die dadurch ermöglichte definitive Endposition während der simulierten Kieferbewegungen in allen Dimensionen zu fixieren, wurden die Restaurationen zusätzlich mit Klebewachs (Supradent-Wachs) am Übergang zum Gipsmodell stabilisiert.



Abbildung 24: Darstellung der eingegliederten Restauration eines Registrierungstyps auf dem Arbeitsmodell

3.12.1 Anpassung der Okklusion

Zur Einstellung der statischen und dynamischen Okklusion wurden eine kreuzverzahnte Fräse (Kreuzverzahnte Kunststofffräse; Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland), Shimstockfolie (Hanel Shimstockfolie 8 µm) sowie Okklusionsfolie (Hanel-Okklusionsfolie 12 µm) in zwei verschiedenen Farben zur Hilfe genommen. Zunächst wurden die jeweiligen Artikulationssockel magnetisch mit dem Arbeitsmodell verbunden und in den Artikulator übertragen. Außerdem erfolgte die Programmierung des mechanischen Artikulators individuell nach den festgelegten dynamischen Parametern (beschrieben in Kapitel 3.7 „Okklusionsanalyse“).

Die Anpassung der statischen Okklusion wurde mit der Fräse im Bereich der statischen Kontakte so lange durchgeführt, bis ein gewisser Widerstand beim Ziehen der Shimstockfolie, die zwischen Stützstift und Stützstiftteller platziert wurde, gegeben war. Der Zug der Folie sollte dem Widerstand, der auch bei nicht eingegliedelter Restauration entstand, entsprechen. Die Zeit zum Einschleifen der Statik wurde mit einer Stoppuhr (in Minuten und Sekunden) gemessen und dokumentiert. Anschließend wurde die angezeichnete Okklusionssituation (statische und dynamische Kontakte) auf den Dokumentationsbogen (siehe Anhang 4) übertragen und die Kontaktsituation der Okklusalflächen beider Kiefer fotografisch festgehalten.

Die dynamischen Kontakte im Bereich der Restaurationsoberfläche wurden so angepasst, dass sowohl die Laterotrusions- und Protrusionskontakte im gegenüberliegenden Quadranten des gleichen Kiefers als auch im präparierten Quadranten wieder mit der Situation vor der Rekonstruktion (Originalsituation) übereinstimmten. Analog zum Einschleifen der Statik wurde die benötigte Zeit gestoppt, eine Okklusionsanalyse durchgeführt und das Kontaktmuster dokumentiert sowie fotografiert.

Der dargestellte Arbeitsablauf zur Okklusionsanpassung wurde einzeln für jeden Registrierungstyp mit der dazugehörigen Restauration nacheinander ausgeführt.

3.13 Vergleich der Restaurationsoberfläche mit der Originalkauffläche

Hinsichtlich des Oberflächenvergleichs zwischen den in Kapitel 3.10 beschriebenen rekonstruierten Kaufflächen und der unbearbeiteten Originalkauffläche (siehe Kapitel 3.9.2 „Scanvorgang der unbearbeiteten Originalmodelle“) wurde eine weitere Software (Geomagic Design X; 3D Systems, Rock Hill, USA) herangezogen. Im ersten Schritt wurden die vorhandenen „.stl-Dateien“ (Originalsituation und die drei Vergleichsgruppen „mittelwertig“, „arbiträr“ und „digital“) in den digitalen Arbeitsbereich importiert. Anschließend wurde das Originalmodell im Koordinatensystem so ausgerichtet, dass im entsprechenden rekonstruierten Quadranten folgende Kriterien erfüllt wurden: Die Z-Achse sollte senkrecht zur Zahnachse des zweiten Prämolaren im jeweiligen Quadranten ausgerichtet sein. Die X-Achse sollte entlang der Hauptfissuren in mesio-distaler Richtung und die Y-Achse in vestibulo-oraler Richtung verlaufen. Daraufhin erfolgte in mehreren Schritten eine Zuordnung der Datensätze zueinander (Matchingprozess), bei der das Originalmodell als Referenz diente. Dies wurde zunächst durch eine grobe Vorausrichtung der Modelle im Sinne eines lokalen „Best-Fit“ realisiert. Um nach dem endgültigen Matchingprozess eine möglichst genaue Übereinstimmung der unbearbeiteten Flächen zueinander zu gewährleisten, wurden lediglich die Kaufflächenbereiche markiert und anschließend verwendet, die sich außerhalb des jeweiligen präparierten Quadranten befanden. Für den angestrebten Oberflächenvergleich wurden auf dem Originalmodell diejenigen Okklusalbereiche markiert, die auf dem dazugehörigen Arbeitsmodell im Vorhinein reduziert und danach wieder rekonstruiert wurden (siehe Abbildung 25). Zusätzlich wurde nur die Abweichung in der Z-Richtung berücksichtigt. Das Ergebnis wurde sowohl graphisch als auch in Zahlenform dargestellt und konnte als Zusammenfassung (Report im „.pdf-Format“) exportiert werden (siehe Abbildung 26). Dabei wurden für jede Versuchsgruppe einzeln folgende Parameter berücksichtigt: Der maximale, minimale und mittlere Abstand der Abweichung zwischen den verglichenen Flächen sowie die Standardabweichung des Abstands. Abschließend wurden alle erhobenen Daten in einer Tabelle zusammengetragen.

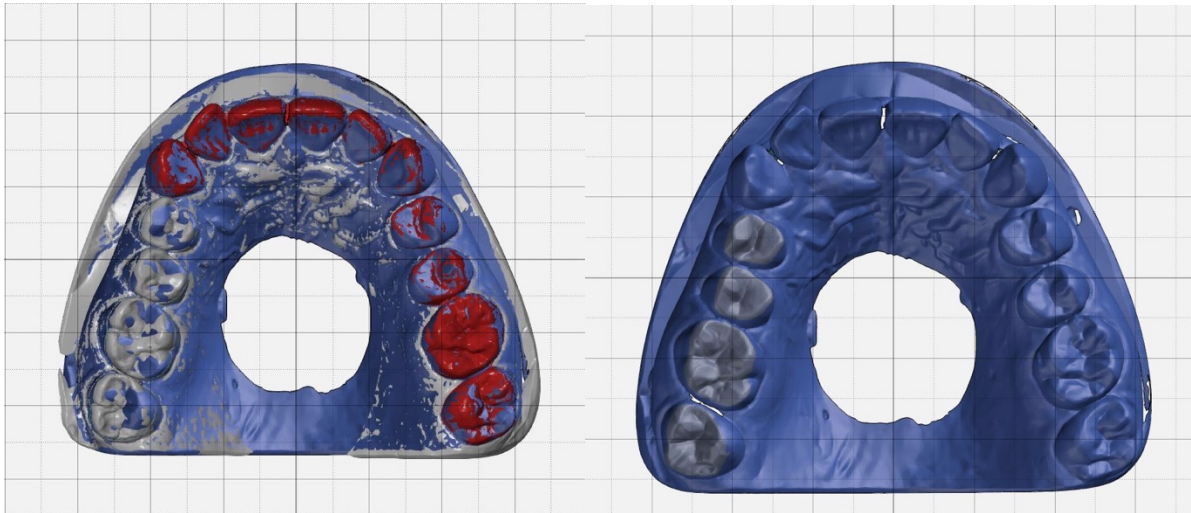


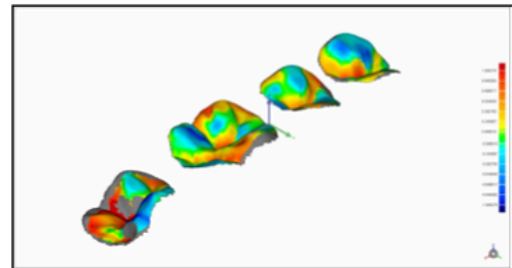
Abbildung 25: Darstellung des Matchingprozesses (Links) und Markierung der zu überlagernden Fläche am Originalmodell (Rechts)

3D-Vergleich Ergebnisse

Referenzmodell	Pat_27_Original
Testmodell	Pat_27_Digital
Anz. Datenpunkte	8532
# Ausreißer	3234

Toleranztyp	Gerichtete Abweichung, Achse: (0,000, 0,000, 1,000)
Einheiten	mm
Max. Kritisch	1.000270
Max. Nominal	0.089010
Min. Nominal	-0.089010
Min. Kritisch	-1.000270

Abweichung	
Max. Obere Abweichung	1.780266
Max. Untere Abweichung	-1.295031
Mittlere Abweichung	0.386327 +/-0.281106
Standardabweichung	0.432949



Abweichungs-Verteilung

>=Min	<Max	# Punkte	%
-1.000270	-0.848393	79	0.925926
-0.848393	-0.696517	108	1.265823
-0.696517	-0.544640	226	2.648851
-0.544640	-0.392763	425	4.981247
-0.392763	-0.240887	933	10.935302
-0.240887	-0.089010	1430	16.760431
-0.089010	0.089010	1546	18.120019
0.089010	0.240887	1007	11.802625
0.240887	0.392763	812	9.517112
0.392763	0.544640	630	7.383966
0.544640	0.696517	507	5.942335
0.696517	0.848393	372	4.360056
0.848393	1.000270	221	2.590248

Außerhalb des oberen kritischen Werts	158	1.851852
Außerhalb des unteren kritischen Werts	78	0.914205

Abweichungs-Verteilung

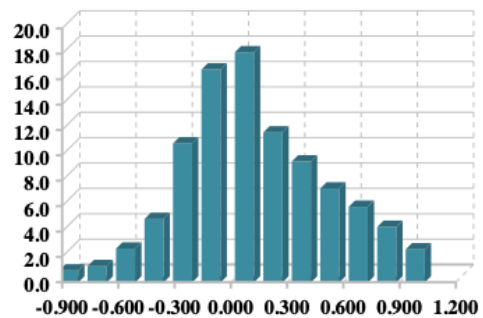


Abbildung 26: „Report“: Darstellung der Ergebnisse der Überlagerung mit der Originalkauffläche

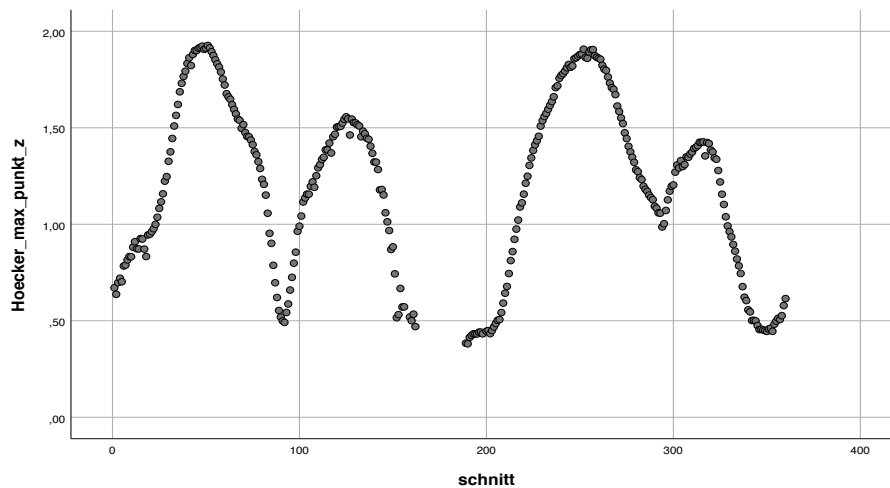
3.14 Bestimmung der Höckerneigungswinkel

Für die Messung der Höckerneigungswinkel mussten die im „stl-Format“ vorhandenen Datensätze (Originalsituation und die drei Vergleichsgruppen „Mittelwertig“, „Arbiträr“ und „Digital“) wiederum zunächst in der gleichen Software (Geomagic Design X), die zum Oberflächenvergleich herangezogen wurde, bearbeitet werden. Die bereits in Kapitel 3.13 „Vergleich der Restaurationsoberfläche mit der Originalkauffläche“ beschriebene Ausrichtung der Originalmodelle sowie der darauffolgende Matchingprozess der einzelnen Rekonstruktionsdatensätze bildeten die Grundlage der Analyse.

Die im Folgenden beschriebenen Arbeitsschritte wurden für jeden Datensatz einzeln durchgeführt.

Zuerst wurden alle Bereiche außerhalb des zu analysierenden Quadranten ausgeschnitten. Danach wurden die übrig gebliebenen Zähne vom ersten Prämolaren bis zum zweiten Molaren im Bereich des Approximalkontakts voneinander getrennt, sodass pro Modell vier neue Datensätze mit jeweils einem Zahn entstanden. Schließlich wurde für jeden Zahn einzeln der Koordinatenursprung ins Zahnzentrum (tiefster Punkt der Mittelfissur) gesetzt und die Z-Achse nochmals korrigiert, wenn sie mit der Zahnachse nicht übereinstimmte. Abschließend wurde jeder Datensatz im „stl-Format“ abgespeichert und aus der Software exportiert.

Zur Analyse der Höckerneigungswinkel standen pro Studienteilnehmer nun 16 Datensätze mit jeweils einem Zahn (vier Zähne pro Quadrant vom Originalmodell und den drei Vergleichsgruppen) zur Verfügung. Die Neigungswinkel der Höcker wurden mit einer speziell dafür entwickelten Software (von Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing. Kurt Erdelt; Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU München) bestimmt. Indem der tiefste Punkt im Bereich der Mittelfissur sowie der höchste Punkt im Bereich der Höckerspitze von der Software analysiert wurde, konnte über die Steigung eine mathematische Berechnung der entsprechenden Winkel erfolgen. Das Ergebnis der Analyse sowie die graphische Darstellung wurden in einer „SPSS-Datei“ (SPSS; Version 27, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) exportiert (siehe Abbildung 27). Daraufhin konnten durch eine Analyse des graphischen Reports sowie durch das Ablesen der dazugehörigen Tabelle die Winkelbestimmungen übersichtlich dargestellt und die entsprechenden Abweichungen zur Originalkauffläche bestimmt werden.



GRAPH
 /SCATTERPLOT(BIVAR)=Schnitt WITH winkel_Hoecker
 /MISSING=LISTWISE.

Diagramm

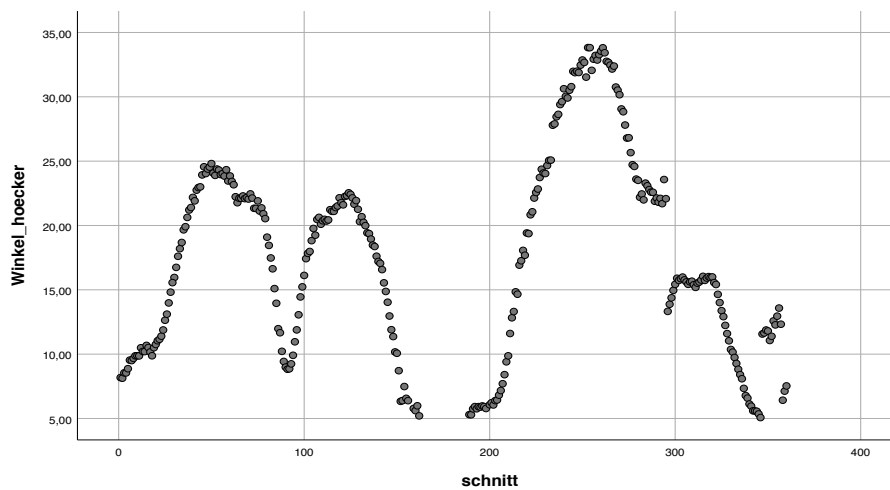


Abbildung 27: „Report“: Analyse der Höckerneigungswinkel; Oben: Darstellung der maximalen Steigung der einzelnen Höcker; Unten: Darstellung der jeweiligen Gradanzahl (Winkel) der einzelnen Höcker

3.15 Datenanalyse

3.15.1 Fallzahlberechnung

Die Festlegung der Fallzahl ($n = 27$) beruhte auf einer ähnlichen Untersuchung der gleichen Arbeitsgruppe aus den Jahren 2013 und 2015. Dort wurden unter vergleichbaren Gesichtspunkten Rekonstruktionen von Kaufläichen mit derselben Methode verglichen (Kollmuss *et al.*, 2013, Kollmuss *et al.*, 2015). Anhand der dort erworbenen Daten konnte eine Fallzahl von 21 Fällen pro Gruppe ermittelt werden, um eine entsprechende Signifikanz zu erreichen (berechnet mit „Power and Sample Size“, Dupont & Plummer 1990, Power 0,80, α -Level 0,05, Differenz zwischen den Testgruppen in Vergleichsstudie $184 \pm 36 \mu\text{m}$). Daher erschien eine Fallzahl von 27 Patienten als geeignet, da jeder der 27 Patientenfälle in allen Versuchsgruppen verwendet werden konnte.

3.15.2 Statistische Auswertung

Die erhobenen Daten zur Bestimmung des Oberflächenvergleichs, der Berechnung der Höckerneigungswinkel sowie der zahntechnischen Anpassung der Restaurationen im Artikulator wurden deskriptiv ausgewertet. Hierbei wurde die Software SPSS (SPSS; Version 27, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) verwendet. Um die drei Registrierguppen untereinander zu vergleichen, erfolgte zunächst eine Prüfung auf Normalverteilung (Shapiro-Wilks-Test). Da sich herausstellte, dass alle Datensätze nicht normalverteilt waren, wurde ein nicht-parametrischer Test (Kruskal-Wallis-Test) angewendet. Der Vergleich der einzelnen Gruppen untereinander wurde mit dem Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Das Signifikanzniveau lag bei allen Tests bei $\alpha = 0,05$. Für die graphische Darstellung aller gesammelten Daten wurde die Software Microsoft Excel (Microsoft; Redmond, WA, USA) verwendet.

4 Ergebnisse

Hinsichtlich eines besseren Überblicks erfolgt zunächst eine kurze Zusammenfassung der dargestellten Ergebnisse.

Als Erstes werden die Ergebnisse des Oberflächenflächenvergleichs zwischen den Restaurationen und der Originalkauffläche dargelegt. Hierbei steht vor allem die Abweichung in Z-Richtung (entspricht der Zahnachse) zwischen der Ausgangssituation und den einzelnen Registriergruppen im Vordergrund.

Anschließend wird die graphische Auswertung der nötigen Einschleifmaßnahmen der hergestellten Restaurationen im Artikulator präsentiert.

Weiterhin erfolgen mehrere Kontaktpunktvergleiche zwischen der klinischen Ausgangssituation, der übertragenen Situation im Artikulator sowie der Restaurationsoberfläche. Außerdem wird in diesem Zusammenhang zwischen statischen und dynamischen Okklusionskontakten unterschieden.

Zuletzt werden die Ergebnisse des Vergleichs der Höckerneigungswinkel zwischen der Originalkauffläche und den Restaurationsoberflächen aufgezeigt. Zusätzlich werden in einer weiteren Grafik die Winkelabweichungen zahnbezogen dargestellt.

4.1 Flächenvergleich der Restaurationsoberfläche mit der Originalkauffläche

Im folgenden Diagramm ist der Flächenvergleich zwischen den Restaurationen und der Originalkauffläche abgebildet. Dabei wurde die oberflächliche Abweichung der Restaurationen in Bezug zur Originalkauffläche bestimmt und entsprechende Mittelwerte gebildet. Die unterschiedlich farbigen Balken stehen für die jeweilige Registriergruppe und stellen die mittlere Abweichung (in μm) in Z-Richtung dar.

Die gemessene mittlere Abweichung in Z-Richtung lag bei der mittelwertigen Gruppe bei $-130 \pm 200 \mu\text{m}$, bei der arbiträren Gruppe bei $-100 \pm 220 \mu\text{m}$ und bei der digitalen Gruppe bei $-80 \pm 230 \mu\text{m}$.

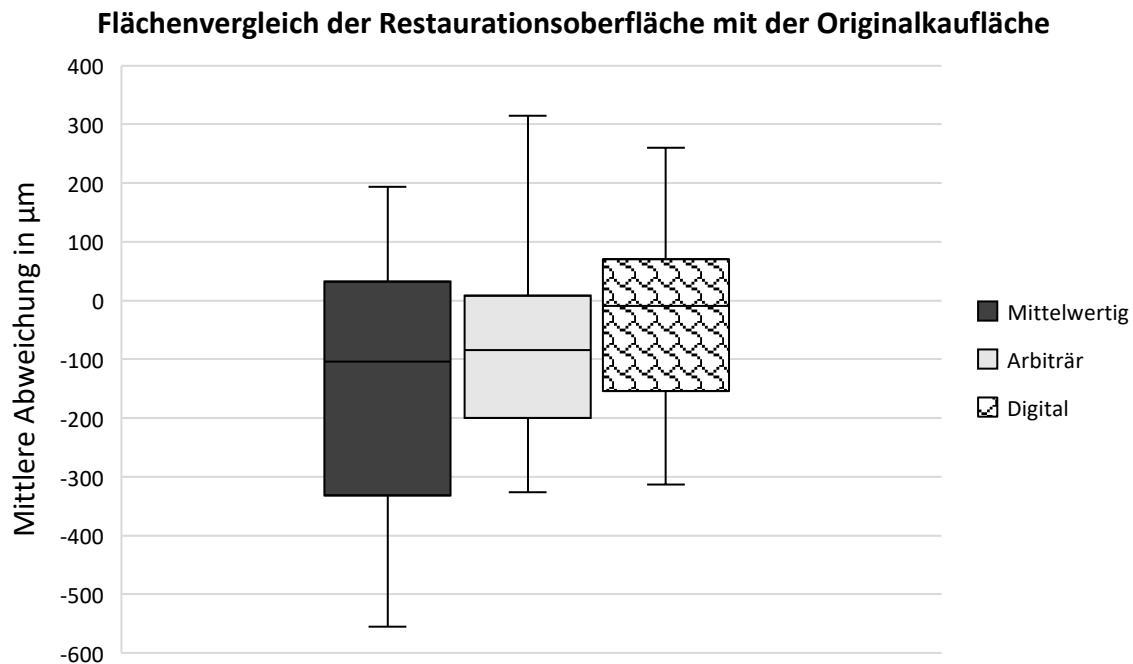


Abbildung 28: Box-Whisker-Plot, Ergebnisse des Flächenvergleichs zwischen der Restaurationsoberfläche und der Originalkauffläche

Die Medianwerte (Mittelwertig = -104 μm ; Arbiträr = -85 μm ; Digital = -9 μm) zeigten Unterschiede zwischen den einzelnen Vergleichsgruppen. Dies bestätigte sich auch in Bezug auf den Interquartilsabstand. Während die mittelwertige Registriergruppe, gefolgt von der arbiträren Registriergruppe geringere Übereinstimmungen mit der Originalkauffläche zeigte, wurde bei der digitalen Registriergruppe die höchste Übereinstimmung nachgewiesen. Die gemessenen Unterschiede zwischen den drei Vergleichsgruppen waren jedoch nicht signifikant (Kruskal-Wallis-Test).

4.2 Zahntechnische Einschleifmaßnahmen der Restaurationen

Abbildung 29 stellt die erforderlichen statischen und dynamischen Einschleifmaßnahmen nach der Restaurationsherstellung dar. Der dafür benötigte zeitliche Aufwand zur zahntechnischen Anpassung im Artikulator wurde jeweils in Sekunden bestimmt. Die farbige Kodierung der Säulen veranschaulicht einerseits die statische und andererseits die dynamische Komponente der Vergleichsgruppen. Für den gemessenen Zeitaufwand wurden in jeder Gruppe die Mittelwerte aus den erhobenen Daten bestimmt.

