

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Karl-Friedrich Krey MME)
im Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
(Geschäftsführender Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Karl-Friedrich Krey MME)
der Universitätsmedizin der Universität Greifswald

Kaudruckableitung an ersten permanenten Molaren
Methodenvergleich der Finite Elemente-Methode (FEM) versus
konventionellen Drucksensoren (Dehnungsmessstreifen)

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung

des akademischen Grades

Doktor der Zahnmedizin

(Dr. med. dent.)

der

Universitätsmedizin

der

Universität Greifswald

2024

Vorgelegt von:

Nicola Janina Bronfman, geb. Schulze

Geboren am: 25.09.1998

In: Berlin

Dekan:	Prof. Dr. med. Karlhans Endlich
1. Gutachter:	Prof. Dr. med. dent. Karl-Friedrich Krey
2. Gutachter:	Prof. Dr. med. dent. Heike Korbmacher-Steiner
Ort, Raum:	Greifswald, Hörsaal Fleischmannstraße
Tag der Disputation:	04. November 2024

Inhalt

Abbildungsverzeichnis	4
Abkürzungsverzeichnis	7
1. Einleitung.....	9
2. Literaturübersicht.....	10
2.1 Der erste permanente Molar als Schlüssel der Okklusion.....	10
2.1.1 Zahnbildung als erster Zuwachszahn	10
2.1.2 Kronen und Wurzelbildung.....	11
2.1.3 Zur Bedeutung des ersten permanenten Molars für die Bisshebung und Dentitionsentwicklung	12
2.1.4 Der erste permanente Molar als „Kauzentrum“ und seine Funktion in der Kraftableitung.....	14
2.1.5 Extraktion des ersten permanenten Molars	17
2.1.6 Lückenschluss nach Extraktion.....	20
2.2 Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation.....	25
2.2.1 Prävalenz der Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation	25
2.2.2 Ätiologie der Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation.....	26
2.2.3 Befunde und Klassifikation der Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation	27
2.2.4 Therapie der Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation	28
2.3 Kraftmessung mit Sensoren.....	29
2.3.1 Anwendung in der Zahnmedizin.....	33
2.4 Die Finite Elemente-Methode	35
2.4.1 Finite Elemente-Methode zur Simulation von Kräften am Schädel.....	38
3. Zielstellung der Arbeit	39
4. Material und Methoden.....	40
4.1 Vormerkungen	40
4.2 Vorversuche.....	40

4.2.1	Dehnungsmessstreifen.....	40
4.2.2	Force Sensing Resistor	42
4.3	Kraftmessung mit Dehnungsmessstreifen	43
4.3.1	Simulationsobjekt Modell eines humanen Schädels	43
4.3.2	Messapparatur und Sensoren.....	44
4.3.3	Simulation und Messungen von Kraft und Zug am Schädel während Krafteinfluss auf den ersten permanenten Molar	45
4.3.4	Fehleranalyse.....	46
4.4	Kraftmessung mit Finite Elemente-Methode	47
4.4.1	CT-Datei als Grundlage für die Finite Elemente-Methode.....	47
4.4.2	Software	48
4.4.3	Ablauf der Finite Elemente-Methode.....	49
5.	Ergebnisse	53
5.1	Ergebnisse der Vorversuche	53
5.1.1	Dehnungsmessstreifen.....	53
5.1.2	Force Sensing Resistor	54
5.2	Konventionelle Kraftmessung	55
5.2.1	Sensorrauschen.....	55
5.2.2	ICC und Bland-Altman-Plot.....	57
5.2.3	Kraftmessung mit Dehnungsmessstreifen.....	58
5.3	Kraftmessung mit Finite Elemente-Methode	59
5.4	Vergleich zwischen konventioneller Messung und Finite Elemente-Methode	61
6.	Diskussion.....	63
6.1	Diskussion der Methode	64
6.1.1	Vorversuche	64
6.1.2	Zur Kraftmessung am Schädel	65
6.1.3	Kraftmessung mit Finite Elemente-Methode	67
6.2	Diskussion der Ergebnisse.....	68

6.2.1	Vorversuche	68
6.2.2	Messung am Schädel.....	69
6.2.3	Messung am Schädel – Fehleranalyse.....	71
6.2.4	Messungen mit Finite Elemente-Methode	72
6.2.5	Diskussion des Vergleichs von Messungen am Schädel und der Finite Elemente-Methode.....	73
7.	Zusammenfassung.....	74
8.	Literatur.....	75
9.	Leitfragen – Antworten.....	89
	Anhang	90
	Eidesstattliche Erklärung.....	91
	Danksagung.....	92

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Repräsentation der Zähne im Gehirn. Es zeigt sich eine größere Repräsentanz im somatosensorischen Cortex des ersten permanenten Molars im Vergleich zu anderen Zähnen (von links: Inzisivus, Eckzahn, erster Prämolare, erster permanenter Molar) (Shimazaki et al. 2012).....	14
Abbildung 2: Kaudruckverteilung (Kaudruckpfeiler) über den Schädel nach Janovic et al. (2014). A: Stirnnasenpfeiler (blaue Linie), Jochbogen-Pfeiler (rote Linie), Ansatz des Flügelfortsatzpfeilers (gelbe Linie); B: sagittale Stütze (grüne Linie), frontaler Stützpfeiler (obere violette Linie), zygomatischer Stützpfeiler (mittlere violette Linie), maxillärer Stützpfeiler (untere violette Linie).	15
Abbildung 3: Darstellung der Kaudruckpfeiler am Schädel. A: frontale Ansicht der Kaudruckpfeiler links- und rechtsseitig; B: seitliche Ansicht der Kaudruckpfeiler; C: Trajektorien des Unterkiefers (modifiziert nach Fanghänel et al. (2003).	16
Abbildung 4: Unterstützung der Kaudruckpfeiler. A: Befestigungszüge von harter Hirnhaut und Muskulatur; B: Mechanostruktur der harten Hirnhaut modifiziert nach Schumacher (1997). 16	
Abbildung 5: optimaler Zeitpunkt zur Extraktion des ersten permanenten Molaren aufgrund der Entwicklung der zweiten permanenten Molaren (grüne Pfeile). Krone und Bifurkation sind ausgebildet. (Ong und Bleakley 2010).	18
Abbildung 6: Therapieentscheidungen zur Extraktion des ersten permanenten Molars modifiziert nach Ashley und Noar (2019).	19
Abbildung 7: Durchbruchrichtung der permanenten Molaren (Patcas und Schätzle 2011)..	20
Abbildung 8: Aufbau der Apparatur zur Aufrichtung des zweiten permanenten Molars (Pfeile zeigen Kraftrichtung) sowie ein elastisches Band zur Vermeidung eines seitlich offenen Bisses (grüne Linie) modifiziert nach Chhibber und Upadhyay (2015).	22
Abbildung 9: Double-cable-Mechanik nach Jacobs et al. (2011). Gummikette (blau), Vierkantstahlbogen (grün), Achterligatur (rot).	22
Abbildung 10: Lückenschluss nach Janakiraman et al. (2016). A: Lückenschlussapparatur mit Gleit-schienen; B: Apparatur intraoral (16 Monate nach Therapiebeginn) mit Miniimplantat und Gummiketten.....	24
Abbildung 11: Mesialisierung mit Mesialslider nach Drescher und Wilmes (2018). A: Mesialslider nach Eingliederung mit zwei Miniimplantaten, B: nach Lückenschluss.....	24

Abbildung 12: Therapieschema zur Behandlung der Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation nach Bekes und Steffen (2016) anhand des MIH-TNI (TNI 1: grau, TNI 2: orange, TNI 3: gelb, TNI4: grün). Berücksichtigt ist ein geringes (blau) und ein hohes (rot) Kariesrisiko.	28
Abbildung 13: Funktionsweise eines Dehnungsmessstreifens nach Pelayo (2020) bei Dehnung (rot) und Druck (blau)	30
Abbildung 14: Darstellung eines piezoelektrischen Effektes am Beispiel von Quarz nach Laible et al. (2009). A: Quarzgitter in Ruhe; B: Quarzgitter bei Krafteinwirkung mit Polarisation...	31
Abbildung 15: Aufbau eines Force Sensing Resistor nach Interlink Electronics (2013).....	31
Abbildung 16: Kraft-Widerstand-Verhältnis bei Force Sensing Resistoren nach Tekscan. Es zeigt sich ein negativ exponentieller Verlauf der Kurve. Die Leitfähigkeit verläuft linear....	32
Abbildung 17: Aufbau einer drucksensitiven Folie nach Gu et al. (2021). A: Folie im Zustand ohne Belastung; B: Folie bei Belastung mit Zerstörung der Kapseln und Freigabe des Farbstoffes.	33
Abbildung 18: Darstellung der finiten Elemente nach Deger (2008) und Weßling (2018)....	36
Abbildung 19: Kraftmessung mit Dehnungsmessstreifen. A: Befestigung eines Dehnungsmessstreifens an der Rippe; B: Rippe in Halteapparatur mit Belastung (weißer Pfeil).	41
Abbildung 20: Dargestellt ist die Verkabelung von Dehnungsmessstreifen, Strain Gauge Module und Arduino Uno (Elegoo Inc, Chenzen China). Die Abbildung wurde mit Fritzing erstellt.	41
Abbildung 21: Kraftmessung mit Force Sensing Resistor. A: Fräsung in der Rippe; B: Rippe und Force Sensing Resistor in Haltevorrichtung, die Belastung erfolgt senkrecht (weißer Pfeil).	42
Abbildung 22: Dargestellt ist die Verbindung eines Force Sensing Resistor (FSR) mit Spannungsteilverschaltung $4.7K\Omega$ und dem Arduino Mega 2560. Die Abbildung wurde mit Fritzing erstellt.	43
Abbildung 23: Versuchskörper (A21 Klassik-Schädel, 3B Scientific, Hamburg, Deutschland). Maßstab 1:5.	44
Abbildung 24: Darstellung von sechs Dehnungsmessstreifen, einer Steckplatte und des Arduino Mega 2560. Die Abbildung wurde mit Fritzing erstellt.	44
Abbildung 25: Befestigung der Dehnungsmessstreifen am Versuchskörper Messpunkte: Basalbogen (1), Proc. zygomaticus (2), Proc. temporalis (3), Proc. frontalis (4), Nase (5), Maxilla (6).....	45
Abbildung 26: Versuchskörper in Haltevorrichtung.....	46

Abbildung 27: 3D-Modell in 3D-Slicer (Slicer Version 4.11.20200930). Frontalschnitt (oben links), 3D-Darstellung des Schädels (oben rechts), Horizontalschnitt (unten links), Sagittalschnitt (unten rechts).....	47
Abbildung 28: Erstellung der neuen STL-Datei in Autodesk MeshMixer (MeshMixer Version 3.5.474).....	48
Abbildung 29: Oberfläche der Software Z88 Aurora V5 mit Modell des Schädels. Zusätzlich erfolgt die Bedienung des Programmes über die „Spider“-Funktion (Lehrstuhl für Konstruktionslehre und CAD, Universität Bayreuth, Deutschland).....	48
Abbildung 30: Fließschema zum Ablauf der Finite Elemente-Methode.	50
Abbildung 31: Elementparameter (rot markiert) in Z88 Aurora V5. A: „Set Zahn“; B: „Set Rand“.....	51
Abbildung 32: Messpunkte am Schädel (Markierung durch rote Pfeile und Punkte): Basalbogen (1), Proc. zygomaticus (2), Proc. temporalis (3), Proc. frontalis (4), Nase (5), Maxilla (6). ...	51
Abbildung 33: Randbedingung „Set Zahn“ in Z88 Aurora V5. Belastung (roter Pfeil) in Z-Richtung.	52
Abbildung 34: Vorversuch 1 mit Dehnungsmessstreifen an der Rippe von <i>Sus scrofa domesticus</i> . Der Versuch fand mit zwei Messreihen statt.....	53
Abbildung 35: Vorversuch 2 mit Dehnungsmessstreifen an der Rippe von <i>Sus scrofa domesticus</i> . Der Versuch fand mit zwei Messreihen statt.	54
Abbildung 36: grafische Darstellung der Messungen mit zwei Force Sensing Resistoren an der Rippe eines <i>Sus scrofa domesticus</i> . Der Versuch fand mit zwei Messreihen statt.	55
Abbildung 37: Signal-Rausch-Verhältnis von sechs Dehnungsmessstreifen in Abb. 25.	55
Abbildung 38: Rauschen der Sensoren 1 bis 6.....	56
Abbildung 39: Bland-Altman-Plot für zwei Messungen an Dehnungsmessstreifen.....	57
Abbildung 40: Grafische Darstellung der Kraftmessung am Schädel mit sechs Dehnungsmessstreifen.....	58
Abbildung 41: Darstellung der Gesamtverschiebung in Z88 Aurora V5.....	59
Abbildung 42: Grafische Darstellung der Gesamtverschiebung anhand von sechs Messpunkten in Z88 Aurora V5.	60
Abbildung 43: Grafische Darstellung der Spannung anhand von sechs Messpunkten in Z88 Aurora V5.....	60
Abbildung 44: Zusammenhänge der Ergebnisse von Dehnungsmessstreifen und Finite-Elemente-Methode (Korrelationskoeffizient nach Pearson).	62

Abkürzungsverzeichnis

A	Fläche
CAD	Rechnerunterstütztes Konstruieren (engl. computer-aided design)
CCP-ACP	Kaseinphosphopeptid - amorphes Kalziumphosphat
CT	Computertomographie
d	Abstand
db	Dezibel
DMFT	Decayed/Missing/Filled Teeth (permanentes Gebiss)
dmft	Decayed/Missing/Filled Teeth (Milchgebiss)
E-Modul	Elastizitätsmodul
engl.	englisch
F	Kraft
Fr	Resultierende Kraft
FEM	Finite Elemente-Methode
FSR	Force Sensing Resistor
g	Gramm
GEH	Gestaltänderungsenergiehypothese
KV	Kilovolt
ICC	Intraklassenkoeffizient
l	Länge
M	Drehmoment
M (1,2)	Messung (1,2)
MIH	Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation
Hz	Hertz
min	Minute
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
mm ³	Kubikmillimeter
mV	Millivolt
N	Newton

Proc.	Processus
SD	Standardabweichung
SNR	Signal-Rausch-Verhältnis
R	Widerstand
t	Tonne
TCP	Tricalciumphosphat
USA	Vereinigte Staaten von Amerika
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
ρ	spezieller Widerstand
Ω	Ohm

1. Einleitung

In der Schädelentwicklung spiegeln sich im Besonderen komplexe phylogenetische und ontogenetische Vorgänge wider. Seine Entwicklung ist ein dynamischer Prozess. Mit der Vergrößerung des Gehirns und der Verkleinerung des Kiefers hat sich der Gesichtsschädel unter und vor den Hirnschädel verlagert. Damit liegt ein Etagenbau vor: Mund-, Nasen- und Augenhöhle liegen vor- und übereinander. Der menschliche Schädel besitzt zahlreiche funktionelle Strukturen (u.a. Kaudruckpfeiler, Nasennebenhöhlen, Anordnung der Dura Mater). Diese sind bereits zentraler Bestandteil in einer Vielzahl von morphologischen und funktionellen Studien. Daher ist der Forschungsstand zu den funktionellen Strukturen weitreichend beschrieben. Dabei sind Form und Funktion als eine unabdingbare Einheit bewertbar. Ebenso konnten damit auch die Ätiologie verschiedener morphofunktionell bedingter Erkrankungen hinreichend untersucht werden.

Insbesondere die Ableitung des Kaudrucks stellt eine morphologische und funktionelle Herausforderung für die Schädelstrukturen dar. Daher bildet der Schädel aufgrund von Apposition und Resorption als Folge unterschiedlicher Spannungszustände gewisse Rahmenkonstruktionen. Zum einen die Kaudruckpfeiler (Stirnnasen-, Jochbogen- und Flügelfortsatzpfeiler) und zum anderen die Längs- und Querbalken der Schädelbasis. Zusätzlich wird diese funktionelle Konstruktion vom Aufbau der Dura mater beeinflusst. Diese sind Gegenstand zahlreicher morphofunktioneller Betrachtungen.

Neben den knöchernen Strukturen und Weichteilen ist ebenfalls der Kauapparat eine funktionelle Struktur. Ein besonderes Augenmerk sollte dabei auf dem ersten permanenten Molar liegen. Dieser nimmt sowohl in der Entwicklung der Kiefer und der Okklusion sowie in der Kaudruckableitung über den Schädel eine zentrale Rolle ein. Aufgrund seiner Kontaktpunktbeziehung wird der 6-Jahr-Molar auch als „Kauzentrum“ bezeichnet. Hinsichtlich seiner Verweildauer in der Mundhöhle und damit dem erhöhten Risiko von Erkrankungen (beispielsweise Karies oder Parodontitis), resultiert eine vermehrte Extraktionshäufigkeit (Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V) 2016).

Im Gegensatz zu Karies und Parodontitis ist die Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation (MIH) eine Erkrankung, welche in ihrer Kausalität größtenteils ungeklärt ist. Dennoch stellt diese durch ihre Symptome ein erhöhtes Risiko für den ersten permanenten

Molar dar. Bei besonders ausgeprägten Fällen ist die Extraktion das Mittel der Wahl. Nach DMS V ist dieser Therapieschritt bei 0,1% der Fälle erforderlich. Darauf erfolgt in der Regel ein Lückenschluss durch den zweiten permanenten Molar. Dadurch, dass der erste permanente Molar eine zentrale Rolle in der Funktion der Kaudruckpfeiler spielt, stellt sich die Frage, inwiefern dieser Sachverhalt eine Belastungsänderung des Schädels nach sich zieht.

Die Ableitung des Kaudrucks über die Kaudruckpfeiler ist bereits seit Jahrzehnten Gegenstand der Forschung. In früheren Publikationen wurde dabei auf die Kraftmessung am Schädel und auch zur Messung von Kräften mittels Sensoren zurückgegriffen (Endo 1965; Maloul et al. 2012; Ip et al. 2020). Gegenwärtige Untersuchungen wenden vermehrt die Finite Elemente-Methode (FEM) an. Dadurch ist es möglich, anhand von dreidimensionalen Datensätzen ein virtuelles Modell zu erstellen, um die verschiedenen Kräfte berechnen zu können. In den meisten Publikationen wird lediglich die Finite Elemente-Methode ausgewertet und auf konventionelle Methoden der Kraftmessungen verzichtet.

Dahingehend stellt sich die Frage, wie aussagekräftig diese digitalen Simulationen zur Kraftableitung über den Schädel sind, denn eigentlich ist dafür ein Vergleich mit einem manuellen Versuchsaufbau erforderlich. Mit dem Ziel diesen Vergleich vorzunehmen, wurde für die vorliegende Studie ein konventioneller Versuchsaufbau entwickelt, welcher in eine Finite Elemente-Simulation übertragen wurde. Da diese Fragestellungen in den bisherigen Publikationen fehlen, versucht die vorliegende Studie, diese Lücken im Schrifttum zu füllen und ursächliche Beziehungen diesbezüglich aufzuzeigen.

2. Literaturübersicht

2.1 Der erste permanente Molar als Schlüssel der Okklusion

2.1.1 Zahnbildung als erster Zuwachszahn

Die Zahnentwicklung beginnt mit der Bildung des odontogenen Epithels, welches aus der Verdickung des ektodermalen Epithels der primitiven Mundhöhle entsteht. Eingewachsen in das Mesenchym des 1. Branchialbogens entwickelt sich daraus in der sechsten Embryonalwoche die Zahnleiste (Schumacher 1997). Aus dieser entstehen in

der weiteren Entwicklung je Kiefer zehn Zahnknospen, welche sich zu Zahnkappen und letztlich zu Zahnglocken entwickeln. Die Zahnglocke, welche auch das Schmelzorgan darstellt, ist der Ausgangspunkt für die Bildung der Zähne. Die Differenzierung der Schmelzorgane dauert etwa von der 8. bis zur 18. Embryonalwoche (Schumacher 1997; Harzer 2011).

Lingual der Milchzahnkeime entwickelt sich die Ersatzzahnleiste. Am unteren Rand der Zahnleiste proliferieren Zellen und bilden damit die Anlagen für die permanenten Zähne. Die Ausdifferenzierung der Ersatzzähne findet ab der 20. Embryonalwoche statt und wird in den Jahren nach der Geburt vollständig abgeschlossen. In der 14. bis 15. Embryonalwoche entstehen, während die Zahnleiste bereits aufgelöst wird, am distalen Ende die Schmelzorgane für die Zuwachszähne (erster, zweiter und dritter Molar). Bereits in der 24. Woche ist das Glockenstadium des ersten permanenten Molars zu erkennen. Die Verkalkung beginnt in der 36. Woche und endet etwa mit dem vierten Lebensjahr. Somit ist der erste permanente Molar negativen Einflüssen (z.B. Stress oder Erkrankung der Mutter) auch während der Schwangerschaft ausgesetzt, welche sich auf die Mineralisation auswirken können (Schumacher 1997; van Waes und Stöckli 2001; Splieth et al. 2002; Fanghänel et al. 2003; Harzer 2011).

2.1.2 Kronen und Wurzelbildung

Die Bildung des Zahnhartgewebes beginnt mit der Odontogenese. Durch die Wechselbeziehungen zwischen innerem Schmelzepithel und den Zellen der Zahnpapille differenzieren sich die mesenchymalen Zellen, welche dem inneren Schmelzepithel anliegen, zu Präodontoblasten und später zu Odontoblasten. Die Bildung von Prädentin durch die Odontoblasten induziert die Umwandlung der Präameloblasten zu Ameloblasten und leitet somit die Amelogenese ein. Die Amelogenese wird in drei Schritte unterteilt: Schmelzbildung, Mineralisation und Schmelzreife. Die Ameloblasten und Odontoblasten bilden gemeinsam eine zweischichtige Membran, welche sich durch Mitosen verlängert. Durch Induktion der Zahnpapille faltet sich die Membran und gibt somit die spätere Form der Krone (Inzisivi, Canini, Prämolaren, Molaren) vor. Durch den begrenzten Platz muss sich die Membran immer wieder einfallen, wodurch die spätere Lage der Höcker sowie Fissuren festgelegt wird (Sperber 1992; Schumacher 1997).

Die Ameloblasten sezernieren zunächst die organische Matrix des Schmelzes in den extrazellulären Raum. Ihre Hauptbestandteile sind Proteine, u.a. Amelogenine und Enameline. Durch Rückresorption der organischen Matrix wird der Platz für die Ausreifung der Apatitkristalle geschaffen. Am Ende der Amelogenese wird das Zahnhäutchen gebildet. Nach dessen Verlust ist das Schmelzorgan funktionslos. Es kann während der späteren Entwicklung kein neuer Schmelz mehr gebildet werden (Sperber, 1992; Schumacher, 1997).

Ähnlich der Amelogenese verläuft die Odontogenese. Die Odontoblasten sezernieren primär Prädentin, welches im weiteren Verlauf zu kollagenen Fibrillen umgebaut wird. Sekundär wird das Prädentin ebenfalls mineralisiert. Im Gegensatz zur Schmelzbildung ist die Dentinbildung nicht in der präeruptiven Phase abgeschlossen, sondern wird mit dem Durchbruch und dem Wurzelwachstum weitergeführt (Schumacher 1997).

Die Wurzelbildung, die auch nach dem Zahndurchbruch noch nicht abgeschlossen ist, erfolgt entlang der Herdwig' Epithelscheide nach apikal (Sinowatz et al. 1999). Durch das von den Odontoblasten gebildete Dentin wird das Durchwachsen von mesenchyalem Bindegewebe durch die Epithelscheide angeregt und es kommt zur Bildung des Wurzelzementes. Bei mehrwurzligen Zähnen wächst die Epithelleiste nach innen und bildet so den späteren Pulpakammerboden. Durch Epithelbrücken wird die basale Öffnung unterteilt und gibt somit die Anzahl der Wurzeln vor. Dieser Vorgang ist etwa drei Jahre nach dem Durchbruch der Zähne beendet (Sperber 1992; Schumacher 1997).

2.1.3 Zur Bedeutung des ersten permanenten Molars für die Bisshebung und Dentitionsentwicklung

Der erste permanente Molar bricht etwa mit dem sechsten Lebensjahr durch und wird deswegen häufig als 6-Jahr-Molar bezeichnet. Er leitet die erste Wechselgebissphase ein, welche mit dem Durchbruch der Inzisivi endet. Zuvor verspüren die Kinder häufig eine Art Zahnschmerz in der Region durch den Wachstumsdruck. Der erste permanente Molar ist nicht nur der erste Zahn nach Ausbildung des Milchgebisses, sondern auch der erste Zuwachszahn. Vor der Eruption liegen die oberen 6-Jahr-Molaren mit der Krone nach dorsokaudal geneigt in den Tubera maxillae. Durch das Wachstum am Tuber entsteht genügend Raum für eine Aufrichtung in gerader Achse, um hinter den zweiten Milchmolaren durchzubrechen (Sinowatz et al. 1999).

Die unteren 6-Jahr-Molaren befinden sich im Ramus mandibulae. Die Krone ist dabei nach mesial geneigt. Infolge des Umbaus am Ramus mandibulae wird der Alveolarbogen verlängert und es gelingt den Molaren, sich aufzurichten (van Waes und Stöckli 2001; Splieth et al. 2002).

Der Durchbruch der ersten permanenten Molaren ist entscheidend für die Ausbildung einer eugnathen Verzahnung und einer Sicherung der Okklusion während der zweiten Wechselgebissphase. Maßgebend an der Entstehung einer Angle Klasse I (Neutralbiss: mesiobuccaler Höcker des ersten oberen Molars greift zwischen den mesio- und mediobuccalen Höcker des ersten unteren Molars) ist die Einstellung der zweiten Milchmolaren zueinander. Die Postlaktealebene, welche den Abschluss der Okklusion nach distal beschreibt, zeigt im Idealfall eine mesiale Stufe. Dadurch ist die Wahrscheinlichkeit hoch, dass die ersten permanenten Molaren in einer Klasse I durchbrechen. Auch bei einem stufenlosen Abschluss ist diese noch gegeben, jedoch deutlich geringer. Eine distale Stufe bedarf weiterer Behandlung, aufgrund der Entstehung einer Klasse II. Eine definitive Einstellung der eugnathen Bisslage im Molarenbereich wird durch die Mesialwanderung der ersten Molaren nach Verlust der zweiten Milchmolaren gewährleistet. Die unteren Molaren haben dabei deutlich mehr Platz als die oberen Molaren, wodurch vorher bestandene Bisslagen ausgeglichen werden können (van Waes und Stöckli 2001; Splieth et al. 2002; Harzer 2011).

Während der Entwicklung des Milchgebisses wird der Biss mit dem Durchbruch der ersten Milchmolaren gehoben. Hier entsteht die erste „Verschlüsselung“ der Okklusion. Dabei greifen die palatinalen Höcker des oberen Molars in die distal exzentrische Fossa des unteren Molars. Die zweite „Verschlüsselung“ erfolgt mit dem Erreichen der Okklusionsebene der ersten permanenten Molaren. Die dritte und endgültige „Verschlüsselung“ tritt ein, nachdem die ersten Prämolaren in Okklusion stehen. Da die Milchzähne eine geringere Abrasionsbeständigkeit haben als die permanenten Zähne, kommt es im zeitlichen Verlauf zum Abrieb und somit zum Absenken der Okklusion. Daher erfolgt zu Beginn der Wechselgebissphase mit dem Durchbruch der ersten permanenten Molaren und am Ende mit dem Durchbruch der zweiten permanenten Molaren und dem Erreichen der Okklusionsebene eine zweite und dritte Bisshebung (Schumacher 1997; van Waes und Stöckli 2001; Petrou et al. 2014; Splieth et al. 2002).

2.1.4 Der erste permanente Molar als „Kauzentrum“ und seine Funktion in der Kraftableitung

Der erste permanente Molar wird in der Literatur häufig als das „Kauzentrum“ bezeichnet (Sinowatz et al. 1999; Ferrario et al. 2002; End 2010). Dieser Ansatz wird gestützt durch die Auffassung, dass sich besonders viele Kontaktpunkte während des Kauvorganges auf dem ersten Molar befinden. Die Anzahl der Kontaktpunkte nimmt dabei entlang der Zahnreihe bis hin zum ersten Molar stetig zu und verringert sich schließlich auf dem zweiten Molar wieder. Dieser Vorgang hat die Funktion, den Speisebolus bis zum Kauzentrum zu leiten, wo dieser zerkleinert und fließfähig gemacht wird. Anschließend wird er mit Hilfe der zweiten Molaren Richtung Schlund transportiert (Ferrario et al. 2002; End 2010; Schmidt und Hagin 2015). Ferrario et al. (2004) zeigten in ihrer Studie, dass auch die Kaukraft am 6-Jahr-Molar im Vergleich zu den anderen Zähnen besonders hoch ist.

Shimazaki et al. (2012) konnten feststellen, dass der erste Molar im Vergleich zu anderen Zähnen eine größere Repräsentanz am somatosensorischen Cortex besitzt (Abb. 1). Es zeigte sich diesbezüglich kein nennenswerter Unterschied zwischen dem Ober- und Unterkiefermolar. An der Verarbeitung von Signalen aus der oralen Region sind zudem der primär sensomotorische Kortex, der supplementärmotorische Kortex, die Inselkerne, der Thalamus und das Kleinhirn beteiligt (Onozuka et al. 2003). Die Lokalisation der genutzten Hirnareale beim Kauen verändert sich mit zunehmendem Alter. Es resultiert eine verstärkte Aktivität in der präfrontalen Region infolge einer abnehmenden Aktivität der anderen Areale.