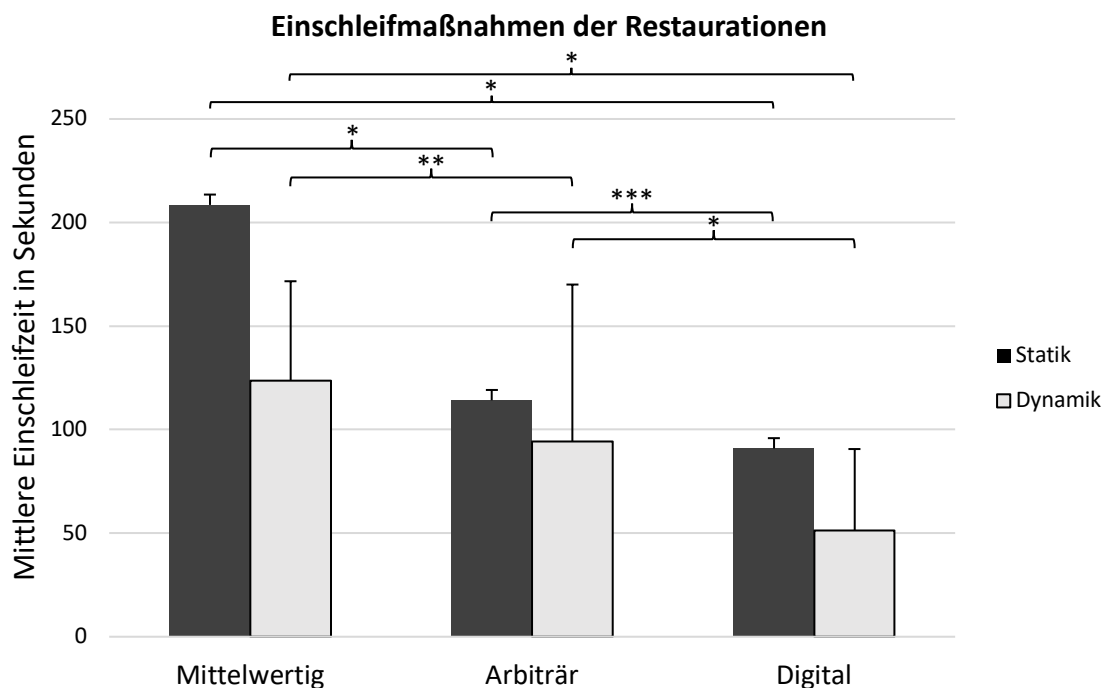


Abbildung 29: Ergebnisse der Einschleifmaßnahmen der Restaurationen mit Signifikanzen; Mann-Whitney-U-Test; * $p < 0,001$; ** $p = 0,001$; *** $p = 0,019$

Der Vergleich der Daten zeigte sowohl für die statischen als auch dynamischen Einschleifmaßnahmen signifikante Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen. Zur Anpassung der statischen Okklusion erforderte es bei der mittelwertigen und arbiträren Gruppe signifikant mehr zeitlichen Aufwand als bei der digitalen Registriervariante. Die mittlere statische Einschleifzeit lag bei der mittelwertigen Registrierung bei 208,5 Sekunden, bei der arbiträren Registrierung bei 114,2 Sekunden und bei der digitalen Variante bei 90,9 Sekunden.

Hinsichtlich der benötigten Zeit zum Einschleifen der dynamischen Okklusion konnten bei der mittelwertigen Gruppe eine mittlere Einschleifzeit von 123,5 Sekunden, bei der arbiträren Gruppe von 94,3 Sekunden und bei der digitalen Gruppe von 51,3 Sekunden gemessen werden. Dadurch ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen, die demonstrierten, dass der zeitliche Aufwand zur dynamischen Okklusionsanpassung für die digitale Gruppe am geringsten war, während die mittlere Anpassungszeit für die arbiträre Gruppe etwas höher lag und bei der mittelwertigen Gruppe die höchsten Werte erreicht wurden.

4.3 Statische und dynamische Kontaktpunktvergleiche

Die graphische Erfassung verschiedener Okklusionssituationen unter bestimmten Rahmenbedingungen sollte einen Vergleich zwischen der klinischen Ausgangssituation und weiterer Stadien im Rahmen der Herstellung von Zahnersatz liefern. Hierbei sollte untersucht werden, inwieweit die im Mund des Patienten befindliche Kontaktsituation sich in einen Artikulator übertragen lässt. Zusätzlich sollte die neue Kontaktsituation im Bereich der Restaurationsoberfläche bei den einzelnen Versuchsgruppen mit der in den Artikulator übertragenen Ausgangssituation verglichen werden. Daher war es einerseits das Ziel zu veranschaulichen, inwieweit die klinische Situation in einem mechanischen Gerät nachgebildet werden kann und andererseits, inwieweit mit der jeweiligen Registriermethode nach der Rekonstruktion die Ausgangssituation in statischer und dynamischer Hinsicht im Artikulator wieder erreicht werden kann.

4.3.1 Vergleich der Okklusionskontakte zwischen der Ausgangssituation und der Situation im Artikulator

Die nachfolgenden Grafiken 30 und 31 veranschaulichen den Vergleich klinisch aufgezeichneter Okklusionskontakte eines Probanden mit der in den Artikulator übertragenen Situation am Gipsmodell. Bei der Datenerfassung wurde die Anzahl der im Mund des Probanden befindlichen statischen und dynamischen Kontakte pro Kiefer erfasst. Zusätzlich wurde nach der Anpassung der Gipsmodelle gemäß dem klinisch erfassten Shimstockprotokoll die Anzahl statischer und dynamischer Okklusionskontakte erhoben.

In Grafik 30 wird farblich zwischen klinisch erhobenen, im Artikulator dargestellten sowie nicht in den Artikulator übertragenen statischen Kontakten unterschieden. In diesem Zusammenhang wurden Mittelwerte der statischen Okklusionskontakte für die beschriebenen Parameter bestimmt.

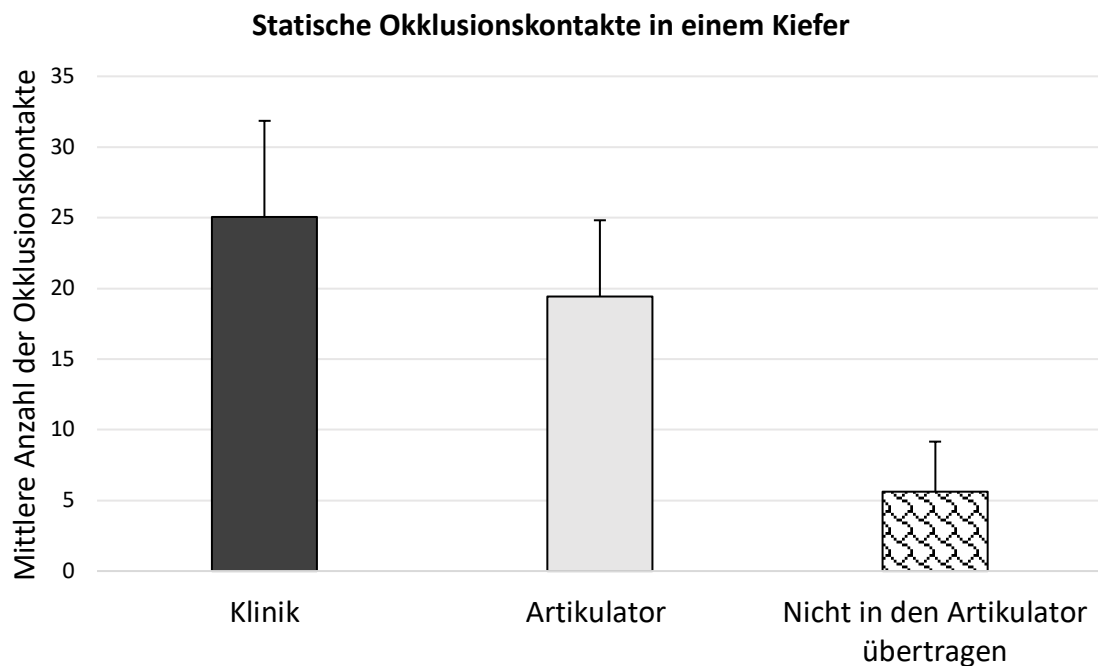


Abbildung 30: Ergebnisse des statischen Okklusionsvergleichs zwischen der klinischen Ausgangssituation und der in den Artikulator übertragenen Situation

Der erste Vergleich zeigte, dass bei allen Probanden lediglich durchschnittlich 77,6% aller klinischen statischen Kontakte in den Artikulator übertragen werden konnten. Daraus resultierte, dass durchschnittlich 5,6 von insgesamt durchschnittlich 25 statischen Kontakten in einem Kiefer eines Probanden nicht am Gipsmodell im Artikulator dargestellt werden konnten. Dies verdeutlicht, dass es trotz akkurater Anpassung der Okklusionskontakte nach Shimstockprotokoll nicht möglich war, die klinische Situation in statischer Hinsicht am Gipsmodell fehlerfrei nachzubilden.

Die farbliche Kodierung in Grafik 31 repräsentiert einzeln für jede Versuchsgruppe die dynamischen Okklusionskontakte der klinischen Ausgangssituation sowie der Situation im Artikulator. Außerdem sind die bei der Übertragung in den Artikulator zusätzlich entstandenen dynamischen Kontakte dargestellt. Für den Vergleich der einzelnen Aspekte wurden in jeder Gruppe entsprechende Mittelwerte der dynamischen Okklusionskontakte berechnet.

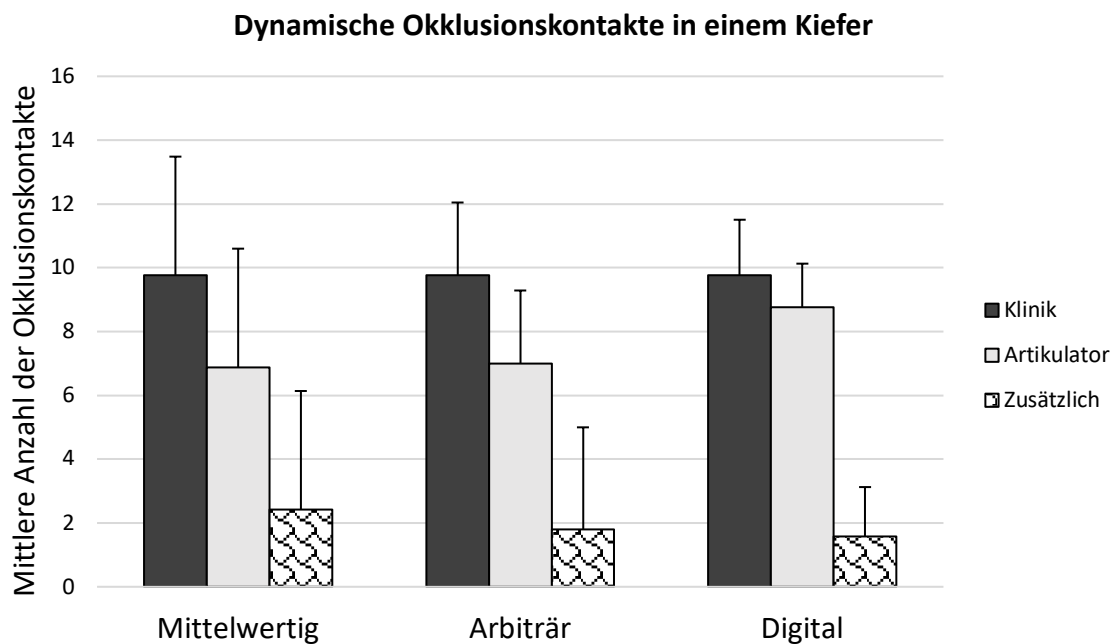


Abbildung 31: Ergebnisse des dynamischen Okklusionsvergleichs zwischen der klinischen Ausgangssituation und der in den Artikulator übertragenen Situation

Abbildung 31 verbildlicht, dass es bei der Übertragung klinisch aufgezeichneter dynamischer Kontakte in den Artikulator deutliche Unterschiede in Abhängigkeit von der jeweiligen Registriermethode gab. Hinsichtlich einer möglichst genauen Wiedergabe der dynamischen Okklusion im Artikulator konnte festgestellt werden, dass ausgehend von durchschnittlich 9,8 klinisch-dynamischen Kontakten in der digitalen Gruppe im Schnitt 8,8 (= 90,0%) Kontakte übertragen wurden. In der arbiträren Gruppe waren es durchschnittlich 7,0 (= 71,4%) und in der mittelwertigen Gruppe durchschnittlich nur 6,9 (= 70,4%) dynamische Kontakte. Weiterhin war zu beobachten, dass die Anzahl zusätzlich entstandener dynamischer Kontakte bei der Übertragung in den Artikulator von der digitalen über die arbiträre bis hin zur mittelwertigen Variante zugenommen hatte. So entstanden durchschnittlich in der mittelwertigen Gruppe 2,4, in der arbiträren Gruppe 1,8 und in der digitalen Gruppe nur 1,6 zusätzliche dynamische Kontakte.

4.3.2 Vergleich der Okklusionskontakte im Bereich der Restaurationen

Zur Analyse der statischen und dynamischen Okklusionskontakte im Bereich der neuen Restaurationsoberfläche wurden weitere Grafiken (Abbildung 32 und 33) angefertigt. Dabei wurde als Referenz die jeweilige Ausgangssituation im Artikulator verwendet. Für die dynamische Okklusionsanalyse gilt es zu berücksichtigen, dass wie in Abbildung 32 bereits dargestellt, die Übertragungsqualität der klinischen Situation in den Artikulator zwischen den einzelnen Vergleichsgruppen unterschiedlich war. Somit summieren sich die in früheren Phasen der Rekonstruktion bereits entstandenen Abweichungen zur Originalsituation in den entsprechenden Versuchsgruppen.

In der nachfolgenden Grafik wurde die mittlere Anzahl statischer Okklusionskontakte im Bereich der rekonstruierten Kauflächen nach statischer Anpassung mit der Ausgangssituation im Artikulator verglichen. Mit der farblichen Kodierung ist dieser Parameter für die drei Registriermethoden dargestellt.

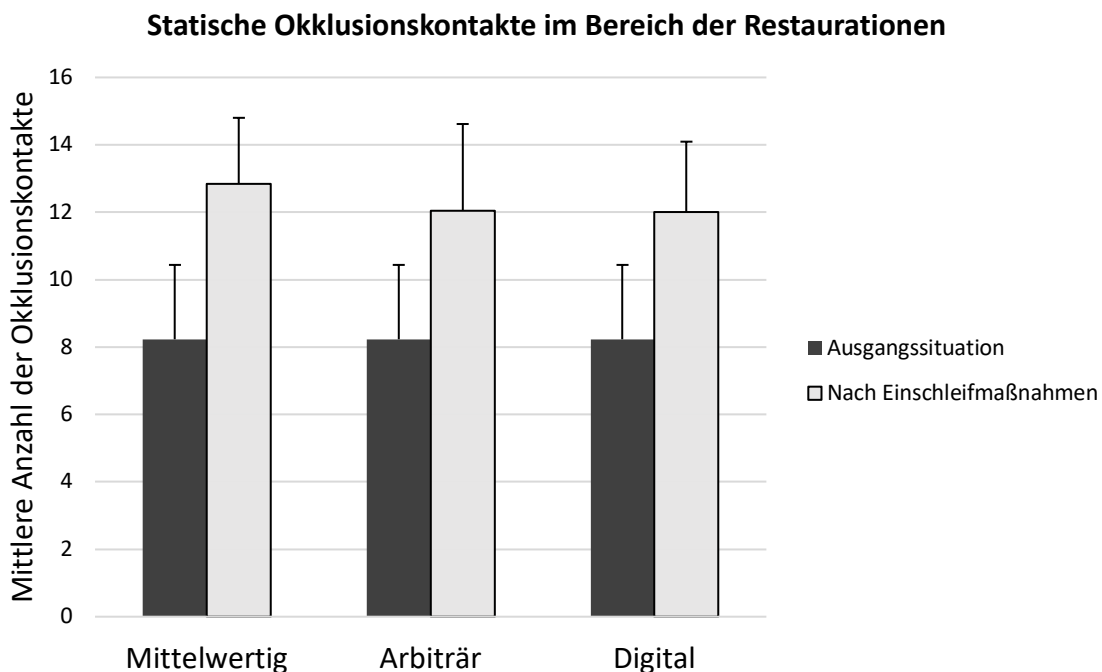


Abbildung 32: Ergebnisse des statischen Okklusionsvergleichs zwischen der Ausgangssituation und der Situation nach dem Einschleifen der Restaurationen

Ausgehend von einer mittleren Anzahl von 8,2 statischen Kontakten im jeweiligen Quadranten vor der Rekonstruktion, konnte festgestellt werden, dass in allen drei Vergleichsgruppen nahezu die gleiche Anzahl statischer Kontakte im Bereich der Restaurationen erreicht wurde. Die mittlere Anzahl statischer Kontakte lag nach der Rekonstruktion etwas höher als vor der Präparation der Kauflächen am Gipsmodell. Für die mittelwertige Gruppe befand sich die mittlere Anzahl statischer Okklusionskontakte bei 12,8 und bei den beiden anderen Gruppen (Arbiträr und Digital) bei 12,0.

Die Abbildung 33 stellt den Vergleich dynamischer Okklusionskontakte im Bereich der Restaurationen zwischen den drei Vergleichsgruppen unter verschiedenen Gesichtspunkten dar. Dazu ist jeweils die dynamische Ausgangssituation im Artikulator, die Kontaktsituation nach statischen Einschleifmaßnahmen sowie nach dynamischen Einschleifmaßnahmen farblich getrennt voneinander abgebildet.

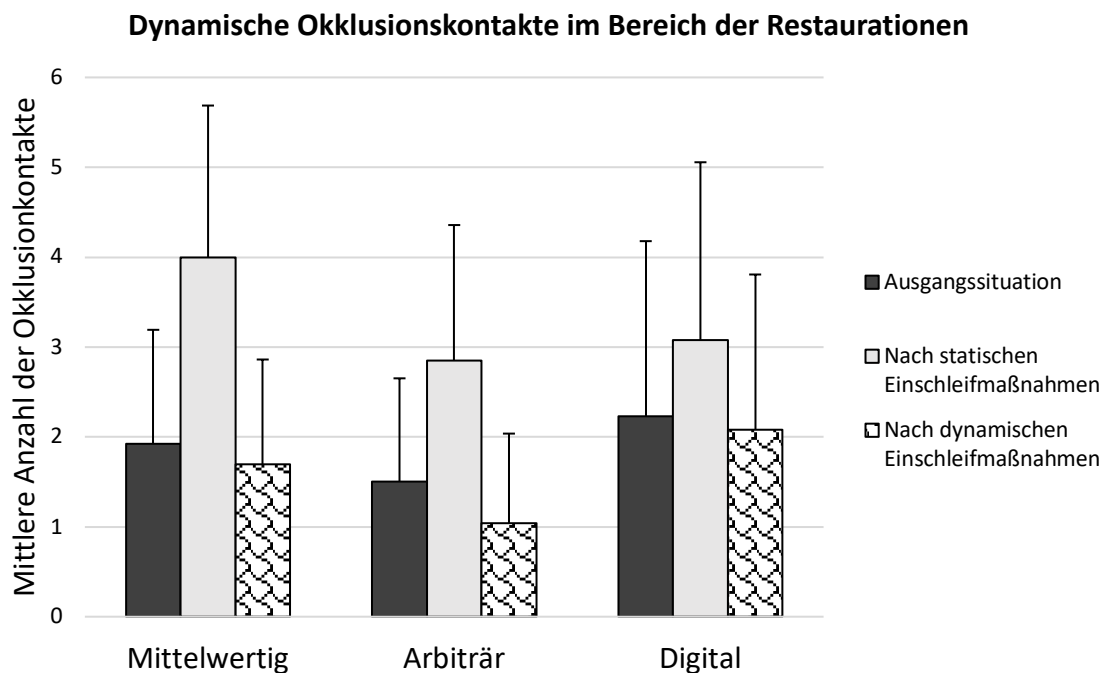


Abbildung 33: Ergebnisse des dynamischen Okklusionsvergleichs zwischen der Ausgangssituation und der Situation nach dem Einschleifen der Restaurationen

Zunächst zeigten sich Unterschiede zwischen den drei Vergleichsgruppen bei der mittleren Kontaktanzahl der Ausgangssituation, die wiederum dem Bereich der

späteren Restaurationen entsprach. Bei der digitalen Variante waren die Werte mit durchschnittlich 2,2 dynamischen Kontakten am höchsten. Die mittelwertige Registrierguppe wies durchschnittlich 1,9 und die arbiträre Gruppe lediglich 1,5 dynamische Kontakte auf.

Im Verhältnis zur Ausgangssituation ließ sich feststellen, dass die mittelwertige Registriervariante die höchste durchschnittliche Anzahl (4,0) an zusätzlich nicht erwünschten dynamischen Kontakten nach statischen Einschleifmaßnahmen enthielt. Die entsprechende Anzahl dynamischer Kontakte nach statischer Anpassung war in den anderen Gruppen (Arbiträr durchschnittlich 2,8 und Digital durchschnittlich 3,1) deutlich geringer.

Zuletzt konnte in der digitalen Gruppe die höchste Übereinstimmung dynamischer Okklusionskontakte nach den entsprechenden dynamischen Einschleifmaßnahmen mit der Ausgangssituation nachgewiesen werden. Diese waren mit durchschnittlich 2,1 Kontakten (= 95,5% Übereinstimmung) in Relation zur Ausgangssituation am höchsten. Bei der mittelwertigen Registriervariante lagen die Werte bei durchschnittlich 1,7 Kontakten (= 89,5% Übereinstimmung). Die geringste Übereinstimmung war bei der arbiträren Registrierung mit durchschnittlich 1,0 Kontakte (= 69,3% Übereinstimmung) zu ermitteln.

Zusammenfassend bleibt festzuhalten, dass in allen drei Vergleichsgruppen sowohl die statischen als auch dynamischen klinischen Kontakte nicht fehlerfrei in den Artikulator übertragen werden konnten. Durchschnittlich fehlten 22,4% aller klinisch erhobenen statischen Kontakte am Gipsmodell. Bei der Darstellung der dynamischen klinischen Kontakte im Artikulator zeigten sich deutliche Unterschiede zwischen den drei Vergleichsgruppen. Die digitale Registriermethode wies mit durchschnittlich 90,0% Übereinstimmung die besten Ergebnisse im Vergleich zu den anderen Registriervarianten auf. Zusätzlich konnte besonders im Hinblick auf die dynamische Okklusion im Bereich der rekonstruierten Oberflächen festgestellt werden, dass bei der digitalen Registriermethode durchschnittlich 95,5% der bereits in den Artikulator übertragenen dynamischen Kontakte wieder erreicht wurden. Da für die beiden anderen Gruppen bereits deutlich geringere Prozentzahlen bei der Übertragung klinisch-dynamischer Kontakte in den Artikulator vorlagen, lassen sich die Ergebnisse nicht mehr angemessen miteinander vergleichen. Zur Vollständigkeit konnten bei der mittelwertigen Registriervariante durchschnittlich 70,4% und bei der arbiträren

Registriervariante durchschnittlich 71,4% aller klinisch-dynamischen Kontakte übertragen werden. Die nach der Rekonstruktion erzielte Übereinstimmung im Hinblick auf die dynamischen Kontakte vor der Rekonstruktion im Artikulator konnte bei der mittelwertigen Gruppe mit 89,5% und bei der arbiträren Gruppe mit 69,3% ermittelt werden.

4.4 Vergleich der Höckerneigungswinkel

Mit dem Vergleich der Höckerneigungswinkel zwischen der Restaurationsoberfläche und der Originalkauffläche sollten Unterschiede, die sich im Rahmen des Rekonstruktionsprozesses bei den jeweiligen Registriermethoden ergaben, untersucht werden. Hierzu wurden im Bereich aller Haupthöckerabhänge an den entsprechenden Zähnen die maximal auftretende Steigung zwischen der Höckerspitze und dem tiefsten Punkt im Bereich der Fissur gemessen.

Die in der nachfolgenden Grafik dargestellten mittleren Winkelabweichungen beziehen sich auf den gesamten Bereich der Restaurationsoberfläche und der dazugehörigen Originalkauffläche. Die farbliche Kodierung beschreibt die jeweils angewandte Registriermethode im Rahmen der Rekonstruktion.

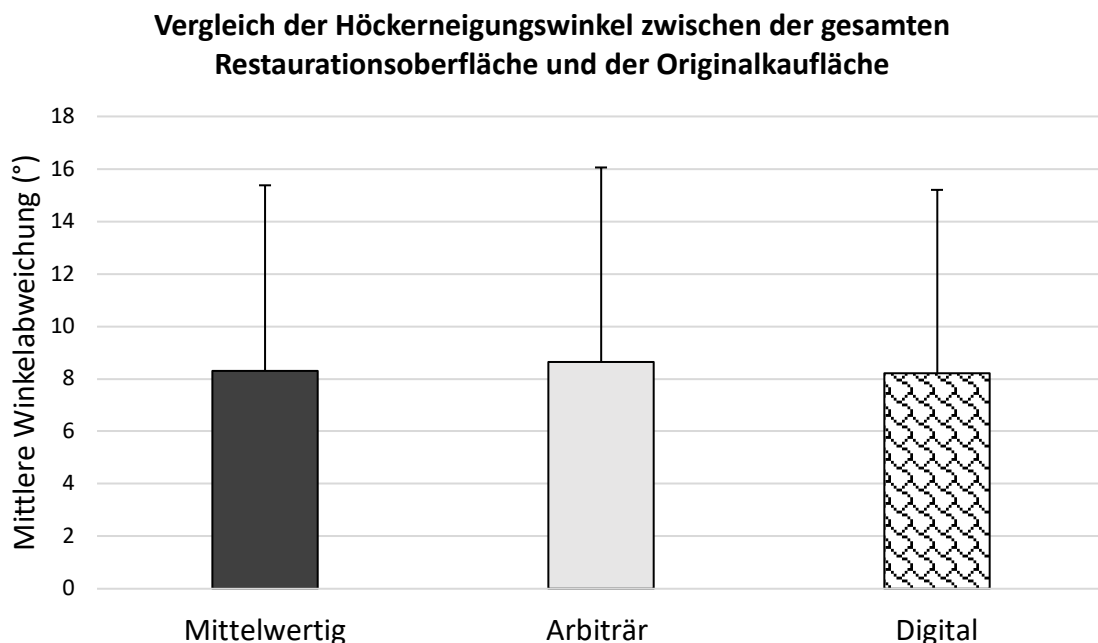


Abbildung 34: Ergebnisse des Vergleichs der Höckerneigungswinkel zwischen der gesamten Restaurationsoberfläche und der Originalkauffläche

Die gemessenen mittleren Winkelabweichungen zwischen den drei Gruppen zeigten im Vergleich zur Originalkauffläche kaum Unterschiede. Bei der mittelwertigen Registrieremethode lag die mittlere Winkelabweichung bei 8,3°. Während bei der arbiträren Gruppe ein Wert von 8,6° registriert wurde, konnte die geringste mittlere Winkelabweichung bei der digitalen Gruppe mit durchschnittlich 8,2° festgestellt werden.

In der letzten Grafik wurde die mittlere Winkelabweichung zwischen den Rekonstruktionen und der Originalkauffläche zahnbezogen dargestellt. Hierbei sind die rekonstruierten Zähne mit der jeweiligen Registrieremethode einzeln abgebildet.

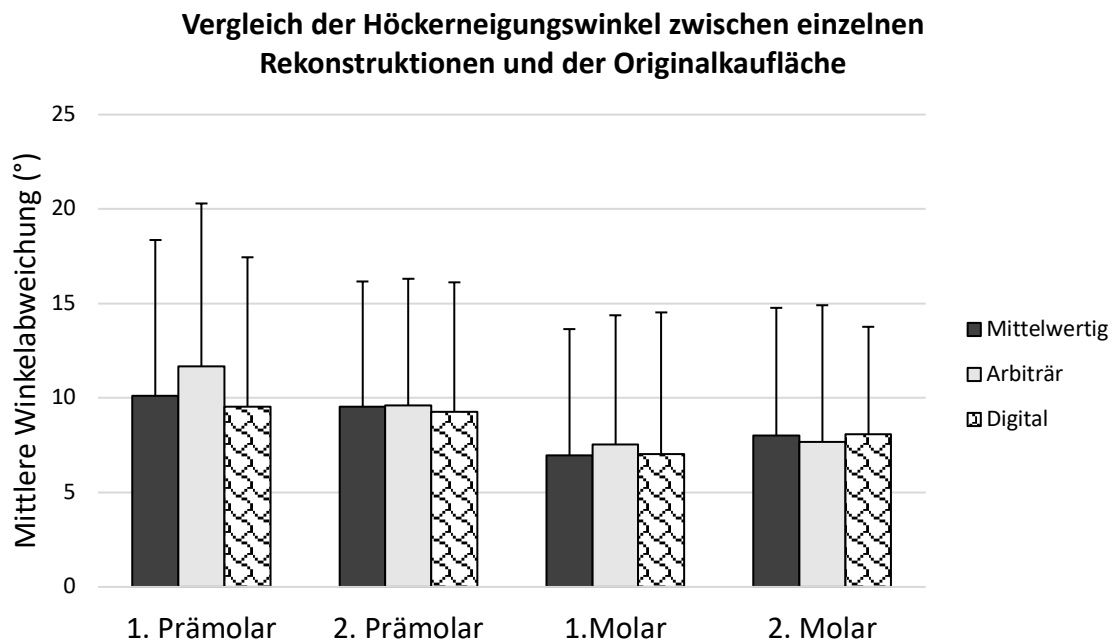


Abbildung 35: Ergebnisse des Vergleichs der Höckerneigungswinkel zwischen einzelnen Rekonstruktionen und der Originalkauffläche

Hinsichtlich der mittleren Winkelabweichung pro Zahn traten Werte zwischen 7,0° (Minimum) und 11,7° (Maximum) in den Versuchsgruppen auf. Es ließ sich feststellen, dass die digitale Registrieremethode im Vergleich zu den anderen beiden Registrieremethoden (Mittelwertig und Arbiträr) an allen rekonstruierten Zähnen entweder geringere oder gleich hohe Winkelabweichungen aufwies. Interessant war zudem, dass die mittlere Winkelabweichung der mittelwertigen Gruppe an den beiden

Prämolaren sowie am ersten Molar geringer ausfiel als bei der arbiträren Gruppe. Außerdem zeigte sich, dass die höchste mittlere Winkelabweichung bei arbiträrer Registrierung mit $11,7^\circ$ am ersten Prämolaren und die geringste mittlere Winkelabweichung mittels digitaler und mittelwertiger Registrierungsmethode am ersten Molaren mit $7,0^\circ$ erreicht wurde. Insgesamt waren jedoch alle gemessenen Unterschiede nicht signifikant.

5 Diskussion

5.1 Bewertung der verwendeten Methoden

Das Ziel der vorliegenden Studie war es, den Einfluss einer individuellen Kiefergelenksregistrierung auf die Rekonstruktion von okklusalen Oberflächen im Rahmen der Herstellung zahnärztlicher Restaurationen zu untersuchen. Einerseits wurden Restaurationen auf Grundlage einer individuellen Kiefergelenksregistrierung hergestellt. Andererseits dienten konventionelle Übertragungsmethoden (Verwendung eines arbiträren Gesichtsbogens sowie eine mittelwertige Modellorientierung ohne Gesichtsbogenverwendung) als Ausgangslage zur Restaurationsherstellung. Diese nach unterschiedlichen Registrierparametern hergestellten Restaurationen wurden hinsichtlich ihrer okklusalen Passgenauigkeit untereinander verglichen. Zusätzlich wurde untersucht, inwieweit sich unterschiedliche Registriermethoden qualitativ auf die Integration der klinischen Okklusionsverhältnisse in den zahntechnischen Herstellungsprozess auswirken.

In dieser Studie sollten lediglich Patienten eingeschlossen werden, die gesunde okklusale Verhältnisse, sowohl im Hinblick auf die Zahnhartsubstanz als auch auf die Bisslage, hatten. Daher ergab sich ein Patientenkollektiv, dessen intraoraler Befund meist füllungsfrei war oder lediglich kleine, aber keine höckerersetzenden Füllungen enthielt. Die getroffene Auswahl ermöglichte es, die hergestellten Restaurationen mit der originalen morphologischen Ausgangssituation vergleichen zu können. Neben diesem Parameter wurde zusätzlich die zahntechnische Einschleifzeit nach Herstellung der Restaurationen als übertragbarer Indikator für die klinische okklusale Passgenauigkeit herangezogen. Eine alternative Möglichkeit, durch die eine Überlagerung mit der natürlichen Oberflächensituation meist jedoch nicht realisiert werden kann, ist die klinische Präparation entsprechender Zähne mit anschließender Restaurationsherstellung im Rahmen der Studienkriterien. Der Hauptvorteil, der sich aus dieser Herstellungsart ergeben würde, ist die klinische Kontrolle der okklusalen Passgenauigkeit der Restaurationen. Diese Art der Studiendurchführung ist jedoch als unrealistisch anzusehen, da eine indikationsgerechte Präparation eines Kieferquadranten bei vergleichbaren Patientenparametern in hoher Fallzahl meist nicht möglich ist.

Außerdem wurde zur Umsetzung der formulierten Ziele das Studiendesign so angelegt, dass durch jeden teilnehmenden Patienten drei vergleichbare Versuchsgruppen generiert wurden. Es wurden demnach pro Studienteilnehmer eine individuelle Kiefergelenksregistrierung sowie eine arbiträre Gesichtsbogenübertragung durchgeführt, die wiederum als Grundlage für die Übertragung der klinischen Situation in den Artikulator dienten. Die dritte Gruppe entstand dadurch, dass die Gipsmodelle der Patientenkiefer ohne zusätzliche Hilfsmittel nach mittelwertigen Gesichtspunkten übertragen wurden. Die Auswahl der zu präparierenden Quadranten erfolgte per Zufall, sodass der Einfluss spezieller kieferbezogener Faktoren ausgeschlossen werden konnte. Insgesamt ergaben sich durch das dargelegte Vorgehen für alle darauffolgenden zahntechnischen Herstellungsschritte konstante Vergleichsbedingungen. Dies war insbesondere in Bezug auf einen Okklusionsvergleich sowie nötige Einschleifmaßnahmen im Laufe der Restaurationsherstellung von Bedeutung. So konnten aussagekräftige Vergleiche zwischen den einzelnen Gruppen durchgeführt werden. Eine Verbesserung hinsichtlich der Vergleichbarkeit zwischen der „arbiträren“ und „digitalen“ Gruppe stellt die klinische Aufnahme funktioneller Bewegungen im Rahmen der arbiträren Gesichtsbogenübertragung dar. Diese kann entweder durch Protrusions- sowie Laterotrusionsregistratur oder alternativ mit Hilfe eines FGP-Registrats (Functionally generated Path-Technik) umgesetzt werden (Pankey und Mann, 1960). Die Aufnahme entsprechender Bewegungen mit einem klinisch hergestellten Registrat macht es möglich, einen Artikulator nach den jeweiligen funktionellen Patientenparametern zu programmieren (DuVall und Rogers, 2013). Dies hätte zur Folge gehabt, dass der Fokus des Vergleichs zwischen der arbiträren Gesichtsbogenübertragung und der individuellen Kiefergelenksregistrierung vor allem auf der Registrierart der Scharnierachse gelegen hätte.

Hinsichtlich der zahntechnischen Herstellung der Restaurationen wurde aus diversen Gründen eine Mischform des analog-digitalen Workflows gewählt (Úry *et al.*, 2020). Obwohl sich eine individuelle Kiefergelenksregistrierung problemlos in einen volldigitalen Workflow integrieren lässt, wurden für die Umsetzung der individuellen Studienziele im Vorhinein Schwachstellen einer rein digital basierten CAD/CAM-Herstellungstechnik festgestellt (Alghazzawi, 2016). Dazu gehört unter anderem, dass im Rahmen eines volldigitalen Work-Flows die Präzision von Ganzkieferscans aktuell

noch von der Erfahrung des Behandlers sowie der Art des verwendeten Scanners abhängt (Diker und Tak, 2020; Diker und Tak, 2021). Zusätzlich ist die Genauigkeit von 3D-gedruckten Kiefermodellen für die Herstellung größerer prothetischer Restaurationen momentan noch nicht ausreichend (Etemad-Shahidi *et al.*, 2020). Da in dieser Studie Kiefermodelle sowohl für die Simulation von nötigen Einschleifkorrekturen der Restaurationen als auch für hochpräzise kieferbezogene Okklusionsanalysen unumgänglich waren, wurde auf klassisch hergestellte Gipsmodelle zurückgegriffen. Diese konnten auf Grundlage einer konventionellen Abformung mit einem bewährten Abformmaterial präzise hergestellt werden (Donovan und Chee, 2004). Hinzu kam, dass ein Vergleich mit konventionellen Herstellungsmethoden gezogen werden sollte. Dafür war es notwendig, dass eine Vergleichsgruppe, basierend auf den erhobenen Parametern einer individuellen Kiefergelenksregistrierung, in einem volljustierbaren Artikulator auf einem Modell etabliert wurde.

Die Gestaltung der neuen okklusalen Oberflächen im Bereich der präparierten Zähne wurde virtuell anhand einer speziellen CAD-Konstruktionssoftware (Exocad) durchgeführt. Basierend auf einem automatisch generierten Vorschlag wurden zusätzlich einige Feinanpassungen vorgenommen. Entsprechende Bearbeitungsvorgänge unterliegen jedoch einem gewissen Lernprozess sowie dem individuellen Geschick eines Anwenders. Dies lässt unter Umständen gewisse anwenderspezifische Unterschiede bei der Rekonstruktion von Kauflächen zu.

Für einen Oberflächenvergleich zwischen den konstruierten Restaurationen mit der morphologischen Ausgangssituation wurde eine weitere Software (Geomagic Design X) herangezogen. Diese machte es einerseits möglich, die „stl-Dateien“ anhand verschiedener fixierter Punkte zu überlagern und andererseits einen Vergleich abweichender Strukturen in alle räumlichen Richtungen zu berechnen. Die durchgeführte Analyse bezog sich in dieser Studie auf die mittlere Abweichung in Z-Richtung (entspricht der Zahnachse), da diese für die Okklusion im Patientenmund entscheidend ist. Im Rahmen der Studie wurde jedoch die entsprechende Abweichung über den gesamten restaurierten Quadranten berechnet. Folglich konnten die Auswirkungen dynamischer Einflussfaktoren nicht zahnbezogen dargestellt werden. Die Ergebnisse zeigten jedoch, dass die Berücksichtigung individueller Bewegungsparametern zu deutlichen Unterschieden bei den rekonstruierten

okklusalen Oberflächen führte. Inwieweit diese sich aufgrund der größeren Oberfläche stärker bei Molaren als bei Prämolaren auswirken, konnte nicht festgestellt werden.

Da es zum aktuellen Zeitpunkt keine vergleichbaren Studien mit ähnlichen Parametern gibt, kann an dieser Stelle kein Bezug zu Ergebnissen anderer Arbeitsgruppen genommen werden.

5.2 Bewertung der Ergebnisse

Als Indikatoren für die okklusale Passgenauigkeit der hergestellten Restaurationen wurden ein Oberflächenflächenvergleich mit der Ausgangssituation sowie die benötigte Zeit der Anpassungsvorgänge im Artikulator herangezogen. Die im Rahmen des Oberflächenvergleichs berechneten Medianwerte des Box-Whisker-Plots (siehe Abbildung 28 in Kapitel 4.1 „Flächenvergleich der Restaurationsoberfläche mit der Originalkauffläche“) zeigten eine mittlere Abweichung der „digitalen“ Gruppe von $-9\ \mu\text{m}$. Die entsprechenden Werte der „arbiträren“ Gruppe lagen bei $-85\ \mu\text{m}$ und die der „mittelwertigen“ Gruppe bei $-104\ \mu\text{m}$. Obwohl in diesem Zusammenhang keine statistisch signifikanten Unterschiede gemessen werden konnten, belegen die Ergebnisse, dass Restaurationen, die auf Grundlage einer individuellen Kiefergelenksregistrierung hergestellt wurden, die höchsten Übereinstimmungen mit der Ausgangssituation zeigten. Dies lässt den Schluss zu, dass dadurch die Wahrscheinlichkeit von potenziell auftretenden Störkontakten reduziert wird und sich demzufolge der Patient auch schneller an den neu angefertigten Zahnersatz gewöhnen kann. Als Ursache für die höhere Übereinstimmung lässt sich die Integration der funktionellen Okklusion in den Herstellungsprozess nennen (Koralakunte und Aljanakh, 2014). Durch die Berücksichtigung der individuellen Bewegungsparameter ist es möglich, auf Grundlage einer Hüllkurve im Rekonstruktionsprozess die Restaurationen auch in dynamischer Hinsicht präziser auf die individuelle Okklusionssituation des Patienten anzupassen (Kordass *et al.*, 2020).

Die Analyse der Einschleifmaßnahmen nach der Restaurationsherstellung ergab signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen. Hier zeigte sich durch den Einfluss einer individuellen Kiefergelenksregistrierung, dass der durchschnittliche Zeitaufwand zur Anpassung sowohl in statischer (90,9 Sekunden) als auch dynamischer Hinsicht (51,3 Sekunden) deutlich geringer war. Der Vergleich mit den anderen Gruppen ergab

bei der statischen Anpassung („arbiträr“: 114,2 Sekunden; „mittelwertig“: 208,5 Sekunden) sowie bei der dynamischen Anpassung („arbiträr“: 94,3 Sekunden; „mittelwertig“: 123,5 Sekunden) jeweils höhere Werte. Interessant ist in diesem Zusammenhang, dass sich unterschiedliche Übertragungsmethoden dynamischer Parameter zusätzlich auf die Einschleifzeiten der statischen Anpassung auswirkten. Eine mögliche Ursache liegt darin, dass bei den Registriergruppen ohne die Integration individueller Unterkieferbewegungen in den Herstellungsprozess, dynamische Okklusionsbereiche die statischen Kontaktpunkte überlagerten und damit zusätzlich beeinflussten. Die Unterschiede zwischen der „arbiträren“ und „mittelwertigen“ Gruppe lassen sich durch die schädelbezügliche Übertragung des Oberkiefers im Rahmen der arbiträren Gesichtsbogenübertragung erklären. Dieser Einfluss wurde auch von anderen Arbeitsgruppen belegt (Morneburg und Pröschel, 2011; von Stein-Lausnitz *et al.*, 2018). Schließlich haben die kürzeren Einschleifzeiten der „digitalen“ Gruppe nicht nur eine entsprechende Zeitersparnis zur Folge, sondern sind auch ein indirekter Indikator für eine höhere okklusale Passgenauigkeit der jeweiligen Restaurationen. Die daraus resultierende Zeitökonomie bezieht sich sowohl auf den Zahntechniker als auch auf den Zahnarzt. Zusätzlich kann der Patient auch von dem zeitlichen Vorteil profitieren. Außerdem wird durch eine kürzere klinische Anpassung, die wiederum einen nicht so umfangreichen nachfolgenden Poliervorgang erfordert, eine materialgerechte Oberflächenbearbeitung verwendeter Keramiken ermöglicht (Kosmac *et al.*, 2000; Rues *et al.*, 2017; Pradies *et al.*, 2019). Infolgedessen wird die Wahrscheinlichkeit von Frakturen oder Abplatzungen im Bereich der keramischen Verblendung verringert. Eine entsprechende Oberflächenbearbeitung ist nachweislich die Grundlage der Langlebigkeit von Zahnersatz aus Keramik (Schmitter *et al.*, 2015; May *et al.*, 2021). Andere Studien belegen in diesem Zusammenhang auch, dass die Aufnahme funktioneller Parameter zu kürzeren Anpassungszeiten der hergestellten Restaurationen führte (Olthoff *et al.*, 2000; Carossa *et al.*, 2020). Zusammenfassend haben die Ergebnisse der vorliegenden Studie gezeigt, dass sich auf Grundlage einer individuellen Kiefergelenksregistrierung neben höheren Übereinstimmungen mit der Originalkaufäche auch die zahntechnischen Einschleifmaßnahmen signifikant verkürzen. Daraus resultiert, dass die individuelle Kiefergelenksregistrierung vor allem im Rahmen größerer prothetischer Rehabilitationen eine präzisere Herstellungstechnik im Vergleich zu konventionellen Methoden darstellt.

Die technisch-analytische Untersuchung wies bei der Übertragungsqualität statischer Okklusionskontakte vom Patientenmund in den Artikulator eine Prozentzahl von durchschnittlich 77,6% auf. Ähnliche Ergebnisse wurden auch in einer anderen Arbeitsgruppe erzielt (Buduru *et al.*, 2020). Da die Übertragung der statischen Okklusion unabhängig von den dynamischen Okklusionsparametern ist, wurden die Ergebnisse aller Versuchsgruppen gemeinsam in einem Diagramm (siehe Abbildung 30 in 4.3.1. „Vergleich der Okklusionskontakte zwischen der Ausgangssituation und der Situation im Artikulator“) zusammengefasst. Die Analyse wies nach, dass es nicht möglich war, die statischen Okklusionsverhältnisse originalgetreu auf einem Gipsmodell darzustellen. Obwohl die Auswirkungen der entsprechenden fehlenden Okklusionskontakte im Rahmen der Herstellung von Restaurationen meist vernachlässigbar sind, sollte dies dennoch erwähnt sein. Die neuen Oberflächen der Restaurationen zeigten zudem, dass bei allen Übertragungsmethoden eine durchschnittlich höhere Anzahl an statischen Okklusionskontakten im Vergleich zur Situation im Artikulator erreicht wurde (siehe Abbildung 32 in Kapitel 4.3.2 „Vergleich der Okklusionskontakte im Bereich der Restaurationen“). Mögliche Gründe für Qualitätseinschränkungen bei der Übertragung statischer Kontakte in den Artikulator sind einerseits Ungenauigkeiten, die aufgrund der Abformung, der Herstellung von Gipsmodellen oder der Übertragung entstanden sind (Hayashi *et al.*, 1994). Viel entscheidender jedoch ist, dass die biologische Variabilität, die unter anderem durch die physiologische Zahnbeweglichkeit, die Resilienz der Gewebestrukturen sowie die Verbiegung der Unterkieferspanne entsteht, nur unzureichend in einem mechanischen Gerät simuliert werden kann (Christensen und Slabbert, 1978; Kordass *et al.*, 2002).