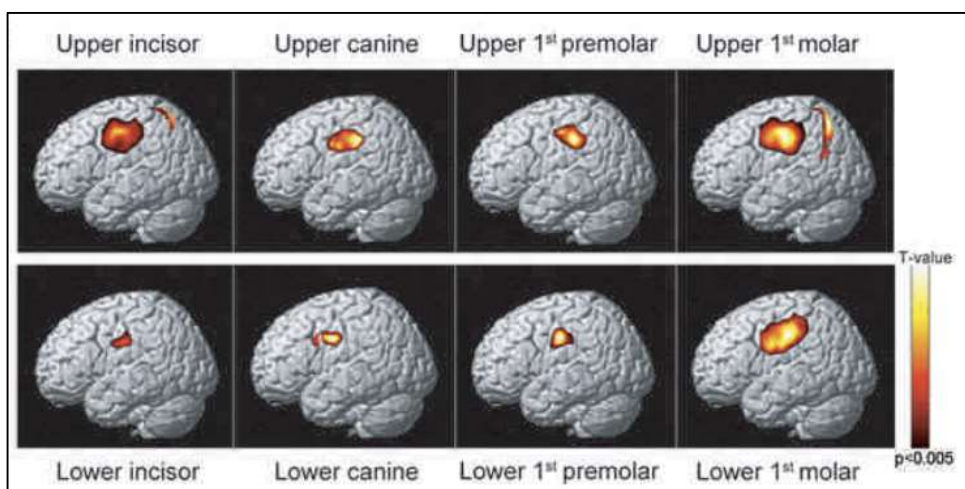


Abbildung 1: Repräsentation der Zähne im Gehirn. Es zeigt sich eine größere Repräsentanz im somatosensorischen Cortex des ersten permanenten Molars im Vergleich zu anderen Zähnen (von links: Inzisivus, Eckzahn, erster Prämolare, erster permanenter Molar) (Shimazaki et al. 2012).

Eine Fokusrolle besitzt der erste Molar nicht nur im Kauvorgang an sich, sondern auch in dessen Kraftverteilung über die Schädelknochen (Abb.2). Durch die Wurzelanzahl und der damit verbundenen großen Fläche des parodontalen Ligaments eignen sich die Molaren dafür besonders gut. Neben der Anatomie der Zahnwurzeln scheinen auch die okklusalen Verhältnisse der ersten Molaren einen Einfluss auf die Kaukraftverteilung zu besitzen (Prado et al. 2013; Janovic et al. 2014).

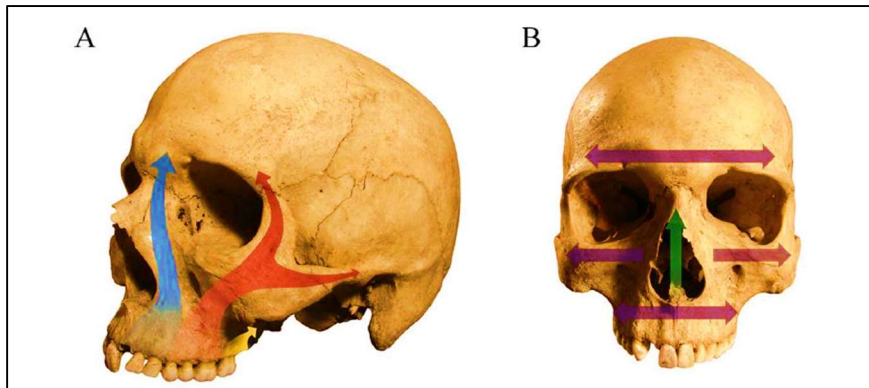


Abbildung 2: Kaudruckverteilung (Kaudruckpfeiler) über den Schädel nach Janovic et al. (2014). A: Stirnnasenpfeiler (blaue Linie), Jochbogen-Pfeiler (rote Linie), Ansatz des Flügelfortsatzpfeilers (gelbe Linie); B: sagittale Stütze (grüne Linie), frontaler Stützpfiler (obere violette Linie), zygomatischer Stützpfiler (mittlere violette Linie), maxillärer Stützpfiler (untere violette Linie).

Mit seinem trajektorialen und funktionellen Aufbau ist der Schädel exakt gegliedert. Nicht zuletzt bilden die pneumatischen Räume des Schädels (u.a. Orbita, Nasennebenhöhlen) die Grundlage einer Pfeilerkonstruktion, die doppelseitig verläuft. Diese ist die Voraussetzung für die Aufnahme und Ableitung der Kaukräfte über den Schädel (Abb. 2 und Abb. 3). Der Basalbogen greift zunächst die einzelnen Kräfte, welche von der Okklusionsfläche bis zu den Wurzelspitzen geleitet werden, über dem Zahnbogen auf. Von den Incisivi bis zu den Canini, teilweise auch den Prämolaren, werden die Kräfte über den Stirnnasenpfeiler abgeleitet. Dieser verläuft vom Basalbogen bilateral an der Apertura piriformis vorbei, über den Processus frontalis der Maxilla bis zum Os frontale. Ein Schenkel des Pfeilers spaltet sich ab und vereinigt sich mit dem Jochbogenpfeiler über dem Margo superior der Orbita. Der andere verläuft über das Os frontale und Os parietale nach posterior. Die Kaukräfte des ersten Molars, aber auch der Prämolaren, werden hauptsächlich über den Jochbogenpfeiler auf die Schädelhinterseite übertragen. Dieser entspringt über den Wurzeln des ersten Molars und zieht an der Vorderwand des Sinus maxillaris zum Processus zygomaticus der Maxilla. Hier teilt sich der Pfeiler auf. Ein Schenkel verläuft am Margo lateralis der Orbita in Richtung Os frontale. Der andere zieht über das Os zygomaticus und das Os

temporale. Der Jochbogenpfeiler vereinigt sich mit dem Stirnnasenpfeiler auf der einen Seite und mit seinen zwei Schenkeln in den Lineae temporales auf der anderen Seite. Ebenfalls von den Molaren geht der Flügelfortsatzpfeiler aus. Dieser verläuft über den Processus pterygoideus zum Os sphenoidale und ist über den harten Gaumen mit der Gegenseite verbunden. Kontakt haben der Flügelfortsatzpfeiler und der Jochbogenpfeiler am Tuberculum articulare (Alexandridis et al. 1985; Schumacher 1997; Janovic et al. 2014).

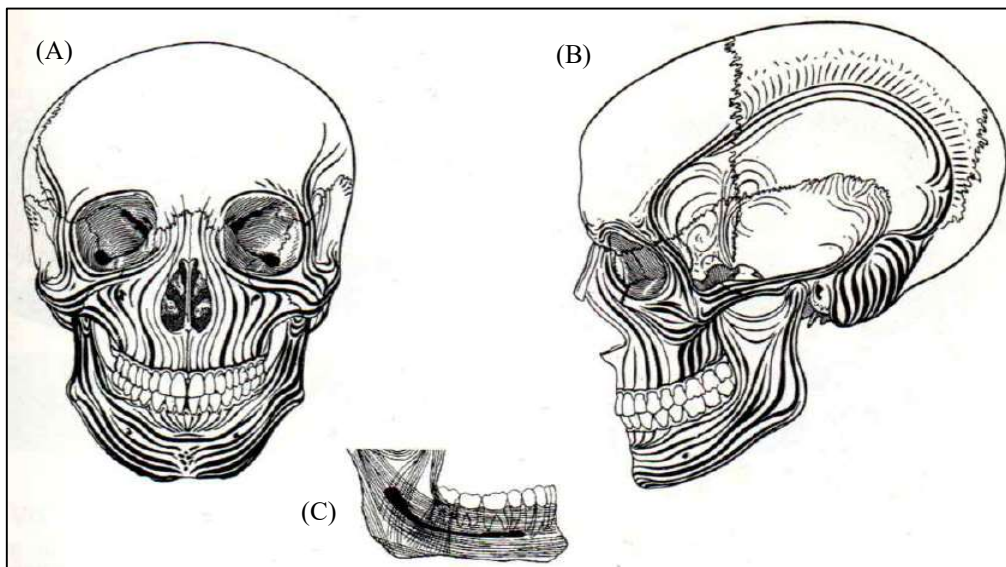


Abbildung 3: Darstellung der Kaudruckpfeiler am Schädel. A: frontale Ansicht der Kaudruckpfeiler links- und rechtsseitig; B: seitliche Ansicht der Kaudruckpfeiler; C: Trajektorien des Unterkiefers (modifiziert nach Fanghänel et al. (2003).

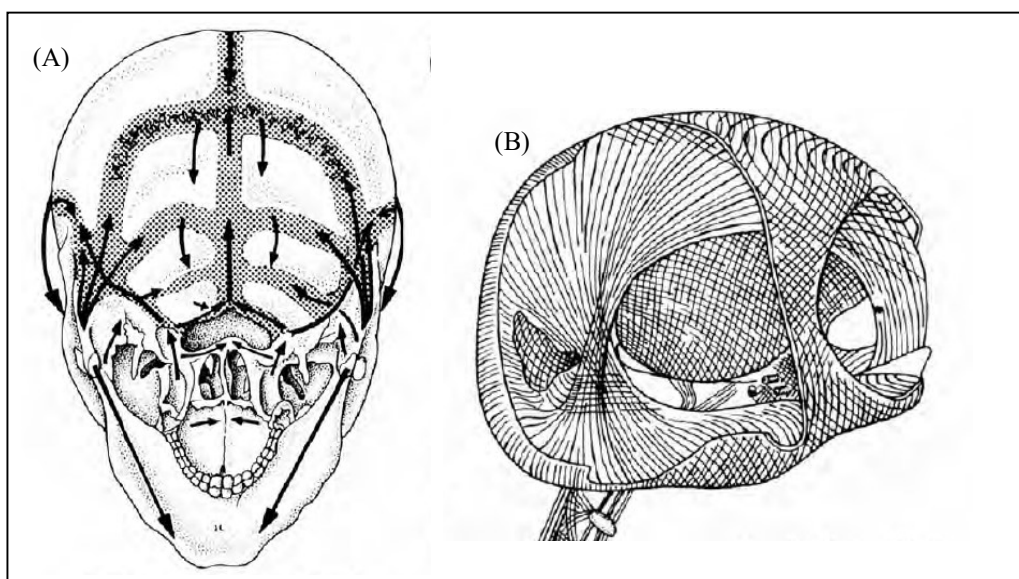


Abbildung 4: Unterstützung der Kaudruckpfeiler. A: Befestigungszüge von harter Hirnhaut und Muskulatur; B: Mechanostruktur der harten Hirnhaut modifiziert nach Schumacher (1997).

Die funktionelle Struktur der Mandibula wird durch sog. Trajektorien gebildet, welche sich im rechten Winkel schneiden und in dreidimensionaler Anordnung verlaufen (Fanghänel et al. 2003) (Abb.3).

Zusätzlich werden die funktionellen Strukturen und damit die Kaudruckpfeiler von der Anordnung der Kaumuskulatur sowie Mechanostruktur der harten Hirnhäute (Dura mater) unterstützt (Abb. 4).

2.1.5 Extraktion des ersten permanenten Molars

Der erste permanente Molar ist der häufigste fehlende Zahn, ausgenommen die Nichtanlagen. Dieser Sachverhalt fällt vor allem bei den über 75-Jährigen in der deutschen Mundgesundheitsstudie V (DMS V) auf. Zu berücksichtigen ist der deutlich längere Verbleib des Zahnes in der Mundhöhle als der zweite Molar. Zusätzlich fällt der erhöhte Schwierigkeitsgrad der Reinigung im Vergleich zu den Incisivi, welche etwa zur gleichen Zeit durchbrechen, ins Gewicht. Die Hauptgründe für die Extraktion sind Karies, pulpitische Beschwerden und parodontale Erkrankungen. In weniger Fällen sind prothetische Versorgung, kieferorthopädische Therapien oder Traumata ursächlich für eine Entfernung des ersten Molars. In einigen Publikationen wird ein weiterer Grund, die Molaren-Incisiven-Hypomineralisation (MIH), genannt. Aufgrund der teilweise starken Zerstörung der Zahnhartsubstanz, ist es in manchen Fällen nicht möglich, diesen Zahn durch konservierende und prothetische Restaurationen zu erhalten. MIH war in 0,1-11 % der Fälle die Ursache von extrahierten ersten Molaren (Reich und Hiller 1993; Williams und Gowans 2003; Albadri et al. 2007; Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V) 2016).

Der ideale Extraktionszeitpunkt wird im Alter von acht bis zehneinhalb Jahren für den oberen und von acht bis neun Jahren für den unteren ersten permanenten Molaren beschrieben. Zu diesem Zeitpunkt sollte die Krone und die Furkation des 12-Jahr-Molaren komplett ausgebildet und die Anlagen der dritten Molaren röntgenologisch erkennbar sein (Abb. 5). In der Regel sollte der zweite Prämolare bereits durchgebrochen sein, um eine Distalisierung dessen in die Extraktionslücke zu vermeiden. Einer Extraktion vor dem achten Lebensjahr ist abzuraten, da es zu unerwünschten Zahnwanderungen der 12-Jahr-Molaren und der zweiten Prämolaren in die Extraktionslücken kommen kann, sowie die Rotation und Retrusion der Inzisivi.

Eine zu späte Extraktion zieht zumeist ebenfalls nicht erwünschte Resultate, wie Restlücken, Rotation oder nicht optimale okklusale Verzahnung nach sich.

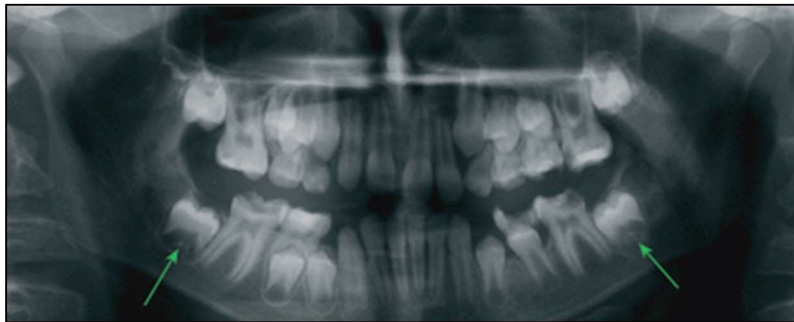


Abbildung 5: optimaler Zeitpunkt zur Extraktion des ersten permanenten Molaren aufgrund der Entwicklung der zweiten permanenten Molaren (grüne Pfeile). Krone und Bifurkation sind ausgebildet. (Ong und Bleakley 2010).

Ausnahmen des Extraktionszeitpunktes zeigen sich vor allem bei Engständen und einer Angle Klasse II. Hierbei wird die Extraktionslücke des 6-Jahr-Molars häufig zum Auflösen des Engstandes durch Distalisation der Zähne genutzt. Daher wird bei einer Angle Klasse II/1 empfohlen, bis auf den Durchbruch des 12-Jahr-Molars im Oberkiefer zu warten, damit dieser nicht bei vorzeitiger Extraktion den benötigten Platz für das Auflösen der Engstände einnimmt. Im Unterkiefer sollte die Extraktion dennoch zum idealen Zeitpunkt stattfinden, da die Mesialwanderung im Unterkiefer deutlich geringer ist als im Oberkiefer und somit die Distalwanderung der Prämolarenkeime genutzt werden kann. In der Angleklasse II/2 sollte ebenfalls im Unterkiefer der Durchbruch der 12-Jahr-Molaren abgewartet werden (Jälevik und Klingberg 2002; Mejäre et al. 2005; Ong und Bleakley 2010; Patcas und Schätzle 2011; Cobourne et al. 2014; Kirschneck und Proff 2016; Teo et al. 2016).

Zusätzliche kompensatorische Extraktionen des im anderen Kiefer gelegenen 6-Jahr-Molars, ist zumeist nur bei Verlust der unteren Molaren indiziert. Hierbei kann es vermehrt zu Elongationen des oberen Molars kommen, da diesem gegebenenfalls der Antagonist fehlt. Dieser Verlauf könnte auch die geplante Mesialisierung des 12-Jahr-Molars negativ beeinflussen bzw. stören. Da der untere 6-Jahr-Molar häufig abgestützt ist und daher selten elongiert, ist von einer zusätzlichen Extraktion der unteren Molaren abzusehen. (Ong und Bleakley 2010; Innes et al. 2013; Cobourne et al. 2014; Kirschneck und Proff 2016; Ashley und Noar 2019).

Die Gefahr bei einseitiger Extraktion von Molaren bei einem Gebiss mit Engstand ist häufig eine asymmetrische Entwicklung des Zahnbogens und eine eventuelle Mittellinienverschiebung. Deshalb wird häufig noch eine Ausgleichsextraktion des kontralateralen Molars durchgeführt. In einem Gebiss mit regelrechten Zahnabständen ist diese positive Entwicklung durch eine Ausgleichsextraktion noch nicht ausreichend erforscht, weshalb es zumeist nicht als Indikation genügt (Jacobs et al. 2011; Patcas und Schätzle 2011; Cobourne et al. 2014; Kirschneck und Proff 2016).

Generell hat die Extraktion des 6-Jahr-Molars sowohl dentale Einflüsse als auch Einflüsse auf das umgebene Weichgewebe. Die weitere Entwicklung des 12-Jahr-Molars ist insbesondere beeinflusst, da hier die „Schiene“ für den Durchbruch fehlt. Dadurch kann es zu einem erschwerten Durchbruch kommen. Zumeist aber entwickelt sich der Zahnkeim in die Extraktionslücke und bricht im Folgenden zu Gunsten eines Lückenschlusses durch, vorausgesetzt die Extraktion erfolgte zum richtigen Zeitpunkt. Durch die Mesialisierung der 12-Jahr-Molaren bleibt häufig genug Platz, damit der dritte Molar regelrecht durchbrechen kann, dabei häufig schneller im Vergleich, wenn der 6-Jahrmolar nicht extrahiert wurde. Diese positiven Einflüsse lassen sich jedoch im Oberkiefer besser darstellen als im Unterkiefer.

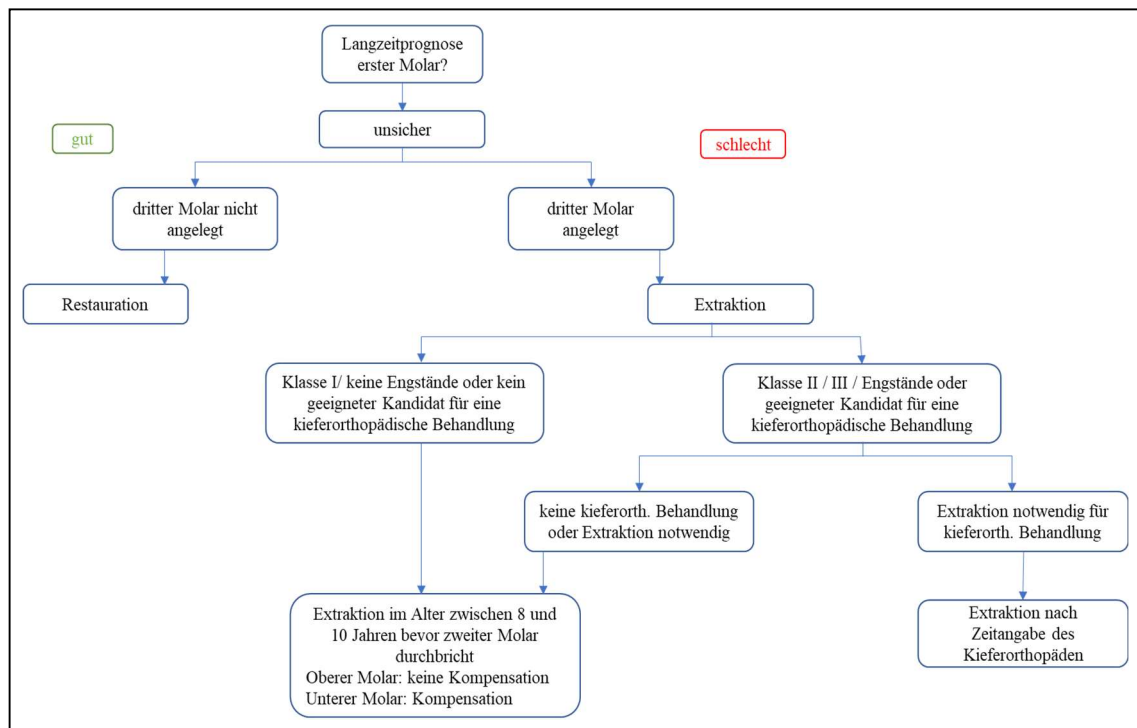


Abbildung 6: Therapieentscheidungen zur Extraktion des ersten permanenten Molars modifiziert nach Ashley und Noar (2019).

Weiterhin beeinflusst werden die Incisivi, die vereinzelt nach oral kippen und somit eine Verlagerung der Weichteile nach dorsal mit sich ziehen (Sandler et al. 2000; Booij et al. 2009; Jacobs et al. 2011; Patcas und Schätzle 2011; Cobourne et al. 2014; Kirschneck und Proff 2016; Saber et al. 2018).

Hier gilt es einzuschätzen, ob dieser für eine kieferorthopädische Therapie geeignet ist (Abb. 6). Grundsätzlich sollte die geplante Therapie immer nach Rücksprache mit einem Kieferorthopäden erfolgen (Ashley und Noar 2019).

2.1.6 Lückenschluss nach Extraktion

Das erfolgreiche Resultat nach einer Entfernung der 6-Jahr-Molaren ist der spontane Lückenschluss. Hierbei erfolgt keine Unterstützung durch eine kieferorthopädische Therapie. Teo et al. (2016) konnten diesen Sachverhalt in 92 % der Fälle bei Oberkieferextraktionen und bei 66 % der Unterkieferextraktionen beobachten. Eine mögliche Ursache für dieses Resultat scheint die Keimlage der zweiten permanenten Molaren zu sein (Abb. 7).

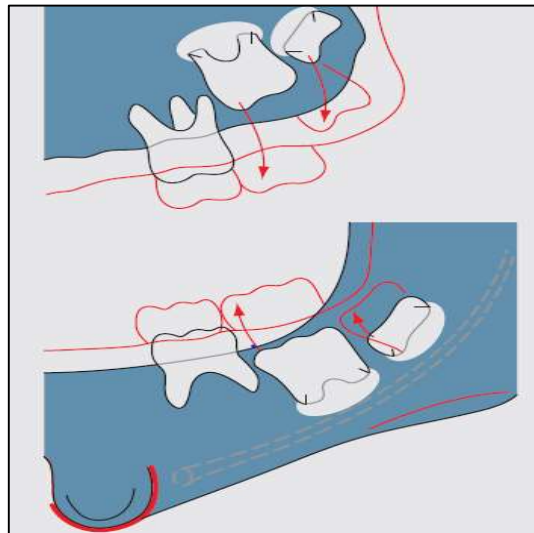


Abbildung 7: Durchbruchsrichtung der permanenten Molaren (Patcas und Schätzle 2011).

Im Oberkiefer liegt die Krone des Keimes zunächst nach distal/buccal geneigt und richtet sich in Folge des Durchbruchs nach mesial/palatal auf. Im Unterkiefer liegt der Keim bereits in mesialer Richtung und richtet sich mit Hilfe des ersten permanenten Molars als Leitschiene auf. Fehlt diese Leitschiene aufgrund einer Extraktion, kann eine

spontane Aufrichtung des zweiten permanenten Molars erschwert sein. Besonders zu beachten ist, dass diese Resultate nur bei einem optimalen Extraktionszeitpunkt zu erzielen waren. Daher ergibt sich eine Notwendigkeit der Therapieoptionen für einen Lückenschluss. Gegenübergestellt werden der kieferorthopädische und der prothetische Lückenschluss.

Für den kieferorthopädischen Lückenschluss ist zunächst das Verständnis der Kräfteinwirkungen durch kieferorthopädische Geräte, die Biomechanik der Zahnbewegung, erforderlich. Soll ein Körper lediglich translatorische Bewegungen durchführen, muss der Kraftvektor durch das Widerstandszentrum des Körpers gehen. „Bei einem Zahn, der mit seiner Wurzel im Knochen steckt, liegt der Massenschwerpunkt oder das sogenannte Widerstandszentrum [...] 4/10 apikal des marginalen Alveolarrandes (1-wurziger Zahn) bzw. etwas mesial der Bifurkation (Molar) [...]“ (Harzer 2011). Falls der Kraftvektor nicht durch das Widerstandszentrum läuft, entsteht immer ein Drehmoment, welches zu unerwünschten Rotationen führen kann. „Die Drehachse, Rotationszentrum [...], um die der Zahn kippt, liegt bei einem Kraftangriff am Bracket leicht apikal des Widerstandszentrums““ (Harzer 2011). Die Größe des Drehmomentes M ist dabei abhängig von der einwirkenden Kraft F , sowie des senkrechten Abstandes d zur Kraftwirkungslinie vom Widerstandszentrum:

$$M = F \times d$$

Eine Neutralisation des Drehmomentes kann über Kraftpaare erreicht werden. Dafür wird dem System eine zweite, genauso große Kraft, allerdings in entgegengesetzte Richtung, zugeführt.

Grundsätzlich werden bei den Lückenschlussmechaniken, die mit und die ohne skelettaler Verankerung unterschieden. Bevor allerdings ein Lückenschluss erfolgen kann, muss der gegebenenfalls in die Lücke gekippte 12-Jahrmolar zunächst aufgerichtet werden. Dabei werden häufig nicht skelettal verankerte Methoden gewählt. Chhibber und Upadhyay (2015) sowie Janakiraman et al. (2016) wirkten der Kippung des 12-Jahr-Molars mit Hilfe einer Aufrichtefeder entgegen (Abb. 8). Hierbei wird ein Draht in den Slot des Bracket am 12-Jahr-Molar eingebracht und das andere Ende als Schlaufe am Bogen zwischen Eckzahn und erstem Prämolare eingehängt. Um eine mögliche Entwicklung eines seitlich offenen Bisses entgegen zu wirken, verwendeten Chhibber und Upadhyay (2015) zusätzlich ein elastisches Band (OK 3er-UK 4er-UK 3er) (Abb.8).

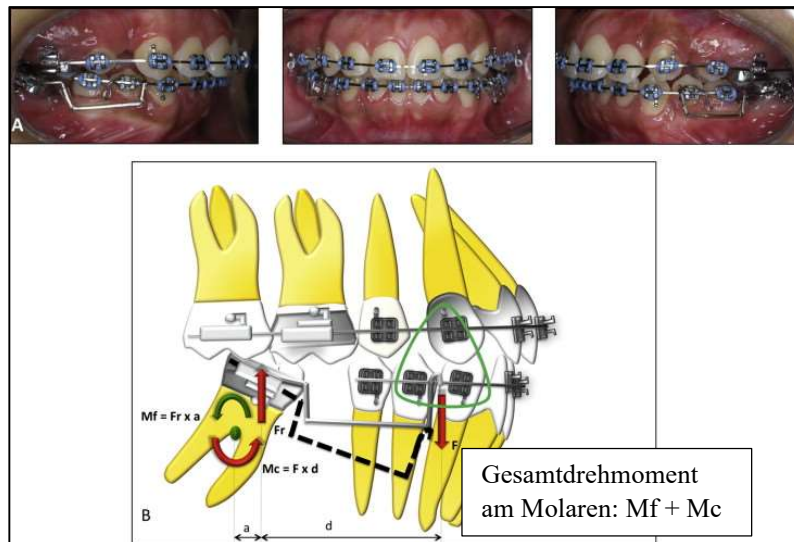


Abbildung 8: Aufbau der Apparatur zur Aufrichtung des zweiten permanenten Molars (Pfeile zeigen Kraftrichtung) sowie ein elastisches Band zur Vermeidung eines seitlich offenen Bisses (grüne Linie) modifiziert nach Chhibber und Upadhyay (2015).

Die Patientin hatte zudem eine Klasse II- Verzahnung. Im Oberkiefer wurden die ersten Prämolaren extrahiert und die Korrektur der Klasse-II-Verzahnung erfolgte über ein Herbst'sches Scharnier. Der Lückenschluss im OK wurde über ein T-Loop durchgeführt. Im Unterkiefer wurde ein elastisches Band vom Bracket des 12-Jahr-Molars bis zu einem Retentionselement gespannt, welches sich zwischen Eckzahn und erstem Prämolare auf Höhe des Rotationszentrums des 12-Jahr-Molars befand.

Eine andere Möglichkeit zum Lückenschluss ohne skelettale Verankerung untersuchten Jacobs et al. (2011) (Abb. 9). Dem Patienten wurde eine Multibracketapparatur mit einem Vierkantstahlbogen eingegliedert. Die Mesialisierung erfolgte mit Gummikette und Achterligatur im Wechsel. Die Achterligatur wurde bei beginnender mesialer Kippung eingesetzt, um eine Aufrichtung zu erzeugen.

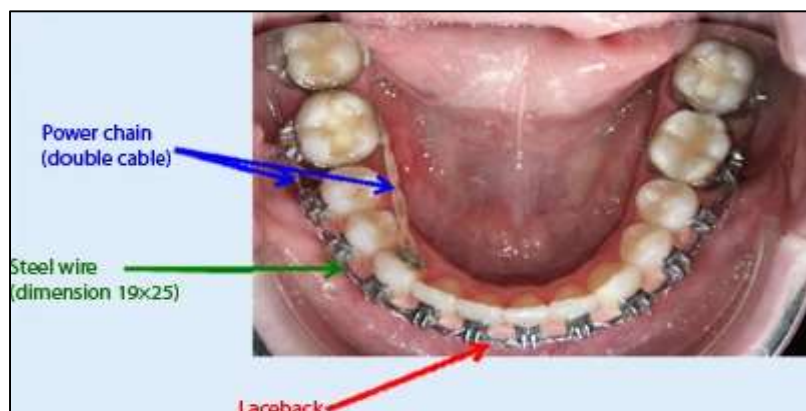


Abbildung 9: Double-cable-Mechanik nach Jacobs et al. (2011). Gummikette (blau), Vierkantstahlbogen (grün), Achterligatur (rot).

Wenn der 12-Jahr-Molar nach mesial rotierte, wurde „Double-cable-Mechanik“ (2. Gummikette lingual) angewendet. Zur Verankerung erfolgte eine Verblockung mittels durchlaufender Drahtligatur vom 2. Prämolare ipsilateral bis zum 2. Prämolare bzw. bei einseitigem Lückenschluss bis zum 1. Molar kontralateral. Es zeigten sich nach der Behandlung deutliche Nebenwirkungen. Dazu gehörten die Retrusion der Frontzähne sowie eine Veränderung der Weichteile.

Um diese Nebenwirkungen zu vermeiden, werden zum Lückenschluss zusätzlich skelettale Verankerungen angewandt. Diese erfolgten zumeist über das Einbringen von Minischrauben (Außendurchmesser ca. 1,6 mm). Durch das selbstschneidende Gewinde ist eine leichte Positionierung im Interdentalraum mesial der Lücke möglich. Ein transgingival gewindefreier Bereich macht eine entzündungsfreie Anlagerung der Gingiva möglich. Die Schrauben werden durch die Gingiva und die Kortikalis in der Spongiosa verankert. Dabei sind zirkumferent 0,5 mm Knochen erforderlich. Bei einer direkten Verankerung wird das aktive Element, beispielsweise eine Gummikette, Zugschraube oder T-Loop, ausschließlich an der Schraube fixiert. Somit ist eine schnelle Bewegung der Zähne und ausbleibende Übertragung der Kräfte auf andere Zähne möglich. Jedoch liegt die alleinige Belastung nur auf der Schraube und kann in manchen Fällen zum „Rausdrehen“ der Schraube führen (ungünstige Belastung bei T-Loopmechanik). Zudem sollte eine Verlegung des Kraftansatzes auf Höhe des Widerstandszentrums erfolgen, um eine Kippung des Zahns zu verhindern. Bei der indirekten Verankerung wird eine Sicherung des anterioren Zahnbogens über eine Verbindung zum Hauptbogen gewährleistet. Somit werden die Kräfte skelettal und desmal verteilt. Vorteile stellen die geringe Schraubbelastung und übersichtliche Mechanik dar. Im Gegensatz zur direkten Verankerung dauert eine Behandlung länger und weist eine höhere Friktion auf (Ludwig et al. 2009; Zesewitz 2012).

Mit einer indirekten Verankerung beschäftigten sich Janakiraman et al. (2016) in ihrer Falldokumentation zum Lückenschluss nach Extraktion eines unteren Molars (Abb.10). Zuvor erfolgte eine Aufrichtung des zweiten Molars. Der zweite Prämolare und der zweite Molar wurden mit einer Apparatur aus Bändern und seitlichen Gleitschienen versorgt. Zusätzlich wurde ein Miniimplantat zwischen die beiden Prämolaren inseriert. Dieses Implantat wurde mit der Apparatur verbunden. Mit Hilfe von elastischen Bändern bukkal und lingual wurde der zweite Molar mesialisiert.

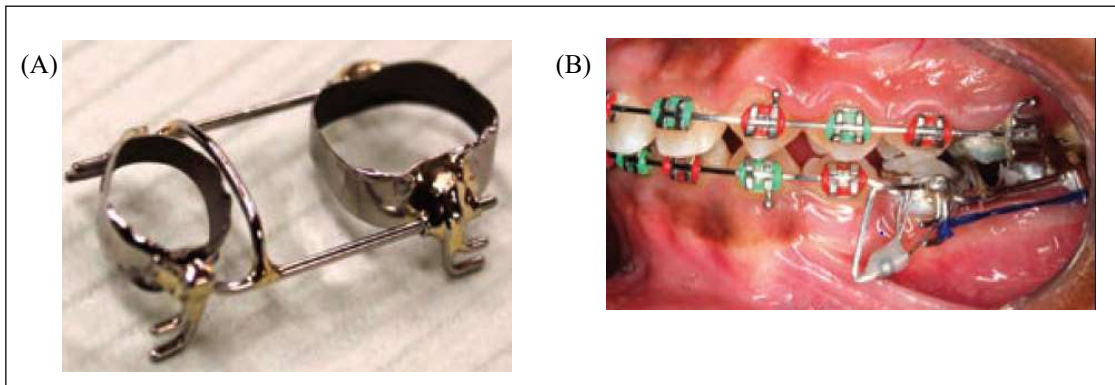


Abbildung 10: Lückenschluss nach Janakiraman et al. (2016). A: Lückenschlussapparatur mit Gleitbahnen; B: Apparatur intraoral (16 Monate nach Therapiebeginn) mit Miniimplantat und Gummiketten

Im Oberkiefer ermöglicht der Einsatz von Miniimplantaten eine reine Mesialisierung ohne Eingliederung einer Multibracketapparatur. Drescher und Wilmes (2018) erläuterten die Nutzung eines Mesialsliders (Abb. 11). Dabei erfolgte eine Insertion von zwei Miniimplantaten in der T-Zone im harten Gaumen. Die T-Zone wurde aufgrund der dünnen Mukosa und der guten Knochenqualität gewählt und befindet sich hinter den Rugae palatinae. Die beiden Miniimplantate wurden zur Stabilisierung mit einer Platte verbunden. Der Führungsbogen für die Gleitritter wird extraoral an einem Modell angepasst, sodass sie in die Lingualschlösser gleiten können. Intraoral werden die Bänder zementiert und der Führungsbogen eingegliedert. Als Verankerung für die Nickel-Titan-Feder dient ein Aktivierungsreiter. Durch dessen Bewegung nach mesial erfolgt die Aktivierung des Mesialsliders (Wilmes 2010).

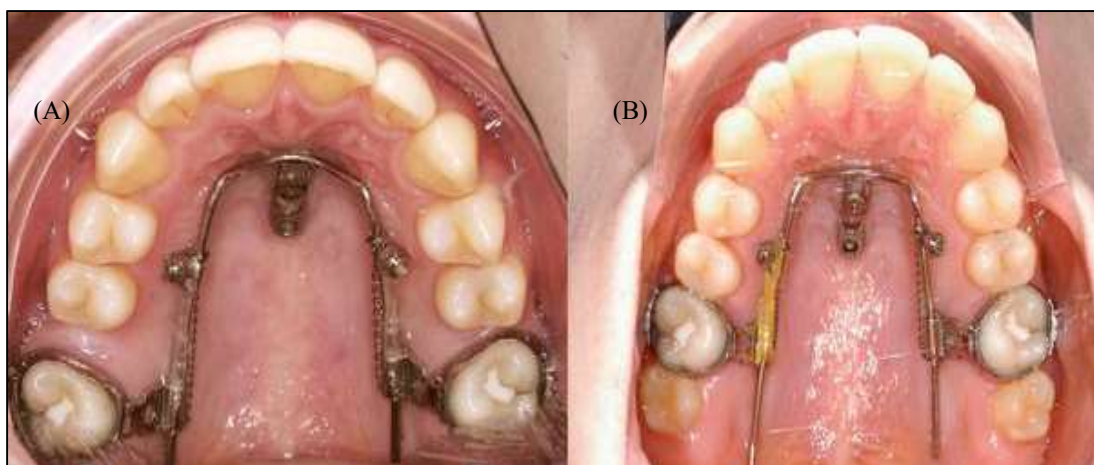


Abbildung 11: Mesialisierung mit Mesialslider nach Drescher und Wilmes (2018). A: Mesialslider nach Eingliederung mit zwei Miniimplantaten, B: nach Lückenschluss.

Neben dem kieferorthopädischen Lückenschluss besteht ebenfalls die Möglichkeit, die Lücke prothetisch zu versorgen. Diese Alternative kann über eine Brückenversorgung, Implantation oder eine Transplantation eines Weisheitszahns erfolgen. Die Therapiemöglichkeiten der Kieferorthopädie können allerdings ebenfalls genutzt

werden, um Zähne für eine zukünftige Brückenversorgung die gleiche Einschubrichtung zu ermöglichen. Das Belassen einer Lücke wird im Allgemeinen nicht empfohlen, da es zu Kippungen und somit zu okklusalen Interferenzen führen kann (Ehrenfeld et al. 2011).

2.2 Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation

Die Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation (MIH) beschreibt eine Strukturanomalie des Schmelzes, welche sich je nach Schweregrad klinisch von Opazitäten bis hin zu Einbrüchen des Schmelzes und damit verbundener Freilegung des Dentins darstellt. Der Schmelzdefekt ist auf eine Störung während der Amelogenese zurückzuführen. Allerdings ist die Ursache der Störung dafür noch weitgehend ungeklärt. Das Krankheitsbild beschreibt eine Beeinträchtigung des Schmelzes an den ersten permanenten Molaren und den Inzisivi, wobei sich die Symptomatik an mindestens einem ersten permanenten Molar zeigen muss. Die Molaren sind deutlich häufiger und stärker betroffen als die Inzisivi. Histologisch weist der Schmelz der betroffenen Zähne eine geringere Härte, sowie eine mangelnde strukturierte Anordnung der Schmelzprismen auf. Im Vergleich zu einem gesundem Schmelz lässt sich ein deutlich höherer Proteingehalt im Schmelz nachweisen (Farah et al. 2010; Elhennawy und Schwendicke 2016; Bekes 2018; Petrou et al. 2014; Jordan 2018).

2.2.1 Prävalenz der Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation

Schätzungsweise liegt die Prävalenz für MIH global bei 14,2 %. Dabei unterscheiden sich die einzelnen Angaben auf den einzelnen Kontinenten. Sie liegen zwischen 10,9 % in Afrika bis 18,0 % in Südamerika. Europa liegt mit einer Häufigkeit von 14,3 % nahe an der global geschätzten Häufigkeit. Dieser Sachverhalt scheint maßgebend in der Menge von europäischen Daten zur MIH-Prävalenz seinen Ursprung zu finden (Elfrink et al. 2015; Zhao et al. 2018).

In Deutschland weist die MIH nach der 5. Deutschen Mundgesundheitsstudie eine Prävalenz von 28,7 % bei den 12-Jährigen auf, wobei mindestens ein Zahn Symptome der MIH aufweisen muss. Zu berücksichtigen ist, dass ein Großteil der Kinder nur einen geringen Ausprägungsgrad zeigen. Die Zahlen variierten beispielsweise von 14,7 % in München, 14,6 % in Düsseldorf, 14,0 % in Hamburg, 6,0 % in Heidelberg, 5,6 % in

Dresden, bis 4,3 % in Greifswald (Dietrich et al. 2003; Heitmüller et al. 2013; Petrou et al. 2014; Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V) 2016; Zhao et al. 2018; Amend et al. 2020).

Zwischen dem männlichen und weiblichen Geschlecht scheinen keine auffallenden Unterschiede vorzuliegen. Generell ist die statistische Karieserfahrung (DMFT bzw. dmft) der Kinder mit MIH höher, die sich durch die vermehrten konservierenden Therapien erklären lassen. Zudem scheint eine Korrelation zwischen der Präsenz von hypomineralisierten zweiten Milchmolaren und dem Risiko, eine MIH auszubilden, zu bestehen (Preusser et al. 2007; Petrou et al. 2014; Zhao et al. 2018; Garot et al. 2018).

2.2.2 Ätiologie der Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation

Im Allgemeinen ist die Ursache der MIH noch ungeklärt. Es wird vermutet, dass die MIH durch Schädigungen, während der Schmelzentwicklung, der Amelogenese, entsteht. Je nach Zeitpunkt der Schädigung treten verschiedene Folgen auf, die sich in der Qualität des Schmelzes zeigen und von reduzierter Schmelzdicke bis zu „weichem“ und hypomineralisiertem Schmelz reichen können (Schumacher 1997; Bekes 2018).

Histologische Untersuchungen des Schmelzes von MIH-Zähnen zeigen eine deutlich geringere Dichte und weniger strikte Organisationen der Schmelzprismen. Zudem wurde ein erhöhter Anteil von verschiedenen Proteinen im Schmelz nachgewiesen, was auf eine gestörte Reifung der Schmelzprismen hindeutet. Zu den Proteinen gehören insbesondere Albumin, alpha-1-Antitrypsin und Antithrombin. Albumin verhindert das Kristallwachstum und ist bei normal ausgeprägtem Schmelz nur als Rest zu finden. Alpha-1-Antitrypsin und Antithrombin können die Kallikrein-ähnliche Peptidase 4 (KLK4) inhibieren, welche maßgeblich an dem Abbau der organischen Matrix während der Reifung beteiligt ist. So wird verhindert, dass ein komplett ausgereifter und mineralisierter Schmelz entsteht (Farah et al. 2010; Elhennawy und Schwendicke 2016; Elhoussein und Jamal 2020).

Im Mittelpunkt der Überlegung zur Ursache der MIH steht ein Zusammenspiel aus mehreren Faktoren. Grundsätzlich werden diese in pränatale, perinatale und postnatale Faktoren eingeteilt. Pränatale Faktoren, wie die Erkrankungen der Mutter und Stress während der Schwangerschaft, sollen einen positiven Einfluss auf die Ausbildung einer MIH haben. Perinatal besteht vermutlich ein Zusammenhang zwischen Komplikationen

während der Geburt und dem Risiko der Entwicklung einer MIH. Insbesondere Kinderkrankheiten (vor allem Masern und Windpocken) sowie hohes Fieber in der Kindheit könnten als Ursache für die MIH in Frage kommen. Ebenso werden Erkrankungen der Atemwege diskutiert. Die ursprüngliche Überlegung, dass Bisphenol A einen Einfluss auf die Entstehung haben könnte, wurde durch Studien widerlegt, da die Menge an oral aufgenommenem Bisphenol A deutlich unter der kritischen Menge liegt. Grundsätzlich sollte auch eine genetische Komponente nicht ausgeschlossen werden (Knapp und Nies 2009; Elhennawy und Schwendicke 2016; Silva et al. 2016; Bekes 2018; Fatturi et al. 2019; Elhoussein und Jamal 2020).

2.2.3 Befunde und Klassifikation der Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation

Die European Academy of Paediatric Dentistry (EAPD) gab vier Kriterien für den Befund der MIH an: (Weerheijm et al. 2003; Elfrink et al. 2015; Bekes 2018):

- Umschriebene Opazitäten
- Schmelzeinbruch
- Atypische Restaurationen
- Extraktion auf Grund der MIH

Die Zähne sind zumeist sehr empfindlich gegenüber Hitze-, Kälte- und mechanischen Reizen, was den Kindern erschwert, eine optimale Mundhygiene durchzuführen. Durch die Hypersensibilitäten sind die Angst vor dem Zahnarzt und eine eingeschränkte Kooperation bei den Kindern mit MIH üblich (Jälevik und Klingberg 2002; Mejäre et al. 2005; Knapp und Nies 2009; Bekes und Steffen 2016).

Differentialdiagnostisch sollten eine Amelogenesis imperfecta, Dentalfluorosen und eine Fehlentwicklung nach Tetracyclingabe ausgeschlossen werden. Exogen bedingte Strukturanomalien, beispielsweise ein Trauma, Karies, strahlenphysikalische Schäden und ein Turnerzahn können erfolgreich über eine Anamnese und eine Diagnostik gegenüber einer MIH abgegrenzt werden (Knapp und Nies 2009; Bekes 2018).

Zur Klassifikation der MIH existieren mehrere Einteilungen. Der „Würzburgen MIH-Treatment Need Index“ (MIH-TNI) wurde 2016 entwickelt. Dabei leitet sich der Index aus den Leitsymptomen der Hypersensibilität und dem Substanzverlust ab. Beim Index 1 zeigen die Zähne weder eine Hypersensibilität noch Substanzdefekte.

Darauf aufbauend finden sich Zähne ohne Hypersensibilitäten, aber mit Substanzdefekten diagnostisch im Index 2 wieder. Der Index 3 schließt Zähne mit Hypersensibilitäten, dennoch ohne Substanzverluste ein. Im Index 4 sind alle Leitsymptome vorhanden. Der zweite und der vierte Index sind je nach Ausprägung der Substanzdefekte noch in die Unterkategorien a-c unterteilt (Bekes und Steffen 2016; Bekes 2018).

2.2.4 Therapie der Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation

Zu dem MIH- Treatment Need Index (MIH-TNI), hat die Forschungsgruppe um Bekes und Steffen (2016) einen Therapieplan erstellt, welcher Prävention, Sofortbehandlungen, langfristige sowie definitive Versorgungen beinhaltet. Das Therapieschema (Abb. 12) wird individualisiert, indem das Kariesrisiko für den jeweiligen Patienten abgewogen wird. Danach wird entweder das blaue (geringes Risiko) oder das rote (erhöhtes Risiko) Therapieschema verwendet. Generell sollte bei der Therapie berücksichtigt werden, dass es häufig zu einer geringeren Anästhesiewirkung kommt. Um negativen Erfahrungen und gegebenenfalls einer „Zahnarztangst“ vorzubeugen, sollte eine analgetische Prämedikation (z.B. Paracetamol oder Ibuprofen) in Betracht gezogen werden (Bekes et al. 2016; Bekes 2018).

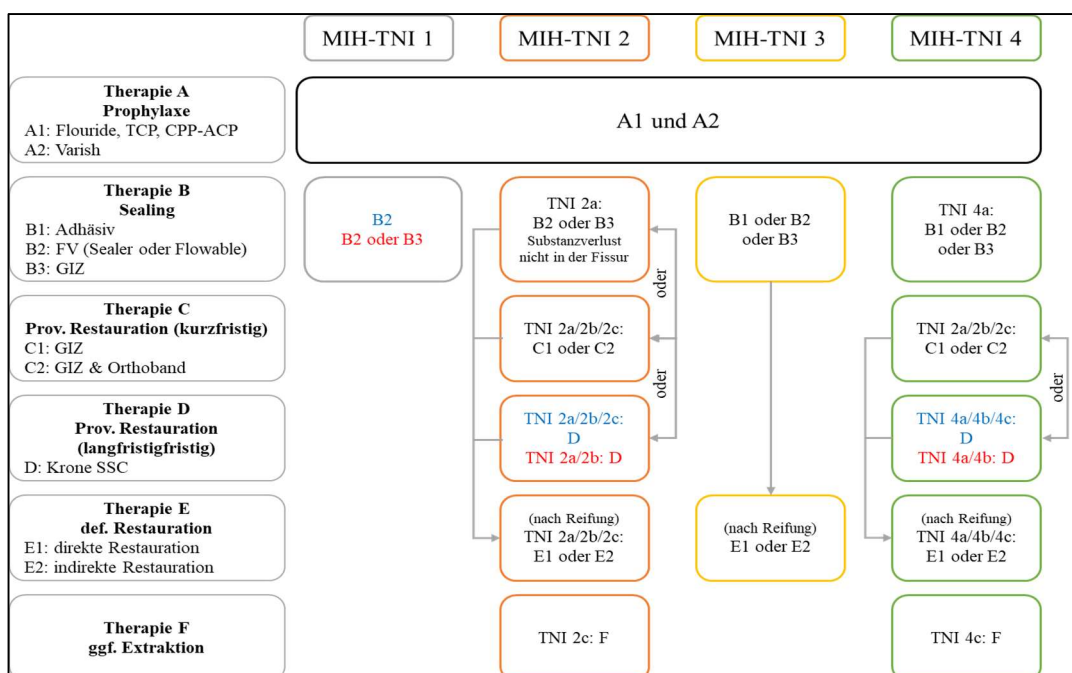


Abbildung 12: Therapieschema zur Behandlung der Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation nach Bekes und Steffen (2016) anhand des MIH-TNI (TNI 1: grau, TNI 2: orange, TNI 3: gelb, TNI4: grün). Berücksichtigt ist ein geringes (blau) und ein hohes (rot) Kariesrisiko.

Die Prävention wird unterteilt in Anwendungen für den häuslichen Gebrauch und in der Zahnarztpraxis. Empfohlen wird eine regelmäßige Fluoridzunahme in Form von Zahnpasten, Mundspülungen u.ä., vor allem, wenn Hypersensibilitäten vorhanden sind. Zusätzlich dazu sollten Produkte mit einem Anteil an Tricalciumphosphat (TCP) und Caseinphosphopeptiden-amorphes Kalziumphosphat (CCP-ACP) verwendet werden. Außerdem zeigte sich auch die Behandlung mit Argininen (Pro-Argin®) bei Patienten mit MIH als erfolgreich, da sich diese Hypersensibilitäten maßgebend reduzieren. Generell sei ein regelmäßiger Recall in der Zahnarztpraxis von drei Monaten zu empfehlen. Die prophylaktischen Maßnahmen werden für alle Indizes der MIH gleichermaßen empfohlen (Reich 2005; Reynolds 2009; Fresmann 2015; Bekes und Steffen 2016; Bekes 2018).

Zur provisorischen Therapie werden MIH-Zähne zunächst mit Sealing behandelt. Je nach Ausprägungsgrad werden Adhäsivapplikation, Flowable und Glasionomerezement verwendet. Lediglich bei sehr geringen Ausprägungen der MIH wird diese Therapie als definitive Versorgung verwendet, da die Überlebensrate gering ist. Bei schweren Ausprägungen wird eine definitive Versorgung mit Kompositen präferiert. Als weitere kurzfristige Alternative wird der Aufbau mit Glasionomerezement empfohlen. Bei großen Defekten kann zusätzlich ein Orthoband verwendet werden. Eine langfristige provisorische Versorgung bietet die Stahlkrone (SCC) (Jälevik und Klingberg 2002; Bekes und Steffen 2016; Bekes 2018).

Die Zähne sollten im weiteren Verlauf mit einer direkten Restauration, beispielsweise mit Komposit, oder einer indirekten Restauration, beispielsweise Keramikronen, definitiv versorgt werden. Als Alternative für stark zerstörte MIH-Zähne steht die Extraktion zur Verfügung. Bevor diese Variante in Frage kommt, ist ein Konsil mit einem Kieferorthopäden erforderlich, um den optimalen Zeitpunkt für die Extraktion und dem damit verbundenen Lückenschluss zu wählen (Bekes und Steffen 2016; Bekes 2018).

2.3 Kraftmessung mit Sensoren

Zur Kraftmessung eignen sich verschiedene Arten der Sensoren. Zunächst sollten Kraftaufnehmer von der Wägezelle, welche in herkömmlichen Waagen integriert sind, unterschieden werden. Die Fähigkeit, Kräfte zu messen, verleihen die

Dehnungsmessstreifen den Kraftaufnehmern. Diese fungieren als elektrische Leiter und geben je nach Dehnung oder Stauchung eine Änderung des Widerstandes an. Dabei verändert sich der Draht beispielsweise bei einer Dehnung. Er wird länger (Δl) und dünner ($-\Delta A$). Beide Änderungen führen zur Erhöhung des Widerstandes.

Dieses Phänomen lässt sich mit dem Ohm's Gesetz erklären (Schneider 1991):

$$R = \rho * l / A \quad (\rho \text{ spezifischer Widerstand als Materialkonstante}).$$

Verbunden mit einem Federkörper, beispielsweise Stahl, gibt die Widerstandsänderung somit Auskunft über die Verformung und damit über die einwirkende Kraft. Die Änderung der Spannung ist proportional zur Kraft. Im Gegensatz zur Wägezelle, welche ausschließlich Massenänderung in positive Richtung wiedergeben kann, misst ein Kraftaufnehmer sowohl positive als auch negative Kräfte. Zudem ist ein Kraftaufnehmer bereits nach der Produktion kalibriert. Durch die physikalischen Eigenschaften eignen sich Kraftaufnehmer mit Dehnungsmessstreifen (Abb. 13) insbesondere für das Messen von kleinen, statischen Kräften über einen längeren Zeitraum. Ebenso erfüllen sie die Anforderung an eine hohe Messgenauigkeit (Cordey und Gautier 1999; Kleckers 2017a; Ebbecke 2020).

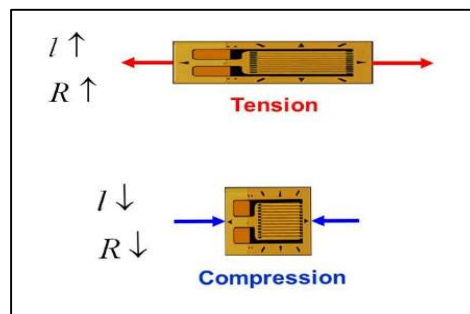


Abbildung 13: Funktionsweise eines Dehnungsmessstreifens nach Pelayo (2020) bei Dehnung (rot) und Druck (blau)

Ebenfalls zur Gruppe der Kraftaufnehmer gehören diese mit Piezoelektrizität. Das Grundprinzip der Kraftmessung beruht auf einer Verschiebung von Ladung in einem Kristallgitter, beispielsweise Quarz (Abb. 14). Bei der Krafteinwirkung kommt es zur Bildung von Dipolen und damit zur Polarisation. Die erzeugte Ladungsverschiebung bedingt die Entstehung eines neuen Gradienten des elektrischen Potentials, welches mit Hilfe von Verstärkern an einem leitenden Material detektiert werden kann. Ein Piezokraftaufnehmer besteht zumeist aus zwei Kristallen, zwischen denen eine Elektrode verbaut ist. Diese ist wiederum mit einem Ladungsverstärker verbunden.

Umgeben werden die Kristalle und die Elektrode von einem Gehäuse, welches als zweite Elektrode dient. Ebenso wie die Dehnungsmessstreifen ist auch hier die Spannung proportional zur angewandten Kraft. Die Wahl, welche der beiden Kraftaufnehmer verwendet werden sollen, liegt an den Anwendungsbereichen.

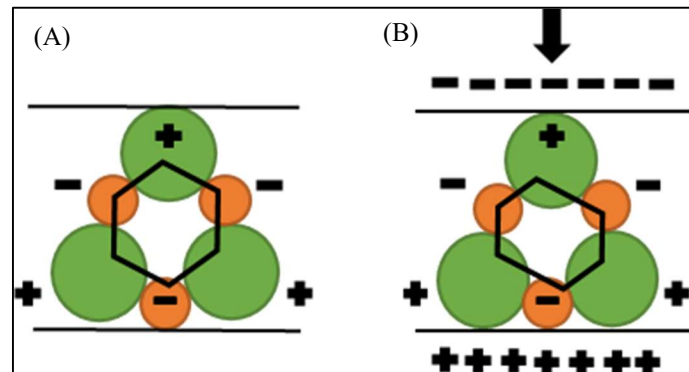


Abbildung 14: Darstellung eines piezoelektrischen Effektes am Beispiel von Quarz nach Laible et al. (2009). A: Quarzgitter in Ruhe; B: Quarzgitter bei Kräfteinwirkung mit Polarisation.

Während der Piezokraftaufnehmer geeignet ist, sowohl sehr geringe als auch große Kräfte zu messen, sind Defizite in den längerfristigen Messungen von kleinen statischen Kräften zu verzeichnen. Hier zeigt sich der Drift deutlich stärker. Dieser Sachverhalt bedeutet, dass es zur zeitabhängigen Veränderung des Ausgangssignales kommt und ca. 1 N/min beträgt. Aufgrund ihrer geringen Verformung und daraus resultierenden Resonanzfähigkeit eignen sich Piezokraftaufnehmer ebenfalls für dynamische Anwendungen (Kleckers 2017b, 2016; Ebbecke 2020).

Der Force Sensing Resistor (FSR, Abb. 15) stellt eine weitere Möglichkeit dar, Kräfte zu messen. Der Grundaufbau besteht aus zwei Membranen, welche durch einen Luftspalt voneinander getrennt sind. Die beiden Membranen bestehen typischerweise aus Polymerfolien, welche ausreichend verformbar sind, damit sich diese unter Kräfteinfluss berühren können. Eine der beiden Membranen ist mit einer speziellen

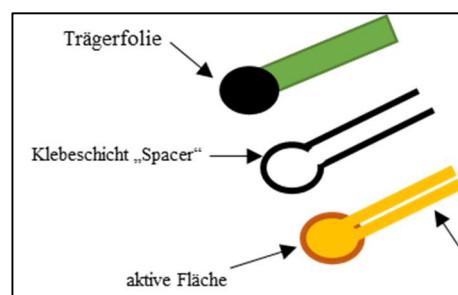


Abbildung 15: Aufbau eines Force Sensing Resistor nach Interlink Electronics (2013).

FSR-Tinte aus Carbon-Farbe beschichtet, während die zweite Membran voneinander getrennte elektrisch leitende Gitter beinhaltet. Wird nun Kraft auf den Sensor ausgeübt, treten die beiden Gitter über die Tinte in Kontakt. Der im entladenen Zustand hohe Widerstand fällt ab (Tekscan; Interlink Electronics 2013).

Im Gegensatz zu Dehnungsmessstreifen und piezoelektrischen Kraftaufnehmern zeigen FSR keine proportionale Beziehung zwischen Kraft und Widerstand. In Abbildung 16 ist das grundsätzliche Verhalten eines FSR veranschaulicht. Der Verlauf der Kurve ist abhängig von dem jeweiligen Aufbau des FSR (beispielsweise Flexibilität oder Größe des Luftspaltes zwischen den Membranen). Es erfolgt eine logarithmische Darstellung. Unmittelbar nach der Krafteinwirkung nimmt der Widerstand rasch ab. Währenddessen zeigt sich bei höheren Kräften ein Sättigungsverhalten und schließlich ist nur noch wenig Änderung des Widerstandes zu verzeichnen.

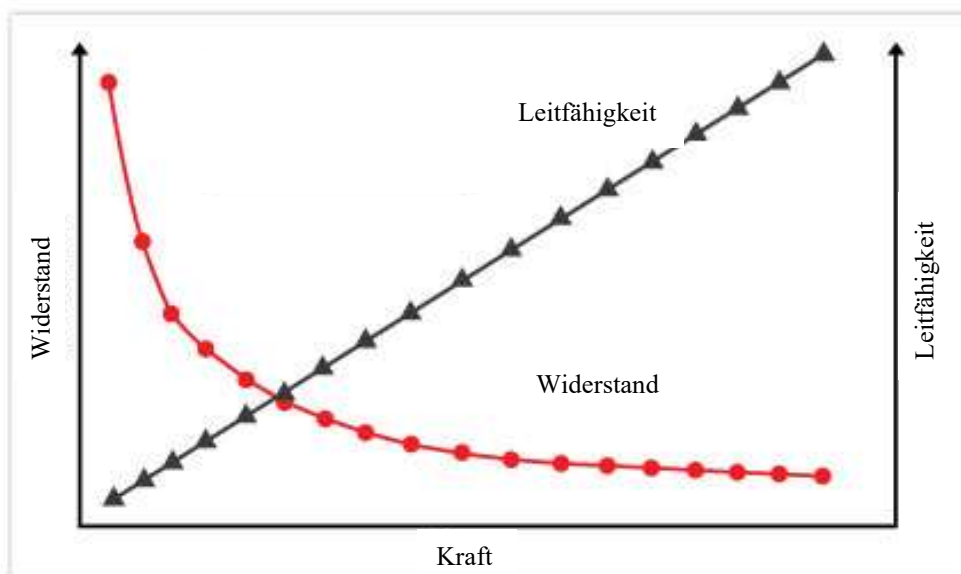


Abbildung 16: Kraft-Widerstand-Verhältnis bei Force Sensing Resistoren nach Tekscan. Es zeigt sich ein negativ exponentieller Verlauf der Kurve. Die Leitfähigkeit verläuft linear.