Um zahngeführte Unterkieferbewegungen in einem Artikulator originalgetreuer als bisher darzustellen zu können, wurde die Übertragungsqualität der dynamischen Okklusion anhand der drei Versuchsgruppen untersucht. Im ersten Teilversuch zeigten sich deutliche Unterschiede bei der durchschnittlichen Anzahl der übertragenen dynamischen Okklusionskontakte in einem Kiefer (siehe Abbildung 31 in Kapitel 4.3.1 „Vergleich der Okklusionskontakte zwischen der Ausgangssituation und der Situation im Artikulator“). Die meisten dynamischen Okklusionskontakte konnten auf Grundlage einer individuellen Kiefergelenksregistrierung übertragen werden. Unterschiede ergaben sich auch bei der „arbiträren“ und „mittelwertigen“ Gruppe. Außerdem wurde bei der „mittelwertigen“ Gruppe im Rahmen der Übertragung die höchste Anzahl an

zusätzlich entstandenen dynamischen Okklusionskontakten festgestellt. Diese zusätzlichen Kontakte senken bei der Restaurationsherstellung die Präzision für alle darauffolgenden zahntechnischen Schritte und können zu einer Fehlermaximierung beitragen. Als weitere negative Folge lässt sich die geringere okklusale Passgenauigkeit nennen, aus der wiederum neue unerwünschte klinische Balancekontakte resultieren. Im zweiten Teilversuch, der sich auf die Einschleifmaßnahmen der Restaurationen bezog, wurde nach statischer Anpassung die höchste mittlere Anzahl an zusätzlich entstandenen dynamischen Kontakten erneut bei der „mittelwertigen“ Gruppe festgestellt (siehe Abbildung 33 in Kapitel 4.3.2 „Vergleich der Okklusionskontakte im Bereich der Restaurationen“). Des Weiteren zeigte die Untersuchung, dass die „digitale“ Gruppe in Bezug auf die Ausgangssituation die genauesten Ergebnisse bei der Wiederherstellung dynamischer Okklusionsverhältnisse nach den entsprechenden Einschleifmaßnahmen aufwies. In diesem Zusammenhang muss kritisiert werden, dass die Übertragungsqualität an dynamischen Okklusionskontakten in den Artikulator bei der „mittelwertigen“ und „arbiträren“ Gruppe bereits vorher aufgrund der individuellen Einschränkungen der verwendeten Registrieremethode unterschiedlich war. Dies verdeutlicht, dass entsprechende Fehler, die aufgrund einer qualitativ schlechteren Darstellung der jeweiligen Okklusionsverhältnisse verursacht werden, sich im Rahmen der Herstellung zahnärztlicher Restaurationen maximieren können. Schließlich kann durch die zwei beschriebenen Teilversuche festgestellt werden, dass mit einer individuellen Kiefergelenksregistrierung die Okklusionsverhältnisse in dynamischer Hinsicht einerseits die höchste Übertragungsqualität und andererseits auch die größte Übereinstimmung mit der dynamischen Ausgangssituation im Artikulator aufwiesen. Dies stimmt auch mit den Ergebnissen anderer Arbeitsgruppen überein (Tamaki *et al.*, 1997; Franklin *et al.*, 2010). Es muss allerdings festgehalten werden, dass es nach wie vor nicht möglich ist, die Okklusionssituation eines Patienten fehlerfrei zu simulieren. Dennoch ergibt sich aus der vorliegenden Untersuchung, dass anhand individueller Bewegungsaufzeichnungen im Vergleich zu konventionellen Verfahren, präzisere Übertragungen der Patientenverhältnisse in den Herstellungsprozess von zahnärztlichen Restaurationen möglich sind. Demnach wird dem Zahntechniker auf Grundlage einer individuellen Kiefergelenksregistrierung eine genauere Simulation der bestehenden Kontaktverhältnisse eines Patienten mit den bereits erwähnten Einschränkungen ermöglicht.

Die mittleren Abweichungen der Höckerneigungswinkel zwischen der Ausgangssituation und dem Bereich der gesamten Restaurationsfläche ergaben bei den drei Vergleichsgruppen kaum Unterschiede (siehe Abbildung 34 in Kapitel 4.4 „Vergleich der Höckerneigungswinkel“). Die „digitale“ Gruppe zeigte dennoch die geringsten Abweichungen. Die zahnbezogene Darstellung der entsprechenden Abweichung wies Tendenzen dahingehend auf, dass die „digitale“ Gruppe entweder geringere oder gleich hohe Abweichungen im Vergleich zu den anderen Gruppen zeigte. Interessant war in diesem Zusammenhang, dass die „arbiträre“ Gruppe an den meisten Zähnen die höchsten Abweichungen aufwies. Dies macht wiederum deutlich, dass die arbiträre Gesichtsbogenregistrierung im Vergleich zu einer mittelwertigen Modellorientierung im Artikulator nur ein geringes Maß an höherer Genauigkeit in den Artikulator überträgt. Folglich müssten zusätzlich funktionelle Bewegungen integriert werden, um die Genauigkeit einer arbiträren Gesichtsbogenübertragung zu steigern. Des Weiteren können die geringen Winkelunterschiede zwischen den Gruppen, die sich grundsätzlich nur im einstelligen Gradbereich befanden, auch durch die individuelle Erfahrung des Anwenders bei der Rekonstruktion der Kauflächen oder die verwendete Messmethode begründet werden.

5.3 Schlussfolgerungen

Zusammenfassend lassen sich durch die Rahmenbedingungen der vorliegenden Studie und den damit verbundenen Einschränkungen einige Schlussfolgerungen ziehen. Dazu zählen überwiegend Vorteile, die sich im Rahmen der Studie durch die Anwendung einer individuellen Kiefergelenksregistrierung im Vergleich zu herkömmlichen Registriermethoden ergeben haben.

Einerseits kann sich dadurch bei größeren prothetischen Restaurationen eine präzisere Herstellungsmethode etablieren. Dies lässt sich sowohl durch höhere Übereinstimmungen mit der Ausgangssituation als auch durch signifikant geringere Einschleifmaßnahmen begründen. Außerdem führt die höhere okklusale Passgenauigkeit dazu, dass nach dem Einsetzen der Restaurationen der klinische Aufwand zur Anpassung geringer ist. Damit korreliert auch der Grad der Oberflächenbearbeitung der Restaurationen. Dies ermöglicht insbesondere bei Restaurationen aus Keramik höhere Überlebensraten. Zusätzlich bedeuten bessere Übereinstimmungen mit der Ausgangssituation auch eine geringere

Wahrscheinlichkeit an potenziell auftretenden Störkontakten. Eng damit verbunden ist sowohl die schnellere Gewöhnung des Patienten an den neuen Zahnersatz als auch die geringere Wahrscheinlichkeit, dass sich durch die veränderten Kontaktverhältnisse einer neuen Restauration langfristig eine Funktionsstörung entwickelt. Andererseits steht als wirtschaftlicher Faktor auch die Zeitökonomie im Vordergrund. Dazu zählen nicht nur der geringere Anpassungsaufwand des Zahntechnikers, sondern auch die kürzeren intraoralen Einschleifmaßnahmen für den Zahnarzt. Dieser zeitliche Vorteil kann sich zudem auch positiv auf den Komfort sowie die Zufriedenheit des Patienten auswirken.

Außerdem ermöglicht die individuelle Kiefergelenksregistrierung verglichen mit konventionellen Methoden eine präzisere Darstellung der patientenindividuellen dynamischen Okklusionsverhältnisse im Artikulator. Diese Verbesserung führt nicht nur im zahntechnischen Herstellungsprozess zu genaueren Restaurationen, sondern lässt sich auch in einen volldigitalen CAD/CAM-Workflow integrieren. Weitere Vorteile, die sich im Rahmen eines volldigitalen Workflows auf Grundlage der Verwendung virtueller Artikulatoren ergeben, sind eine verbesserte Kommunikationsfähigkeit zwischen Zahntechniker und Zahnarzt, das Ermöglichen von präziseren Okklusionsanalysen sowie den Einsatz spezieller Softwarefunktionen, die wiederum neue Therapiekonzepte eröffnen. Dazu gehören unter anderem die Planung dreidimensionaler Bohrschablonen zur Lagebestimmung von Implantaten oder die virtuelle Darstellung geplanter ästhetischer Restaurationen im sichtbaren Bereich („virtual smile design“) (Bisler *et al.*, 2002; Kordass *et al.*, 2002).

Ausgehend von den dargelegten Vorteilen, die sich aus der Studie ergeben haben, sind mit der Verwendung einer individuellen Kiefergelenksregistrierung auch Nachteile verbunden. Dabei stehen die nicht zu vernachlässigenden Investitionskosten sowie der höhere klinische Zeitaufwand bei der Aufnahme der individuellen Parameter im Vordergrund. Berücksichtigt man allerdings die Zeitersparnis, die sich vor allem bei der Anpassung von größeren Restaurationen ergibt, lässt sich das Argument des höheren Zeitaufwands bei der Registrierung wiederum entkräften. Zusammenfassend lassen die Ergebnisse der vorliegenden Studie den Schluss zu, dass die Vorteile einer individuellen Kiefergelenksregistrierung insbesondere bei der Herstellung größerer prothetischer Restaurationen deutlich überwiegen. Es ist zudem darauf hinzuweisen, dass das verwendete Gerät nicht stellvertretend für alle auf dem Markt erhältlichen

Systeme angesehen werden kann.

Eine weitere Folge, die aus den genannten Vorteilen einer individuellen Kiefergelenksregistrierung resultiert, ist die zunehmende Infragestellung einer weiteren Verwendung arbiträrer Gesichtsbogensysteme im Rahmen größerer prothetischer Rehabilitationen. Der Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien e. V. von 2010 ist zu entnehmen, dass durch die alleinige Verwendung einer arbiträren Gesichtsbogenübertragung nur ein geringer Anteil der individuellen Patientenparameter in Bezug auf die dynamische Okklusion in den Artikulator übertragen werden kann. Dies hat zur Folge, dass sich Übertragungsfehler im Laufe der Restaurationsherstellung entsprechend maximieren können (Morneburg *et al.*, 2010). Eine zusätzliche Fehlerquelle wurde von einer anderen Arbeitsgruppe untersucht. Piehslinger hat mit seinen Mitarbeitern herausgefunden, dass bei der Verwendung eines arbiträren Gesichtsbogens bei über 77% Prozent der untersuchten Patienten Abweichungen von mehr als fünf Millimeter zur individuellen Scharnierachse auftraten. Zusätzlich stellten sie fest, dass der daraus resultierende okklusale Fehler bei der Herstellung von Restaurationen proportional zur individuellen Scharnierachsabweichung war (Piehslinger *et al.*, 1995). Daher wird bei größeren Restaurationen zur Reduktion dynamischer Interferenzen angeraten, entweder alle Patientenparameter, zum Beispiel im Rahmen einer individuellen Kiefergelenksregistrierung, aufzunehmen, oder den Herstellungsprozess nach mittelwertigen Gesichtspunkten auszurichten. Die mittelwertige Modellorientierung stellt allerdings nur dann eine mögliche Variante dar, wenn eine stabile Interkuspitation bei gleichzeitiger Eckzahnführung sowie „moderate Neigungswinkel“ im Bereich der Höcker vorhanden sind (Morneburg *et al.*, 2010). Außerdem gibt es weitere Studien, die der Verwendung eines arbiträren Gesichtsbogens in verschiedenen klinischen Anwendungszwecken kritisch gegenüberstehen (Shodadai *et al.*, 2001; Khan *et al.*, 2018; Alqutaibi *et al.*, 2021; Suman *et al.*, 2021). Dazu zählen auch die Ergebnisse einer Arbeitsgruppe, die im Rahmen der Remontage von Totalprothesen bei Veränderung der vertikalen Dimension keine großen Unterschiede zwischen der Verwendung eines arbiträren Gesichtsbogens und der Einstellung von mittelwertigen Artikulatorparametern festgestellt haben (von Stein-Lausnitz *et al.*, 2018).

6 Zusammenfassung

Die fünfte deutsche Mundgesundheitsstudie brachte hervor, dass der Herstellungsanteil an festsitzenden, prothetischen Restaurationen im Vergleich zu früheren Untersuchungen deutlich zugenommen hat. Dieser Anteil wird vermutlich in den nächsten Jahren einem weiteren Zuwachs unterliegen. Dafür sprechen unter anderem die sinkende Zahl vollständiger Zahnlosigkeit im Seniorenalter sowie die durchschnittlich höhere Lebenserwartung unserer Gesellschaft (Jordan *et al.*, 2014).

Im Rahmen größerer prothetischer Rehabilitationen stellt die arbiträre Gesichtsbogenübertragung ein Standardverfahren der notwendigen Kiefergelenksregistrierung dar. Durch den stetigen wissenschaftlichen und technischen Fortschritt besteht allerdings mittlerweile die Möglichkeit, eine individuelle Kiefergelenksregistrierung in einer praxistauglichen Zeit durchzuführen. Diese umfasst auf Grundlage der Aufnahme individueller Kieferbewegungen einerseits ein großes Indikationsspektrum bei Funktionsuntersuchungen und stellt andererseits eine Verbesserung bestehender Methoden im Rahmen der Herstellung von zahnärztlichen Restaurationen in Aussicht.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, den Einfluss einer individuellen Kiefergelenksregistrierung auf die Rekonstruktion von okklusalen Oberflächen zu untersuchen.

In die Studie wurden 27 Patienten aufgenommen, die gesunde okklusale Verhältnisse sowohl im Hinblick auf die Zahnhartsubstanz als auch auf die Bisslage aufwiesen. Im klinischen Studienteil wurden die bezahnten Kieferanteile abgeformt, eine arbiträre Gesichtsbogenübertragung sowie eine individuelle Kiefergelenksregistrierung durchgeführt. Zusätzlich wurde ein Befund über die klinischen Okklusionsverhältnisse erhoben. Im Rahmen des zahntechnischen Teils der Studie wurden für jeden Patienten drei Vergleichsgruppen etabliert: ohne Hilfsmittel (I="mittelwertig"), mit arbiträrem Gesichtsbogen (II="arbiträr") und nach individueller Kiefergelenksregistrierung (III="digital") in den Artikulator übertragen. Nachdem ein per Zufall ausgewählter Quadrant des hergestellten Gipsmodells bei jedem Patienten aufgelöst wurde, konnte dieser virtuell nach den Parametern der jeweiligen Registrieremethode rekonstruiert werden. Die Kauflächen der entstandenen Restaurationen wurden einerseits digital mit der ursprünglichen Originalsituation sowohl im Hinblick auf die Abweichung in der

Z-Richtung (entspricht der Zahnachse) als auch auf potenzielle Winkelabweichungen im Bereich der Höcker verglichen. Außerdem wurden die Einschleifzeiten für statische und dynamische Anpassungsvorgänge im Artikulator erfasst. Zusätzlich wurden die im Artikulator simulierten Okklusionsverhältnisse in einzelnen zahntechnischen Schritten mit der klinischen Ausgangssituation verglichen.

Die Studienergebnisse zeigten, dass die digitale Versuchsgruppe im Vergleich zur arbiträren und mittelwertigen Gruppe eine höhere Übereinstimmung mit der Originalsituation in Z-Richtung hatte. Die mittlere Abweichung lag jedoch ohne signifikante Unterschiede bei der mittelwertigen Gruppe bei $-130 \pm 200 \mu\text{m}$, bei der arbiträren Gruppe bei $-100 \pm 220 \mu\text{m}$ und bei der digitalen Gruppe bei $-80 \pm 230 \mu\text{m}$ (Kruskal-Wallis-Test). Bei dem Vergleich der ursprünglichen Höckerneigungswinkel ergaben sich bei den Versuchsgruppen nur geringfügige Abweichungen. Signifikante Unterschiede wurden allerdings im Rahmen der zahntechnischen Einschleifmaßnahmen auf Grundlage des Mann-Whitney-U-Tests festgestellt. Hier konnten nicht nur bei den dynamischen, sondern auch bei den statischen Anpassungsvorgängen kürzere Zeiten in der Reihenfolge von lang nach kurz („mittelwertig“ – „arbiträr“ – „digital“) beobachtet werden. Die mittlere Anpassungszeit lag bei der mittelwertigen Gruppe bei 208,5 Sekunden (statisch) und bei 123,5 Sekunden (dynamisch), bei der arbiträren Gruppe bei 114,2 Sekunden (statisch) und bei 94,3 Sekunden (dynamisch) und bei der digitalen Gruppe bei 90,9 Sekunden (statisch) und bei 51,3 Sekunden (dynamisch). Zusätzlich zeigte sich, dass durch die individuelle Kiefergelenksregistrierung die klinischen Okklusionsverhältnisse mit einer höheren Genauigkeit - vor allem in dynamischer Hinsicht - in den Herstellungsprozess integriert wurden.

Die Ergebnisse der Studie belegen, dass sich eine individuelle Kiefergelenksregistrierung im Vergleich zu herkömmlichen Verfahren positiv auf die Genauigkeit der Rekonstruktion okklusaler Oberflächen auswirkt. Sowohl die kürzeren zahntechnischen Anpassungsmaßnahmen als auch die höhere Übereinstimmung mit der Originalsituation deuten im Vergleich zu konventionellen Herstellungsmethoden auf eine höhere okklusale Passgenauigkeit der hergestellten Restaurationen hin.

Die Studie leistet einen Beitrag zur Untersuchung der Anwendung einer individuellen Kiefergelenksregistrierung im Rahmen der Herstellung von zahnärztlichen Restaurationen. Um jedoch weitere Parameter, insbesondere auch die klinische

okklusale Passgenauigkeit, besser beurteilen zu können, sind weitere Studien notwendig.

7 Literaturverzeichnis

- Abduo J, Elseyoufi M. Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors (2018). *Eur J Prosthodont Restor Dent* **26**: 101-121.
- Ahlers M. The attachment of a paraocclusal tray adapter to the lower arch for axiography (2009). *J CranioMandib Func* **1**: 241-250.
- Ahlers M, Biffar R, Bumann A, Freesmeyer W, Fuchs W, Hugger A, Kordass B, Klett R, Koeck B, Meyer G. Terminologieliste der Deutschen Gesellschaft für Funktionsdiagnostik und Therapie (DGFDT) und der Deutschen Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGzPW) (2005). *Wissenschaftliche Stellungnahme*.
- Ahlers MO, Bernhardt O, Jakstat HA, Kordaß B, Türp JC, Schindler HJ, Hugger A. Motion analysis of the mandible: guidelines for standardized analysis of computer-assisted recording of condylar movements (2015). *Int J Comput Dent* **18**: 201-223.
- Ahlers MO, Edelhoff D, Jakstat HA. Reproduction accuracy of articulator mounting with an arbitrary face-bow vs. average values-a controlled, randomized, blinded patient simulator study (2019). *Clin Oral Investig* **23**: 1007-1014.
- Ahlers MO, Fussnegger M, Göz G, Imhoff B, Jakstat HA, Mentler C, Neff A, Nippel E, Ottl P, Peroz I. Zur Therapie der funktionellen Erkrankungen des kranio-mandibulären Systems (2016). *DZZ* **71**: 14-16.
- Ahlers MO, Jakstat HA. Klinische Funktionsanalyse als Grundlage der Diagnostik-Kaskade (2007). *Quintessenz* **58**: 451-464.
- Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation (2016). *J Prosthodont Res* **60**: 72-84.
- Alqutaibi AY, Algabri R, Ibrahim WI, Borzangy S. Does the facebow affect the outcome of CAD/CAM occlusal splint. Randomized clinical trial (2021). *Saudi Dent J* **33**: 628-634.
- Altarakemah Y, Akbar J, Akthar S, Qudeimat MA, Omar R. Evaluation of a Technique for Reducing Chairside Occlusal Adjustment of Crowns (2021). *J Prosthodont* **30**: 183-188.
- Arslan Y, Karakoca Nemli S, Bankoğlu Güngör M, Tamam E, Yılmaz H. Evaluation of biogeneric design techniques with CEREC CAD/CAM system (2015). *J Adv Prosthodont* **7**: 431-436.
- Ash MM. Paradigmatic shifts in occlusion and temporomandibular disorders (2001). *J Oral Rehabil* **28**: 1-13.
- Ash MM. Occlusion: reflections on science and clinical reality (2003). *J Prosthet Dent* **90**: 373-384.
- Ash MM. Schienentherapie: evidenzbasierte Diagnostik und Behandlung bei TMD und CMD. 2006: 136-143, Elsevier, Urban & Fischer, München.
- Bagis B, Ayaz EA, Turgut S, Durkan R, Özcan M. Gender difference in prevalence of signs and symptoms of temporomandibular joint disorders: a retrospective study on 243 consecutive patients (2012). *Int J Med Sci* **9**: 539-544.

- Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature (2015). *J Int Oral Health* **7**: 96-104.
- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations (2008). *Br Dent J* **204**: 505-511.
- Bisler A, Bockholt U, Kordass B, Suchan M, Voss G. The virtual articulator (2002). *Int J Comput Dent* **5**: 101-106.
- Blatz MB, Conejo J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials (2019). *Dent Clin North Am* **63**: 175-197.
- Böhm U. CAD/CAM contra Gießen (2002). *Quintessenz Zahntech* **28**: 114-120.
- Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations (2014). *J Oral Rehabil* **41**: 853-874.
- Bonwill WGA. Geometrical and mechanical laws of articulation (1885). *Trans. Odont. Soc. Penna.*
- Böröcz Z, Dirksen D, Thomas C, Runte C, Bollmann F, von Bally G. [Investigation of influencing variables on the computer-aided simulation of contacts in dynamic occlusion based on optically digitized plaster casts] (2004). *Biomed Tech (Berl)* **49**: 111-116.
- Brown T. Mandibular movements (1975). *Monogr Oral Sci* **4**: 126-150.
- Buduru S, Finta E, Almasan O, Fluerasu M, Manziuc M, Iacob S, Culcitchi C, Negucioiu M. Clinical occlusion analysis versus semi-adjustable articulator and virtual articulator occlusion analysis (2020). *Med Pharm Rep* **93**: 292-296.
- Bush FM. Occlusal therapy in the management of chronic orofacial pain (1984). *Anesth Prog* **31**: 10-16.
- Carossa M, Cavagnetto D, Ceruti P, Mussano F, Carossa S. Individual mandibular movement registration and reproduction using an optoelectronic jaw movement analyzer and a dedicated robot: a dental technique (2020). *BMC Oral Health* **20**: 271.
- Chen CY, Palla S, Erni S, Sieber M, Gallo LM. Nonfunctional tooth contact in healthy controls and patients with myogenous facial pain (2007). *J Orofac Pain* **21**: 185-193.
- Christensen LV, Slabbert JC. The concept of the sagittal condylar guidance: biological fact or fallacy? (1978). *J Oral Rehabil* **5**: 1-7.
- Clark JR, Evans RD. Functional occlusion: I. A review (2001). *J Orthod* **28**: 76-81.
- Crider A, Glaros AG, Gevirtz RN. Efficacy of biofeedback-based treatments for temporomandibular disorders (2005). *Appl Psychophysiol Biofeedback* **30**: 333-345.
- Cuccia AM, Caradonna C, Annunziata V, Caradonna D. Osteopathic manual therapy versus conventional conservative therapy in the treatment of temporomandibular disorders: a randomized controlled trial (2010). *J Bodyw Mov Ther* **14**: 179-184.
- Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry (2011). *Dent Clin North Am* **55**: 559-570, ix.
- De Leeuw R, Klasser GD. Orofacial pain: guidelines for assessment, diagnosis, and management. 2008: Quintessence Publishing, Chicago.
- Delong R, Ko CC, Anderson GC, Hodges JS, Douglas WH. Comparing maximum

intercuspal contacts of virtual dental patients and mounted dental casts (2002). *J Prosthet Dent* **88**: 622-630.

Diker B, Tak Ö. Comparing the accuracy of six intraoral scanners on prepared teeth and effect of scanning sequence (2020). *J Adv Prosthodont* **12**: 299-306.

Diker B, Tak Ö. Accuracy of six intraoral scanners for scanning complete-arch and 4-unit fixed partial dentures: An in vitro study (2021). *J Prosthet Dent*

Dimitroulis G. Temporomandibular disorders: a clinical update (1998). *Bmj* **317**: 190-194.

Dionne RA. Pharmacologic treatments for temporomandibular disorders (1997). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **83**: 134-142.

Diraçoğlu D, Saral IB, Keklik B, Kurt H, Emekli U, Ozçakar L, Karan A, Aksoy C. Arthrocentesis versus nonsurgical methods in the treatment of temporomandibular disc displacement without reduction (2009). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **108**: 3-8.

Donovan TE, Chee WW. A review of contemporary impression materials and techniques (2004). *Dent Clin North Am* **48**: vi-vii, 445-470.

dos Santos J, Jr., Blackman RB, Nelson SJ. Vectorial analysis of the static equilibrium of forces generated in the mandible in centric occlusion, group function, and balanced occlusion relationships (1991). *J Prosthet Dent* **65**: 557-567.

Dubé C, Rompré PH, Manzini C, Guitard F, de Grandmont P, Lavigne GJ. Quantitative polygraphic controlled study on efficacy and safety of oral splint devices in tooth-grinding subjects (2004). *J Dent Res* **83**: 398-403.

Dunn M. Biogeneric and user-friendly: the Cerec 3D software upgrade V3.00 (2007). *Int J Comput Dent* **10**: 109-117.

Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry (1988). *J Am Dent Assoc* **117**: 715-720.

Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry (1991). *Curr Opin Dent* **1**: 150-154.

DuVall NB, Rogers PM. Application of the functionally generated path technique to restore mandibular molars in bilateral group function occlusion (2013). *J Prosthodont* **22**: 226-232.

Dworkin SF, LeResche L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique (1992). *J Craniomandib Disord* **6**: 301-355.

Ebel HE, Guyer SE, Lefkowitz W. Reliability of fully adjustable, articulators using a computerized analysis (1976). *J Prosthet Dent* **35**: 630-642.