Zur Messung von Kräften können ebenfalls drucksensitive Folien verwendet werden. Das Funktionsprinzip beruht auf einer chemischen Reaktion beim Aufbringen von Kräften (Abb. 17). Die Folie besteht aus zwei Polyethylen-Terephthalat-Lagen. Dazwischen sind Mikrokapseln mit einem Farbbildner platziert. Bei Krafteinwirkung kommt es zur Zerstörung der Kapseln und der Farbbildner reagiert mit dem Entwickler. Das Ergebnis ist die Bildung eines roten Farbstoffes. Die Intensität gibt eine Aussage über die Höhe der einwirkenden Kräfte. Die Folie muss in einem lichtundurchlässigen

Behälter und bei Raumtemperatur transportiert werden. Zur Auswertung der Folie ist ein bestimmtes Analysegerät erforderlich (Gu et al. 2021).

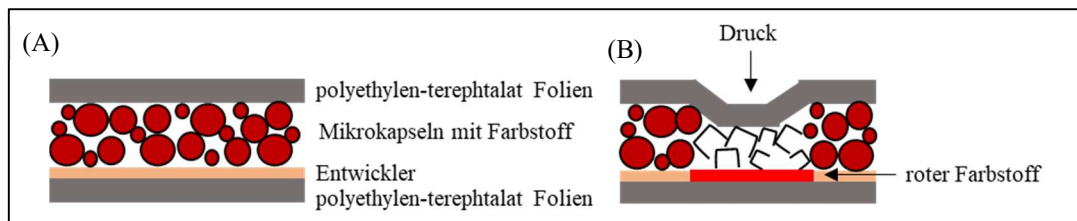


Abbildung 17: Aufbau einer drucksensitiven Folie nach Gu et al. (2021). A: Folie im Zustand ohne Belastung; B: Folie bei Belastung mit Zerstörung der Kapseln und Freigabe des Farbstoffes.

2.3.1 Anwendung in der Zahnmedizin

Die Einsatzgebiete der vorgestellten Methoden sind vielseitig, auch außerhalb der Medizin/Zahnmedizin beispielsweise in der Industrie (z.B. Werkstoffprüfung). In der Zahnmedizin werden diese Verfahren erfolgreich eingesetzt. Von besonderer Bedeutung ist neben dem umfangreichen Gebiet der Kaukraft auch die Messung von Kräften des umliegenden Gewebes. Di Fazio et al. (2011) untersuchten in einer In-vivo-Studie unterschiedliche Lippenkräfte. Hierbei wurden Patientengruppen mit einer Klasse I-Verzahnung und einer Klasse II-Verzahnung verglichen. Zur Registrierung der Kräfte wurde ein Force Sensing Resistor zwischen den mittleren Inzisivi platziert. Ebenfalls verwendeten Yu und Gao (2019) FSR zur Messung. Gegenstand der Untersuchung war der Zungendruck. Zur Adaptation der Sensoren erfolgte eine Alginate-Abformung des Oberkiefers. Auf Grundlage des erstellten Modells wurde eine Schiene aus thermoplastischem Material angefertigt, auf welcher vier FSR befestigt wurden. Die Platzierung erfolgte auf der Papilla incisiva auf Höhe der zweiten Molaren und beidseits auf der marginalen Gingiva des ersten Molars.

Gleichermaßen wurden einwirkende Kräfte auf das orofaziale System mit Sensoren untersucht. Beispielsweise wurden bestimmte Belastungen von Implantaten mit Dehnungsmesssensoren untersucht. Epprecht et al. (2018) verglichen die Auswirkungen nach Verschrauben der Suprakonstruktion (35 N). Die Autoren stellten zwei verschiedene Implantate gegenüber. Die Dehnungsmesssensoren wurden dabei auf dem Modell neben den Implantaten und auf der Suprakonstruktion fixiert. Einen ähnlichen Ansatz verwendeten auch Goiato et al. (2017). Diese Studie befasste sich mit dem Vergleich zweier Befestigungssysteme von Obturatorprothesen. Neben der photoelastischen Untersuchung des Modells erfolgte eine Analyse über Dehnungsmessstreifen. Diese wurden mesial und distal der gesetzten Implantate platziert.

Eine große Bedeutung hat das Messen der Kräfte in der Kieferorthopädie. Hierbei werden über verschiedene kieferorthopädische Geräte Kräfte auf den Zahn und den Zahnhalteapparat ausgeübt. Unerwünschte Nebeneffekte wie Resorptionen oder Zahnwanderungen können bei übermäßigem Einsatz von Kräften entstehen. Ueda et al. (2017) untersuchten den dentalen Einfluss von Schienen zur Therapie von obstruktiver Schlafapnoe. Die Apparatur fixiert Ober- und Unterkiefer. Die Dehnungsmessstreifen wurden zwischen Zahn (Inzisivi sowie Molaren) und Schiene platziert. Mit einer vergleichbaren Methode untersuchten Juneja et al. (2018) Krafteinwirkungen von Alignern mittels Dehnungsmessstreifen. Nach erfolgreicher Behandlung erfolgte die Entfernung beispielsweise des Multiband. Die erforderlichen Kräfte haben Ahmed et al. (2019) in einer in vivo-Studie analysiert. Dabei wurde ein FSR an einem Prototyp zur Bracketentfernung platziert. Zum Vergleich wurde ein Universalgerät verwendet. In einer Folgestudie von Ahmed et al. (2021) wurden detaillierter die einzelnen Kräfte für den jeweiligen Zahn untersucht. Zusätzlich dazu wurde die verbliebene Adhäsivschicht ermittelt.

Einen zentralen Bestandteil stellen die Sensoren bei der Messung von Kaukräften dar. In verschiedensten Reviews wurde der Einsatz von Kraftmessern untersucht (Koc et al. 2010; Verma et al. 2017; Gu et al. 2021).

Dehnungsmessstreifen weisen eine hohe Sensitivität und Genauigkeit auf. Zudem können diese durch ihre geringe Größe und das leichte Gewicht vielseitig eingesetzt werden (Verma et al. 2017; Gu et al. 2021). Allerdings wurde festgestellt, dass Probanden aufgrund der Härte der Dehnungsmessstreifen, gewisse Hemmungen haben, die maximale Kaukraft anzuwenden. In manchen Studien wurde versucht, diesen Effekt mit dem Aufbringen von weicherem Material zu minimieren. Auf dem Prinzip der Dehnungsmessstreifen beruht der Dentoforce 2 (ITLAB, Sollentuna, Schweden). Über eine Metallgabel, welche an den Zähnen adaptiert wird, erfolgt die Kraftmessung. Da die Dehnungsmessstreifen eine gewisse Schichtstärke besitzen, bleibt eine Störung der Okklusion nicht aus. Koc et al. (2012) haben in ihrer Studie beobachten können, dass mit einer erhöhten Entfernung der Kiefer die Bisskraft abnimmt. Geeignet sind sie daher besonders um die Kaukraft einzelner Zähne oder Zahngruppen zu bestimmen.

Sensoren, welche auf dem Prinzip der Piezoelektrizität beruhen, zeigen im Gegensatz zu den Dehnungsmessstreifen eine geringe Schichtstärke von bis zu 0,1 mm. Somit kann der okklusale Kontakt sehr genau wiedergegeben werden. Ein Beispiel für die Sensorklasse ist der T Scan (Tekscan, Inc., South Boston, MA, USA).

Nachteile sind möglicherweise unzureichende Flexibilität des Sensors, welche aufgrund von unkontrollierten Bewegungen des Unterkiefers zu fehlerhaften Daten führen kann, eine geringe Reichweite und eine ungenügende Sensitivität. (Verma et al. 2017; Gu et al. 2021)

Ähnliche Schichtstärken weisen auch die Sensoren, basierend auf FSR (z.B. FSR151, Interlink Electronics Inc., Camarillo, CA, USA) und Flexiforce (Tekscan, Inc., South Boston, MA, USA) auf. Zudem besitzen diese eine hohe Sensitivität, ein geringes Gewicht, sind günstig in der Anschaffung und einfach zu bedienen. Jedoch haben sie eine geringere Genauigkeit im Vergleich zu Dehnungsmessstreifen (Verma et al. 2017; Gu et al. 2021).

Ein Vorteil von drucksensitiven-Folien (z.B. Dental Prescale, Fujifilm Co., Tokyo, Japan) liegt darin, dass keine Behinderungen der Okklusion bestehen. Allerdings sind diese durch ihre geringe Schichtstärke sehr empfindlich und müssen mit besonderer Vorsicht eingebracht werden, damit es nicht vor Beginn der Messung zu Zerstörungen der Mikrokapseln kommt (Koc et al. 2010; Verma et al. 2017; Gu et al. 2021).

2.4 Die Finite Elemente-Methode

Die Finite Elemente-Methode (FEM) ist ein numerisches Verfahren zur annäherungsweise Lösung von Differentialgleichungen. Dabei können beispielsweise Deformationen, Spannungen und Geschwindigkeiten berechnet werden (Malcherek 2007).

Mit der FEM können komplizierte Konstruktionen, welche nicht mehr exakt durch Gleichungen berechenbar sind, analysiert werden. Dabei wird die Grundkonstruktion in zahlreiche Einzelteile, den finiten Elementen, zerlegt (Diskretisierung). Je nach Dimensionsgröße des Objektes wird es beispielsweise in Dreiecke oder Rechtecke bei 2D-Konstruktionen oder in Tetraeder- oder Quaderelemente bei 3D-Konstruktionen unterteilt (Abb. 18). Zusätzlich werden Knotenkoordinaten, Elementeigenschaften, Materialkennwerte, Belastungen und die Randbedingungen festgelegt. Es erfolgt die Ermittlung der Elementsteifigkeitsmatrizen und daraus die Gesamtsteifigkeitsmatrix. Mit dieser Matrix wird der Belastungsvektor aufgebaut. In die Berechnung werden die Randbedingungen eingefügt und es kommt zur Lösung des linearen Gleichungssystems.

Am Ende der FEM steht die Ausgabe der Deformation, sowie auch die Berechnung der Spannungen. Diese werden im Programm farbig dargestellt (Abb. 41) (Fischer 2011).


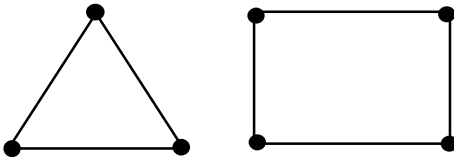
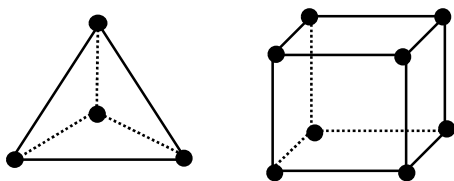
1-dimensional	
2-dimensional	
3-dimensional	

Abbildung 18: Darstellung der finiten Elemente nach Deger (2008) und Weßling (2018).

Der mathematische Hintergrund der Finite Elemente-Methode beruht auf der Umwandlung des Differentialgleichungssystems in ein lineares System. Zur Lösung der Gleichung werden lagrangesche Ansatzfunktionen verwendet. Diese Ansatzfunktionen, abhängig von Elementform und Problemstellung, ist für jeden bestimmten Punkt des Netzes bekannt und bildet Funktionswerte. Aufgrund der Nutzung von Näherungsansätzen ist es nicht möglich, die Gleichung Null zu setzen. Es bleibt immer ein Rest übrig, das Residuum. Dieses wird versucht, möglichst klein zu halten. Da durch Einsetzen der Ansatzgleichung nur eine Gleichung für n-unbekannte entstanden ist, wird diese mit n-Wichtungsfunktionen multipliziert. Es entstehen n-Gleichungen. Nach Integration und Entstehung einer Matrix kann die ursprüngliche Differentialgleichung annähernd über die entstandene lineare Gleichung gelöst werden (Malcherek 2007, 2016).

Die mathematische Herleitung für FEM erfolgt in 5 Schritten (Malcherek 2016):

- Differentialgleichung

$$Au = f \quad \text{mit A als Differentialapparat}$$

- Ansatzfunktionen für die Lösung

$$u(x, y, z) \cong \sum_{i=1}^N u_i \varphi_i(x, y, z)$$

- Multiplikation mit n-Wichtungsfunktionen

$$A(\sum_{i=1}^N u_i \varphi_i(x, y, z)) = f$$

- Integration

$$\sum_{i=1}^N u_i \int_{\Omega} (A\varphi_i)\varphi_j d\Omega = \int_{\Omega} f\varphi_j d\Omega ; j=1, \dots, N$$

- Lösen des Gleichungssystems

$$u = A^{-1}f$$

Die Anwendungsgebiete der FEM sind weitreichend. Neben der Nutzung im Ingenieurwesen, beispielsweise für Grundbau und Hochbau, wird die Finite Elemente-Methode auch in vielen Teilen der angewandten Naturwissenschaften, wie Windenergie, Elektroindustrie und Optik, angewandt. Aufgrund der Testung von Verformungen und Spannungen ohne Probanden eignen sich FE-Analysen insbesondere zur Simulation von Autounfällen. Somit kann sowohl die Verformung von Autoteilen bzw. des Aufprallobjekts untersucht, aber auch Rückschlüsse auf zu verwendende Materialien getroffen werden (Abdel-Nasser 2013). Zudem wurden die Folgen eines Autounfalles und somit die erforderlichen Sicherheitsmaßnahmen simuliert und analysiert (Cruz-Jaramillo et al. 2018).

Eine weitere Möglichkeit der FE-Analysen ist die Simulation von Strömungen. Diese kann nicht nur im Schiffsbau und in der Wassertechnik, sondern auch zur morphofunktionellen Untersuchung des kardiovaskulären Systems angewandt werden. Beispiele hierfür sind die Simulation von Herzklappenbelastung (Suárez et al. 2022) und hämodynamische Analysen zur Erforschung von zerebralen Hämangiomen (Jiang et al. 2018). Auch in anderen Fachgebieten der Medizin werden FE-Analysen genutzt, wie zur Untersuchung von Osteoporose (Baum et al. 2015).

In der Zahnmedizin hat die FEM in der Forschung eine große Rolle eingenommen. Vor allem in der Oralchirurgie und anschließenden prothetischen Versorgung werden FE-Analysen zur Beurteilung der Stabilität und Belastung der gesetzten Implantate verwendet. Darüber hinaus kann bereits das Einbringen des Implantates in den Knochen simuliert und somit der entstehende Stress für das Gewebe minimiert werden (Cicciù et al. 2014; Pesqueira et al. 2014; Demirbas et al. 2022). Die Veranschaulichung von Belastungen wird in der Prothetik zur Untersuchung von dentalen Werkstoffen und Restzahnhartsubstanzen verwendet (Vitale et al. 2008; Bramanti et al. 2017; Śmielak et al. 2018). Ebenso wird in der Endodontie mit der FE-Analyse beispielsweise die

Frakturgefahr von endodontisch behandelten Zähnen mit unterschiedlichen Füllungsmaterialien getestet (Vitale et al. 2008; Eram et al. 2020). In der interdisziplinären Zusammenarbeit von Oralchirurgie und Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie sowie der Kieferorthopädie spielt die Simulation von Therapieabläufen eine zentrale Rolle. Somit können mit FE-Analysen Therapieabläufe und deren Ergebnisse veranschaulicht und abgewogen werden. Dabei ist insbesondere die Belastung der umliegenden knöchernen, muskulären und bindegewebigen Strukturen zu beachten. Wie in der Zahnersatzkunde werden in der Kieferorthopädie vermehrt Implantat-verbundene Therapiegeräte verwendet, um die Gegenkräfte nicht allein auf dem Gebiss zu zentralisieren und damit unerwünschte Zahnbewegungen zu implizieren (Holler et al. 2005; Mac Ginnis et al. 2014; Shyagali und Aghera 2019).

2.4.1 Finite Elemente-Methode zur Simulation von Kräften am Schädel

Durch die verschiedenen Knochenstrukturen gibt der Schädel bereits bestimmte Areale zur Kraftableitung vor. Mit Hilfe der Finite Elemente-Methode ist es möglich, diese Kräfte auf den Schädel und den Knochen zu simulieren. Auf Grundlage von CT-Datensätzen können die entsprechenden Gewebe isoliert werden und somit ist es möglich, bestimmte Eigenschaften (z.B. E-Modul) zu beschreiben. Zudem können Muskelkräfte simuliert werden. Prado et al. (2013) untersuchten die anatomischen Grundlagen zur Kaukraftableitung. Der CT-Datensatz eines humanen Schädels diente als Versuchskörper. Nach Festlegung der Randbedingungen und der Muskelzüge wurde die Kraftableitung simuliert. Als Messpunkte dienten Knoten entlang der Kaupfeiler. Mit dem gleichen Ziel der Untersuchung verwandten auch Janovic et al. (2014) FEM-Simulationen. Zusätzlich zur Muskelkraft wurden Kräfte auf die Zähne übertragen. Es wird eine Belastung des 6-Jahr-Molars (400 N), des Caninus (160 N) und die eines kompletten Quadranten unterschieden. Die Analyse erfolgte kongruent zu Prado et al. (2013).

Aufgrund von Dysgnathien kann es zu veränderten Kraftableitungen über den Schädel kommen. Daher ist es erforderlich, diese zu untersuchen. Mittlerweile wird vermehrt die Finite Elemente-Methode zur Simulation von Kräften auf den Schädel und den Knochen verwendet. Lee und Chun (2020) untersuchten diesbezüglich die unterschiedliche Verteilung der Belastungen bei einer Angle Klasse I, end-on II und full-cusp II in Okklusion und beim Kauen. Mit Hilfe einer FE-Analyse wurde

herausgefunden, dass sich die Belastung auf den Schädel, aber auch insbesondere auf die Zahnwurzeln deutlich unterscheidet. Die Studie war eine Folgestudie zur Untersuchung von Lee et al. (2017). Es zeigte sich, dass die Belastung auf den Schädel deutlich höher ist, wenn die Zähne ohne Nahrung in Kontakt stehen, als bei einer Entkopplung der Okklusion mit Nahrung. Cattaneo et al. (2003) verglichen die Kräfte in der Maxilla bei unterschiedlichen Molarenpositionen. Zu beobachten war, dass bei Belastung der Molaren von jeweils 150 N die Kraftverteilung weiter nach posterior rückt, je weiter die Molaren distalisiert sind. Ein ähnliches Phänomen konnten Choi et al. (2013) beobachten. Die Studie verglich die Kraftverteilung einer normalen Bezahnung mit einem Extraktionsmodell (Extraktion erster Prämolare mit Lückenschluss). Der Zahnbogen wurde mit 1000 N belastet. Die Ergebnisse zeigten eine Wanderung der Belastung mit dem Lückenschluss nach anterior. Sana et al. (2021) untersuchten die Veränderung der Kaudruckverteilung an drei verschiedenen Modellen: vor Extraktion des ersten permanenten Molars, nach Extraktion und nach erfolgreichem Lückenschluss.

3. Zielstellung der Arbeit

In der vorliegenden Arbeit sollen Methoden zur konventionellen Kraftmessung, Dehnungsmessstreifen sowie Force Sensing Resistor, und die FEM anhand eines Modells des humanen Schädels analysiert werden. Ziel ist es, zu untersuchen, ob diese beiden Methoden vergleichbar sind. Daraus werden Schlüsse gezogen, ob die FEM zukünftig die konventionellen Messungen ersetzen könnte, und somit als alleinige Methode zur Kraftmessung in einer Studie dienen kann. In neueren Publikationen zur Simulation von Kaukräften über den Schädel wird häufig lediglich die Finite Elementemethode verwendet. Allerdings fehlen im Schrifttum Untersuchungen, welche sich mit der Aussagefähigkeit von FEM im Vergleich zu konventionellen Messmethoden beschäftigen.

Im Folgenden werden die Leitfragen formuliert:

- Welche konventionelle Methode zur Kraftmessung (Dehnungsmessstreifen oder Force Sensing Resistoren) eignet sich für die Messung am Schädel?
- Ist es möglich, dass ein anatomisches Modell plausible Aussagen zur Kraftverteilung erbringt?

- Kann in der FE-Simulation der konventionelle Versuchsaufbau nachgestellt werden?
- Resultieren aus den beiden Methoden vergleichbare Ergebnisse?

4. Material und Methoden

4.1 Vormerkungen

Um eine Aussage über die Vergleichbarkeit der verschiedenen Kraftmessungen (Dehnungsmessstreifen und FEM) treffen zu können, wurden Versuchsreihen am konventionellen Kraftmessgerät und mit Hilfe einer FEM-Software durchgeführt. Diese wurden im weiteren Versuchsverlauf verglichen. Zuvor erfolgten entsprechende Versuche an der Rippe des Hausschweins (*Sus scrofa domesticus*). Ziel der Untersuchung war die Festlegung der Methode für die Hauptversuche. Als Versuchskörper diente im Weiteren das anatomische Modell eines humanen Schädels (Abb. 22). Dieser wurde für den konventionellen Versuch in eine Halteapparatur eingebaut (Abb. 23). Die Kraftmessung erfolgte über Dehnungsmessstreifen. Auf Basis eines CT-Datensatzes des Versuchskörpers wurde eine simulierte Kraftmessung (FEM) durchgeführt. Die statistische Auswertung in Form von Diagrammen erfolgt in Excel® (Windows, Redmond, USA).

4.2 Vorversuche

Zur konventionellen Kraftmessung mittels Dehnungsmessstreifen und FSR wurden zwei Versuche durchgeführt. Die Versuche dienten der Wahl der Messmethode für den Versuch am Simulationsobjekt zur konventionellen Kraftmessung.

4.2.1 Dehnungsmessstreifen

Im ersten Versuch erfolgte eine Befestigung der Dehnungsmessstreifen (Strain gauge BF350AA, HCSSENS0038, amplifier module 350Ω, Hanzhong Quanyuan Electronic Co., Ltd., Shanxi, China) auf der Oberfläche einer Rippe des Hausschweins (*Sus scrofa domesticus*) (Abb.19).

Diese wurde zuvor mit Natriumhydrogencarbonat ausgekocht. Die Oberfläche wurde mit 97 % Isopropanol gereinigt. Die Befestigung der Dehnungsmessstreifen erfolgte mit Cyanoacrylate (tesa Sekundenkleber Gel, tesa©, Norderstedt, Deutschland).

Die Auswertung der Messung (digitales Kraftmessgerät hf-100, ALGOL Instrument Co., Ltd., Yuemei, China) erfolgte in einem ALX-S Test Stand (M&A Instruments Inc., CA, USA). Die Messung wurde doppelt mit jeweils zwei Durchgängen durchgeführt. Dabei unterscheidet sich der Ausgangswiderstand. Dieser Sachverhalt ist per manueller Einstellung am Arduino Uno möglich. Bei der ersten Messung wurde ein Intervall 0 bis 130 N gewählt. Die Kraft erhöhte sich im Abstand von 10 N. Das Intervall wurde in der zweiten Messung bis 170 N angehoben.

4.2.2 Force Sensing Resistor

In dem zweiten Versuch wurde ein Force Sensing Resistor (FSR400 Force sensitive resistor, Sanruisheng Technology Co., Ltd., Guandong, China) in den Rippenknochen eingebracht (Abb. 21). In dem Knochen wurde zuvor Platz für den FSR eingefräst. Der FSR wurde mit Cyanoacrylate (tesa Sekundenkleber Gel, tesa©, Norderstedt, Deutschland) eingesetzt und mit Aduino Mega 2560 mit I2C Display (Elegoo Inc., Chenzen China) verbunden (Abb. 22).

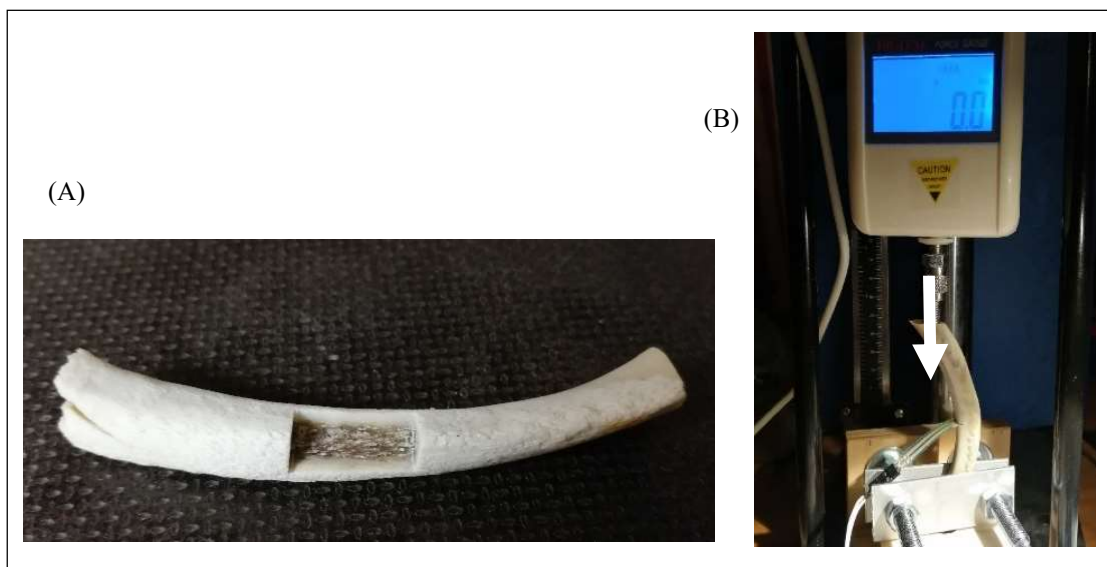


Abbildung 21: Kraftmessung mit Force Sensing Resistor. A: Fräsung in der Rippe; B: Rippe und Force Sensing Resistor in Haltevorrichtung, die Belastung erfolgt senkrecht (weißer Pfeil).

Kongruent zum ersten Versuch wurde die Rippe in einer speziellen Halterung fixiert. Allerdings erfolgte die Belastung senkrecht auf die Rippe (Abb. 21). Die Auswertung wurde gleichermaßen in einem ALX-S Test Stand durchgeführt. Die Testreihe erfolgte mit einer Belastung von 0 bis 200 N. Das Intervall betrug 10 N. Der Versuch wurde ebenfalls zweimal durchgeführt.

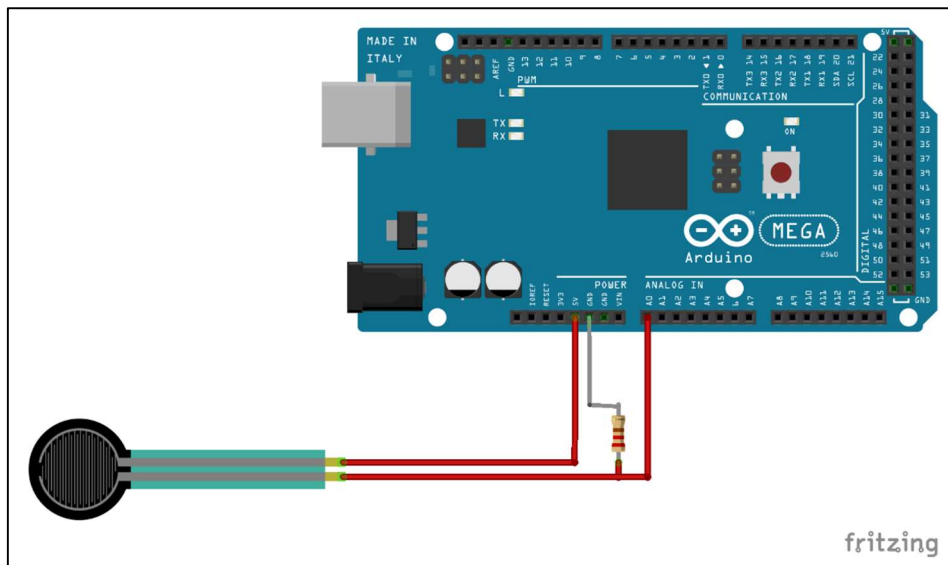


Abbildung 22: Dargestellt ist die Verbindung eines Force Sensing Resistor (FSR) mit Spannungsteilverschaltung $4.7\text{k}\Omega$ und dem Arduino Mega 2560. Die Abbildung wurde mit Fritzing erstellt.

4.3 Kraftmessung mit Dehnungsmessstreifen

4.3.1 Simulationsobjekt Modell eines humanen Schädels

Für die Hauptversuche wurde ein Modell des menschlichen Schädels (A21 Klassik-Schädel, 3B Scientific, Hamburg, Deutschland) als Simulationsobjekt gewählt (Abb. 23).

Das Modell diente zur Veranschaulichung der Kraftverteilung über den Schädel. Die Größe des Modells ist mit einem humanen Präparat vergleichbar. Die Schädelkalotte ist mit einer Magnetverbindung und einem Stecksystem an der Schädelbasis befestigt. Sowohl die Kalotte als auch der Unterkiefer sind abnehmbar. Die Zähne wurden als Kronenblock modelliert. Der 6-Jahr-Molar wurde mit einer Trennscheibe von den Nachbarzähnen getrennt. Befestigt wurde das Modell in einer speziell hergestellten Haltevorrichtung, die eigens für diesen Versuch entworfen wurde. Dabei wird dieses mit der Kalotte nach unten fixiert. In Form einer 4-Punkt-Abstützung wurde das Modell stabilisiert (Abb. 26).