Ellis E, 3rd, Tharanon W, Gambrell K. Accuracy of face-bow transfer: effect on surgical prediction and postsurgical result (1992). *J Oral Maxillofac Surg* **50**: 562-567.

Enciso R, Memon A, Mah J. Three-dimensional visualization of the craniofacial patient: volume segmentation, data integration and animation (2003). *Orthod Craniofac Res* **6 Suppl 1**: 66-71; discussion 179-182.

Ender A, Mörmann WH, Mehl A. Efficiency of a mathematical model in generating CAD/CAM-partial crowns with natural tooth morphology (2011). *Clin Oral Investig* **15**:

283-289.

Etemad-Shahidi Y, Qallandar OB, Evenden J, Alifui-Segbaya F, Ahmed KE. Accuracy of 3-Dimensionally Printed Full-Arch Dental Models: A Systematic Review (2020). *J Clin Med* **9**:

Farias-Neto A, Dias AH, de Miranda BF, de Oliveira AR. Face-bow transfer in prosthodontics: a systematic review of the literature (2013). *J Oral Rehabil* **40**: 686-692.

Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations (2006). *J Am Dent Assoc* **137 Suppl**: 22s-31s.

Ferrario VF, Sforza C, Miani A, Jr., Serrao G, Tartaglia G. Open-close movements in the human temporomandibular joint: does a pure rotation around the intercondylar hinge axis exist? (1996). *J Oral Rehabil* **23**: 401-408.

Franklin P, McLelland R, Brunton P. An investigation of the ability of computerized axiography to reproduce occlusal contacts (2010). *Eur J Prosthodont Restor Dent* **18**: 17-22.

Freilich MA, Altieri JV, Wahle JJ. Principles for selecting interocclusal records for articulation of dentate and partially dentate casts (1992). *J Prosthet Dent* **68**: 361-367.

Fricton J, Look JO, Wright E, Alencar FG, Jr., Chen H, Lang M, Ouyang W, Velly AM. Systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials evaluating intraoral orthopedic appliances for temporomandibular disorders (2010). *J Orofac Pain* **24**: 237-254.

Glaros AG, Glass EG. Temporomandibular disorders. In: Schwartz MS: Biofeedback. 1993: 299-356, Guilford, New York.

Goska JR, Christensen LV. Comparison of cast positions by using four face-bows (1988). *J Prosthet Dent* **59**: 42-44.

Güth JF, Runkel C, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, Keul C. Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization (2017). *Clin Oral Investig* **21**: 1445-1455.

Hagag G, Yoshida K, Miura H. Occlusion, prosthodontic treatment, and temporomandibular disorders: a review (2000). *J Med Dent Sci* **47**: 61-66.

Hasegawa S. [Classification of dental articulators] (1985). *Hotetsu Rinsho* **18**: 327-332.

Hayashi T, Saitoh A, Ishioka K, Miyakawa M. A computerized system for analyzing occlusal relations during mandibular movements (1994). *Int J Prosthodont* **7**: 108-114.

Hellmann D, Schindler HJ. Der Stellenwert der Achsiographie in der oralen Rehabilitationsmedizin (2014). *wissen kompakt* **8**: 27-36.

Hobo S, Shillingburg HT, Jr., Whitsett LD. Articulator selection for restorative dentistry (1976). *J Prosthet Dent* **36**: 35-43.

Hofmann M, Pröschel P. [Geometric-mathematical analysis of errors during transfer to the articulator and their practical consequences. II] (1978). *Dtsch Zahnärztl Z* **33**: 529-539.

- Hugger A, Kordass B. Handbuch Instrumentelle Funktionsanalyse und funktionelle Okklusion. 2018: 2-11; 44-55; 64-90, Quintessenz Verlag, Berlin.
- Hugger A, Lange M, Schindler HJ, Türp JC. Begriffsbestimmungen: Funktionsstörung, Dysfunktion, kranio-mandibuläre Dysfunktion (CMD), Myoarthropathie des Kausystems (MAP) (2016). *Dtsch Zahnarztl Z* **71**: 165.
- Hugger A, Schindler HJ. Unterkieferbewegungen und deren Simulation. In: Curriculum Orale Physiologie. 2006: 53-83, Quintessenz, Berlin.
- Hugger A, Türp J, Pröschel P, Strub J, Stüttgen U. Anwendung von Gesichtsbögen in der restaurativen Therapie und Funktionsdiagnostik — welches Evidenzniveau liegt vor?? (2001). *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* **56**: 671-675.
- Hugger AW. Gelenknahe elektronische Erfassung der Unterkieferfunktion und ihre Umsetzung in den Artikulator: klinisch-experimentelle Untersuchungen an Probanden und Patienten. 2000: Quintessenz-Verlag, Berlin.
- Jankelsson RR. Neuromuscular dental diagnosis and treatment. 2. Auflage 2005, 1990: Ishiyaku EuroAmerica, St. Louis.
- Joda T, Zarone F, Ferrari M. The complete digital workflow in fixed prosthodontics: a systematic review (2017). *BMC Oral Health* **17**: 124.
- John M. Ätiopathogenese von funktionellen Kiefergelenkserkrankungen unter besonderer Berücksichtigung der Okklusion (1996). *Dtsch Zahnarztl Z* **8**: 51.
- Jordan RA, Bodechtel C, Hertrampf K, Hoffmann T, Kocher T, Nitschke I, Schiffner U, Stark H, Zimmer S, Micheelis W. The Fifth German Oral Health Study (Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie, DMS V) - rationale, design, and methods (2014). *BMC Oral Health* **14**: 161.
- Kachalia PR, Geissberger MJ. Dentistry a la carte: in-office CAD/CAM technology (2010). *J Calif Dent Assoc* **38**: 323-330.
- Khan FR, Ali R, Sheikh A. Utility of facebow in the fabrication of complete dentures, occlusal splints and full arch fixed dental prostheses: A systematic review (2018). *Indian J Dent Res* **29**: 364-369.
- Kindler S, Samietz S, Houshmand M, Grabe HJ, Bernhardt O, Biffar R, Kocher T, Meyer G, Völzke H, Metelmann HR, Schwahn C. Depressive and anxiety symptoms as risk factors for temporomandibular joint pain: a prospective cohort study in the general population (2012). *J Pain* **13**: 1188-1197.
- Klasser GD, Greene CS. Oral appliances in the management of temporomandibular disorders (2009). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **107**: 212-223.
- Klasser GD, Greene CS, Lavigne GJ. Oral appliances and the management of sleep bruxism in adults: a century of clinical applications and search for mechanisms (2010). *Int J Prosthodont* **23**: 453-462.
- Klering D, Eisenburger M, Stiesch M, Pott P-C. Die digitale intra- und extraorale Abformung (2019). *ZWR - Das Deutsche Zahnärzteblatt* **128**: 231-235.
- Koch GK, Gallucci GO, Lee SJ. Accuracy in the digital workflow: From data acquisition to the digitally milled cast (2016). *J Prosthet Dent* **115**: 749-754.
- Kohno S. Analyse der Kondylenbewegung in der Sagittalebene (Analysis of condyle movements in the sagittal plane) (1972). *Dtsch Zahnarztl Z* **27**: 739-743.

- Kollmuss M, Jakob FM, Kirchner HG, Ilie N, Hickel R, Huth KC. Comparison of biogenetically reconstructed and waxed-up complete occlusal surfaces with respect to the original tooth morphology (2013). *Clin Oral Investig* **17**: 851-857.
- Kollmuss M, Kist S, Goeke JE, Hickel R, Huth KC. Comparison of chairside and laboratory CAD/CAM to conventional produced all-ceramic crowns regarding morphology, occlusion, and aesthetics (2015). *Clin Oral Investig* **20**: 791-797.
- Koralakunte PR, Aljanakh M. The role of virtual articulator in prosthetic and restorative dentistry (2014). *J Clin Diagn Res* **8**: Ze25-28.
- Kordass B. Computer-assisted instrumental functional diagnostics--state of development, possibilities, and limits (2002). *Int J Comput Dent* **5**: 249-269.
- Kordass B. Dentale Informatik. In: Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M: Zahnärztliche Prothetik. 2007: 269-286, Thieme, Stuttgart.
- Kordass B, Behrendt C, Ruge S. Computerized occlusal analysis--innovative approaches for a practice-oriented procedure Instrumentelle Okklusionsanalyse digital--innovative Ansätze für ein praxisbezogenes Vorgehen (2020). *International Journal of Computerized Dentistry* **23**: 363-375.
- Kordass B, Gartner C, Sohnel A, Bisler A, Voss G, Bockholt U, Seipel S. The virtual articulator in dentistry: concept and development (2002). *Dent Clin North Am* **46**: 493-506, vi.
- Kordass B, Mundt T. Instrumentelle Funktions- und Okklusionsanalyse—state-of-the-art der diagnostischen Möglichkeiten. Teil 1: Instrumentelle Funktionsanalyse (2003). *Quintessenz* **54**: 1061-1077.
- Kordass B, Ruge S, Ratzmann A, Hugger A. Current technologies for functional diagnostics and CAD/CAM (2013). *Int J Comput Dent* **16**: 163-171.
- Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics (2000). *J Biomed Mater Res* **53**: 304-313.
- Kotiranta U, Suvinen T, Forssell H. Tailored treatments in temporomandibular disorders: where are we now? A systematic qualitative literature review (2014). *J Oral Facial Pain Headache* **28**: 28-37.
- Kreiner M, Betancor E, Clark GT. Occlusal stabilization appliances. Evidence of their efficacy (2001). *J Am Dent Assoc* **132**: 770-777.
- Krueger-Janson U. Der okklusale Kompass (2013). *Quintessenz* **64**: 413-422.
- Kullmer O, Benazzi S, Fiorenza L, Schulz D, Bacso S, Winzen O. Technical note: Occlusal fingerprint analysis: quantification of tooth wear pattern (2009). *Am J Phys Anthropol* **139**: 600-605.
- Lauritzen AG, Bodner GH. Variations in location of arbitrary and true hinge axis points (1961). *The Journal of Prosthetic Dentistry* **11**: 224-229.
- Lepidi L, Galli M, Mastrangelo F, Venezia P, Joda T, Wang HL, Li J. Virtual Articulators and Virtual Mounting Procedures: Where Do We Stand? (2021). *J Prosthodont* **30**: 24-35.
- LeResche L. Epidemiology of temporomandibular disorders: implications for the investigation of etiologic factors (1997). *Crit Rev Oral Biol Med* **8**: 291-305.
- Litzenburger AP, Hickel R, Richter MJ, Mehl AC, Probst FA. Fully automatic CAD

- design of the occlusal morphology of partial crowns compared to dental technicians' design (2013). *Clin Oral Investig* **17**: 491-496.
- Lotzmann U. Die Prinzipien der Okklusion: Eine Einführung in das okklusionsgerechte Arbeiten. 1998: 1; 78-102; 199, Verlag Neuer Merkur, München.
- Lucia VO. Centric relation-theory and practice (1960). *J Prosthet Dent* **10**: 849-856.
- Lückerath W. Das okklusale Konzept. In: Koeck B: Die Praxis der Zahnheilkunde - Band V. 1999: 221-251, Urban und Fischer Verlag, München.
- Lundeen HC, Shryock EF, Gibbs CH. An evaluation of mandibular border movements: their character and significance (1978). *J Prosthet Dent* **40**: 442-452.
- Maestre-Ferrín L, Romero-Millán J, Peñarrocha-Oltra D, Peñarrocha-Diago M. Virtual articulator for the analysis of dental occlusion: an update (2012). *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* **17**: e160-163.
- Magnusson T, Egermarki I, Carlsson GE. A prospective investigation over two decades on signs and symptoms of temporomandibular disorders and associated variables. A final summary (2005). *Acta Odontol Scand* **63**: 99-109.
- Manfredini D, Lombardo L, Siciliani G. Temporomandibular disorders and dental occlusion. A systematic review of association studies: end of an era? (2017). *J Oral Rehabil* **44**: 908-923.
- Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature (2017). *BMC Oral Health* **17**: 149.
- Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications (2007). *J Dent* **35**: 819-826.
- May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown (1998). *J Prosthet Dent* **80**: 394-404.
- May MM, Fraga S, May LG. Effect of milling, fitting adjustments, and hydrofluoric acid etching on the strength and roughness of CAD-CAM glass-ceramics: A systematic review and meta-analysis (2021). *J Prosthet Dent*
- McNeill C, Mohl ND, Rugh JD, Tanaka TT. Temporomandibular disorders: diagnosis, management, education, and research (1990). *J Am Dent Assoc* **120**: 253, 255, 257 passim.
- Mehl A. Der „Biogenerische Zahn“. Ein neuartiges Verfahren zur hochpräzisen biologisch funktionellen Gestaltung von Zahnrestorationen. (2003). *Dissertationsschrift*.
- Mehl A, Blanz V. New procedure for fully automatic occlusal surface reconstruction by means of a biogeneric tooth model (2005). *Int J Comput Dent* **8**: 13-25.
- Mehl A, Blanz V, Hickel R. Biogeneric tooth: a new mathematical representation for tooth morphology in lower first molars (2005a). *Eur J Oral Sci* **113**: 333-340.
- Mehl A, Blanz V, Hickel R. A new mathematical process for the calculation of average forms of teeth (2005b). *J Prosthet Dent* **94**: 561-566.
- Mehl A, Reich S. CAD/CAM - Status quo und die Zukunft (2014). *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* **69**: 90-95.
- Meyer G. Praxisgerechte instrumentelle Funktionsdiagnostik. In: Funktionslehre - aktueller Stand und praxisgerechte Umsetzung Hanser. 1993: 59-72, Hanser,

München.

Miralles R. Canine-guide Occlusion and Group Function Occlusion are Equally Acceptable When Restoring the Dentition (2016). *J Evid Based Dent Pract* **16**: 41-43.

Mitchell DL, Wilkie ND. Articulators through the years. Part II. From 1940 (1978). *J Prosthet Dent* **39**: 451-458.

Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience (2009). *Dent Mater J* **28**: 44-56.

Mörmann WH. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years (2004). *Int J Comput Dent* **7**: 11-24.

Mörmann WH. The evolution of the CEREC system (2006). *J Am Dent Assoc* **137 Suppl**: 7s-13s.

Mörmann WH, Brandestini M. [Cerec-System: computerized inlays, onlays and shell veneers] (1987). *Zahnärztl Mitt* **77**: 2400-2405.

Morneburg T, Hugger A, Türp J, Schmitter M, Utz K, Freesmeyer W, Rammelsberg P. Anwendung des Gesichtsbogens beim funktionsgesunden Patienten im Rahmen restaurativer Maßnahmen (2010). *Wissenschaftliche Mitteilung der Deutschen Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien eV*.

Morneburg TR, Pröschel PA. Impact of arbitrary and mean transfer of dental casts to the articulator on centric occlusal errors (2011). *Clin Oral Investig* **15**: 427-434.

Murakami KI, Iizuka T, Matsuki M, Ono T. Recapturing the persistent anteriorly displaced disk by mandibular manipulation after pumping and hydraulic pressure to the upper joint cavity of the temporomandibular joint (1987). *Cranio* **5**: 17-24.

Myers GE. Status report on articulators. Council on Dental Materials and Devices (1974). *J Am Dent Assoc* **89**: 1158-1161.

Nagy WW, Goldstein GR. Facebook Use in Clinical Prosthodontic Practice (2019). *J Prosthodont* **28**: 772-774.

Nassif NJ, Al-Salleeh F, Al-Admawi M. The prevalence and treatment needs of symptoms and signs of temporomandibular disorders among young adult males (2003). *J Oral Rehabil* **30**: 944-950.

Neff P. Trauma from occlusion. Restorative concerns (1995). *Dent Clin North Am* **39**: 335-354.

Nitzan DW, Dolwick MF, Martinez GA. Temporomandibular joint arthrocentesis: a simplified treatment for severe, limited mouth opening (1991). *J Oral Maxillofac Surg* **49**: 1163-1167; discussion 1168-1170.

Oancea L, Stegaroiu R, Cristache CM. The influence of temporomandibular joint movement parameters on dental morphology (2018). *Ann Anat* **218**: 49-58.

Odén A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns (1998). *J Prosthet Dent* **80**: 450-456.

Ohrbach R, Dworkin SF. The Evolution of TMD Diagnosis: Past, Present, Future (2016). *J Dent Res* **95**: 1093-1101.

Olthoff LW, Van Der Zel JM, De Ruyter WJ, Vlaar ST, Bosman F. Computer modeling of occlusal surfaces of posterior teeth with the CICERO CAD/CAM system (2000). *J*

Prosthet Dent **84**: 154-162.

Ommerborn MA, Kollmann C, Handschel J, Depprich RA, Lang H, Raab WH. A survey on German dentists regarding the management of craniomandibular disorders (2010). *Clin Oral Investig* **14**: 137-144.

Ordelheide A, Bernhardt O. The effectiveness of occlusal splints for the treatment of craniomandibular dysfunctions—an overview of national and international publications (2009). *Journal of Craniomandibular Function* **1**: 323-338.

Orlando B, Manfredini D, Bosco M. Efficacy of physical therapy in the treatment of masticatory myofascial pain: a literature review (2006). *Minerva Stomatol* **55**: 355-366.

Otto T, Schneider D. Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series (2008). *Int J Prosthodont* **21**: 53-59.

Pankey LD, Mann AW. Oral rehabilitation: Part II. Reconstruction of the upper teeth using a functionally generated path technique (1960). *The Journal of Prosthetic Dentistry* **10**: 151-162.

Patel N. Integrating three-dimensional digital technologies for comprehensive implant dentistry (2010). *J Am Dent Assoc* **141 Suppl 2**: 20s-24s.

Payne E. Reproduction of tooth form (1961). *New Technol. Bull* **1**: 36.

Pelletier LB, Campbell SD. Comparison of condylar control settings using three methods: a bench study (1991). *J Prosthet Dent* **66**: 193-200.

Peroz I, Ahlers MO, Hugger A, Imhoff B, Lange M, Mentler C, Ottl P, Wolowski A. CMD-Screening ist wichtig (2020). *Schmerz* **34**: 436-437.

Piehslinger E, Bauer W, Schmiedmayer HB. Computer simulation of occlusal discrepancies resulting from different mounting techniques (1995). *J Prosthet Dent* **74**: 279-283.

Piehslinger E, Celar AG, Celar RM, Slavicek R. Computerized axiography: principles and methods (1991). *Cranio* **9**: 344-355.

Polansky R, Lorenzoni M, Haas M, Wimmer G, Arnetzl G. Functional quality of molar crown occlusal surfaces in the different design modes of Cerec 2 (2003). *Int J Comput Dent* **6**: 151-162.

Polz MH. [Biomechanical basis of occlusal masticatory surface design] (1981). *Zahntechnik (Zur)* **39**: 126-134.

Polz MH. Die biomechanische Aufwachstechnik bei Inlay- und Onlay-Restaurationen. In: Caesar H: Inlay- und Onlay-Techniken. 1987: 9-40, Neuer Merkur, München.

Pradíes G, Godoy-Ruiz L, Özcan M, Moreno-Hay I, Martínez-Rus F. Analysis of Surface Roughness, Fracture Toughness, and Weibull Characteristics of Different Framework-Veneer Dental Ceramic Assemblies after Grinding, Polishing, and Glazing (2019). *J Prosthodont* **28**: e216-e221.

Preston JD, Duret F. CAD/CAM in dentistry (1997). *Oral Health* **87**: 17-20, 23-14, 26-17.

Price RB, Kolling JN, Clayton JA. Effects of changes in articulator settings on generated occlusal tracings. Part I: Condylar inclination and progressive side shift settings (1991a). *J Prosthet Dent* **65**: 237-243.

- Price RB, Kolling JN, Clayton JA. Effects of changes in articulator settings on generated occlusal tracings. Part II: Immediate side shift, intercondylar distance, and rear and top wall settings (1991b). *J Prosthet Dent* **65**: 377-382.
- Przetak C. [The Peter K. Thomas waxing technic] (1974). *Dent Labor (Munch)* **22**: 983-992.
- Pyo SW, Kim DJ, Han JS, Yeo IL. Ceramic Materials and Technologies Applied to Digital Works in Implant-Supported Restorative Dentistry (2020). *Materials (Basel)* **13**: 1964.
- Racich MJ. Orofacial pain and occlusion: is there a link? An overview of current concepts and the clinical implications (2005). *J Prosthet Dent* **93**: 189-196.
- Rashid A, Matthews NS, Cowgill H. Physiotherapy in the management of disorders of the temporomandibular joint--perceived effectiveness and access to services: a national United Kingdom survey (2013). *Br J Oral Maxillofac Surg* **51**: 52-57.
- Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems (2005). *Eur J Oral Sci* **113**: 174-179.
- Reicheneder C, Proff P, Baumert U, Gedrange T. Comparison of maximum mouth-opening capacity and condylar path length in adults and children during the growth period (2008). *Ann Anat* **190**: 344-350.
- Reissmann DR. Therapie von kranio-mandibulären Dysfunktionen (2017). *Zahnmedizin up2date* **11**: 179-202.
- Reissmann DR, John MT, Schierz O, Hirsch C. [An abbreviated version of RDC/TMD] (2009). *Schmerz* **23**: 618-627.
- Reissmann DR, John MT, Schierz O, Wassell RW. Functional and psychosocial impact related to specific temporomandibular disorder diagnoses (2007). *J Dent* **35**: 643-650.
- Reissmann DR, John MT, Sierwald I. Die Rolle der Okklusion in der Ätiologie von kranio-mandibulären Dysfunktionen (2013). *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt* **122**: 138-144.
- Rekow ED. Digital dentistry: The new state of the art - Is it disruptive or destructive? (2020). *Dent Mater* **36**: 9-24.
- Renner RP, Lau VM. Hinge-axis location and face-bow transfer for edentulous patients (1976). *J Prosthet Dent* **35**: 352-356.
- Richter J, Mehl A. Evaluation for the fully automatic inlay reconstruction by means of the biogeneric tooth model (2006). *Int J Comput Dent* **9**: 101-111.
- Rihani A. Classification of articulators (1980). *J Prosthet Dent* **43**: 344-347.
- Rollman GB, Gillespie JM. The role of psychosocial factors in temporomandibular disorders (2000). *Curr Rev Pain* **4**: 71-81.
- Rudolph H, Luthardt RG, Walter MH. Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology (2007). *Comput Biol Med* **37**: 579-587.
- Rues S, Schwindling FS, Meyer A, Rammelsberg P, Schmitter M. Fracture resistance of zirconia-based all-ceramic crowns after bur adjustment (2017). *Eur J Oral Sci* **125**:

310-313.

Ruge S, Kordass B. 3D-VAS--initial results from computerized visualization of dynamic occlusion (2008). *Int J Comput Dent* **11**: 9-16.

Ruge S, Quooss A, Kordass B. Visual analysis of dynamic occlusion in a virtual articulator (2009). *Journal of Craniomandibular Function* **1**: 215-228.

Ruge S, Quooss A, Kordass B. Variability of closing movements, dynamic occlusion, and occlusal contact patterns during mastication (2011). *Int J Comput Dent* **14**: 119-127.

Sadat-Khonsari R, Fenske C, Kahl-Nieke B, Kirsch I, Jüde HD. The helical axis of the mandible during the opening and closing movement of the mouth (2003). *J Orofac Orthop* **64**: 178-185.

Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. CEREC CAD/CAM Chairside System (2014). *Oral Implantol (Rome)* **7**: 57-70.

Santos GC, Jr., Santos MJ, Jr., Rizkalla AS, Madani DA, El-Mowafy O. Overview of CEREC CAD/CAM chairside system (2013). *Gen Dent* **61**: 36-40; quiz 41.

Sava A, Scutariu M. Functional anatomy of the temporo-mandibular joint (II) (2012a). *Rev Med Chir Soc Med Nat Iasi* **116**: 1213-1217.

Sava A, Scutariu MM. Functional anatomy of the temporomandibular joint (I) (2012b). *Rev Med Chir Soc Med Nat Iasi* **116**: 902-906.