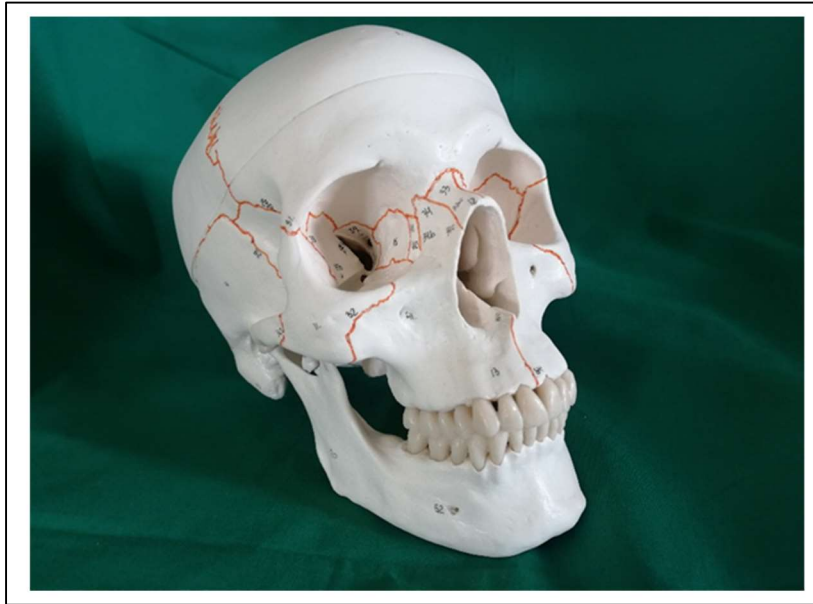


Abbildung 23: Versuchskörper (A21 Klassik-Schädel, 3B Scientific, Hamburg, Deutschland). Maßstab 1:5.

4.3.2 Messapparatur und Sensoren

Die Dehnungsmessstreifen (Abb.24, Strain gauge BF350AA, HCSSENS0038, amplifizier module 350 Ω , Hanzhong Quanyuan Electronic Co., Ltd., Shanxi, China) wurden am Modell ebenso wie im Vorversuch angebracht.

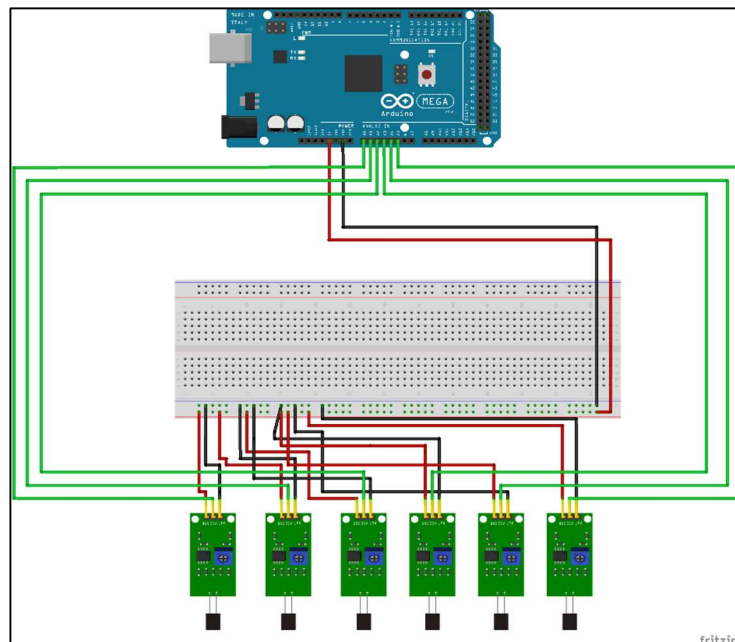


Abbildung 24: Darstellung von sechs Dehnungsmessstreifen, einer Steckplatte und des Arduino Mega 2560. Die Abbildung wurde mit Fritzing erstellt.

Dazu wurden die Dehnungsmessstreifen zunächst mit Cyanoacrylate (tesa Sekundenkleber Gel, tesa©, Norderstedt, Deutschland) befestigt und mit einem Polypropylen-Streifen (tesafilm transparent, tesa©, Norderstedt, Deutschland) fixiert.

Die Dehnungsmessstreifen wurden über eine Steckplatte mit einem Aduino Mega 2560 inklusive I2C Display (Elegoo Inc.,Chenzen, China) verbunden (Abb.24).

4.3.3 Simulation und Messungen von Kraft und Zug am Schädel während Krafteinfluss auf den ersten permanenten Molar

Entlang der Kaudruckpfeiler wurden sechs Dehnungsmessstreifen in Anlehnung an Janovic et al. (2014) verteilt. Die Messpunkte werden im Folgenden mit Basalbogen, Processus zygomaticus, Processus temporalis, Processus frontalis, Nase und Maxilla benannt (Abb. 25).

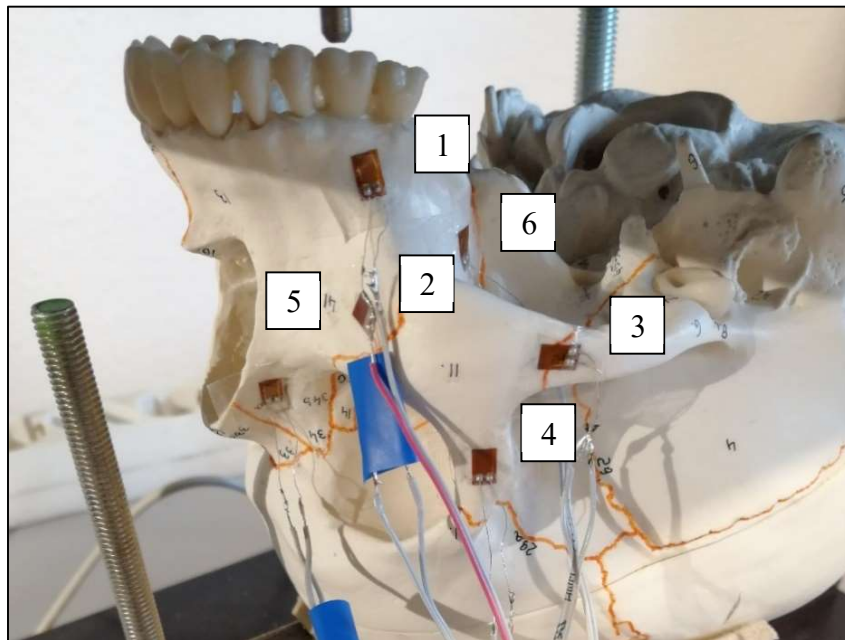


Abbildung 25: Befestigung der Dehnungsmessstreifen am Versuchskörper
Messpunkte: Basalbogen (1), Proc. zygomaticus (2), Proc. temporalis (3),
Proc. frontalis (4), Nase (5), Maxilla (6).

Der Versuchskörper wurde in einer speziellen Haltevorrichtung fixiert (Abb. 26). Dabei wird die Schädelkalotte abgestützt und der Versuchskörper mit der Unterseite nach oben in der Haltevorrichtung platziert. Eine senkrechte Kraftbelastung erfolgte punktuell auf den 6-Jahr-Molar, welche manuell mit einer Kurbel eingestellt wurde. Abzulesen war die Kraft an einer digitalen Anzeige am Gerät. Die Messreihe umfasste eine Belastung von 0-400 N. Von 0-80 N betrug das Intervall 5 N. Im Folgenden wurde das Intervall bis 150 N auf 10 N erhöht. Daraufhin erfolgte der Messabstand mit einem Intervall von 50 N. Die Messreihe wurde dreimal wiederholt. Daraus resultierte ein Mittelwert, welcher für den Vergleich der Methoden verwendet wurde. Die Auswertung erfolgte

kongruent zu den Vorversuchen an einem digitalen Kraftmessgerät. Die Auslesefrequenz betrug 1 Hz.

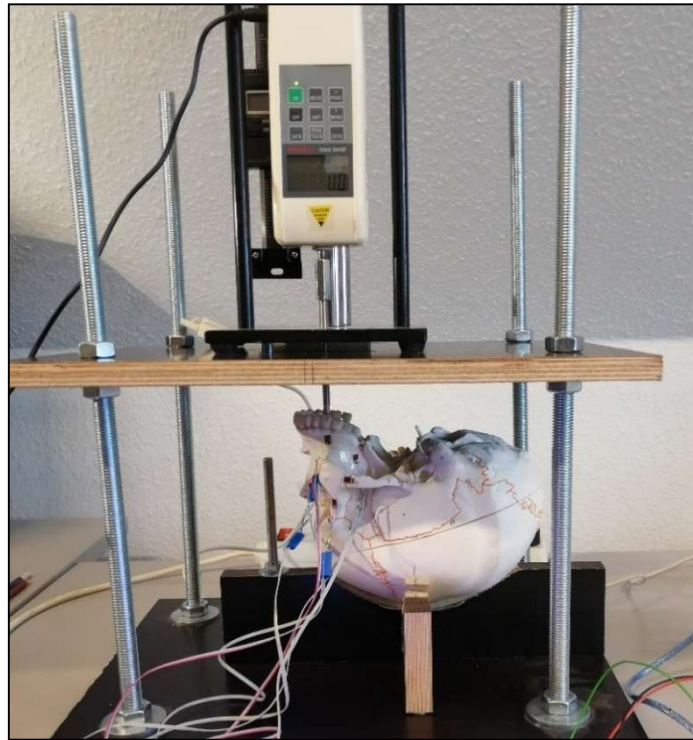


Abbildung 26: Versuchskörper in Haltevorrichtung.

4.3.4 Fehleranalyse

Als Grundlage für die Fehlerbetrachtung wurde ein Intraklassen-Korrelationskoeffizient sowie ein Bland-Altman-Plot erstellt. Zur Beurteilung wurden zwei Messreihen unabhängig von den Vorversuchen durchgeführt.

Der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) ist ein Maß für die Reliabilität. Koo und Li (2016) veröffentlichen eine Beurteilung der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC). Dabei ist ein Ergebnis über 0,95 eine sehr gute Übereinstimmung. Zwischen 0,83-0,94 zeigt sich eine gute Übereinstimmung.

Zur grafischen Darstellung der Übereinstimmung beider Messmethoden wurde ein Bland-Altman-Plot gewählt. Für dieses werden zunächst die Mittelwerte der beiden Messungen $((M1+M2)/2)$ ermittelt. Diese Werte werden auf der Abszisse aufgetragen. Für die Ordinate wurden die Differenzen zwischen beiden Messungen gebildet $(M1 - M2)$. Ebenso werden im Koordinatensystem der Mittelwert der Differenz, die Standardabweichung der Differenzen (SD), sowie die beiden Grenzen als Schwankungsbereiche dargestellt („obere Grenze“: Mittelwert der Differenzen + $1,96 \times SD$, „untere Grenze“: Mittelwert der Differenzen - $1,96 \times SD$).

4.4 Kraftmessung mit Finite Elemente-Methode

4.4.1 CT-Datei als Grundlage für die Finite Elemente-Methode

Als Grundlage für die Kraftmessung dient, ebenso wie bei Versuch 1, ein Modell eines humanen Schädels (Abb. 22, Kapitel 4.3.1). Dieses Modell wurde zunächst mit einem Dual Flash CT (Somatom Definition Flash, Siemens, München, Deutschland) gescannt. Eine Spirale wurde mit einer Schichtdicke von unter 1 mm mit der Möglichkeit der 3D Rekonstruktion generiert. Daraus wurde ein CT-Datensatz entwickelt. Die Überführung des CT-Scans in ein 3D-Modell erfolgte in der Software 3D-Slicer (Slicer Version 4.11.20200930, 3D-Slicer, USA) (Abb.27).

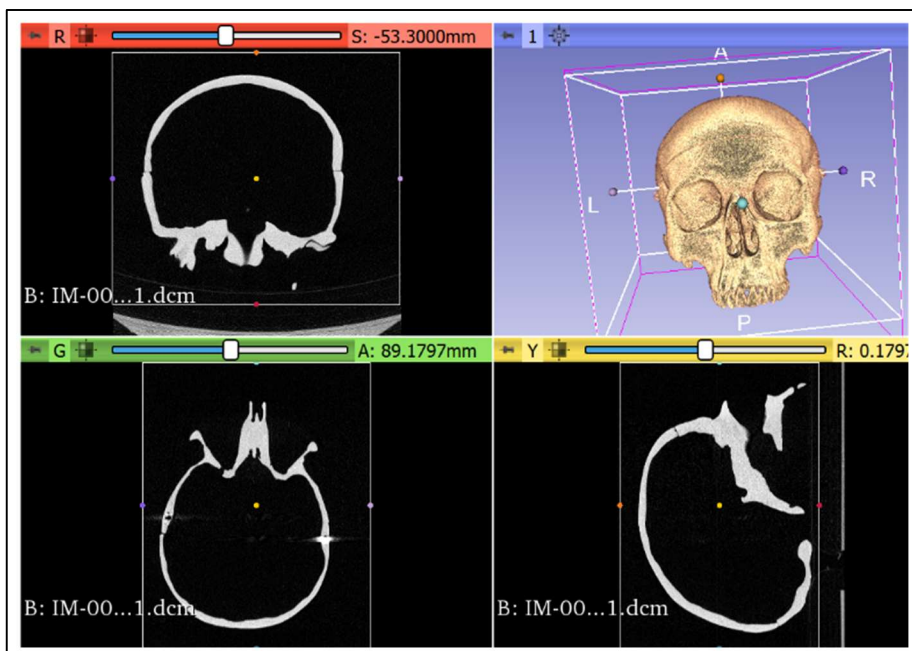


Abbildung 27: 3D-Modell in 3D-Slicer (Slicer Version 4.11.20200930). Frontalschnitt (oben links), 3D-Darstellung des Schädels (oben rechts), Horizontalschnitt (unten links), Sagittalschnitt (unten rechts).

Das Modell wurde in das Programm OnyxCeph3™ (Image Instruments, Chemnitz, Deutschland) importiert. Zwischen Schädelbasis und Schädelkalotte entstanden aufgrund der Magnetverbindungen ungenaue Datensätze. Daraus resultierte, dass die Schädelkalotte aus dem Datensatz entfernt wurde. Als STL-Datei wurde das Modell in MeshMixer exportiert (Abb. 28). Im Programm Autodesk MeshMixer (MeshMixer Version 3.5.474, Autodesk GmbH, München, Deutschland) wurde die Datei auf Löcher im Netz mit Hilfe der Inspektor-Funktion untersucht. Die Löcher wurden über die Erstellung eines neuen Solid-Modelles ohne Kalotte und Anfertigung eines neuen Netzes geschlossen.

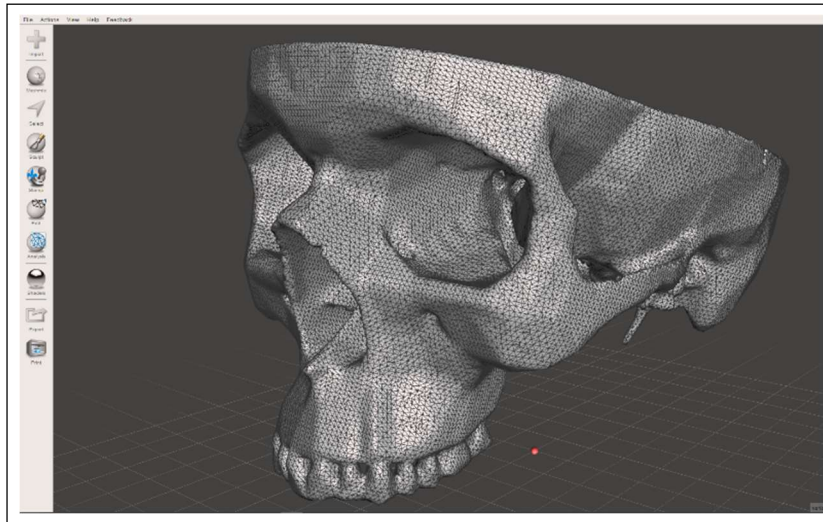


Abbildung 28: Erstellung der neuen STL-Datei in Autodesk MeshMixer (MeshMixer Version 3.5.474).

4.4.2 Software

Im Folgenden wurde die Datei in ein Programm zur Darstellung der Finite Elemente-Methode übertragen. Als Grundlage für die FEM-Simulation diente die FEM-Software Z88 Aurora V5 (Lehrstuhl für Konstruktionslehre und CAD, Universität Bayreuth, Deutschland) (Abb. 29).

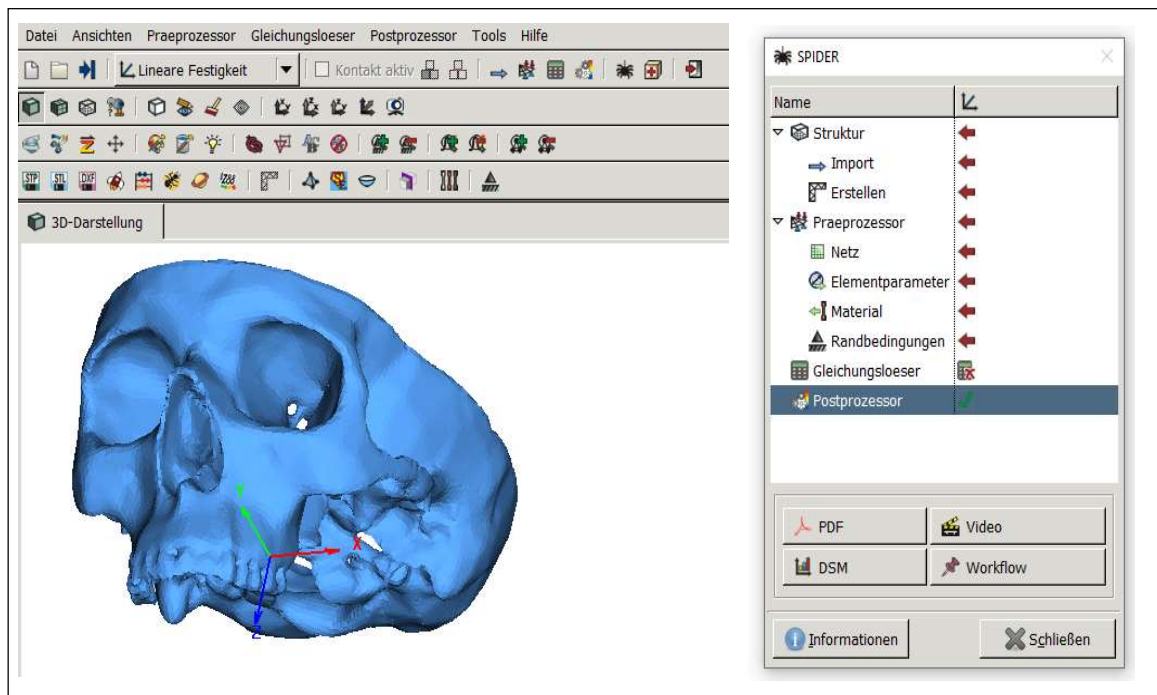


Abbildung 29: Oberfläche der Software Z88 Aurora V5 mit Modell des Schädels. Zusätzlich erfolgt die Bedienung des Programmes über die „Spider“-Funktion (Lehrstuhl für Konstruktionslehre und CAD, Universität Bayreuth, Deutschland).

Das Programm bietet die Möglichkeit verschiedene Untersuchungen, beispielsweise Einwirkungen von Kräften, Strömungen und Temperatureinflüsse, zu analysieren. Als Entwicklung der Universität Bayreuth wird Z88 Aurora insbesondere im Rahmen der Hochschulausbildung von Ingenieuren genutzt. Da Z88 Aurora ein kostenfreies Programm ist, findet dieses auch zunehmend im nicht kommerziellen Bereich Anwendung. Z88 Aurora bietet mit der „Spider“-Funktion dem Benutzer eine genaue Übersicht über die jeweiligen Schritte zur Berechnung einer FEM und ob die Beantwortung der Fragen bereits erfüllt wurden. Zudem liegt dem Programm ein detailliertes Benutzer- und Theoriehandbuch bei. Innerhalb des Programms sind für Übungszwecke Beispielberechnungen enthalten, welche in den bereits erwähnten Handbüchern beschrieben sind. Somit wird der Einstieg in die Thematik effektiv unterstützend gestaltet.

4.4.3 Ablauf der Finite Elemente-Methode

Um aus dem CT-Scan ein vollwertiges FEM zu generieren, sind bestimmte definierte Arbeitsabläufe erforderlich. Das Fließschema in Abbildung 30 soll diesen Ablauf genauer verdeutlichen.

Das Modell wurde als STL-Datei in Z88 Aurora V5 importiert. Zunächst wurden im Präprozessor die Rahmenbedingungen festgelegt. Es erfolgte die Erstellung eines Netzes über Netgen (Tetraeder, linear) auf Wert 2.0E über das Modell. Daraufhin musste dem Modell ein Material zugeordnet werden. Aufgrund fehlender Materialkennwerte (keine Auskunft des Herstellers) wurde deshalb ein Polyethylen (Set72) gewählt. Die Materialeigenschaften wurden aus dem Programm Z88 Aurora entnommen:

- E-modul: 1200.00 N/mm²
- Dichte: 9,63⁻⁴ t/mm³
- Querkontraktion: 0,38

Im Folgenden wurden die Elementparameter festgelegt. Um einen Vergleich zum konventionellen Versuchsaufbau ziehen zu können, erfolgte die Erstellung von folgenden Knotengruppierungen:

- Markierung der Schnittfläche zur Kalotte („Set Rand“) (Abb. 31)
- Markierung des Zahnes („Set Zahn“) (Abb. 31)
- Markierung der Messpunkte („Basalbogen, Proc. zygomaticus, Proc. temporalis, Proc. frontalis, Nase und Maxilla“) (Abb. 32)

Dazu mussten im Programm die jeweiligen Punkte einzeln markiert und darauf im Abschnitt „Set“ gruppiert werden. Um eine Messreihe zu erzielen, wurde das „Set Zahn“ vervielfältigt und mit der jeweiligen Beschriftung der zugeführten Kraft (z.B. 30N, 40N, usw.) versehen.

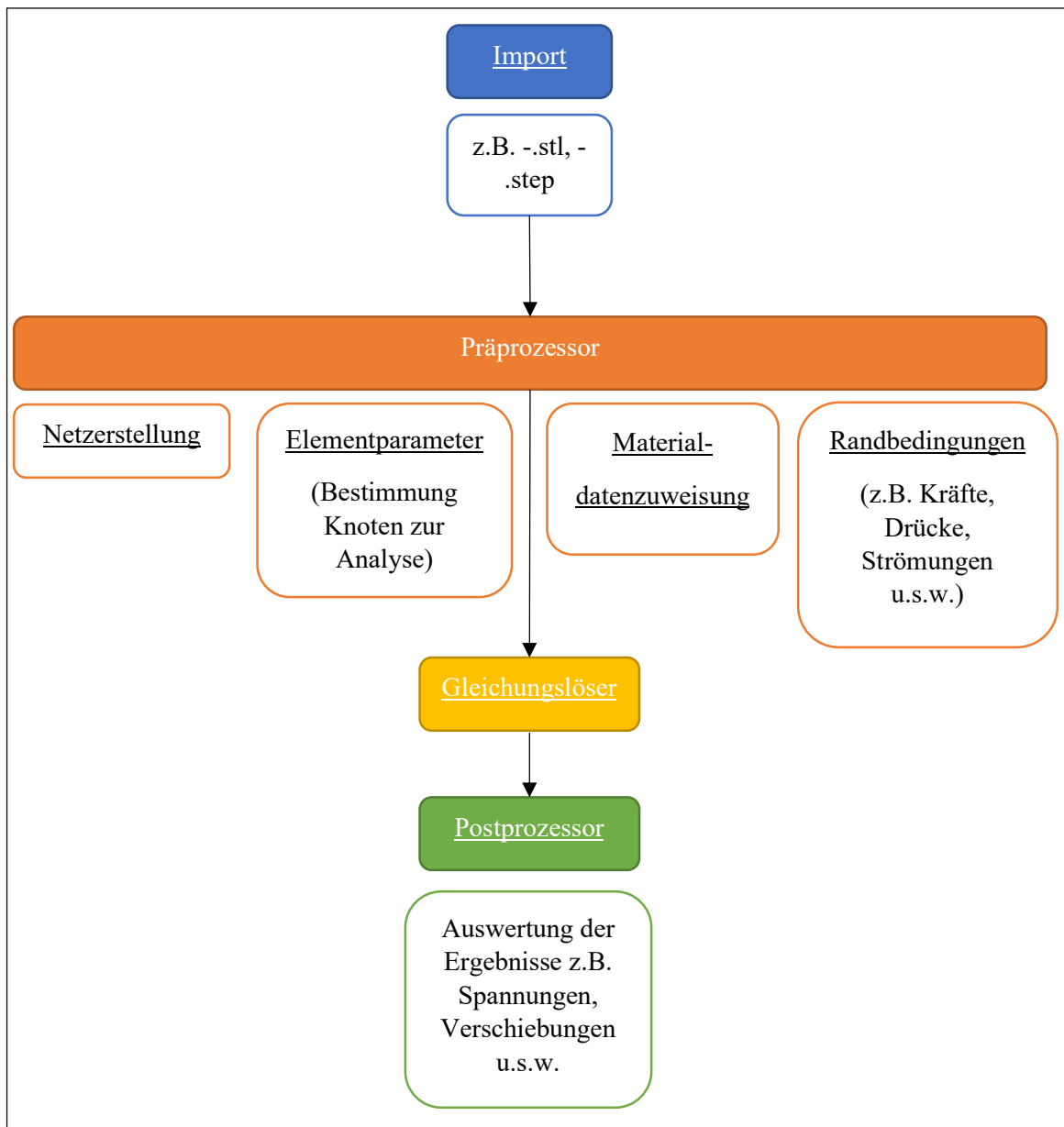


Abbildung 30: Fließschema zum Ablauf der Finite Elemente-Methode.

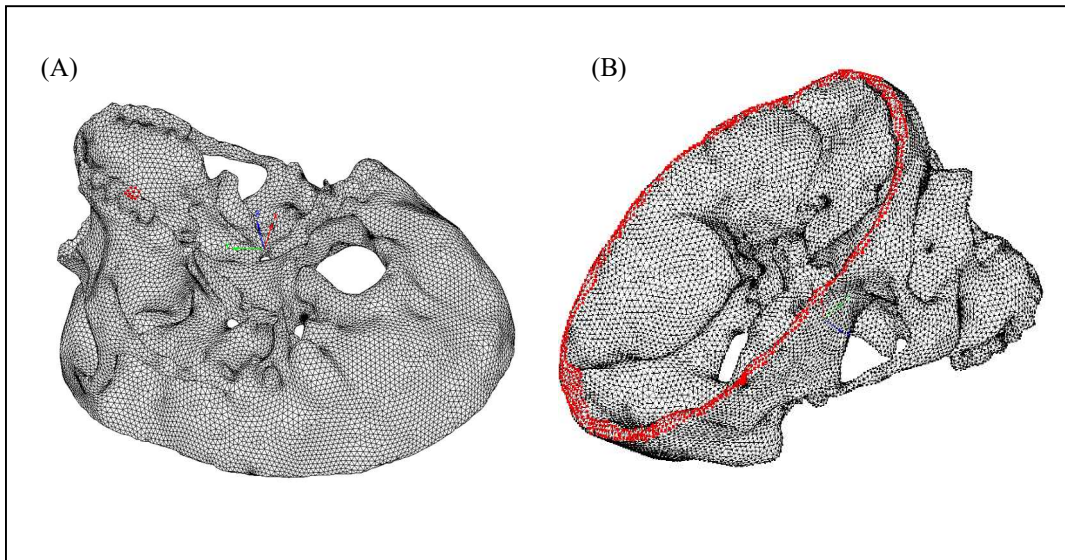


Abbildung 31: Elementparameter (rot markiert) in Z88 Aurora V5. A: „Set Zahn“; B: „Set Rand“.

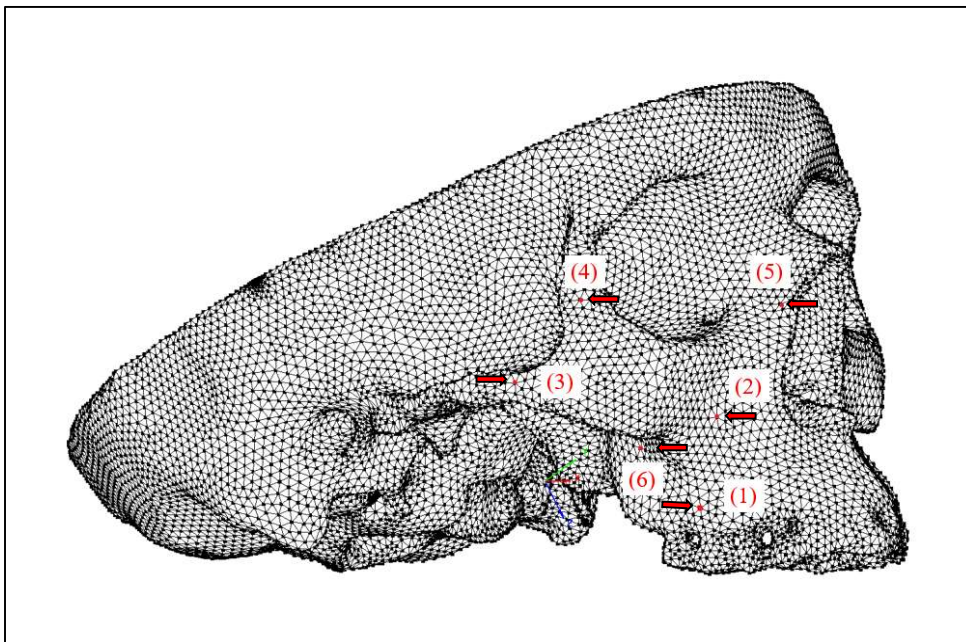


Abbildung 32: Messpunkte am Schädel (Markierung durch rote Pfeile und Punkte): Basalbogen (1), Proc. zygomaticus (2), Proc. temporalis (3), Proc. frontalis (4), Nase (5), Maxilla (6).