Schenk O. Biogeneric--another step closer to nature. V3.8: largest update since introduction of the 3D software (2010). *Int J Comput Dent* **13**: 169-174.

Schiffman E, Ohrbach R, Truelove E, Look J, Anderson G, Goulet JP, List T, Svensson P, Gonzalez Y, Lobbezoo F, Michelotti A, Brooks SL, Ceusters W, Drangsholt M, Ettl D, Gaul C, Goldberg LJ, Haythornthwaite JA, Hollender L, Jensen R, John MT, De Laat A, de Leeuw R, Maixner W, van der Meulen M, Murray GM, Nixdorf DR, Palla S, Petersson A, Pionchon P, Smith B, Visscher CM, Zakrzewska J, Dworkin SF. Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (DC/TMD) for Clinical and Research Applications: recommendations of the International RDC/TMD Consortium Network* and Orofacial Pain Special Interest Group† (2014). *J Oral Facial Pain Headache* **28**: 6-27.

Schmitter M, Lotze G, Bömicke W, Rues S. Influence of surface treatment on the in-vitro fracture resistance of zirconia-based all-ceramic anterior crowns (2015). *Dent Mater* **31**: 1552-1560.

Schulz D. Die naturgemäße Aufwachstechnik. In: Sucker, R. Okklusions-Konzepte. 1982: 53-86, Verlag Neuer Merkur GmbH, München.

Schulz D. NAT - Die naturgemäße Aufwachstechnik Teil 1: Der anteriore Bereich. 2003: Teamwork Media, Fuchstal.

Schulz D. NAT - Die Naturgemäße Aufwachstechnik Teil 2: der posteriore Bereich. 2008: Teamwork Media, Fuchstal.

Schunke S. Das biomechanische Prinzip nach Zahntechnikermeister M. H. Polz (2010). *Quintessenz Zahntech* **36**: 50-60.

Schuyler CH. The function and importance of incisal guidance in oral rehabilitation. 1963 (2001). *J Prosthet Dent* **86**: 219-232.

- Seubert G. Basiswissen zur naturgemäßen Aufwachstechnik nach D. Schulz. 1995: 9-36, Neuer Merkur, München.
- Shah K, Koka S. Evidence-based practice and barriers to compliance: Face bow transfer (2016). *J Prosthodont Res* **60**: 20-22.
- Sheikholeslam A, Holmgren K, Riise C. A clinical and electromyographic study of the long-term effects of an occlusal splint on the temporal and masseter muscles in patients with functional disorders and nocturnal bruxism (1986). *J Oral Rehabil* **13**: 137-145.
- Shetty S, Shenoy KK, Sabu A. Evaluation of accuracy of transfer of the maxillary occlusal cant of two articulators using two facebow/semi-adjustable articulator systems: An in vivo study (2016). *J Indian Prosthodont Soc* **16**: 248-252.
- Shodadai SP, Türp JC, Gerds T, Strub JR. Is there a benefit of using an arbitrary facebow for the fabrication of a stabilization appliance? (2001). *Int J Prosthodont* **14**: 517-522.
- Sidebottom AJ. Current thinking in temporomandibular joint management (2009). *Br J Oral Maxillofac Surg* **47**: 91-94.
- Simpson JW, Hesby RA, Pfeifer DL, Pelleu GB, Jr. Arbitrary mandibular hinge axis locations (1984). *J Prosthet Dent* **51**: 819-822.
- Slavicek R, Mack H. [The axiograph] (1982). *Inf Orthod Kieferorthop* **14**: 53-62.
- Sloane RB. Recording and transferring the mandibular axis (1952). *J Prosthet Dent* **2**: 172-181.
- Smith SB, Maixner DW, Greenspan JD, Dubner R, Fillingim RB, Ohrbach R, Knott C, Slade GD, Bair E, Gibson DG, Zaykin DV, Weir BS, Maixner W, Diatchenko L. Potential genetic risk factors for chronic TMD: genetic associations from the OPPERA case control study (2011). *J Pain* **12**: T92-101.
- Soni A. Arthrocentesis of Temporomandibular Joint- Bridging the Gap Between Non-Surgical and Surgical Treatment (2019). *Ann Maxillofac Surg* **9**: 158-167.
- Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth (2018). *J Dent Res* **97**: 1082-1091.
- Squier RS. Jaw relation records for fixed prosthodontics (2004). *Dent Clin North Am* **48**: vii, 471-486.
- Stanley M, Paz AG, Miguel I, Coachman C. Fully digital workflow, integrating dental scan, smile design and CAD-CAM: case report (2018). *BMC Oral Health* **18**: 134.
- Starcke EN, Engelmeier RL. The History of Articulators: The Wonderful World of "Grinders," Part III (2016). *J Prosthodont* **25**: 156-169.
- Stuart CE. Die Gnathologische Aufwachstechnik. 1983: Quintessenz Verlag, Berlin.
- Suckert R. Okklusions-Konzepte. 1992: 27-38, Verlag Neuer Merkur GmbH, München.
- Suman V, Sonnahalli NK, Chowdhary R. Use of Facebow device in prosthodontics: A systematic review on randomized control trials (2021). *J Indian Prosthodont Soc* **21**: 11-18.
- Suvinen TI, Reade PC, Kempainen P, Könönen M, Dworkin SF. Review of aetiological concepts of temporomandibular pain disorders: towards a

biopsychosocial model for integration of physical disorder factors with psychological and psychosocial illness impact factors (2005). *Eur J Pain* **9**: 613-633.

Tamaki K, Celar AG, Beyrer S, Aoki H. Reproduction of excursive tooth contact in an articulator with computerized axiography data (1997). *J Prosthet Dent* **78**: 373-378.

Thanabalan N, Amin K, Butt K, Bourne G. Interocclusal Records in Fixed Prosthodontics (2019). *Prim Dent J* **8**: 40-47.

Thomas PK, Tateno G. Die gnathologische Okklusion: Die Wissenschaft der organischen Okklusion. 1982: Quintessenz Verlag, Berlin.

Tiwari B, Ladha K, Lalit A, Dwarakananda Naik B. Occlusal concepts in full mouth rehabilitation: an overview (2014). *J Indian Prosthodont Soc* **14**: 344-351.

Tomita Y, Uechi J, Konno M, Sasamoto S, Iijima M, Mizoguchi I. Accuracy of digital models generated by conventional impression/plaster-model methods and intraoral scanning (2018). *Dent Mater J* **37**: 628-633.

Türp JC, Alt KW, Schindler HJ. Okklusion. In: Curriculum Orale Physiologie. 2006a: 22-33, Quintessenz-Verlag, Berlin.

Türp JC, Greene CS, Strub JR. Dental occlusion: a critical reflection on past, present and future concepts (2008). *J Oral Rehabil* **35**: 446-453.

Türp JC, Hugger A, Nilges P, Hugger S, Siegert J, Busche E, Effenberger S, Schindler HJ. [Recommendations for the standardized evaluation and classification of painful temporomandibular disorders: an update] (2006b). *Schmerz* **20**: 481-489.

Türp JC, John M, Nilges P, Jürgens J. [Recommendations for the standardized evaluation and classification of patients with painful temporomandibular disorders] (2000). *Schmerz* **14**: 416-428.

Türp JC, Komine F, Hugger A. Efficacy of stabilization splints for the management of patients with masticatory muscle pain: a qualitative systematic review (2004). *Clin Oral Investig* **8**: 179-195.

Türp JC, Schindler HJ. [Relationship between occlusion and myoarthropathy. Introduction of an integrating neurobiological model] (2003). *Schweiz Monatsschr Zahnmed* **113**: 964-977.

Türp JC, Schindler HJ. Screening für kranio-mandibuläre Dysfunktionen (2020). *Schmerz* **34**: 13-20.

Türp JC, Schindler HJ, Antes G. [Temporomandibular disorders: Evaluation of the usefulness of a self-test questionnaire] (2013). *Z Evid Fortbild Qual Gesundheitswes* **107**: 285-290.

Úry E, Fornai C, Weber GW. Accuracy of transferring analog dental casts to a virtual articulator (2020). *J Prosthet Dent* **123**: 305-313.

Utz K, Hugger A, Ahlers M, Seeher W. S2k-Leitlinie (Langversion) Instrumentelle zahnärztliche Funktionsanalyse/ S2 k Guideline (Extended Version) (2016). *J Craniomandibul Funct* **8**: 185-236.

Vailati F, Belser UC. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 1 (2008). *Eur J Esthet Dent* **3**: 30-44.

van Noort R. The future of dental devices is digital (2012). *Dent Mater* **28**: 3-12.

Vanderas AP, Papagiannoulis L. Multifactorial analysis of the aetiology of

craniomandibular dysfunction in children (2002). *Int J Paediatr Dent* **12**: 336-346.

von Stein-Lausnitz M, Sterzenbach G, Helm I, Zorn A, Blankenstein FH, Ruge S, Kordaß B, Beuer F, Peroz I. Does a face-bow lead to better occlusion in complete dentures? A randomized controlled trial: part I (2018). *Clin Oral Investig* **22**: 773-782.

Vos LM, Huddleston Slater JJ, Stegenga B. Lavage therapy versus nonsurgical therapy for the treatment of arthralgia of the temporomandibular joint: a systematic review of randomized controlled trials (2013). *J Orofac Pain* **27**: 171-179.

Walker PM. Discrepancies between arbitrary and true hinge axes (1980). *J Prosthet Dent* **43**: 279-285.

Wang F, Tang Q, Xi S, Liu R, Niu L. Comparison and evaluation of the morphology of crowns generated by biogeneric design technique with CEREC chairside system (2020). *PLoS One* **15**: e0227050.

Wang M, Mehta N. A possible biomechanical role of occlusal cusp-fossa contact relationships (2013). *J Oral Rehabil* **40**: 69-79.

Weinberg LA. The transverse hinge axis: real or imaginary (1959). *The Journal of Prosthetic Dentistry* **9**: 775-787.

Weiner S. Biomechanics of occlusion and the articulator (1995). *Dent Clin North Am* **39**: 257-284.

Yuan F, Dai N, Tian S, Zhang B, Sun Y, Yu Q, Liu H. Personalized design technique for the dental occlusal surface based on conditional generative adversarial networks (2020). *Int J Numer Method Biomed Eng* **36**: e3321.

Yuasa H, Kino K, Kubota E, Kakudo K, Sugisaki M, Nishiyama A, Matsuka Y, Ogi N. Primary treatment of temporomandibular disorders: The Japanese Society for the temporomandibular joint evidence-based clinical practice guidelines, 2nd edition (2013). *Japanese Dental Science Review* **49**: 89-98.

Zebris Medical GmbH. Messsystem zur Kieferregistrierung: JMANalyser+; Technische Daten und Gebrauchsanweisung 2013: Zebris Medical GmbH, Isny, Deutschland.

Zhang R, Ding Q, Sun Y, Zhang L, Xie Q. Assessment of CAD-CAM zirconia crowns designed with 2 different methods: A self-controlled clinical trial (2018). *J Prosthet Dent* **120**: 686-692.

Zheng S-X, Li J, Sun Q-F. A novel 3D morphing approach for tooth occlusal surface reconstruction (2011). *Computer-Aided Design* **43**: 293-302.

Zuckerman GR. Practical considerations for using the face-bow for complete denture prosthodontics (1985). *J Prosthet Dent* **53**: 219-221.

8 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

8.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Diagnostisches Stufenschema für Patienten mit CMD-assoziierten Symptomen (Türp et al., 2000; Türp et al., 2006b).....	12
Abbildung 2: Darstellung des okklusalen Kompasses mit dem internationalen Farbcode der naturgemäßen Aufwachstechnik (Schulz, 1982)	19
Abbildung 3: Graphische Darstellung des Studienablaufs	33
Abbildung 4: Klinische Darstellung der Okklusion im Unterkiefer (Links: Statische Okklusionskontakte angezeichnet mit schwarzer Okklusionsfolie; Rechts: Dynamische Okklusionskontakte angezeichnet mit roter Okklusionsfolie).....	35
Abbildung 5: Angelegter arbiträrer Gesichtsbogen (Links: Frontale Ansicht; Rechts: Laterale Ansicht)	37
Abbildung 6: Links: Spaltfreies Anliegen der Bissgabel an der Oberkieferzahnreihe; Rechts: Gelenksupport mit verbundener Bissgabel zur arbiträren Übertragung der registrierten Position des Oberkiefers in den Artikulator	37
Abbildung 7: Links: An der Unterkieferzahnreihe fixierter paraokklusaler Löffel; Rechts: Kopplungslöffel für die Oberkieferzahnreihe mit geringen Höckerimpressionen	39
Abbildung 8: Klinische Darstellung des angelegten digitalen Messsystems (Links: Frontalansicht; Rechts: Lateralansicht)	40
Abbildung 9: „Report“: Übersicht der Zusammenfassung aller patientenspezifischen Bewegungsparameter zur Programmierung eines volljustierbaren mechanischen Artikulators	42
Abbildung 10: Präzisionsabformungen (Links: Oberkiefer; Rechts: Unterkiefer).....	44
Abbildung 11: Darstellung eines hergestellten Gipsmodellpaars.....	46
Abbildung 12: Arbiträre Gesichtsbogenübertragung des Oberkiefers in den Artikulator (Links: Vorbereitetes Oberkiefermodell auf fixierter Bissgabel; Rechts: Einartikuliertes Oberkiefermodell)	49
Abbildung 13: Übertragung auf Grundlage digital erhobener Kieferbewegungsdaten	50
Abbildung 14: Übersicht: 1. Reihe „Mittelwertig“; 2. Reihe „Arbiträr“; 3. Reihe „Digital“	50
Abbildung 15: Links: Statische Okklusion im Unterkiefer vor Anpassung; Rechts: Statische Okklusion im Unterkiefer nach Anpassung an die klinische Kontaktsituation.....	51
Abbildung 16: Darstellung der statischen (schwarz) und dynamischen (rot) Okklusionskontakte (von links nach rechts: „mittelwertig“; „arbiträr“ und „digital“)	52
Abbildung 17: Vorläufige Präparation im ersten Quadranten des Arbeitsmodells (okklusale Reduktion)	53
Abbildung 18: Finale Präparation im ersten Quadranten des Arbeitsmodells mit Retentionskästen als Verdrehschutz	53
Abbildung 19: Links: Scanvorgang des Oberkiefers mit fixiertem Kopplungslöffel; Rechts: Bukkalscan der im Artikulator montierten Kiefermodelle	55
Abbildung 20: Bildschirmfoto aus der Rekonstruktionssoftware von links nach rechts: Anzeichnen der	

Präparationsgrenze; Darstellung aller Präparationsgrenzen; Darstellung der Einschubrichtung und des Zementspalts	56
Abbildung 21: Bildschirmfoto aus der Rekonstruktionssoftware: Darstellung der statischen Okklusion (blaue Kontaktpunkte) auf den Restaurationen (gelb) im ersten Quadranten.....	57
Abbildung 22: Bildschirmfoto aus der Rekonstruktionssoftware: Genauere Darstellung der Rekonstruktion nach statischer Anpassung (Links: Bukkale Ansicht; Rechts: Palatinale Ansicht).....	57
Abbildung 23: Beispiel für die gedruckten Restaurationen mit den drei Vergleichsgruppen („Mittelwertig“, „Arbiträr“ und „Digital“) eines Studienteilnehmers	59
Abbildung 24: Darstellung der eingegliederten Restauration eines Registrierungstyps auf dem Arbeitsmodell	59
Abbildung 25: Darstellung des Matchingprozesses (Links) und Markierung der zu überlagernden Fläche am Originalmodell (Rechts)	62
Abbildung 26: „Report“: Darstellung der Ergebnisse der Überlagerung mit der Originalkauffläche	62
Abbildung 27: „Report“: Analyse der Höckerneigungswinkel; Oben: Darstellung der maximalen Steigung der einzelnen Höcker; Unten: Darstellung der jeweiligen Gradanzahl (Winkel) der einzelnen Höcker	64
Abbildung 28: Box-Whisker-Plot, Ergebnisse des Flächenvergleichs zwischen der Restaurationsoberfläche und der Originalkauffläche	67
Abbildung 29: Ergebnisse der Einschleifmaßnahmen der Restaurationen mit Signifikanzen; Mann-Whitney-U-Test; *p < 0,001; **p = 0,001; *** p = 0,019	68
Abbildung 30: Ergebnisse des statischen Okklusionsvergleichs zwischen der klinischen Ausgangssituation und der in den Artikulator übertragenen Situation.....	70
Abbildung 31: Ergebnisse des dynamischen Okklusionsvergleichs zwischen der klinischen Ausgangssituation und der in den Artikulator übertragenen Situation.....	71
Abbildung 32: Ergebnisse des statischen Okklusionsvergleichs zwischen der Ausgangssituation und der Situation nach dem Einschleifen der Restaurationen	72
Abbildung 33: Ergebnisse des dynamischen Okklusionsvergleichs zwischen der Ausgangssituation und der Situation nach dem Einschleifen der Restaurationen	73
Abbildung 34: Ergebnisse des Vergleichs der Höckerneigungswinkel zwischen der gesamten Restaurationsoberfläche und der Originalkauffläche	75
Abbildung 35: Ergebnisse des Vergleichs der Höckerneigungswinkel zwischen einzelnen Rekonstruktionen und der Originalkauffläche	76

8.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Einteilung elektronischer Messsysteme	8
Tabelle 2: Übersicht der Kriterien für das Shimstockprotokoll	35
Tabelle 3: Übersicht der am Arbeitsmodell präparierten Quadranten aller Studienteilnehmer	130

9 Abkürzungsverzeichnis

Arbiträr	Nach einer arbiträren Gesichtsbogenregistrierung in den Artikulator übertragen
CAD	Computer-aided-design
CAM	Computer-aided-manufacturing
CMD	Kraniomandibuläre Dysfunktion
Digital	Nach einer individuellen Kiefergelenksregistrierung in den Artikulator übertragen
FGP	Functionally generated path
JMA	Jaw Motion Analyser
MAP	Myoathropathie
Mittelwertig	Nach mittelwertigen Gesichtspunkten (Bonwill Dreieck) in den Artikulator übertragen

10 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen herzlich bedanken, die mich bei der vorliegenden Arbeit unterstützt haben:

Als erstes möchte ich mich bei meiner Doktormutter Frau Prof. Dr. Karin Huth für die Überlassung des interessanten Themas bedanken.

Des Weiteren danke ich Herrn Prof. Dr. Reinhard Hickel, Direktor der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie, dass ich diese Arbeit in seinem Hause durchführen durfte.

Ein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. Maximilian Kollmuß für die fachlich und menschlich hervorragende Betreuung. Vielen Dank für den hohen persönlichen Einsatz, die zahlreichen Korrekturen sowie kritischen und qualifizierten Ratschläge. Zusätzlich möchte ich mich auch bei dem Dentallabor Kollmuß für die Bereitstellung aller notwendigen zahntechnischen Hilfsmittel sowie die kontinuierliche Unterstützung aller Mitarbeiter:innen bedanken.

Außerdem möchte ich mich bei Frau PD Dr. med. dent. Christine Keul sowie Herrn Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing. Kurt Erdelt für die gute Zusammenarbeit und Unterstützung bedanken.

Mein weiterer Dank gilt auch allen Probanden, die diese Studie erst ermöglicht haben.

Abschließend möchte ich mich bei meiner Familie, meiner Schwester Susanne, meiner Freundin Gina sowie meinen engsten Freunden bedanken, die stets ermutigende Worte für mich fanden und mich auf diesem Weg begleitet haben.

An meine Eltern Dr. Christoph Maurer und Jutta Maurer-Hiemeyer richtet sich mein außerordentlicher Dank, ohne deren liebevolle, umfangreiche moralische und finanzielle Unterstützung mein Studium sowie diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre. Danke, dass ihr immer an mich glaubt.

11 Anhang

11.1 Anhang 1 – Patienteninformation und Einwilligungserklärung



KLINIKUM
DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN

CAMPUS INNENSTADT
POLIKLINIK FÜR ZAHNERHALTUNG
UND PARODONTOLOGIE
PROF. DR. REINHARD HICKEL



Patienteninformation und Einwilligungserklärung

Dr. Maximilian Kollmuß (Studienleiter)
Prof. Dr. Karin C. Huth, MME

Telefon: +49 (0)89 4400-59377
Telefax: +49 (0)89 4400-59302

maximilian.kollmuss@med.uni-muenchen.de

www.dent.med.uni-muenchen.de

Postanschrift:
Goethestr. 70
D-80336 München

I. Patienteninformation

Studientitel:

Einfluss einer individuellen Kiefergelenksregistrierung auf die Rekonstruktion von okklusalen Oberflächen

Sehr geehrte Patientin, sehr geehrter Patient!

Sie werden gefragt, ob Sie damit einverstanden sind, an einer Studie im Bereich der zahnärztlichen Funktionsdiagnostik (dynamische Kieferbewegungen) teilzunehmen. Ziel dieser Studie ist es zu untersuchen, inwieweit eine individuelle, digitale Erfassung Ihrer Kiefergelenksbewegungen einen Einfluss auf die Rekonstruktion von Kauflächen im Rahmen der Anfertigung von Zahnersatz hat.

Sie wurden ausgewählt, da bei Ihnen gesunde Zahn- und Bissverhältnisse vorliegen, die im Rahmen dieser Studie als Referenz dienen sollen.

Dazu sollen von Ihrem Ober- und Unterkiefer Abformungen aus einem elastischen Material genommen werden, die im Anschluss zur Herstellung von Gipsmodellen Ihrer Zahnbögen verwendet werden. Zusätzlich werden zwei verschiedene Erfassungsverfahren Ihrer Bisslage durchgeführt: Im analogen Verfahren kommt ein sogenannter „**arbiträrer Gesichtsbogen**“ zum Einsatz, im digitalen Verfahren ein **elektronischer Gesichtsbogen**. Diese Systeme können die Lage Ihrer Kiefer im Bezug zu den anderen Schädelknochen registrieren und im Falle des elektronischen Gesichtsbogens zusätzlich Ihre Kiefergelenksbewegungen aufzeichnen. Dies nimmt etwa 20 Minuten in Anspruch.

Direktor der Klinik: Prof. Dr. Reinhard Hickel

Das Klinikum der Universität München ist eine Anstalt des Öffentlichen Rechts

Vorstand: Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. med. Karl-Walter Jauch (Vorsitz), Kaufmännischer Direktor: Markus Zendler
Pflegedirektor: Marcus Huppertz, Vertreter der Medizinischen Fakultät: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel (Dekan)
Institutionskennzeichen: 260 914 050, Umsatzsteuer-Identifikationsnummer gemäß §27a Umsatzsteuergesetz: DE813536017

Im Anschluss an diese beiden Verfahren erfolgen alle weiteren Schritte dieser Studie im zahntechnischen Labor. Ihre Kiefermodelle werden mithilfe der verschiedenen gewonnenen Daten in einen Artikulator (Gerät zur Simulation von Kieferbewegungen) eingestellt und die Bissituation mit der klinischen Ausgangssituation verglichen. Nun werden am Gipsmodell einzelne Zähne beschliffen und anschließend digital rekonstruiert, um den Einfluss der verschiedenen Registrierverfahren zu untersuchen.

Durch die Teilnahme an dieser Studie entstehen Ihnen keine Kosten. Die Behandlung ist für sie schmerzfrei und ungefährlich. Es werden im Rahmen dieser Studie keine zahnärztlich-invasiven Maßnahmen durchgeführt. Somit entstehen keine studienspezifischen zusätzlichen Belastungen für Sie.

Eine Probandenversicherung oder Wegeversicherung wurde nicht abgeschlossen.

Bei dieser Studie werden die Vorschriften über die ärztliche Schweigepflicht und den Datenschutz eingehalten. Es werden persönliche Daten und Befunde über Sie erhoben, gespeichert und in irreversibel anonymisierter Form weitergegeben.