Analog zur konventionellen Kraftmessung wurde am Modell die Randbedingungen festgelegt. Das „Set Rand“ wurde in X/Y/Z-Richtung in der Option Verschiebungen 0 gesetzt, um eine Befestigung zu simulieren. Währenddessen wurde das „Set Zahn“, um es annähernd mit der konventionellen Belastung vergleichen zu können, in Z-Richtung in der Option Kraft (gleichverteilt) belastet (Abb. 33). Für die Messreihe wurden 24 Randbedingungen mit einer Kraft von 0-400 N erarbeitet.

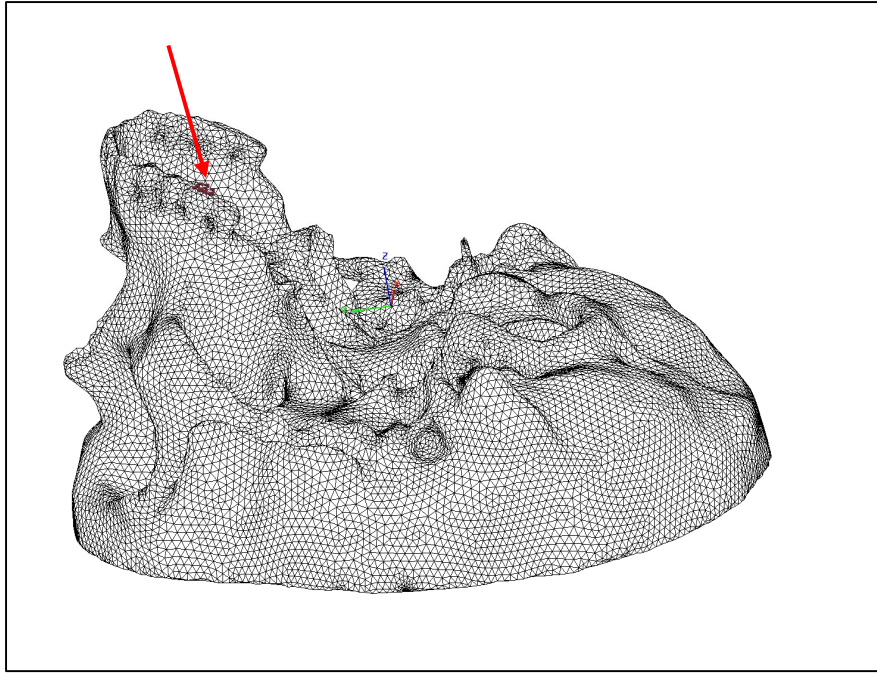


Abbildung 33: Randbedingung „Set Zahn“ in Z88 Aurora V5. Belastung (roter Pfeil) in Z-Richtung.

Diese entsprachen der zuvor beschriebenen „Sets“. Die Belastung wurde in negativer Richtung angegeben, um einen Druck zu simulieren. Damit waren alle Bedingungen im Präprozessor erfüllt.

Als Gleichungslöser wurde „PARADISO, GEH (Von Mises)“ gewählt. Die Berechnung der FE-Analyse erfolgte unter oben genannten Randbedingungen. Im Postprozessor konnte die Berechnung in der Darstellung unverformt als Gesamtverschiebung dargestellt werden. Über den Postprozessor konnten die Ergebnisse für die Messpunkte einzeln exportiert werden. Zur Auswertung wurden die Gesamtverschiebung und Spannung hinzugezogen. Diese wurden jeweils für die einzelnen Messpunkte und Kräfte erhoben. Um die verschiedenen Versuchsreihen zu generieren, musste nach jeder Berechnung erneut zu den Randbedingungen zurückgegangen werden, um diese neu festzulegen.

5. Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der Vorversuche

5.1.1 Dehnungsmessstreifen

Aus der tabellarischen Datenerhebung wurden zwei Diagramme entwickelt. Dargestellt sind die Zusammenhänge zwischen der eingebrachten Kraft und der Spannung. Aus den gemessenen Spannungen können daher Rückschlüsse über die Veränderung des Widerstandes der Dehnungsmessstreifen gezogen werden. Dieser Parameter ist abhängig von der Dehnung der Messstreifen. Es wurden zwei Versuchsreihen durchgeführt (Abb. 34 und 35).

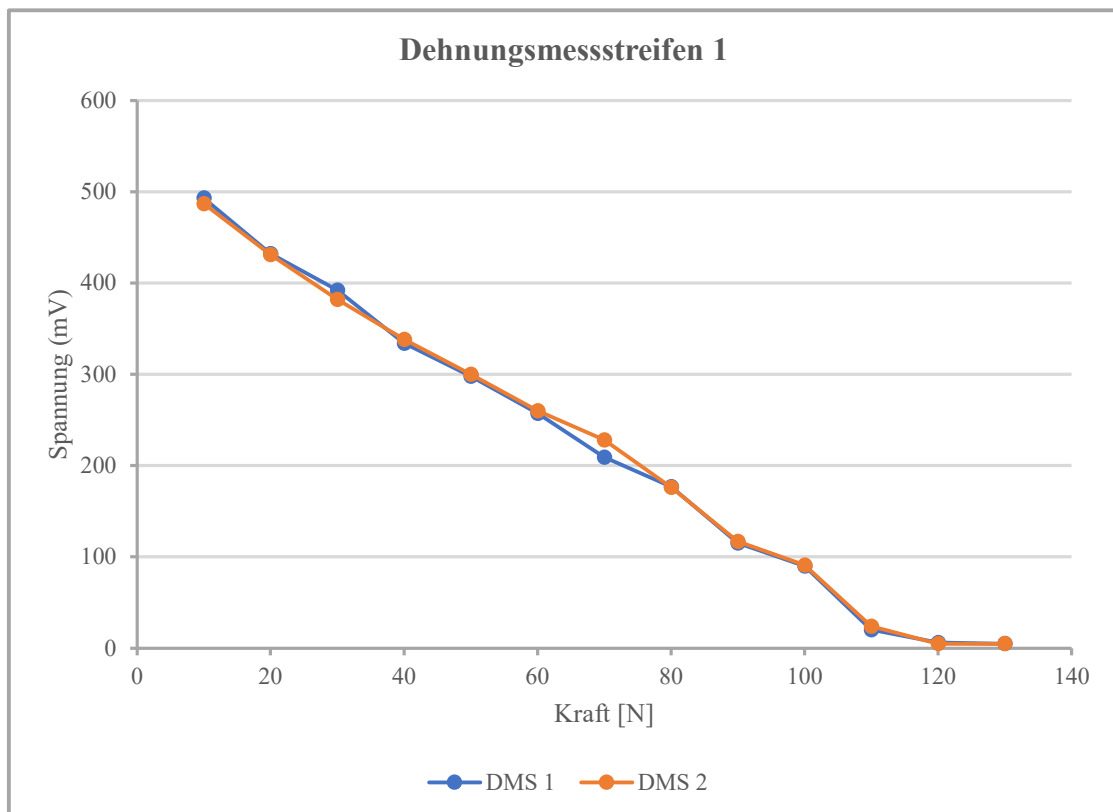


Abbildung 34: Vorversuch 1 mit Dehnungsmessstreifen an der Rippe von *Sus scrofa domestica*. Der Versuch fand mit zwei Messreihen statt.

In beiden Messreihen zeigte sich ein abfallender Graf. Aus der Dehnung der Messstreifen resultiert ein Anstieg des Widerstandes und damit eine Verringerung der Spannung. Daraus lässt sich eine Proportionalität zwischen Veränderung des Widerstandes und der einwirkenden Kraft erkennen. Auffallend ist, dass die Messreihen einen ähnlichen Verlauf aufweisen. Dieser Sachverhalt deutet auf eine gute Reproduzierbarkeit der Messdaten hin. Die Unterschiede der beiden Versuchsreihen

bestanden in der Einstellung des Ruhewiderstandes. Somit konnte im zweiten Versuch die Messreihe bis 170N ausgedehnt werden.

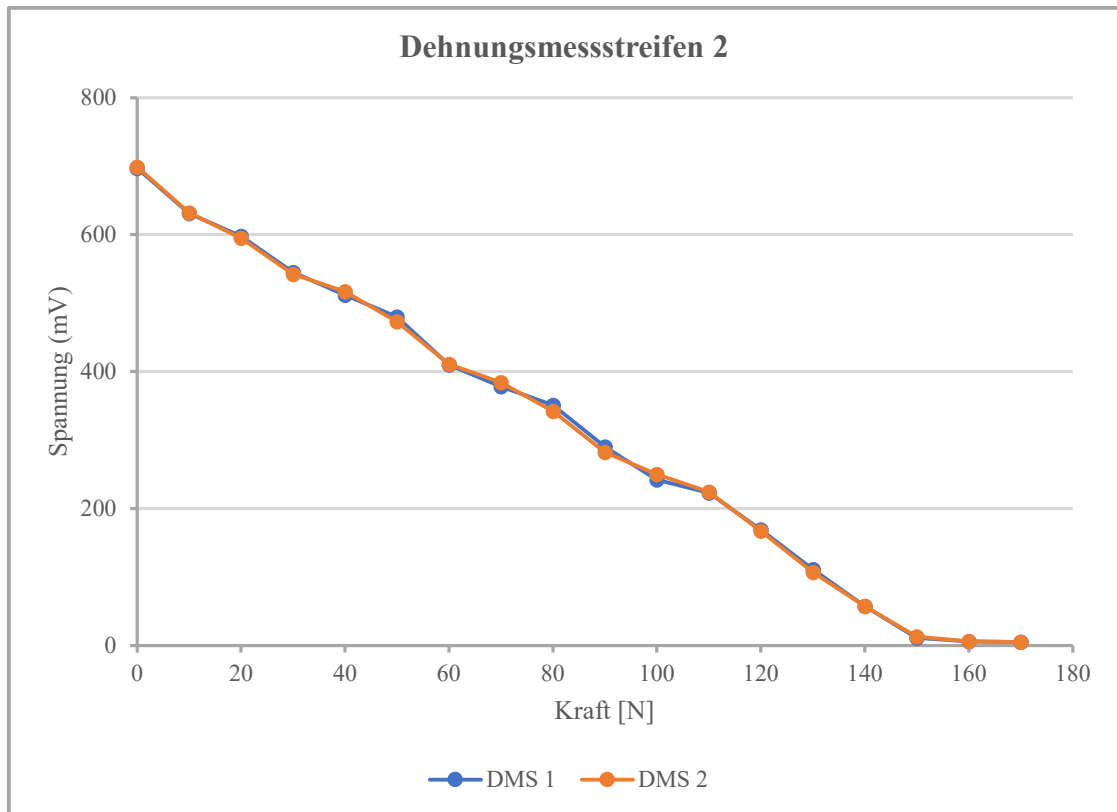


Abbildung 35: Vorversuch 2 mit Dehnungsmessstreifen an der Rippe von *Sus scrofa domesticus*. Der Versuch fand mit zwei Messreihen statt.

5.1.2 Force Sensing Resistor

Wiedergegeben wird der Zusammenhang zwischen der zugeführten Kraft und der Spannung (Abb. 36). Die einwirkenden Kräfte können auf der Abszisse abgelesen werden. Auf der Ordinate wurden die gemessenen Spannungen aufgetragen. Das Diagramm beinhaltet zwei Messreihen (blauer und orangener Graf). Es zeigt sich ein nahezu exponentieller Anstieg der Grafen. Aus der Abnahme des Widerstandes resultiert ein Anstieg der Spannung. Ebenfalls wie in Absatz 5.1.1 können aus den gemessenen Spannungen Rückschlüsse auf den Widerstand des Force Sensing Resistors geschlossen werden. Im Gegensatz zu den Dehnungsmessstreifen ist keine proportionale Beziehung zwischen Kraft und Widerstand bei den Force Sensing Resistoren festzustellen. Aus dem Diagramm geht hervor, dass beide Messungen ähnliche Resultate liefern, woraus eine hohe Übereinstimmung der Messergebnisse interpretiert werden kann.

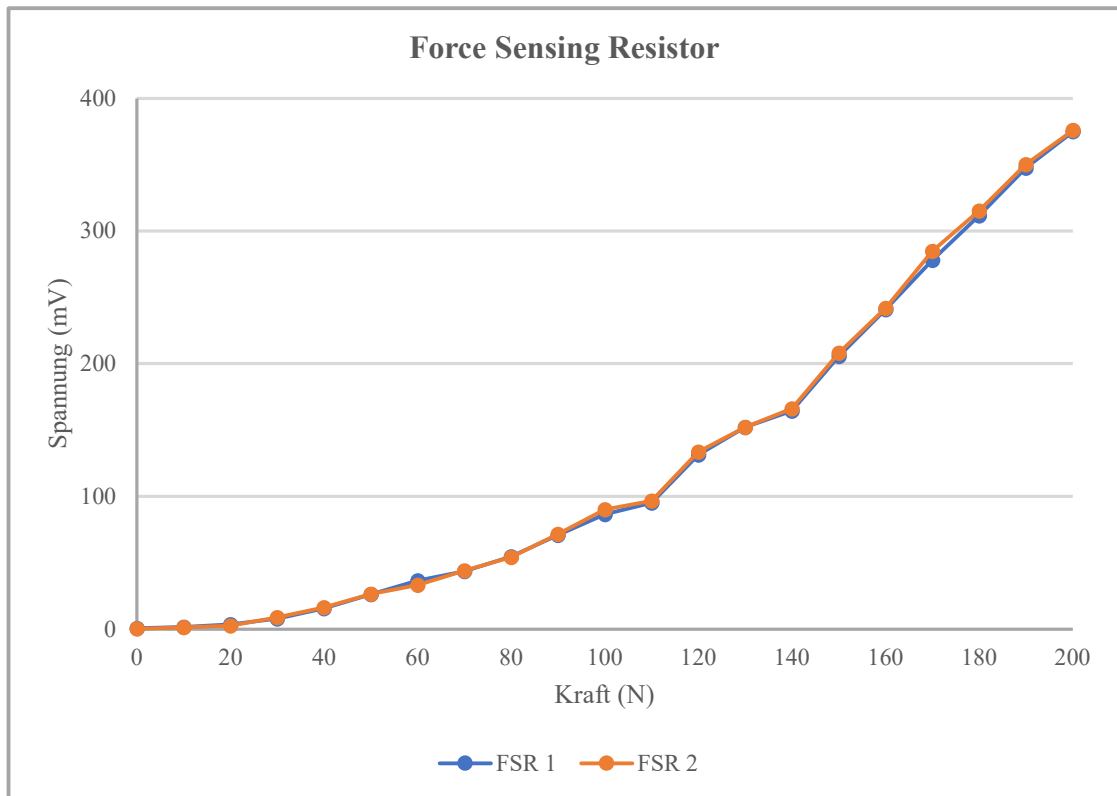


Abbildung 36: grafische Darstellung der Messungen mit zwei Force Sensing Resistoren an der Rippe eines *Sus scrofa domesticus*. Der Versuch fand mit zwei Messreihen statt.

5.2 Konventionelle Kraftmessung

5.2.1 Sensorrauschen

Den Versuchsergebnissen soll eine Analyse des Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR) der Sensoren vorgeschaltet sein (Abb. 37). Das SNR ist eine Maßeinheit für die Qualität eines Empfängers. Während der Messungen wurde dieser Sachverhalt für die sechs Dehnungsmessstreifen in Abbildung 25 ermittelt.

Dehnungsmessstreifen	Signal-Rausch-Verhältnis (dB)
Sensor 1 (Basalbogen)	40,16
Sensor 2 (Proc. zygomaticus)	37,26
Sensor 3 (Proc. temporalis)	33,73
Sensor 4 (Proc. frontalis)	34,93
Sensor 5 (Nase)	35,33
Sensor 6 (Maxilla)	22,00

Abbildung 37: Signal-Rausch-Verhältnis von sechs Dehnungsmessstreifen in Abb. 25.

Den Versuchsergebnissen soll eine Analyse des Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR) der Sensoren vorgeschaltet sein. Das SNR ist eine Maßeinheit für die Qualität eines Empfängers. Während der Messungen wurde dieser Sachverhalt für die sechs Dehnungsmessstreifen ermittelt (Abb. 38).

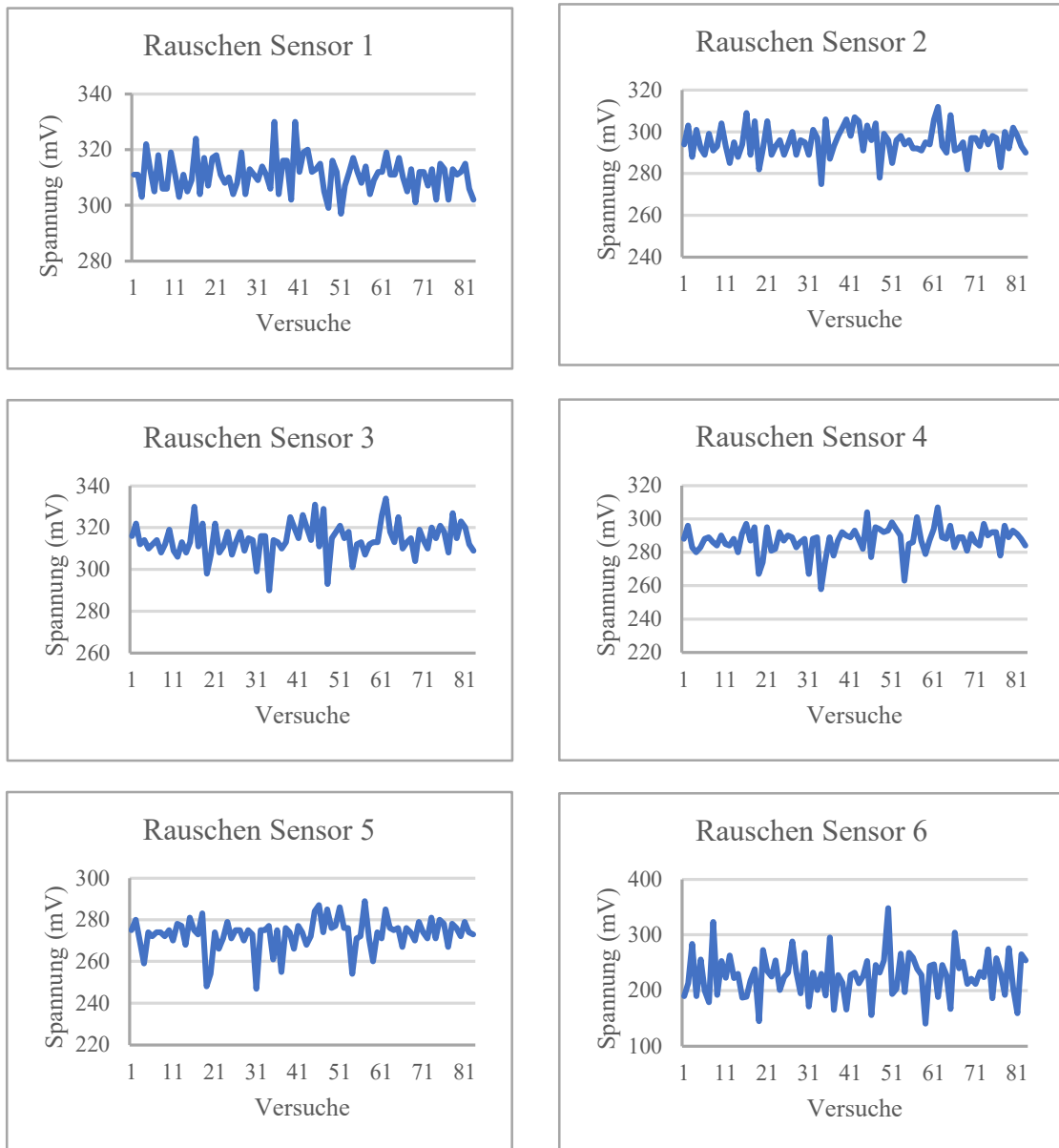


Abbildung 38: Rauschen der Sensoren 1 bis 6.

Der SNR-Wert zeigt ein Verhältnis zwischen dem Nutzsignal und dem Rauschsignal an. Je größer dieser Wert ist, desto leichter kann das Rauschsignal gefiltert werden. Folglich ist die Qualität des Signales höher. Wie sich aus den Werten der Tabellen in Abbildung 38 schließen lässt, zeigt sich insbesondere für die Sensoren 1, 2, 4 und 5 eine besonders gute Qualität. Sensoren 3 und 6 liegen von der Qualität darunter.

5.2.2 ICC und Bland-Altman-Plot

Als Grundlage für die Fehlerbetrachtung wurde ein Intraklassen-Korrelationskoeffizient und ein Bland-Altman-Plot erstellt. Zur Beurteilung wurden zwei Messreihen unabhängig von den Vorversuchen durchgeführt. Der Intraklassen-Korrelationskoeffizient ist ein Maß für die Reliabilität. Koo und Li (2016) veröffentlichen eine Beurteilung der ICC, Kapitel 4.3.4. Aufgrund des Studiendesigns wurde eine Auswertung über den ICC3 (two-way mixed effects, consistency, single rates) gewählt. Die Auswertung der Ergebnisse zeigt einen ICC 3 von 0,938. Daraus resultiert eine gute Übereinstimmung.

Mit dem Bland-Altman-Plot können zwei Messungen in ihrer Übereinstimmung beurteilt werden (Abb. 39). Auf der Abszisse sind die Mittelwerte der beiden Messungen aufgetragen, auf der Ordinate hingegen die Differenzen. Der blau hinterlegte Bereich zeigt die Standardabweichung des Mittelwertes der Differenzen. Die gestrichelte Linie stellt dabei den Mittelwert dar. Angelehnt an der Normalverteilung werden die obere und untere Grenze (Schwankungsbereiche) festgelegt. Die Abbildung zeigt eine adäquate Verteilung der Werte. Lediglich vier Werte liegen außerhalb der Schwankungsbereiche. Daraus resultiert eine akzeptable Übereinstimmung der beiden Messungen.

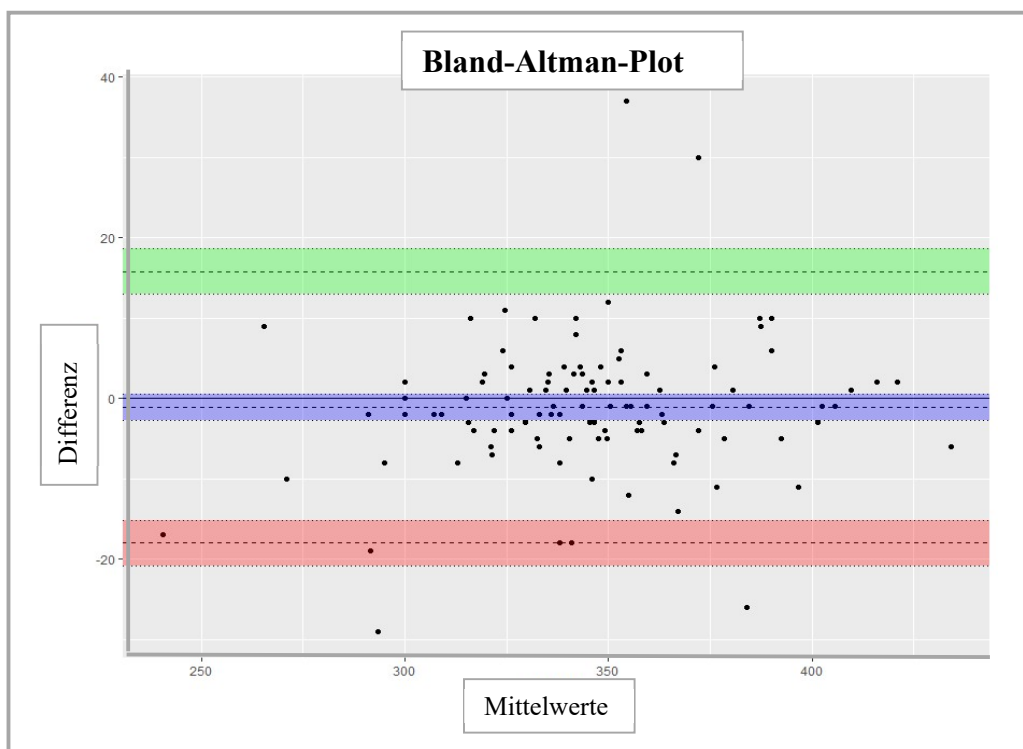


Abbildung 39: Bland-Altman-Plot für zwei Messungen an Dehnungsmessstreifen.

5.2.3 Kraftmessung mit Dehnungsmessstreifen

Nachdem die Daten, wie in Kapitel 4.2.5. beschrieben, erhoben wurden, erfolgte eine grafische Auswertung (Abb. 40).

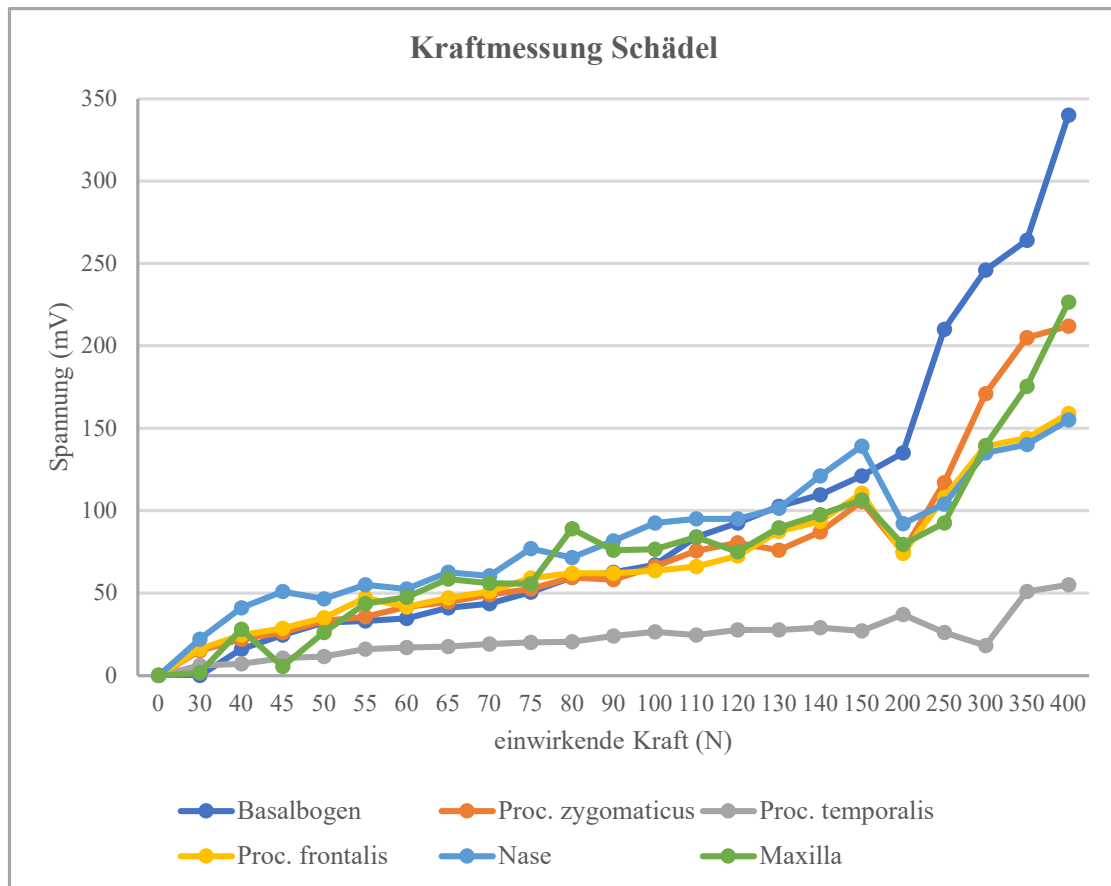


Abbildung 40: Grafische Darstellung der Kraftmessung am Schädel mit sechs Dehnungsmessstreifen.

Diese Abbildung zeigt den Zusammenhang zwischen der einwirkenden und der gemessenen Kraft mit den Dehnungsmessstreifen. Die Messungen erfolgten anhand von drei Wiederholungen, woraus im Programm Excel© (Microsoft, USA) ein Mittelwert gebildet wurde. Dieser Sachverhalt wurde für alle 6 Messpunkte durchgeführt. Die Abszisse zeigt die gemessenen Kräfte in N von 0 bis 400 in 50-Schritten. Auf der Ordinate wurden die einwirkenden Kräfte in N von 0 bis 400 in 50-Schritten aufgetragen. Der Verlauf ist bei allen sechs Kurven steigend. Auffällig ist ein Abfall der Kurven „Processus zygomaticus“, „Processus frontalis“, „Nase“ und „Maxilla“ bei einer einwirkenden Kraft von 200 N. Die stärksten Spannungsänderungen zeigten sich bei den Messpunkten „Basalbogen“, „Processus zygomaticus“ und „Maxilla“. Die Kurve des Messpunktes „Proc. temporalis“ wies einen auffallend flachen Verlauf auf.

5.3 Kraftmessung mit Finite Elemente-Methode

Die Abbildung 41 zeigt die farbige Darstellung der Gesamtverschiebung in Z88 Aurora V5. Eine deutliche Ähnlichkeit der Ergebnisse mit der Beschreibung der Kaudruckpfeiler des Schädels ist ersichtlich. Zu erkennen ist eine stärkere Belastung der posterioren Maxilla, insbesondere am Basalbogen, dem Tuber maxillae und dem Proc. pterygoideus des Os sphenoidale. Zudem scheint die Kraft über den Basalbogen verteilt worden zu sein. Diese Ergebnisse lassen sich in der detaillierten Betrachtung der einzelnen Messpunkte genauer beleuchten.