Die Anonymisierung der Fragebögen erfolgt ebenfalls über einen Verschlüsselungscode, der keine persönlichen Daten von Ihnen (Namen, Geburtsdatum, etc.) enthält. Die Auswertung erfolgt nach Abschluss der Studie nach den Regeln der wissenschaftlichen Praxis durch den Studienleiter. Die Fragebögen sowie die ausgewerteten Daten werden 10 Jahre im Studienarchiv unter Verschluss aufbewahrt.

Auch im Falle von Veröffentlichungen der Studienergebnisse bleibt die Vertraulichkeit der persönlichen Daten gewährleistet.

Sie sind berechtigt, Auskunft über die sie betreffenden personenbezogenen Daten zu erhalten sowie deren Berichtigung oder ggf. Löschung zu verlangen. Hierbei ist zu beachten, dass kein Anspruch auf Löschung besteht, sofern die Daten für wissenschaftliche Forschung erforderlich sind und die Löschung voraussichtlich die Verwirklichung der Ziele unmöglich macht oder ernsthaft beeinträchtigt. Ob das der Fall ist, entscheidet nicht der Forscher, sondern ein unabhängiger Dritter oder ein unabhängiges Gremium (z. B. Ethikkommission). Sollten Sie der Auffassung sein, dass eine rechtswidrige Verarbeitung Ihrer Daten erfolgt, so kommt Ihnen ein Beschwerderecht zu, aufgrund dessen Sie sich bei der zuständigen Aufsichtsbehörde für den Datenschutz beschweren können. Die Anschrift der für und zuständigen Aufsichtsbehörde lautet:

Bayerischer Landesbeauftragter für den Datenschutz (BayLfD)
Postanschrift: Postfach 22 12 19, 80502 München
Hausanschrift: Wagnmüllerstr. 1, 80538 München
Tel.: 089 212672-0
Fax: 089 212672-50

Des Weiteren ist der behördliche Datenschutzbeauftragte des Klinikums der Universität München für die Datenverarbeitung zuständig:

Herr Gerhard Meyer
Behördlicher Datenschutzbeauftragter
Klinikum der Universität München
Pettenkoferstr. 8
80336 München
E-Mail: datenschutz@med.uni-muenchen.de

Die Teilnahme an dieser Studie erfolgt freiwillig. Sie können jederzeit und ohne Angabe von Gründen Ihr Einverständnis zur Teilnahme an dem Forschungsvorhaben zurücknehmen, ohne dass Ihnen hieraus Nachteile entstehen.

Aufklärender Zahnarzt: _____

II. Einwilligungserklärung

Studientitel:

Einfluss einer individuellen Kiefergelenksregistrierung auf die Rekonstruktion von okklusalen Oberflächen

Hiermit willige ich in die Teilnahme an der oben genannten klinischen Studie mit den dazugehörigen Behandlungen nach Maßgabe der Patienteninformation ein.

Die Teilnahme erfolgt freiwillig. Im Rahmen dieser Studie werden bei Ihnen zwei verschiedene Registrierverfahren zur Aufzeichnung der Bewegungen Ihres Kiefergelenks durchgeführt. Zusätzlich werden Abformungen Ihres Ober- und Unterkiefers durchgeführt. Dies bedeutet einen zeitlichen Aufwand von etwa 20 Minuten. Darüber hinaus treten keine studienbedingten Belastungen auf.

Es wurde keine besondere Probanden-/Wegeversicherung abgeschlossen.

Bei dieser Studie werden die Vorschriften über die ärztliche Schweigepflicht und den Datenschutz eingehalten. Es werden persönliche Daten und Befunde über Sie erhoben, gespeichert und in irreversibel anonymisierter Form weitergegeben.

Die Anonymisierung der Fragebögen erfolgt ebenfalls über einen Verschlüsselungscode, der keine persönlichen Daten von Ihnen (Namen, Geburtsdatum, etc.) enthält. Die Auswertung erfolgt nach Abschluss der Studie nach den Regeln der wissenschaftlichen Praxis durch den Studienleiter. Die Fragebögen sowie die ausgewerteten Daten werden 10 Jahre im Studienarchiv unter Verschluss aufbewahrt.

Auch im Falle von Veröffentlichungen der Studienergebnisse bleibt die Vertraulichkeit der persönlichen Daten gewährleistet.

Sie sind berechtigt, Auskunft über die sie betreffenden personenbezogenen Daten zu erhalten sowie deren Berichtigung oder ggf. Löschung zu verlangen. Hierbei ist zu beachten, dass kein Anspruch auf Löschung besteht, sofern die Daten für wissenschaftliche Forschung erforderlich sind und die Löschung voraussichtlich die Verwirklichung der Ziele unmöglich macht oder ernsthaft beeinträchtigt. Ob das der Fall ist, entscheidet nicht der Forscher, sondern ein unabhängiger Dritter oder ein unabhängiges Gremium (z. B. Ethikkommission). Sollten Sie der Auffassung sein, dass eine rechtswidrige Verarbeitung Ihrer Daten erfolgt, so kommt Ihnen ein Beschwerderecht zu, aufgrund dessen Sie sich bei der zuständigen Aufsichtsbehörde für den Datenschutz beschweren können.

Die Anschrift der für und zuständigen Aufsichtsbehörde lautet:

Bayerischer Landesbeauftragter für den Datenschutz (BayLfD)
Postanschrift: Postfach 22 12 19, 80502 München
Hausanschrift: Wagnmüllerstr. 1, 80538 München
Tel.: 089 212672-0
Fax: 089 212672-50

Des Weiteren ist der behördliche Datenschutzbeauftragte des Klinikums der Universität München für die Datenverarbeitung zuständig:

Herr Gerhard Meyer
Behördlicher Datenschutzbeauftragter
Klinikum der Universität München
Pettenkoferstr. 8
80336 München
E-Mail: datenschutz@med.uni-muenchen.de

Mir ist bekannt, dass ich jederzeit und ohne Angabe von Gründen das Einverständnis zur Teilnahme an dem Forschungsvorhaben zurücknehmen kann, ohne dass mir hieraus Nachteile entstehen.

Ich bin mit der Erhebung und Verwendung persönlicher Daten und Befunddaten nach Maßgabe der Patienteninformation einverstanden.

München, _____

Unterschrift Patient:

Unterschrift Zahnarzt:

11.2 Anhang 2 – Anamnesebogen (Klinik)



CAMPUS INNENSTADT
POLIKLINIK FÜR ZAHNERHALTUNG
UND PARODONTOLOGIE
PROF. DR. REINHARD HICKEL



AG Dr. Kollmuß / Prof. Dr. Huth

Einfluss einer individuellen Kiefergelenksregistrierung auf die Rekonstruktion von okklusalen Oberflächen

PATIENTENSCREENING

(CODEAUFKLEBER)

Datum: _____

Teil 1: Allgemeines

	Nein	ja	Falls ja...
<p>Wurden Sie in der Vergangenheit am Kiefergelenk oder am Kiefer operiert und/oder hatten sie dort eine Verletzung?</p>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<p>Was wurde behandelt?</p> <p>_____</p> <p>Wann wurde die Behandlung durchgeführt?</p> <p>_____</p>
<p>Sind bei Ihnen Allergien gegen zahnärztliche Materialien bekannt (Kunststoffe, Abformmaterialien etc.)?</p>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<p>Welche?</p> <p>_____</p>
<p>Sind Sie oder waren Sie im erwachsenenalter (>18 Jahre) in kieferorthopädischer Behandlung?</p>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

Direktor der Klinik: Prof. Dr. Reinhard Hickel

Das Klinikum der Universität München ist eine Anstalt des Öffentlichen Rechts

Vorstand: Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. med. Karl-Walter Jauch (Vorsitz), Kaufmännischer Direktor: Markus Zendler
 Pflegedirektor: Marcus Huppertz, Vertreter der Medizinischen Fakultät: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel (Dekan)
 Institutionskennzeichen: 260 914 050, Umsatzsteuer-Identifikationsnummer gemäß §27a Umsatzsteuergesetz: DE813536017

Teil 2: zahnärztlicher Befund

Zahnersatz																		
Befund																		
Datum:	18	17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27	28		
	R 8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8	L	
Befund																		
Zahnersatz																		

Höcker durch zahnärztliche Restaurationen ersetzt?

ja

nein

↓
Studienausschluss

11.3 Anhang 3 – Befundbogen (Klinik)



CAMPUS INNENSTADT
POLIKLINIK FÜR ZAHNERHALTUNG
UND PARODONTOLOGIE
PROF. DR. REINHARD HICKEL



AG Dr. Kollmuß / Prof. Dr. Huth

Einfluss einer individuellen Kiefergelenksregistrierung auf die Rekonstruktion von okklusalen Oberflächen

Dokumentationsbogen BASELINE

(CODEAUFKLEBER)

Datum: _____

1) Klinische Funktionsuntersuchung

	Nein	Ja	Anmerkung
Mundöffnung asymmetrisch	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Mundöffnung eingeschränkt	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Gelenkgeräusche	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Kiefergelenkschmerz bei maximaler Mundöffnung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Palpation der Kiefergelenke schmerzhaft	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Muskelpalpation schmerzhaft (M. temporalis li/re, M. masseter li/re, M. sternocleidomastoideus li/re)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Falls ja: wo?

Direktor der Klinik: Prof. Dr. Reinhard Hickel

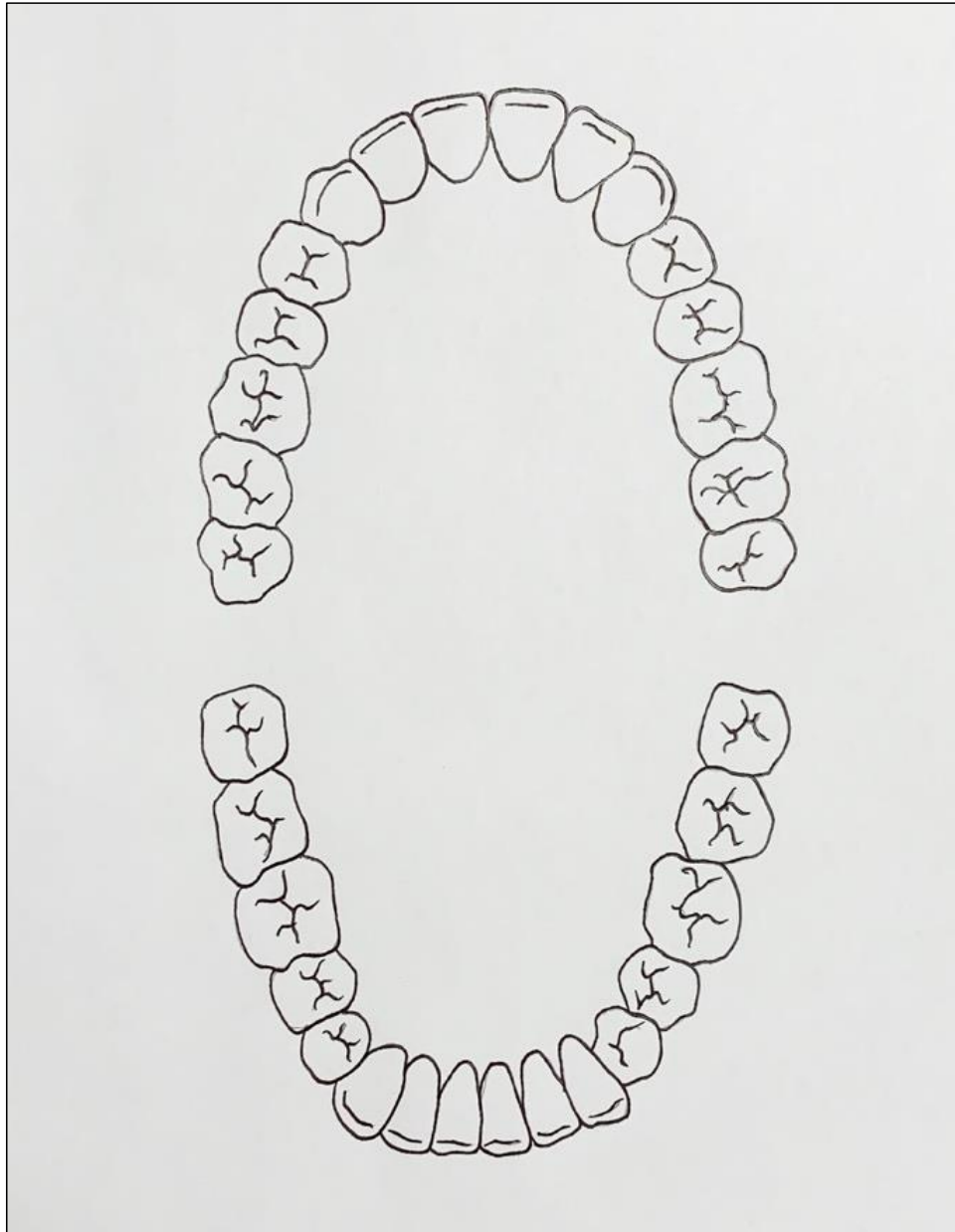
Das Klinikum der Universität München ist eine Anstalt des Öffentlichen Rechts

Vorstand: Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. med. Karl-Walter Jauch (Vorsitz), Kaufmännischer Direktor: Markus Zendler
Pflegedirektor: Marcus Huppertz, Vertreter der Medizinischen Fakultät: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel (Dekan)
Institutionskennzeichen: 260 914 050, Umsatzsteuer-Identifikationsnummer gemäß § 27a Umsatzsteuergesetz: DE813536017

2) Statische Okklusion

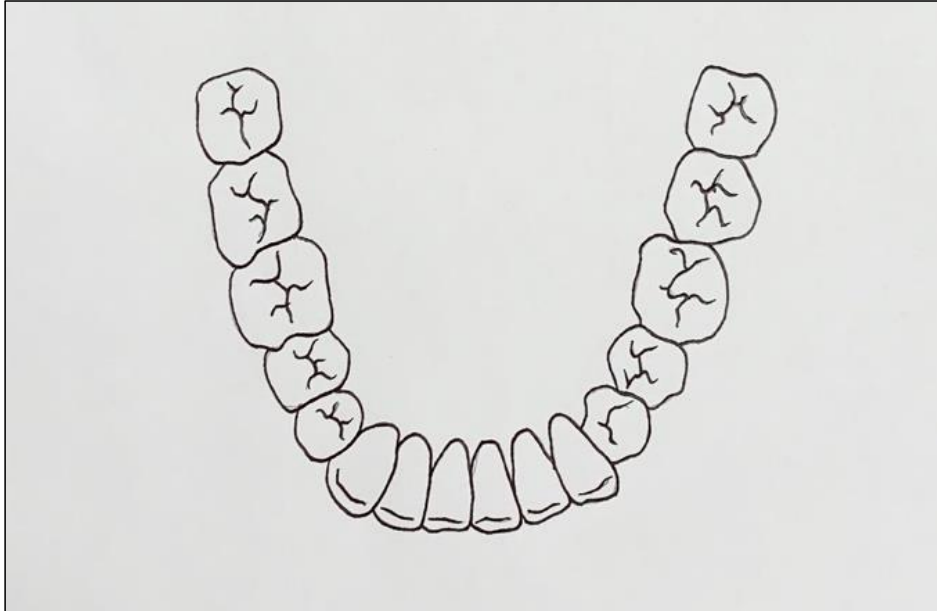
Shimstockprotokoll (+ Shimstockfolie hält, o Shimstockfolie lässt sich durchziehen, – kein Kontakt)

zusätzlich Okklusionsfolie (Anzahl und Lage der Kontaktpunkte)



3) Dynamische Okklusion

Okklusionsfolie (Anzahl und Lage der Arbeits- und Balancekontakte)



4) Abformungen und Registerate

Impregum-Abformungen OK/UK

Arbiträrer Gesichtsbogen

Elektronischer Gesichtsbogen

11.4 Anhang 4 – Befundbogen (Labor)



KLINIKUM
DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN

CAMPUS INNENSTADT
POLIKLINIK FÜR ZAHNERHALTUNG
UND PARODONTOLOGIE
PROF. DR. REINHARD HICKEL



AG Dr. Kollmuß / Prof. Dr. Huth

Einfluss einer individuellen Kiefergelenksregistrierung auf die Rekonstruktion von okklusalen Oberflächen

Dokumentationsbogen Labor

(CODEAUFKLEBER)

Datum: _____

A) Herstellung und Einartikulieren (3x) der Gipsmodelle

B) Vergleich der Statik und Dynamik

1) Vergleich der statischen Kontakte im Artikulator

Erfolgte eine Anpassung der statischen Kontakte an die klinische Situation?

ja

nein

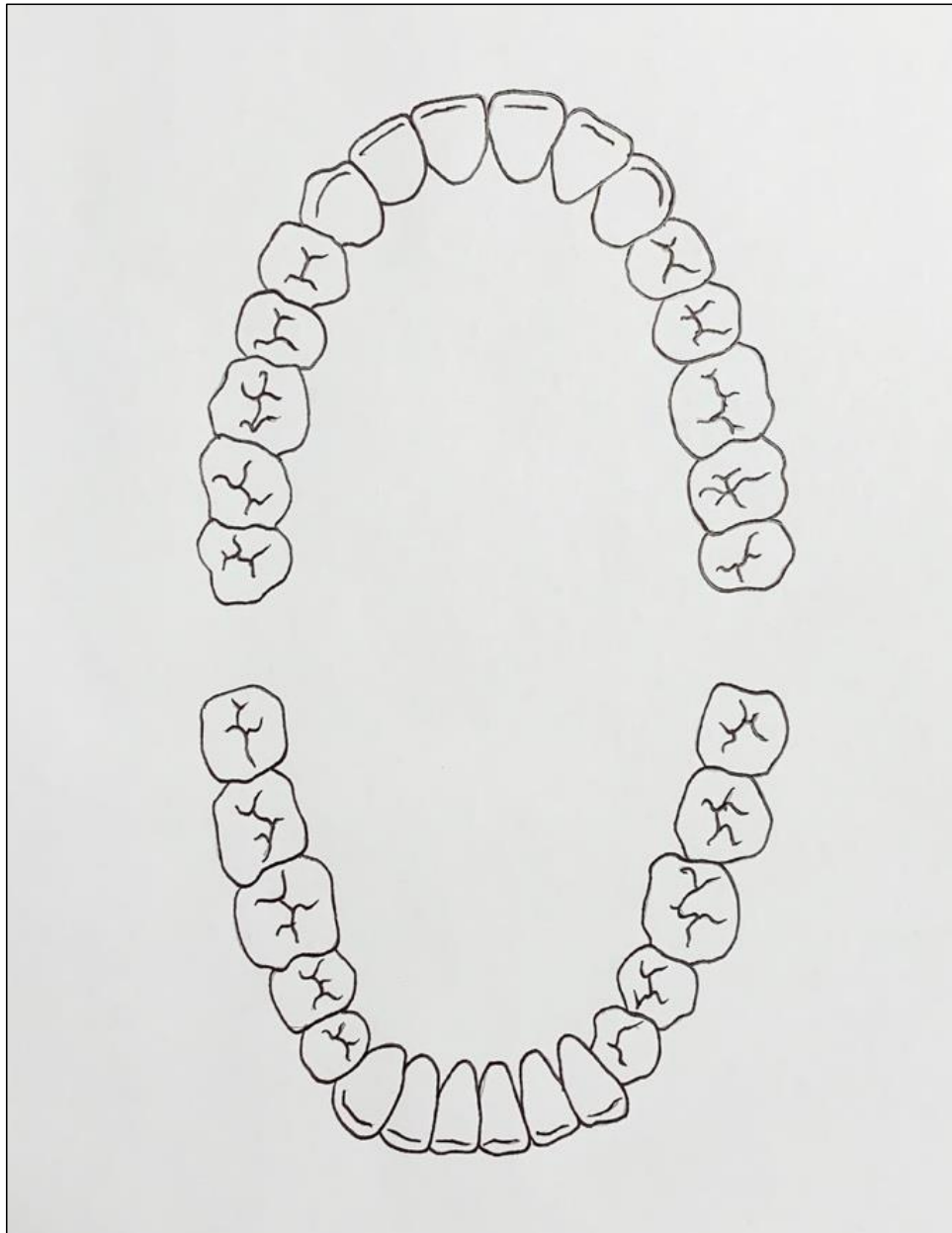
Fotographische Dokumentation

Direktor der Klinik: Prof. Dr. Reinhard Hickel

Das Klinikum der Universität München ist eine Anstalt des Öffentlichen Rechts

Vorstand: Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. med. Karl-Walter Jauch (Vorsitz), Kaufmännischer Direktor: Markus Zendler
Pflegedirektor: Marcus Huppertz, Vertreter der Medizinischen Fakultät: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel (Dekan)
Institutionskennzeichen: 260 914 050, Umsatzsteuer-Identifikationsnummer gemäß §27a Umsatzsteuergesetz: DE813536017

2) Lage der statischen Kontakte nach Anpassung im Artikulator

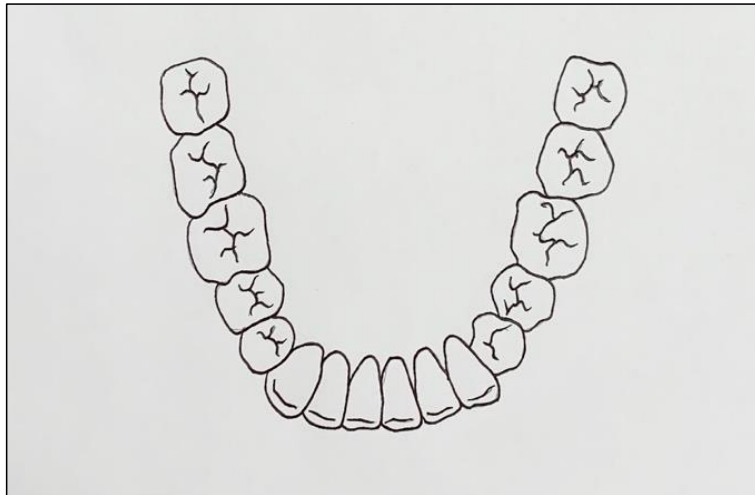


3) Vergleich der dynamischen Kontakte im Artikulator

a) Gruppe A („mittelwertig“)

keine Abweichung

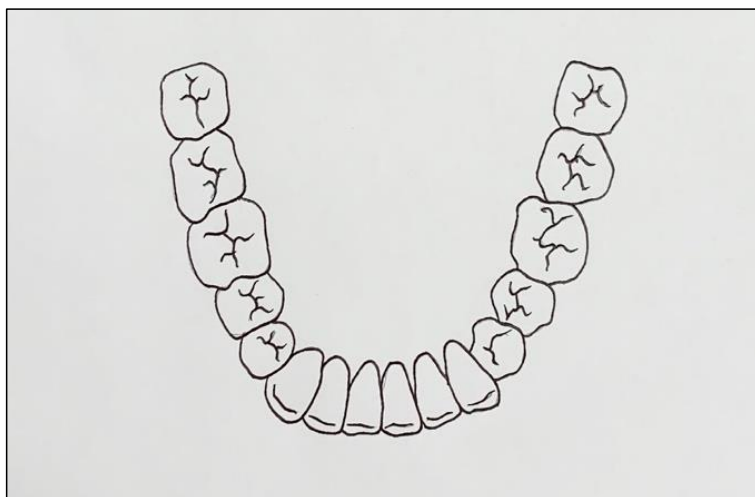
bei Abweichung: welche?



b) Gruppe B („analog“)

keine Abweichung

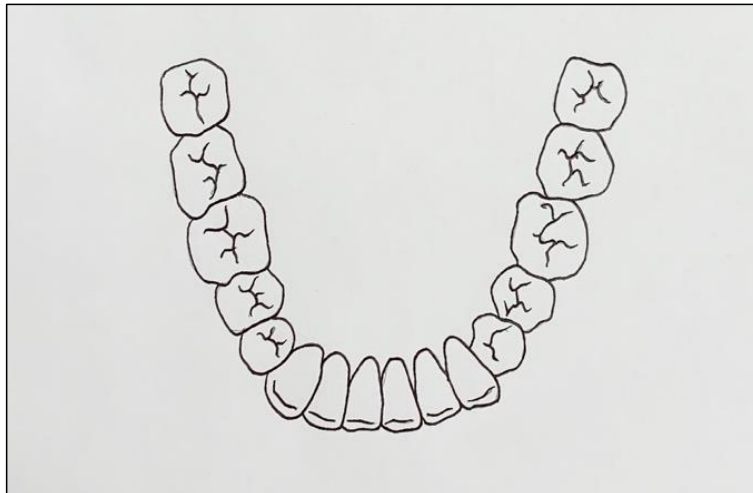
bei Abweichung: welche?



c) Gruppe C („digital“)

keine Abweichung

bei Abweichung: welche?



C) Digitalisierung der Gipsmodelle („Ausgangssituation“)

D) Kavitätenpräparation

I. Quadrant II. Quadrant III. Quadrant IV. Quadrant

E) Digitalisierung der präparierten Modelle

F) Rekonstruktion (digitale Software)

G) Vergleich der rekonstruierten Okklusalflächen

Gruppe A/Original

Gruppe B/Origina

Gruppe C/Original



H) Fräsen der konstruierten Restaurationen

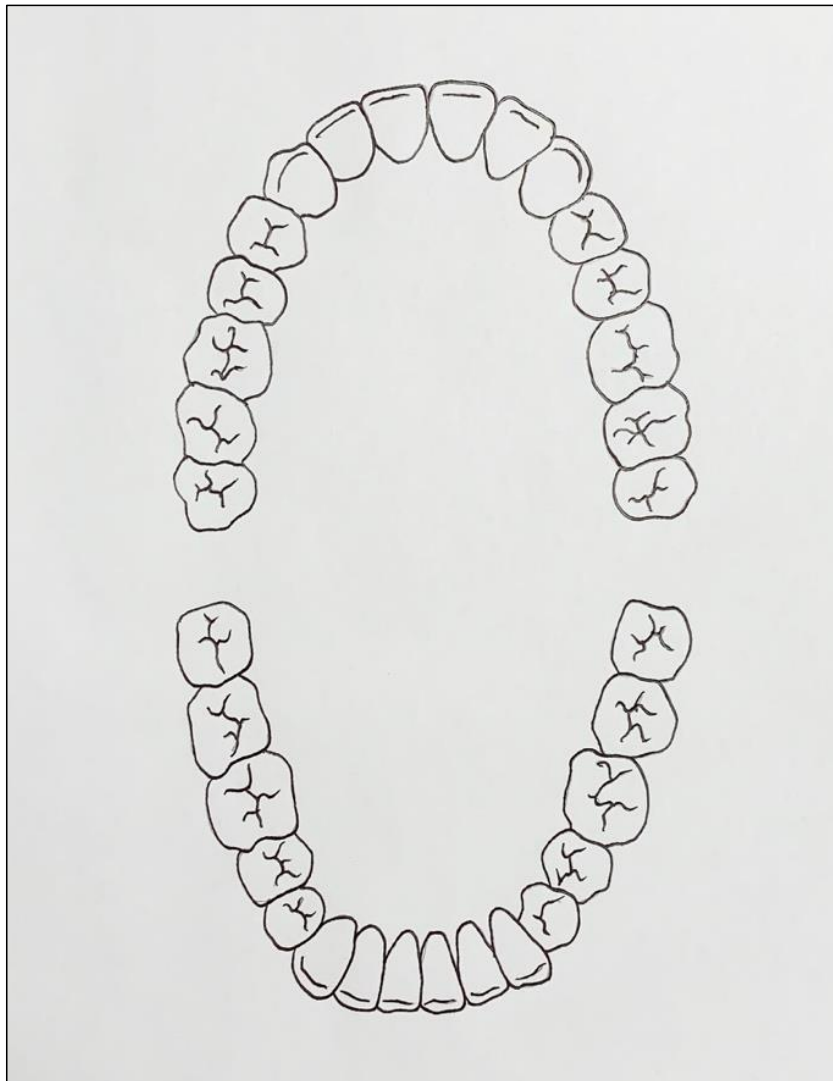
I) Okklusionssituation nach statischer Anpassung im Artikulator

1) Gruppe A („mittelwertig“)

- Fotografische Dokumentation

a) Gruppe A („mittelwertig“)

Minuten

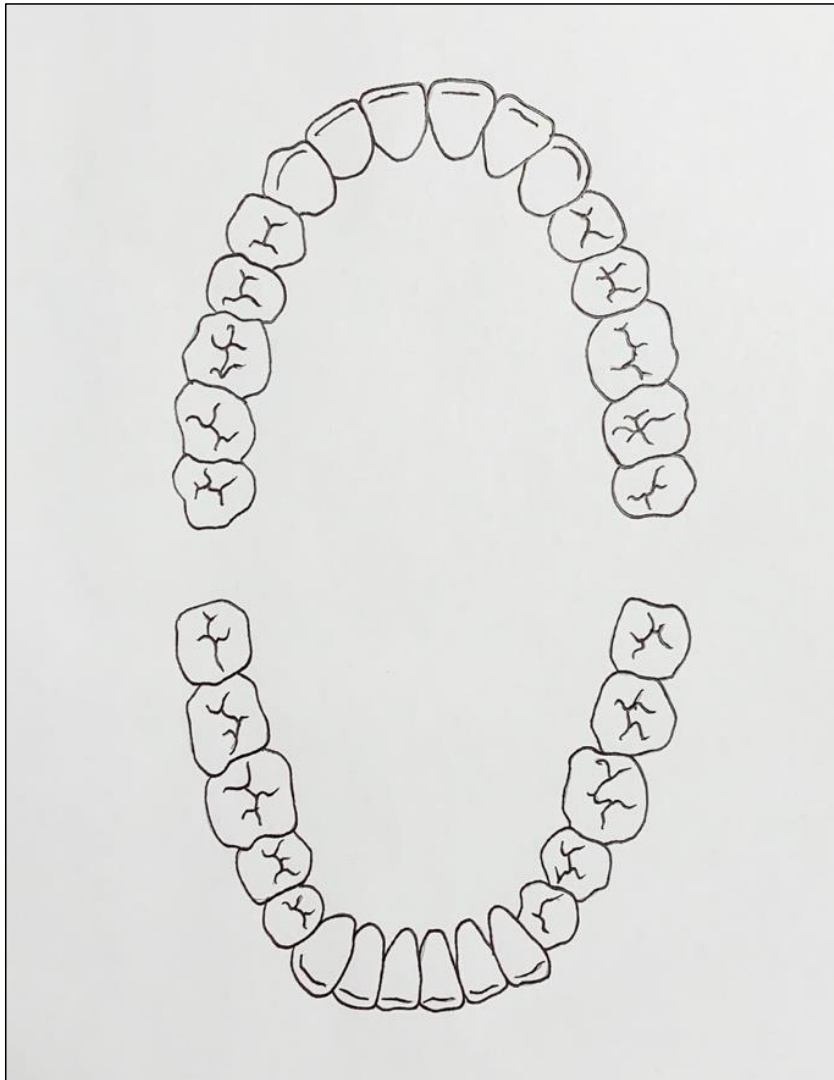


2) Gruppe B („analog“)

- Fotografische Dokumentation

b) Gruppe B („analog“)

Minuten

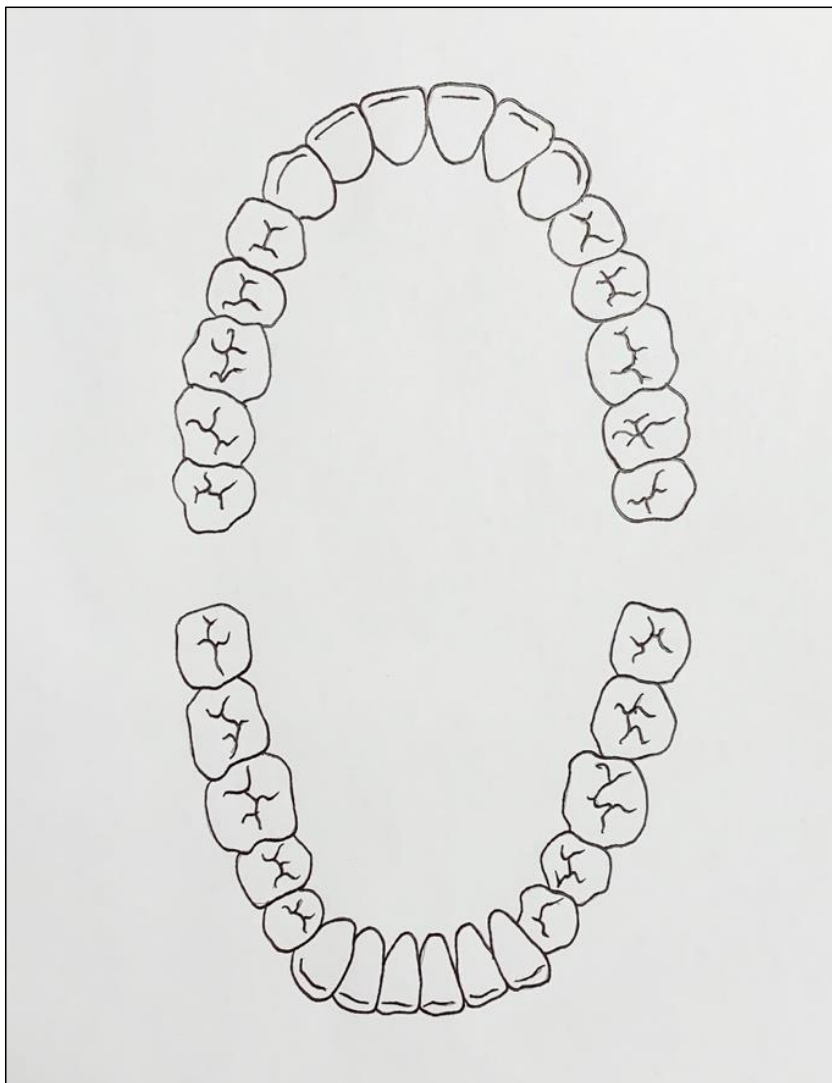


3) Gruppe C („digital“)

- Fotografische Dokumentation

c) Gruppe C („digital“)

Minuten



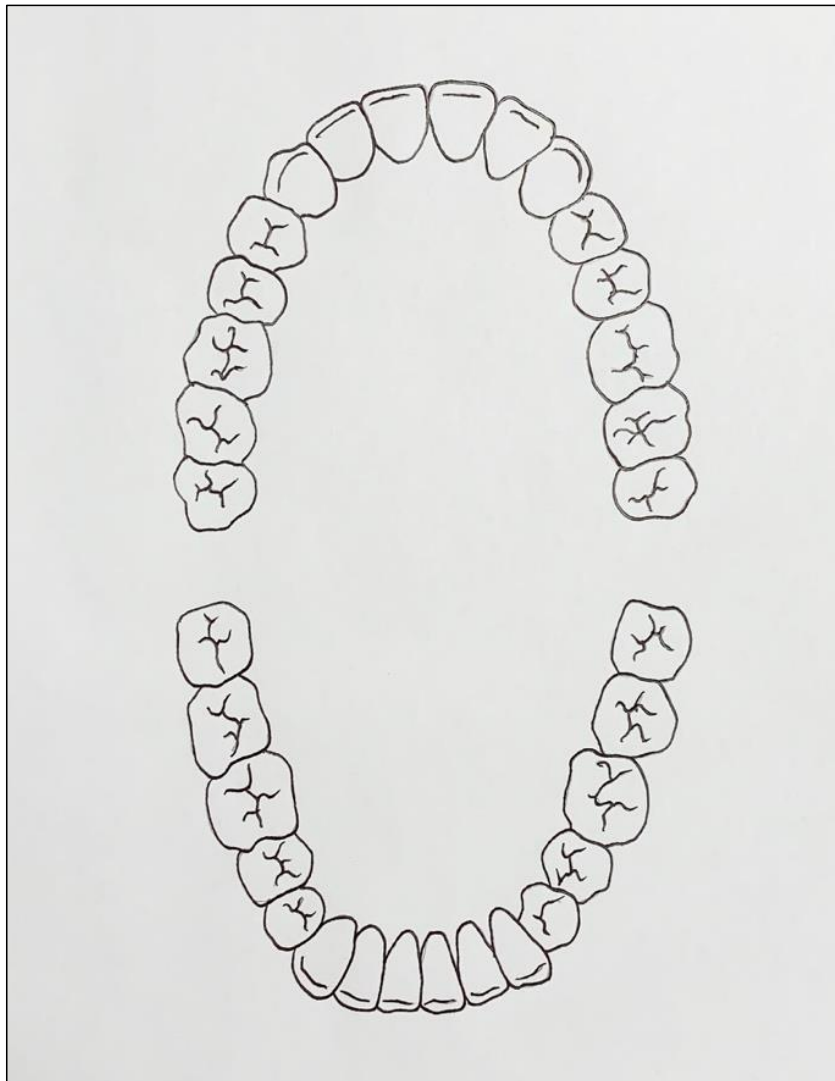
I) Okklusionssituation nach dynamischer Anpassung im Artikulator

1) Gruppe A („mittelwertig“)

- Fotografische Dokumentation

a) Gruppe A („mittelwertig“)

Minuten

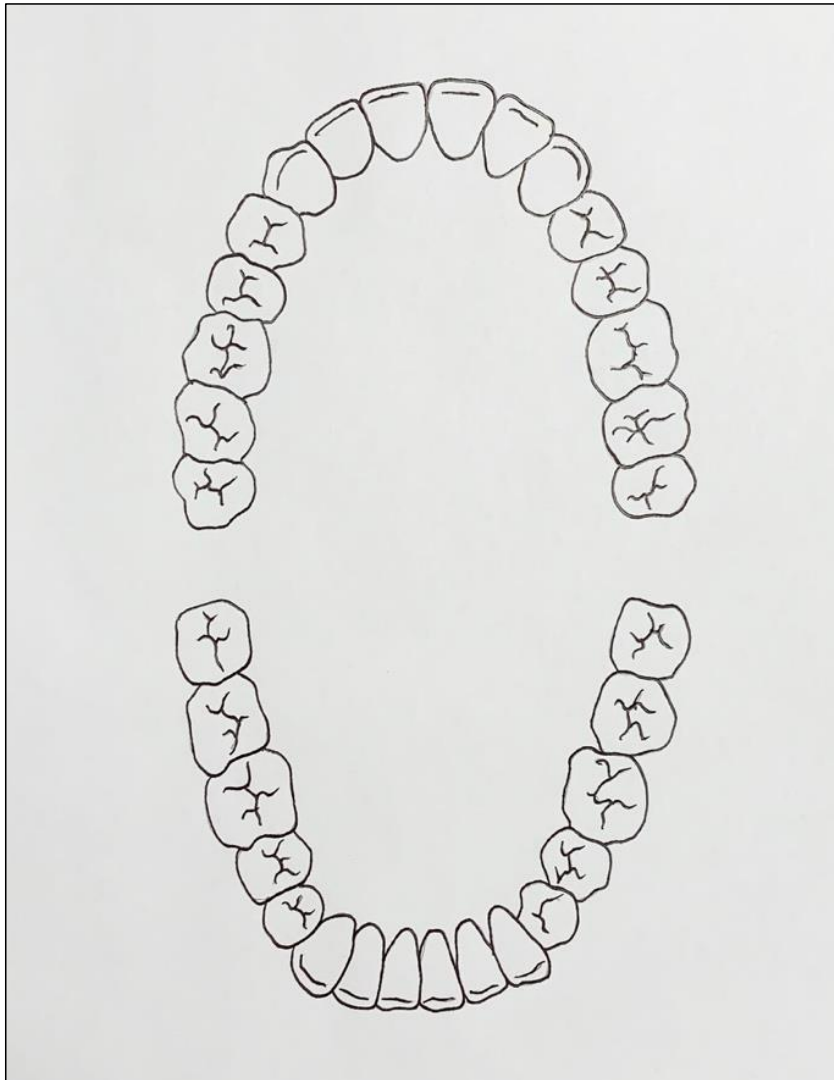


2) Gruppe B („analog“)

- Fotografische Dokumentation

b) Gruppe B („analog“)

Minuten

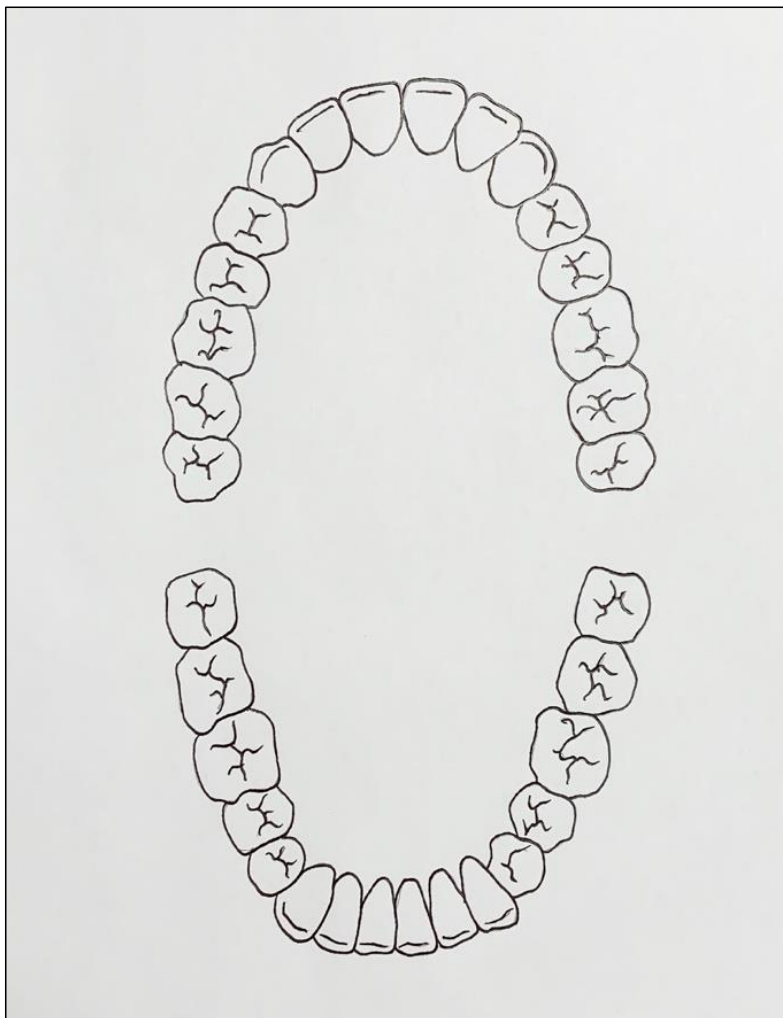


3) Gruppe C („digital“)

- Fotografische Dokumentation

c) Gruppe C („digital“)

Minuten



11.5 Anhang 5 – Quadrantenpräparation

Patientenpseudonym	Präparierter Quadrant (I-IV)	Patientenpseudonym	Präparierter Quadrant (I-IV)
01	I	14	II
02	II	15	IV
03	I	16	IV
04	III	17	I
05	IV	18	II
06	I	19	III
07	III	21	I
08	I	22	II
09	III	23	IV
10	III	24	IV
11	II	25	III
12	I	26	IV
13	II	27	I

Tabelle 3: Übersicht der am Arbeitsmodell präparierten Quadranten aller Studienteilnehmer

11.6 Anhang 6 – Votum der Ethikkommission



Ethikkommission · Pettenkoferstr. 8 · 80336 München
Klinikum der Universität München
Poliklinik für Zahnerhaltung und Paradontologie
Dr. Maximilian Kollmuß
Goethestr. 70
80336 München

Vorsitzender:
Prof. Dr. W. Eisenmenger
Telefon+49 (0)89 440055191
Telefax+49 (0)89 440055192
Ethikkommission@
med.uni-muenchen.de
www.ethikkommission.med.uni-muenchen.de

Anschrift:
Pettenkoferstr. 8a
D-80336 München

Ansprechpartner:
Oskars Mikazans, M.A.

Telefon: 089-4400 57604
E-Mail: oskars.mikazans@med.uni-muenchen.de

15.11.2019/om

Projekt Nr: **19-752** (bitte bei Schriftwechsel angeben)

Beratung nach Fakultätsrecht

Studientitel: Einfluss der individuellen Kiefergelenksposition und -bewegung auf die Rekonstruktion von Zahnkaufächen
Antragsteller: Dr. Maximilian Kollmuß, Klinikum der Universität München, Poliklinik für Zahnerhaltung und Paradontologie, Goethestr. 70, 80336 München
Untersucher: Dr. Maximilian Kollmuß, Klinikum der Universität München, Poliklinik für Zahnerhaltung und Paradontologie, Goethestr. 70, 80336 München

Sehr geehrter Herr Dr. Kollmuß,

besten Dank für Ihr Schreiben vom 09.11.2019 mit der Beantwortung unserer Fragen bzw. Erfüllung der Auflagen und den noch ausstehenden bzw. überarbeiteten Unterlagen.

Die Ethikkommission (EK) kann Ihrer Studie nun die ethisch-rechtliche Unbedenklichkeit zuerkennen.

Vorsorglich möchte ich darauf hinweisen, dass auch bei einer positiven Beurteilung des Vorhabens durch die EK die ärztliche und juristische Verantwortung für die Durchführung des Projektes uneingeschränkt bei Ihnen und Ihren Mitarbeitern verbleibt.

Allgemeine Hinweise:

- Änderungen im Verlauf der Studie sind der EK zur erneuten Prüfung vorzulegen.
- Schwerwiegende unerwartete studienabhängige Ereignisse sind der EK mitzuteilen (trifft nur für interventionelle Projekte zu).
- Das Ende der Studie ist anzuzeigen und das Ergebnis vorzulegen.

Mitglieder der Kommission:

Prof. Dr. W. Eisenmenger (Vorsitzender), Prof. Dr. E. Held (Vorsitzender), Prof. Dr. H. Angetwurm, Prof. Dr. S. Böck, J. Eckert, Prof. Dr. B. Emmerich, Prof. Dr. S. Endres, Prof. Dr. R. Fischer, Prof. Dr. H. U. Gallwas, Prof. Dr. O. Genzel-Boroviczény, Prof. Dr. K. Hahn, Prof. Dr. N. Harbeck, Dr. B. Henrikus, Prof. Dr. C. Heumann, Prof. Dr. A. Holstega, Prof. Dr. R. M. Huber, Prof. Dr. V. Kleuss, Dr. F. Kohlmayer, Prof. Dr. J. Lindner, Prof. Dr. S. Lorenz, Prof. Dr. G. Marckmann, Dr. V. Mönch, PD Dr. Dr. H. Mückler, Prof. Dr. A. Nassehi, Prof. Dr. R. Penning, Prof. Dr. J. Peters, Prof. Dr. K. Pfeifer, Dr. I. Saake, Prof. Dr. H. Schardey, Prof. Dr. M. Schmauss, Prof. Dr. U. Schroth, Prof. Dr. O. Steinlein, PD Dr. G. Stüben, Prof. Dr. H. Waldner, PD Dr. U. Wandl, Prof. Dr. C. Wendtner, Dr. A. Yassouridis, Dr. C. Zach

- Die ärztliche und juristische Verantwortung bei der Durchführung der Studie verbleibt uneingeschränkt bei Ihnen und Ihren Mitarbeitern. Bitte berücksichtigen Sie, dass diese Bewertung die ggf. erforderliche Konsultation des behördlichen Datenschutzbeauftragten nach Art. 30 DSGVO nicht ersetzt.
- Die Ethikkommission erklärt, dass an der Bewertung des vorliegenden Antrags niemand beteiligt war, der gemäß Bayerischem Verwaltungsverfahrensgesetz (BayVwVfG) Art. 20 als befangen anzusehen ist.

Für Ihre Studie wünsche ich Ihnen viel Erfolg.

Mit freundlichen Grüßen



Prof. Dr. W. Eisenmenger
Vorsitzender der Ethikkommission

12 Eidesstattliche Versicherung

Maurer, Sebastian

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

**„Einfluss einer individuellen Kiefergelenksregistrierung auf die
Rekonstruktion von okklusalen Oberflächen“**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 30.05.2023

Sebastian Maurer