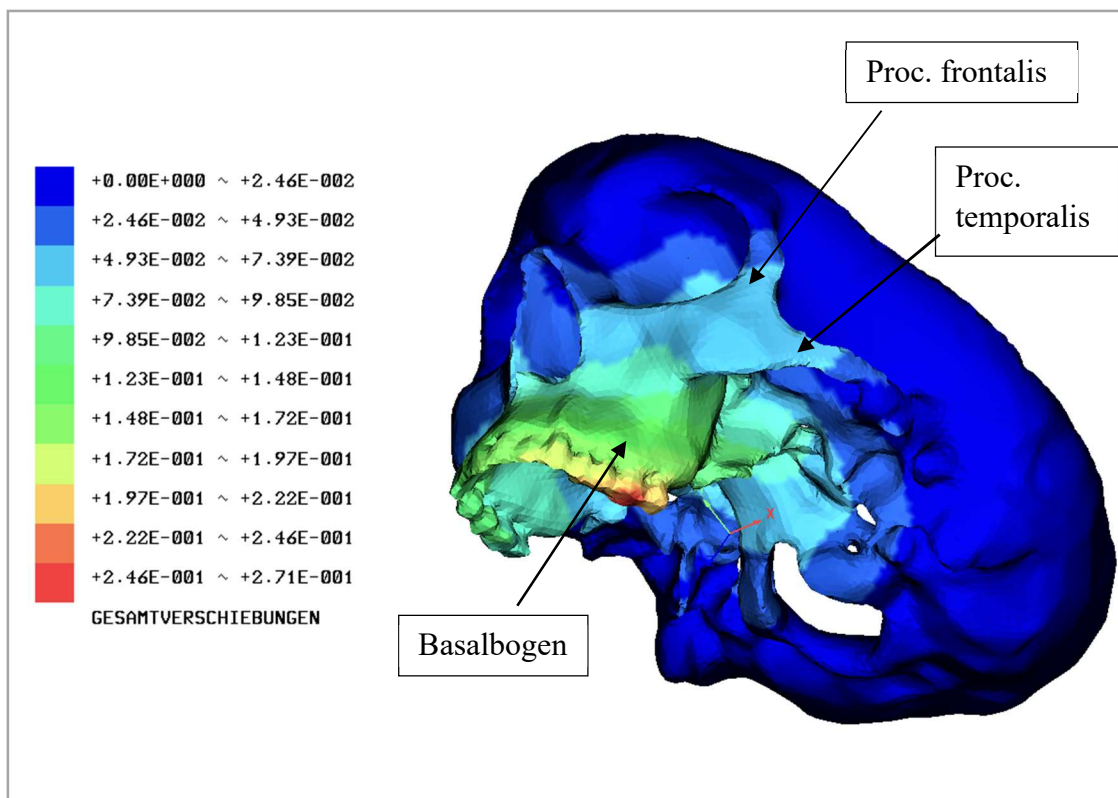


Abbildung 41: Darstellung der Gesamtverschiebung in Z88 Aurora V5.

Für den Versuch mit der Finite Elemente-Methode wurden zwei Parameter betrachtet, zum einen die Gesamtverschiebung (Abb. 42) und die Spannung (Abb. 43). Bei der Gesamtverschiebung wird die Abszisse kongruent zur konventionellen Kraftmessung beschrieben. Die Ordinate zeigt die Gesamtverschiebung in mm von 0 bis 2 im Abstand von 0,2 mm. Die Kurven besitzen einen ansteigenden Verlauf, wobei der „Basalbogen“ und die „Maxilla“ die höchsten Werte zeigen.

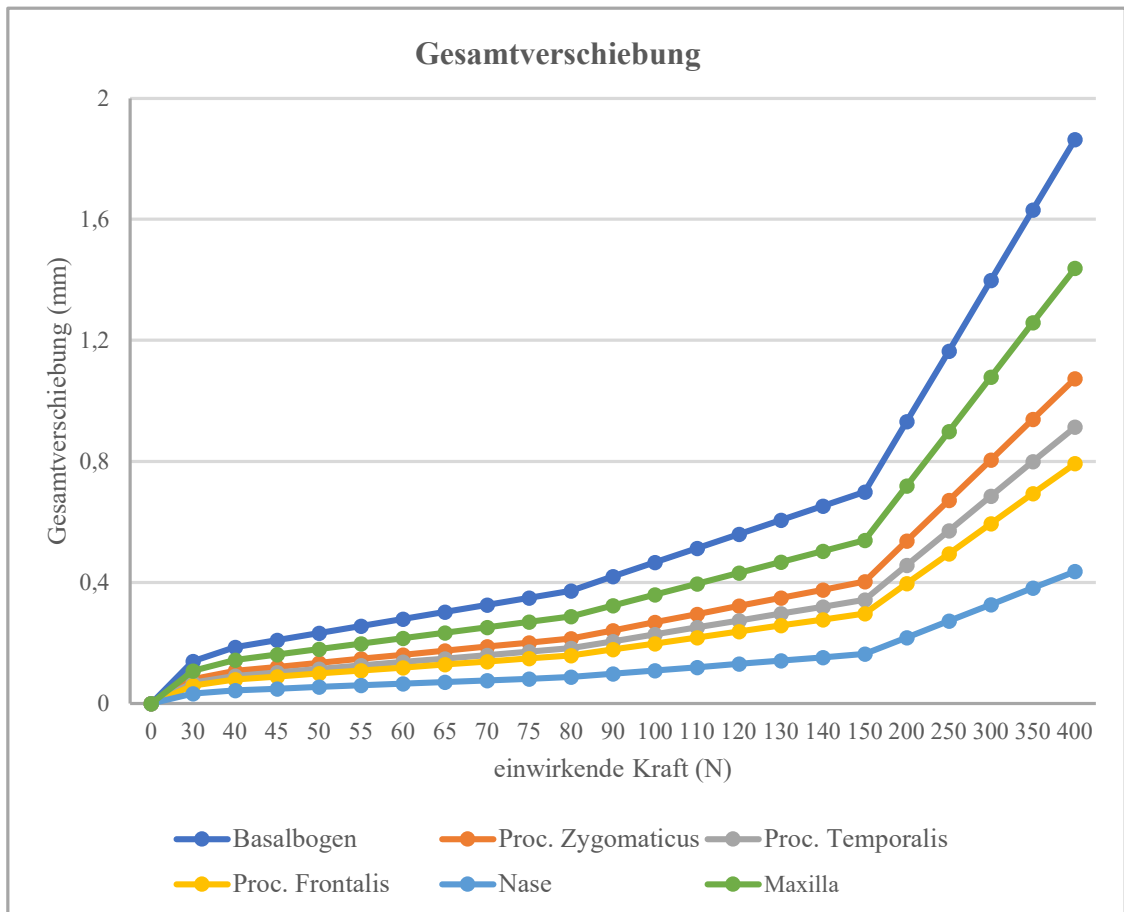


Abbildung 42: Grafische Darstellung der Gesamtverschiebung anhand von sechs Messpunkten in Z88 Aurora V5.

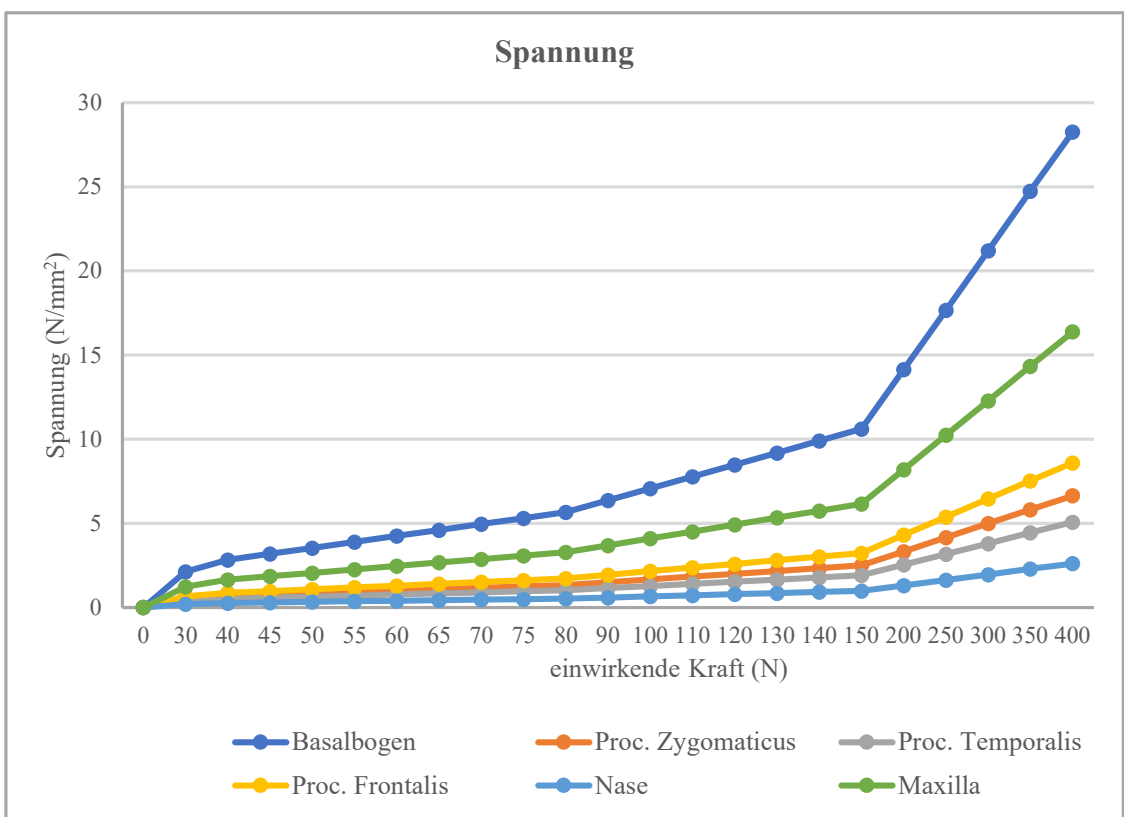


Abbildung 43: Grafische Darstellung der Spannung anhand von sechs Messpunkten in Z88 Aurora V5.

Dem zweiten Diagramm ist der Zusammenhang zwischen Spannung und der zugeführten Kraft zu entnehmen. Die Abszisse beschreibt die einwirkende Kraft und die Ordinate die Spannung. Im Vergleich zeigt sich eine höhere Spannung als eine Gesamtverschiebung. Generell beschreiben alle Kurven einen kontinuierlichen Anstieg. Dabei besitzt der Messpunkt „Basalbogen“ die höchsten und der Messpunkt „Nase“ den geringsten Anstieg der Messwerte. Während bei der Gesamtverschiebung die Kurven einen ähnlichen Anstieg zeigen, ist bei der Spannung ein stärkerer Anstieg der Messpunkte „Basalbogen“ und „Maxilla“ zu beobachten.

5.4 Vergleich zwischen konventioneller Messung und Finite Elemente-Methode

In Abbildung 44 wird der Zusammenhang zwischen der konventionellen Kraftmessung und der Finite Elemente-Methode dargestellt. Um beide Methoden miteinander in Beziehung zu setzen, wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson verwendet. Daraus lässt sich ermitteln, ob ein linearer Zusammenhang zwischen zwei Methoden, in diesem Fall die Kraftmessung, mit Dehnungsmesssensoren und der FEM, besteht. Einen perfekten Zusammenhang zeigt sich bei einem Wert von 1,00. Absteigend sind starke ($0,75 < 1,00$), moderate ($0,50 < 0,75$) und schwache ($0,25 < 0,50$) Zusammenhänge zu beurteilen.

Die Diagramme (Abb. 44) wurden mit Excel® (Windows, USA) erstellt. Auf den Abszissen sind die Messungen mit den Dehnungsmessstreifen aufgetragen. Die Messungen mit FEM lassen sich auf der Ordinate ablesen. Aus den Diagrammen lässt sich entnehmen, dass ein linearer Zusammenhang zwischen den Messungen mit Dehnungsmessstreifen und dem FEM besteht. Insbesondere bei den Messpunkten „Basalbogen“ und „Proc. zygomaticus“ zeigte sich eine sehr starke Korrelation mit Werten von 0,99 und 0,95. Im Vergleich dazu wiesen die Messpunkte „Proc. temporalis“ und „Nase“ lediglich eine moderate Korrelation auf.

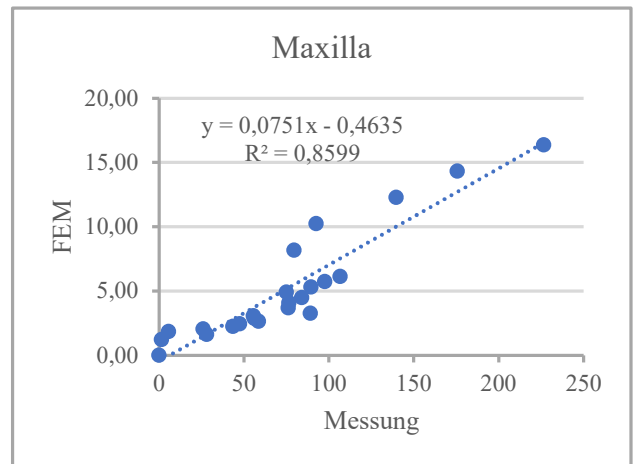
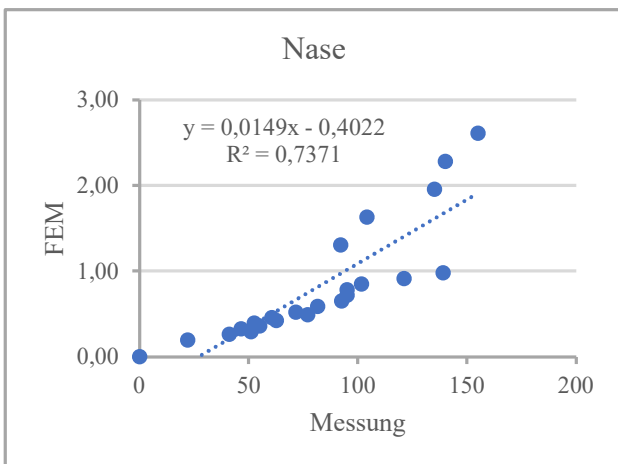
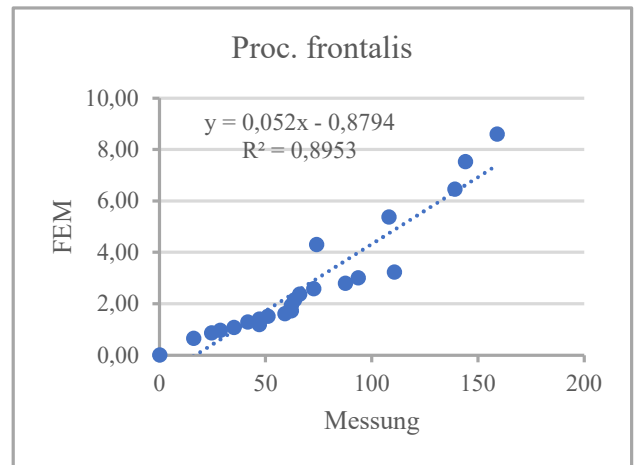
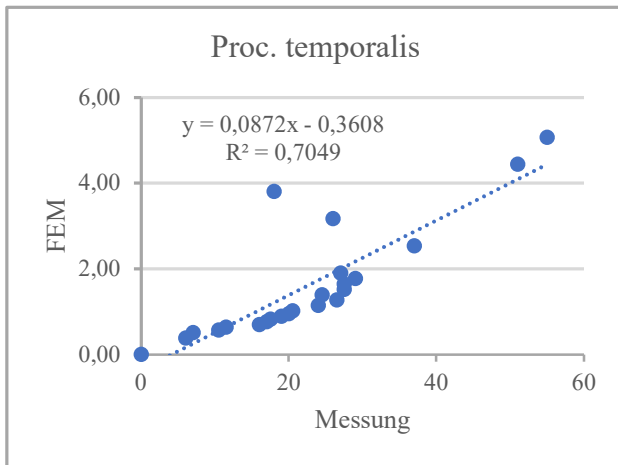
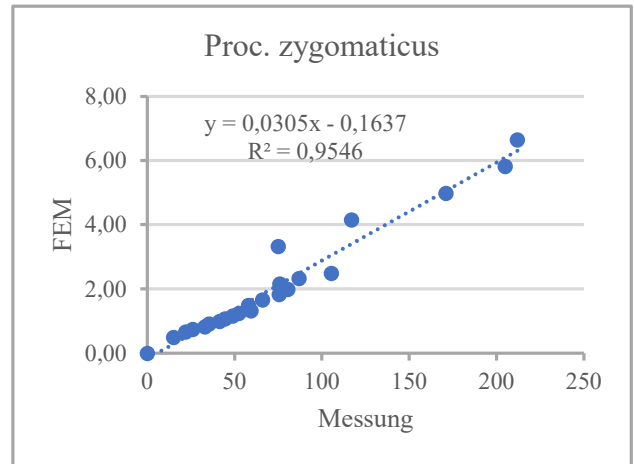
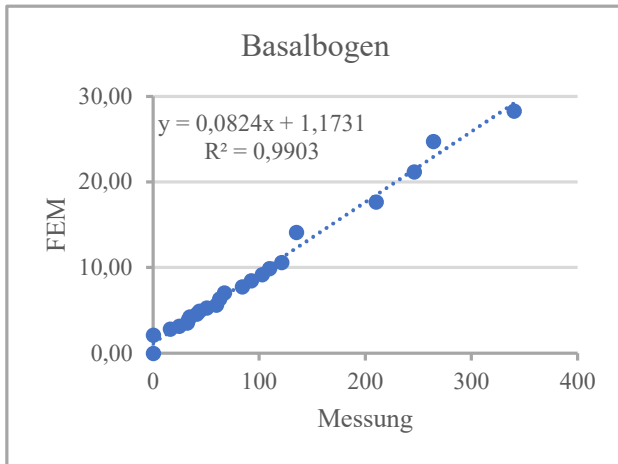


Abbildung 44: Zusammenhänge der Ergebnisse von Dehnungsmessstreifen und Finite-Elemente-Methode (Korrelationskoeffizient nach Pearson).

6. Diskussion

Die vorliegende Studie beschäftigt sich mit einem Methodenvergleich zwischen der konventionellen Kraftmessung und der Finite Elemente-Methode. Inhalt des Vergleiches ist eine Beurteilung der Kaukraftverteilung über den Schädel. Vorgegangen sind Versuche zur Messung einer Kraft mit Dehnungsmessstreifen und einem Force Sensing Resistor, um eine geeignete Verfahrensweise zur konventionellen Kraftmessung zu wählen. Diese Untersuchung wurde an einer Rippe des Hausschweins (*Sus scrofa domestica*) durchgeführt. Die konventionelle Kraftmessung erfolgte an einem Modell eines humanen Schädels. Dieser wurde in einer für diese Studie entwickelten Halteapparatur fixiert. Zur Kraftmessung wurden Dehnungsmessstreifen nach der vorangegangenen Auswertung der Vorversuche gewählt. Über eine manuelle Krafteinwirkung wurde der 6-Jahr-Molar punktuell belastet und ein Intervall von 0 bis 400 N gewählt. Um Rückschlüsse auf die Kaukraftverteilung am Schädel zu ziehen, wurden sechs Messpunkte nach Janovic et al. (2014) gewählt. Die Ergebnisse konnten einzeln an einem digitalen Kraftmessgerät abgelesen werden. Zur statistischen Analyse wurden die Messungen 3-mal durchgeführt und daraus ein Mittelwert gebildet.

Zur Messung der Kaukräfte mittels Finite Elemente-Methode wurde auf der Grundlage des anatomischen Modells ein CT-Scan erstellt. Es erfolgte die Erstellung eines 3D-Modells, welches in die FEM-Software Z88 Aurora V5 importiert werden konnte. Um den Vergleich zur konventionellen Kraftmessung bilden zu können, wurden die gleichen Messpunkte verwendet. Nach der Erstellung der Randbedingungen (Netz, Materialeigenschaften, Messpunkte, Belastung), erfolgte die Auswertung der Messung. Betrachtet wurden die Gesamtverschiebung und die Spannung.

Für den Vergleich beider Messungen wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson angewandt, welcher eine Aussage über den Zusammenhang und Abhängigkeiten wiedergibt.

Im Folgenden wird diskutiert, ob konventionelle Kraftmessungen und digitale Verfahren (FEM) vergleichbare Ergebnisse liefern. Somit wird der Frage nachgegangen, inwiefern zukünftig die Messungen ausschließlich digital möglich sind. Zudem wird erläutert, welche Messmethoden, Dehnungsmessstreifen oder Force Sensing Resistoren, zur konventionellen Kraftmessung gut geeignet sind.

6.1 Diskussion der Methode

6.1.1 Vorversuche

Um eine geeignete Messmethode zu wählen, wurden im Vorfeld Versuche zur konventionellen Kraftmessung durchgeführt. Dabei wurden Messungen mit Dehnungsmessstreifen und Force Sensing Resistoren (FSR) gewählt und gegenübergestellt. Es zeigte sich, dass die Dehnungsmessstreifen die geeignetere Wahl für den Versuchsaufbau der Kraftmessung sind.

Bei den Force Sensing Resistoren stellte sich eine relative Ermüdung ein und es erwiesen sich wiederholende Messungen als problematisch. Dieser Sachverhalt liegt an der Belastungshysterese, welche den Einfluss einer vorher angewandten Kraft auf den aktuellen Widerstand beschreibt (Sensitronics 2016). Daher muss mit Wiederherstellungszeiten des Sensors gerechnet werden. Ein weiterer Nachteil der FSR ist eine erforderliche vorgeschaltete Kalibrierung, um genaue Messwerte zu erreichen. Dieser Sachverhalt ist für jeden Versuch individuell erforderlich und sollte besonders in der Fehlerbetrachtung Berücksichtigung finden (Swanson et al. 2019). Des Weiteren muss bei der Kraftmessung mit FSR der Widerstandsdrift beachtet werden. Dieser beschreibt eine Änderung des Ausgangswiderstandes bei konstanter längerer Krafteinwirkung. Vor allem bei geringeren Kräften zeigt sich ein stärkerer Drift, worunter die Messgenauigkeit leidet (Interlink Electronics 2013). Zudem stellt der FSR, im Gegensatz zum Dehnungsmessstreifen, einen nicht-linearen Zusammenhang zwischen der einwirkenden Kraft und der Widerstandesänderung dar (Abb. 16). Daraus resultiert in der Messung von hohen Kräften ein Sättigungsverhalten des Sensors. Folglich können keine Rückschlüsse von der einwirkenden Kraft auf den Widerstand geschlossen werden (Fernandes et al. 2003). Daraus lässt sich schließen, dass FSR weniger gut geeignet ist, für die Messungen in der vorliegenden Untersuchung.

Dehnungsmessstreifen weisen eine sehr hohe Sensitivität auf. Deshalb können auch kleine Kräfte zuverlässig gemessen werden. Aufgrund dieses Sachverhaltes eignen sich die Dehnungsmessstreifen gut für die vorliegende Studie. Die FSR zeigen im Vergleich schlechtere Werte bzw. eine höhere Ungenauigkeit (Gu et al. 2021). Ein Nachteil gegenüber den FSR ist allerdings die Dicke der Dehnungsmessstreifen. Bei Messungen des Kaudruckes empfanden Probanden diese Situation als störend, wodurch Messfehler

entstehen könnten. In der vorliegenden Promotion ist dieser Sachverhalt allerdings zu vernachlässigen, da diese Studie nicht an Probanden durchgeführt wurde, und somit stellt dies keinen Nachteil für die Untersuchung dar. Zudem können Dehnungsmessstreifen lediglich Veränderungen ihrer Länge registrieren (Cordey und Gautier 1999). Daher war eine Befestigung entlang der Kaukraftverteilung über den Schädel notwendig. Bei nachfolgenden Untersuchungen könnten weitere Sensoren untersucht werden, welche eventuell andere Veränderungen registrieren können. In der vorliegenden Studie bestand dennoch kein Nachteil (Abb. 33 und 34).

6.1.2 Zur Kraftmessung am Schädel

Zur Beurteilung der Kaubelastung bzw. Kauverteilung über den Schädel wurden bereits zahlreiche Versuche mit der Finite Elemente-Methode durchgeführt (Cattaneo et al. 2003; Choi et al. 2013; Prado et al. 2013; Janovic et al. 2014). Dabei wird häufig auf einen konventionellen Versuchsaufbau verzichtet. Dieser Sachverhalt ist kritisch zu bewerten. Lediglich bei Lee et al. (2017) sowie Lee und Chun (2020) wurden zusätzlich zum FEM konventionelle Versuchsaufbauten entwickelt und in den Ergebnissen mit der FEM verglichen.

Um die Aussagekraft von Kaukraftsimulationen mit FEM beurteilen zu können, wurde ein Versuchsaufbau zur konventionellen Kraftmessung erstellt. Die Apparatur wurde in Anlehnung an den Versuchsaufbau von Endo (1965) entworfen. In der vorliegenden Studie erfolgte die Untersuchung an einem Schädelmodell. Dieses ist in der Größe vergleichbar mit einem Humanpräparat und gibt den anatomischen Aufbau in vereinfachter Form wieder. Daher ist es für den Versuchsaufbau und zur Beantwortung der Leitfragen gut geeignet. Die Zähne sind als Kronenblock miteinander und über Verklebung mit den Kiefern verbunden. Mit Hilfe einer Trennscheibe wurde der 6-Jahr-Molar von den Nachbarzähnen getrennt. Das Modell wurde mit der Kalotte nach unten in der Halteapparatur positioniert, fixiert und die Mandibula wurde entfernt. Die Kontrolle der Krafteinwirkung erfolgte über eine digitale Anzeige. Die Belastung wurde per manueller Einstellung punktuell auf den 6-Jahr-Molar übertragen (Abb. 26). Zur genaueren Krafteinwirkung wäre daher in nachfolgenden Studien eine automatisierte Belastung zur besseren Vermeidung von Messfehlern geeignet. Im Versuchsaufbau von Endo (1965) erfolgte die Belastung über Gewichte, welche mit Gegengewichten stabilisiert wurden. Zusätzlich wurde die Kraftübertragung durch die Kaumuskeln

M. masseter und M. temporalis simuliert. Dieser Versuchsaufbau erforderte einen deutlich höheren Aufwand und war schwierig später in der FEM umzusetzen. Daher wurde in der vorgelegten Studie ein vereinfachtes Modell entwickelt und von der Belastung durch Muskelzüge abgesehen. Zudem wurde lediglich ein Modell verwendet und kein echter Schädel wie in der Publikation von Endo (1965), da es sich zusätzlich als schwierig herausstellte ein geeignetes Humanpräparat mit der entsprechenden Bezahnung aufzufinden.

Durch die Vereinfachung des Versuchsaufbaus fehlen zudem der Zahnhalteapparat, sowie die Unterscheidung der verschiedenen Knochenstrukturen und Weichgewebe. Um eine gute Vergleichbarkeit zu gewährleisten, wurden in der FEM passende Materialeigenschaften angegeben, wodurch die Ergebnisse gut beurteilbar waren. Ebenso wurden ähnliche Modelle bereits in vorangegangenen Studien verwendet (Lee et al. 2017; Lee und Chun 2020). Diese Arbeiten unterscheiden sich im Vergleich zur vorgelegten Studie in der Kraftübertragung auf die Zähne. Hierbei erfolgt die Belastung originalgetreu über die Okklusion. Realisiert wurde dieser Versuch über einen Zug, welcher die Mandibula zur Maxilla führt und damit den Muskelzug simuliert (Lee et al. 2017; Lee und Chun 2020). In der vorliegenden Studie wurde lediglich der 6-Jahr-Molar punktuell belastet (Abb. 25).

Um Rückschlüsse auf die Verteilung und Kraftableitung schließen zu können, wäre ein Humanpräparat erforderlich. In vergleichbar aufgebauten Studien an Köpfen von Körperspendern konnte somit die Theorie der Kaudruckpfeiler belegt werden (Maloul et al. 2012; Ip et al. 2020).

Zur Beurteilung der Kraftverteilung über den Schädel wurden sechs Dehnungsmessstreifen am Modell befestigt (Abb. 25). Dehnungsmessstreifen eignen sich, wie bereits beschrieben, gut für die zu messenden Größen am Schädel (Cordey und Gautier 1999). Die Festlegung der Positionen der Dehnungsmessstreifen erfolgte anhand der Kaudruckpfeiler (Schumacher 1997), sowie der Analyse der Schädelstruktur nach Endo (1965). An der jeweiligen Position wurden diese entsprechend der Richtung der Kraftverteilung ausgerichtet, da die Dehnungsmessstreifen lediglich Veränderungen in der Länge registrieren können. Der Verbund zwischen Modell und Dehnungsmessstreifen wurde über eine Klebeverbindung hergestellt. In den Vorversuchen wurde die Rippe zusätzlich vorher mit Isopropanol gereinigt.

Ähnliche Versuchsaufbauten und Befestigungen wurden bereits in der Literatur beschrieben (Maloul et al. 2012; Lee et al. 2017; Ip et al. 2020). Aufgrund seiner Einfachheit und guten Reproduzierbarkeit im Aufbau, hat sich der vorliegende Versuchsaufbau bewährt und kann für folgende Untersuchungen empfohlen werden.

6.1.3 Kraftmessung mit Finite Elemente-Methode

Damit die Ergebnisse beider Methoden gut miteinander vergleichbar sind, wurde der Versuchsaufbau der konventionellen Kraftmessung auf die Finite Elemente-Methode (FEM) übertragen. Zunächst wurde das Modell mit Hilfe eines CT-Scans in ein 3D-Modell umgewandelt. Dafür wurde das Programm 3D-Slicer (Slicer Version 4.11.20200930) verwendet. Die Erstellung der STL-Datei erfolgte in OnyxCeph³™ und MeshMixer. Aufgrund einer Überlagerung durch am Modell befindliche Magnete, wurde die Schädelkalotte aus der Datei entfernt. Die Abfolge der Umwandlung des CT-Scans in ein 3D-Modell wurde bereits in der Literatur beschrieben (Cattaneo et al. 2003; Choi et al. 2013; Prado et al. 2013; Janovic et al. 2014). Zum Schluss wurde diese Datei in das FEM-Programm Z88 Aurora V5 importiert. Aufgrund der nicht vorhandenen Materialunterschiede zwischen Schädel (Trabekulae und Kortikalis) und der Zähne am Modell, wurde davon abgesehen, unterschiedliche Materialeigenschaften in der FEM zu erstellen. In vergleichbaren Studien wurden die gleichen Schritte der Modellerstellung durchgeführt. Allerdings wurden den 3D-Modellen häufig aufgrund der Versuchsobjekte (humaner Schädel) einzelne Materialeigenschaften der verschiedenen Gewebe zugeordnet (Cattaneo et al. 2003; Choi et al. 2013; Prado et al. 2013; Janovic et al. 2014; Lee et al. 2017). Dieser effektive Versuchsaufbau eignet sich besonders für die Forschung oder für die Lehre, da er einfach nachzuvollziehen ist.

Bei der Bestimmung der Randbedingungen wurde ebenfalls auf die Erstellung von Muskelzügen verzichtet. Vergleichbar mit verschiedenen Publikationen der Kraftmessung am Schädel, wurden in den Versuchen mit FEM vermehrt Kraftübertragungen durch Muskelzüge simuliert (Cattaneo et al. 2003; Choi et al. 2013; Prado et al. 2013; Janovic et al. 2014). Um den Versuchsaufbau der konventionellen Kraftmessung möglichst originalgetreu nachzustellen, erfolgte eine Fixierung der Schnittstelle zur Schädelkalotte. Der Zahn wurde nahezu senkrecht belastet. Bereits in vorangegangenen Publikationen wurde der 6-Jahr-Molar als Belastungszentrum gewählt (Prado et al. 2013; Janovic et al. 2014). Um eine Vergleichbarkeit zwischen

den beiden Methoden zu beurteilen, war dieser Aufbau, besonders aufgrund seines einfachen Aufbaus, gut geeignet, da es in der FEM leicht nachzustellen war.

Um einen Vergleich der beiden Methoden erstellen zu können, wurden Messpunkte analog zur Position der sechs Dehnungsmessstreifen bestimmt. Dabei sind diese entsprechend der Anordnung gewählt, damit alle Kaudruckpfeiler (Stirn-Nasen-, Jochbogen- und Flügelfortsatzpfeiler) in der Auswertung integriert sind. In den meisten Studien wird lediglich der Jochbogenpfeiler analysiert (Prado et al. 2013; Janovic et al. 2014; Lee et al. 2017). Lediglich bei Choi et al. (2013) befand sich ein zusätzlicher Messpunkt am Flügelfortsatzpfeiler. Dadurch bietet der vorgestellte Versuchsaufbau eine höhere Anzahl von Ergebnissen, welche verglichen werden können.

Zur Belastung des 6-Jahr-Molars wurde ein Intervall von 0 bis 400 N gewählt. Dieses entspricht der in der Literatur bestimmten Größe der Kaukraft am ersten permanenten Molar (Kumagai et al. 1999; Bakke 2006). In vergleichbaren Studien wurden in diesem Intervall befindliche Größen angewandt: 100 N & 300 N (Lee et al. 2017), 150 N (Cattaneo et al. 2003), 370 N (Choi et al. 2013; Sana et al. 2021) und 400 N (Janovic et al. 2014). Damit lassen sich die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung im späteren Verlauf gut mit anderen Studien vergleichen.

Aufgrund des vereinfachten Aufbaus des konventionellen und digitalen Versuches, stellt sich eine gute Reproduzierbarkeit der Studie für weitere Untersuchungen dar. Zudem besteht die Möglichkeit eines flexiblen Umbaus der einzelnen Modelle, wodurch weitere Versuchsaufbauten erstellbar wären. Somit wären in Folgestudien eine Untersuchung der Kraftableitung über den Schädel nach der Extraktion des ersten permanenten Molars möglich. Dabei könnte ein neues Modell erstellt werden, bei dem der 12-Jahr-Molar mesialisiert wurde. Vergleichbare Untersuchungen wurden bereits durchgeführt, wie die Literatur zeigt (Choi et al. 2013; Sana et al. 2021).

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Vorversuche

Das Ziel der Vorversuche war die Wahl einer geeigneten Methode zur Messung der konventionellen Kraft. Verglichen wurde der Dehnungsmessstreifen mit dem Force

Sensing Resistor. Allgemein werden die Dehnungsmessstreifen aufgrund ihrer physikalischen Eigenschaften zur Messung von Kräften in der Zahnmedizin (Akça et al. 2002; Goiato et al. 2017; Rungsiyakull et al. 2021) insbesondere in der Kieferorthopädie (Khambay et al. 2006; Kim et al. 2014; Ueda et al. 2017; Elias et al. 2017; Juneja et al. 2018; Vracar et al. 2021) eingesetzt. Zur Beurteilung der Reproduzierbarkeit wurden jeweils zwei Durchgänge gemessen. Die Anzahl der Messungen war für die Ergebnisse ausreichend. Bei den Dehnungsmessstreifen zeigte sich ein nahezu linearer Zusammenhang zwischen der zugeführten Kraft und der gemessenen Spannung. Zudem war eine gute Reproduzierbarkeit zu erkennen. Dieses Erkenntnis deckt sich mit Ergebnissen in der Literatur (Cordey und Gautier 1999). Ähnlich publizierte Ergebnisse stellten sich auch bei den FSR dar. Allerdings war dabei ein annähernd exponentielles Verhalten der Kurve zu beobachten. Giovanelli und Farella (2016) untersuchten das Verhalten von FSR. Einen Nachteil stellt nach Angaben der Autoren die Wiederholbarkeit dar, da diese Methode zu Messungenauigkeiten führt. Auffallend sind dabei die Daten bei Langzeitmessungen. Daher stufen die Autoren die Nutzung von FSR zur Messung des absoluten Druckes als anspruchsvoll ein. Wie bereits in der Diskussion der Methode beschrieben, weisen FSR gegenüber den Dehnungsmessstreifen einige Nachteile auf. Daher wurde in der vorliegenden Promotion entschieden, Dehnungsmessstreifen zur Messung der Kraft am Schädel anzuwenden. Der Hauptgrund dafür ist die Notwendigkeit einer stabilen Messung bei Wiederholungen, da 22 Messungen à drei Durchgängen für den Versuch vorgesehen sind. Im Vergleich zu anderen Studien (Maloul et al. 2012; Ip et al. 2020) ist auffallend, dass keine Überlegungen zur angewandten Messmethode im Vorfeld publiziert wurden.

6.2.2 Messung am Schädel

Zentraler Bestandteil der Untersuchungen am Schädel, ist die Beurteilung der Kaudruckableitung. Im Vordergrund der Belastung des Schädels bei der Kraftübertragung auf den 6-Jahr-Molar steht der Jochbogenpfeiler. Häufig zusätzlich beteiligt ist der Flügelfortsatzpfeiler und im geringem Ausmaß der Stirn-Nasenpfeiler, der zumeist an der Kraftdruckableitungen der Inzisivi und Canini beteiligt ist (Alexandridis et al. 1985; Schumacher 1997). In vorliegender Studie konnte diese Theorie am Modell bestätigt werden. Die stärkste Belastung wurde oberhalb des 6-Jahr-Molars im Basalbogen festgestellt (Abb. 39). Am Humanpräparat ist in dieser Region

eine besondere Anordnung der Spongiosa zu beobachten. Angeordnet in Druckkegeln, welche sich im Basalbogen vereinigen, ist der Knochen gut an das Ableiten der Kaukräfte angepasst (Schumacher 1997). Nachfolgend konnten Belastungen im Bereich der posterioren Maxilla und des Processus zygomaticus maxillae verzeichnet werden. Geringere Aktivitäten zeigten sich in Bereichen des Processus frontalis des Os zygomaticum, der Nase (Anteil der Maxilla) und dem Processus temporalis des Os zygomaticum. Diese Ergebnisse lassen sich ebenfalls mit anatomischen Sachverhalten erklären: Durch das Weiterleiten der Kaukräfte nimmt die Belastung des Knochens über die Entfernung ab. Folglich ist es zu erklären, dass kleinere Werte innerhalb weiter entfernter Messpunkte zu verzeichnen sind.

Publikationen mit ähnlichen Fragestellungen weisen teilweise unterschiedliche Ergebnisse auf. Lee et al. (2017) entwickelten einen Versuchsaufbau zur Kraftableitung bei Belastung des zweiten Molars an einem anatomischen Modell. Die höchste Belastung zeigt sich am zweiten Molar von palatinal. Ähnliche Ergebnisse konnten am Processus frontalis des Os zygomaticum und am Processus zygomaticum des Os temporalis durch Messungen festgestellt werden. Diese Befunde decken sich mit denen der vorliegenden Untersuchungen (Abb. 37). Zusätzlich wurde bei der Studie von Lee et al. (2017) Werte am unteren Rand der Orbita gemessen, welche gering ausfielen. Dieser Sachverhalt lässt sich aufgrund der unterschiedlichen Lage der Dehnungsmessstreifen nur schwer mit der vorgelegten Studie vergleichen.

Endo (1965) untersuchte beispielsweise die Kraftableitung am humanen Schädel und die Belastung erfolgte für jeden Zahn (4,5 kg). Daraus resultieren Grafiken zu Dehnungs- und Stauchungsprozessen am Schädel während der Kraftbelastung. Die Messung mit Dehnungsmessstreifen zeigte eine eindeutig höhere Belastung am kaudalen Rand des Processus zygomaticus maxillae bei einer Kraftübertragung auf den 6-Jahr-Molar. Daraus geht hervor, dass der Autor zu ähnlichen Ergebnissen gelangt, sind wie in der vorliegenden Studie beschrieben. Abweichend ist jedoch, dass Endo (1965) eine deutlich stärkere Belastung der Nase feststellen konnte.

Maloul et al. (2012) und Ip et al. (2020) analysierten die Kauableitung unter dem Einfluss der Kaumuskeln M. masseter und M. temporalis. Dazu wurde an fixierten Köpfen von Körperspendern jeweils die Muskelkontraktion simuliert. Maloul et al. (2012) führte die Versuche an fünf verschiedenen Präparaten durch, wobei jeweils isoliert der M. masseter oder der M. temporalis belastet wurden.

Die Dehnungsmessstreifen wurden auf verschiedenen Suturen des Mittelgesichtes platziert. Hohe Belastungen zeigten sich sowohl beim M. masseter, als auch beim M. temporalis im Corpus maxillae sowie beim Os zygomaticum. Vergleichbar geringe Belastungen konnten am Os frontale und der Nase gemessen werden. Im Unterschied zur Publikation von Endo (1965) gab es keine vollbezahnten Präparate. In den seltenen Fällen hatten die Köpfe noch Prämolaren, allerdings waren keine Molaren mehr vorhanden. Daher ist es überraschend, dass dennoch ähnliche Ergebnisse wie bei Endo (1965) erreicht werden konnten, obwohl teilweise keine Bezahnung mehr vorhanden war. Einen vergleichbaren Ansatz untersuchten Ip et al. (2020). Dabei stand zunächst allerdings die gemeinsame Aktivierung der Kaumuskulatur im Vordergrund. Für diese Publikation wurden sechs fixierte Köpfe von Körperspendern untersucht. Die Autoren gaben keine Auskunft über den Zahnstatus.

6.2.3 Messung am Schädel – Fehleranalyse

Den Versuchen zur konventionellen Kraftmessung wurden in der vorgelegten Studie die Fehleranalyse der Dehnungsmessstreifen vorangestellt. Dafür wurden der ICC und ein Bland-Altman-Plot entwickelt. Diese eigneten sich gut für die vorliegenden Untersuchungen. Beide Analysemethoden zeigten gute bis sehr gute Ergebnisse (ICC: 0,93). Für diesen Versuch wurden zwei Messungen mit demselben Dehnungsmessstreifen verglichen. Zudem erfolgte eine Beurteilung des Signal-Rausch-Verhältnisses für alle sechs verwandten Dehnungsmessstreifen. Aus den Ergebnissen lassen sich Rückschlüsse auf die gute Reproduzierbarkeit und Signalwiedergabe schließen. Dieser Sachverhalt ist deshalb interessant, da für die vorgelegten Untersuchungen Dehnungsmessstreifen im unteren Preissegment verwendet wurden. Somit könnte dieser Versuchsaufbau unproblematisch auch in der Lehre oder in weiteren Forschungen angewandt werden. In Studien mit der gleichen Messmethode wurde zumeist auf eine Fehleranalyse der Dehnungsmessstreifen verzichtet (Endo 1965). Die Ergebnisse wurden in Form einer ANOVA angegeben. Dabei wird lediglich eine Aussage über den Zusammenhang der Mittelwerte gegeben. Jedoch ist es nicht möglich, genaue Ergebnisse, welcher Mittelwert ggf. ausschlägt, zu erhalten (Akça et al. 2002; Kim et al. 2014; Elias et al. 2017; Ueda et al. 2017). In zwei Publikationen (Khambay et al. 2006; Maloul et al. 2012) wurde der ICC angewandt um Ergebnisse zu vergleichen.

6.2.4 Messungen mit Finite Elemente-Methode

In der vorliegenden Studie wird eine Analyse der Kaukraftverteilung über den Schädel anhand eines anatomischen Modelles gezeigt. Die FEM wurde häufig für derartige Analysen verwendet. Dabei untersuchten die Autoren nicht nur humane Kaukräfte (Gross et al. 2001; Cattaneo et al. 2003; Prado et al. 2013; Janovic et al. 2014), sondern auch Kaukräfte an Primaten (Cook et al. 2021), sowie kombinierte Primaten-Mensch-Kaukräfte (Wroe et al. 2010).

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass die Kraft zunächst über den Basalbogen weitergeleitet wurde (Abb. 42 und 43). Diese Aussage deckt sich mit den Untersuchungen anderer Autoren (Prado et al. 2013; Janovic et al. 2014). Es konnte außerdem nachgewiesen werden, dass eine Ableitung über die posteriore Maxilla und damit den Flügelfortsatzpfeiler stattfindet. Dieses Ergebnis stützt die Erkenntnis, dass eine bessere Ableitung im posterioren Schädelbereich stattfindet (Endo 1965; Gross et al. 2001; Prado et al. 2013). Andere Autoren können diese These allerdings in ihren Studien nicht belegen (Janovic et al. 2014). Des Weiteren zeigt sich in der vorliegenden Untersuchung eine erhöhte Belastung des Processus frontalis des Os zygomaticum und des Processus zygomaticus der Maxilla auf. Entgegen anderen Publikationen (Prado et al. 2013; Janovic et al. 2014; Sana et al. 2021) fallen die Ergebnisse der Belastung am Messpunkt „Nase“ gering aus (Abb. 42 und 43). Bemerkenswert allerdings ist der Sachverhalt, dass obwohl in der vorliegenden Studie ein Modell anstelle eines humanen Präparates zur Untersuchung verwendet wurde, dennoch ähnliche Ergebnisse zu anderen Autoren (Prado et al. 2013; Janovic et al. 2014; Sana et al. 2021) gezeigt werden konnten.

In der Literatur wird zudem die Bedeutung des 6-Jahr-Molars diskutiert. Aufgrund seiner räumlichen Beziehung zur Crista zygomaticoalveolaris (engl. Bezeichnung) wird ihm ein erhöhter Einfluss in der Kraftableitung zugesprochen (Gross et al. 2001; Cattaneo et al. 2003). Daher sollte bei einer Implantation oder kieferorthopädischen Therapie besonders die Aufmerksamkeit auf diesen Sachverhalt gelenkt werden (Prado et al. 2013). Cattaneo et al. (2003) untersuchten die Einflüsse von Verschiebungen der ersten und zweiten Molaren nach mesial und distal. Die Autoren unterstützen die Auffassung, dass der erste permanente Molar „der Schlüssel der Okklusion“ ist (Angle 1899). Daher empfehlen die Autoren, eine genaue Untersuchung der jeweiligen kieferorthopädischen und okklusalen Situation vorzunehmen, da die Studie eine Veränderung der belasteten Areale nach Bewegung der Molaren zeigte.

Nach Sana et al. (2021) steht der Vergleich der Kauableitung vor Extraktion des ersten permanenten Molars und nach Lückenschluss durch den zweiten permanenten Molar im Vordergrund. Es wurden drei Modelle (vor Extraktion, nach Extraktion und nach erfolgreichem Lückenschluss) erstellt. Grundlage dieser Untersuchung ist ein CT-Scan. Die Extraktions- und Lückenschlussmodelle wurden virtuell konstruiert. Die Ergebnisse dieser Studie unterstützen zunächst im Allgemeinen die Kaupfeilertheorie. Sana et al. (2021) konnten eine Zunahme der Druckverteilung über den Stirn-Nasen-Pfeiler unter der Abnahme der Beteiligung des Flügelfortsatzpfeilers beobachten. Aus der Studie kann geschlussfolgert werden, dass sich die Knochenstruktur an lokale Spannungsveränderungen anpassen kann.

6.2.5 Diskussion des Vergleichs von Messungen am Schädel und der Finite Elemente-Methode

Gegenstand der vorgelegten Untersuchungen war der Methodenvergleich einer konventionellen Kraftmessung mit der Finite Elemente-Methode. In der Literatur fehlen diese Gegenüberstellungen häufig. Lediglich Lee et al. (2017) integrierten einen Vergleich in ihre Studie. Diese zeigte, dass die Ergebnisse der Messungen am Modell und der FEM ähnlich sind, insbesondere bei einer Belastung von 100 N waren die Resultate gut vergleichbar. Unterschiede zeigten sich lediglich bei zwei Messpunkten unter einer Belastung von 300 N. Es wurden höhere Werte bei der Messung am Modell registriert. Die grundsätzliche Tendenz, dass beide Methoden gut miteinander vergleichbar sind, wird ebenfalls durch die vorliegende Studie unterstützt. Der Zusammenhang wurde mit Hilfe des Korrelationskoeffizienten nach Pearson ermittelt (Abb. 43). Dieser gibt einen Zusammenhang der beiden Methoden wieder. Dabei wurde ersichtlich, dass alle Messpunkte gute bis sehr gute Ergebnisse aufwiesen. Vergleichbar mit der Studie von Lee et al. (2017) wurden in der vorliegenden Untersuchung an zwei Messpunkten (Nase und Processus temporalis) geringere Zusammenhänge festgestellt. Dennoch lagen diese Werte immer noch im Bereich einer moderaten Relation. Daraus lässt sich schließen, dass die Finite Elemente-Methode dazu geeignet ist, Kraftmessungen über den Schädel realistisch darzustellen. Dennoch sind beide Studien lediglich an Schädelmodellen durchgeführt worden. Daher sollte mit zukünftigen Studien untersucht werden, ob ähnliche Ergebnisse auch am humanen Schädel darstellbar sind.

7. Zusammenfassung

Aufgrund der steigenden Prävalenz der Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation, nehmen die Relevanz an Prävention und Therapieentscheidung ebenfalls zu. Die Forschung am ersten permanenten Molar bekam somit ständig eine größere Bedeutung. Nach Extraktion des 6-Jahr-Molars erfolgt in der Regel der Lückenschluss über den 12-Jahr-Molar. Da allerdings der 6-Jahr-Molar in der Kauableitung eine entscheidende Rolle spielt, stellt sich die Frage, ob es Veränderungen in der Kauableitung gibt. Zur Beurteilung der Kauableitung wird zunehmend die Finite Elemente-Methode durchgeführt. Dennoch fehlt in vielen Publikationen der Bezug zur konventionellen Kraftmessung, beispielsweise über Dehnungsmessstreifen.

Die Frage, welche in der vorliegenden Studie gestellt wurde, ist, ob die konventionelle Kraftmessung und die Finite Elemente-Methode (FEM) vergleichbare Ergebnisse erzielen und somit lediglich eine FEM für die Aussagekraft einer Studie angewendet werden kann.

Gegenstand der Untersuchungen war ein anatomisches Modell eines humanen Schädels. Dieser wurde zur konventionellen Messung in einer Halteapparatur fixiert und mit einem manuellen Kraftmessgerät belastet. Die sechs Dehnungsmessstreifen wurden entlang der Kaudruckpfeiler platziert. Dieser Versuchsaufbau wurde in einer FEM-Software reproduziert, wobei ein CT-Scan des Modells die Grundlage bildet.

Mit vorliegenden Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass Force Sensing Resistoren ungeeignet für die Messungen von Kraftableitungen sind. Im Vergleich dazu zeigten Dehnungsmessstreifen eine sehr gute Reliabilität (ICC 0,938) auf. Es wurde festgestellt, dass die Messungen mit Dehnungsmessstreifen und der Finite Elemente-Methode vergleichbare Ergebnisse lieferten. Anhand des Korrelationskoeffizienten nach Pearson von über 0,80 zeigten vier Messpunkte einen starken Zusammenhang. Lediglich zwei Messpunkte wiesen mit Werten von 0,70 und 0,73 nur einen moderaten Zusammenhang auf. Aus den vorliegenden Ergebnissen lässt sich schlussfolgern, dass eine Finite Elemente-Methode ebenfalls ohne konventionelle Kraftmessung aussagekräftig ist. Diese Methode kann in weiteren Studien effizient genutzt werden, um beispielsweise die Kauableitung oder die funktionelle Wirkung von kieferorthopädischen Apparaturen zu untersuchen.

8. Literatur

- Abdel-Nasser, Y. A. (2013): Frontal crash simulation of vehicles against lighting columns using FEM. *Alexandria Engin.* 52 (3), 295–299. DOI: 10.1016/j.aej.2013.01.005.
- Ahmed, T.; Rahman, N. A.; Alam, M. K. (2019): Validation and reliability of a prototype orthodontic bracket debonding device equipped with force-sensitive resistor (FSR): a novel method of measuring orthodontic bracket debonding force in vivo. *Prog. Orthod.* 20 (1), 26. DOI: 10.1186/s40510-019-0277-x.
- Ahmed, T.; Rahman, N. A.; Alam, M. K. (2021): Comparison of Orthodontic Bracket Debonding Force and Bracket Failure Pattern on Different Teeth In vivo by a Prototype Debonding Device. *BioMed Res. Internat.*, Art. 6663683. DOI: 10.1155/2021/6663683.
- Akça, K.; Cehreli, M. C.; İplikçioglu, H. (2002): A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Internat. J. Prosthodont.* 15 (2), 115–121.
- Albadri, S.; Zaitoun, H.; McDonnell, S. T.; Davidson, L. E. (2007): Extraction of first permanent molar teeth: results from three dental hospitals. *Brit. Dent. J.* 203 (7). DOI: 10.1038/bdj.2007.679.
- Alexandridis, C.; Caputo, A. A.; Thanos, C. E. (1985): Distribution of stresses in the human skull. *J. Oral Rehab.* 12 (6), 499–507. DOI: 10.1111/j.1365-2842.1985.tb01297.x.
- Amend, S.; Nossol, C.; Bausback-Schomakers, S.; Wleklinski, C.; Scheibelhut, C.; Pons-Kühnemann, J.; Frankenberger, R.; Krämer, N. (2020): Prevalence of molar-incisor-hypomineralisation (MIH) among 6-12-year-old children in Central Hesse (Germany). *Clin. oral invest.*, 2093–2100. DOI: 10.1007/s00784-020-03519-7.
- Angle, E. H. (1899): Classification of malocclusion. *Dent. Cosmos* (41), 248–264.
- Ashley, P.; Noar, J. (2019): Interceptive extractions for first permanent molars: a clinical protocol. *Brit. Dent. J.* 227 (3), 192–195. DOI: 10.1038/s41415-019-0561-7.

- Bakke, M. (2006): Bite Force and Occlusion. *Seminars Orthod.* 12 (2), 120–126. DOI: 10.1053/j.sodo.2006.01.005.
- Baum, T.; Grande Garcia, E.; Burgkart, R.; Gordijenko, O.; Liebl, H.; Jungmann, P. M.; Gruber, M.; Zahel, T.; Rummeny, E. J.; Waldt, S.; Bauer, J. S. (2015): Osteoporosis imaging: effects of bone preservation on MDCT-based trabecular bone microstructure parameters and finite element models. *BMC Med. Imag.* 15, Art. 22. DOI: 10.1186/s12880-015-0066-z.
- Bekes, K. (2018): Molaren-Inzisiven- Hypomineralisation. *Der junge Zahnarzt* 9 (3), 14–23. DOI: 10.1007/s13279-018-5607-8.
- Bekes, K.; Krämer, N.; van Waes, H.; Steffen, R. (2016): Das Würzburger MIH-Konzept: T. 2. Der Therapieplan. *Oralprophyl. Kinderzahnheilkd.* (38), 171–175. https://www.kzv-sh.de/wp-content/uploads/2019/04/Bekes_Wuerzburger-MIH-Konzept-Teil-2.pdf.
- Bekes, K.; Steffen, R. (2016): Das Würzburger MIH-Konzept: T. 1. Der MIH-Treatment Need Index (MIH-TNI). Ein neuer Index zur Befunderhebung und Therapieplanung bei Patienten mit Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation (MIH). *Oralprophyl. Kinderzahnheilkd.* (38), 165–170. https://www.kzv-sh.de/wp-content/uploads/2019/04/Bekes_Wuerzburger-MIH-Konzept-Teil-1.pdf.
- Booij, J. W.; Kuijpers-Jagtman, A. M.; Katsaros, C. (2009): A treatment method for Class II Division 1 patients with extraction of permanent maxillary first molars. *World J. Orthod.* 10 (1), 41–48.
- Bramanti, E.; Cervino, G.; Lauritano, F.; Fiorillo, L.; D'Amico, C.; Sambataro, S.; Denaro, D.; Famà, F.; Ierardo, G.; Polimeni, A.; Cicciù, M. (2017): FEM and Von Mises Analysis on Prosthetic Crowns Structural Elements: Evaluation of Different Applied Materials. *Scientific World J.*, Art. 1029574. DOI: 10.1155/2017/1029574.
- Cattaneo, P. M.; Dalstra, M.; Melsen, B. (2003): The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *Am. J. Orthod. Dent. Orthop.* 123 (4), 367–373. DOI: 10.1067/mod.2003.73.
- Chhibber, A.; Upadhyay, M. (2015): Anchorage reinforcement with a fixed functional appliance during protraction of the mandibular second molars into the first molar

- extraction sites. *Am. J. Orthod. Dent. Orthop.* 148 (1), 165–173. DOI: 10.1016/j.ajodo.2015.02.029.
- Choi, D.-S.; Cha, B.-K.; Jang, I.; Kang, K.-H.; Kim, S.-C. (2013): Three-dimensional finite element analysis of occlusal stress distribution in the human skull with premolar extraction. *Ang. Orthod.* 83 (2), 204–211. DOI: 10.2319/020112-89.1.
- Cicciù, M.; Bramanti, E.; Cecchetti, F.; Scappaticci, L.; Guglielmino, E.; Ristitano, G. (2014): FEM and Von Mises analyses of different dental implant shapes for masticatory loading distribution. *Oral Implantol.* 7 (1), 1–10.
- Cobourne, M. T.; Williams, A.; Harrison, M. (2014): National clinical guidelines for the extraction of first permanent molars in children. *Brit. Dent. J.* 217 (11), 643–648. DOI: 10.1038/sj.bdj.2014.1053.
- Cook, R. W.; Vazzana, A.; Sorrentino, R.; Benazzi, S.; Smith, A. L.; Strait, D. S.; Ledogar, J. A. (2021): The cranial biomechanics and feeding performance of *Homo floresiensis*. *Interface focus* 11 (5), Art. 20200083. DOI: 10.1098/rsfs.2020.0083.
- Cordey, J.; Gautier, E. (1999): Strain gauges used in the mechanical testing of bones Part I: Theoretical and technical aspects. *Injury* 30, SA7-SA13. DOI: 10.1016/S0020-1383(99)00120-5.
- Cruz-Jaramillo, I. L.; Torres-San-Miguel, C. R.; Cortes-Vásquez, O.; Martínez-Sáez, L. (2018): Numerical Low-Back Booster Analysis on a 6-Year-Old Infant during a Frontal Crash Test. *Applied Bionics Biomech.*, Art. 2359262. DOI: 10.1155/2018/2359262.
- Deger, Y. (2008): *Die Methode der finiten Elemente. Grundlagen und Einsatz in der Praxis.* Kontakt & Studium, Bd. 551: Expert-Verlag. 5. Aufl. Renningen.
- Demirbas, A. E.; Ekici, R.; Karakaya, M.; Alkan, A. (2022): Bone stress and damage distributions during dental implant insertion: a novel dynamic FEM analysis. *Computer Meth. Biomech. Biomed. Engineering* 25 (12), 1381–1392. DOI: 10.1080/10255842.2021.2012765.
- Di Fazio, D.; Lombardo, L.; Gracco, A.; D'Amico, P.; Siciliani, G. (2011): Lip pressure at rest and during function in 2 groups of patients with different occlusions. *Am. J. Orthod. Dent. Orthop.* 139 (1), 1-6. DOI: 10.1016/j.ajodo.2010.02.030.

- Dietrich, G.; Sperling, S.; Hetzer, G. (2003): Molar incisor hypomineralisation in a group of children and adolescents living in Dresden (Germany). *Euro. J. Paed. Dent.* 4 (3), 133–137.
- Drescher, D.; Wilmes, B. (2018): Mini-Implantate und Mesialslider in der Therapie. *Zahnärztl. Mitt.* (11), 48-59. <https://www.zm-online.de/archiv/2018/11/titel/mini-implantate-und-mesialslider-in-der-therapie/seite/alle/>.
- Ebbecke, J. (2020): Kraftaufnehmer: Piezoelektrizität oder Dehnmessstreifen? <https://www.biomechanist.net/de/kraftaufnehmer-piezoelektrizitat-oder-dehnmessstreifen/>.
- Ehrenfeld, M.; Sander, F.; Schwenger, N.; Ahlers, M.; Bantleon, H.-P. (Hrsg.) (2011): *Kieferorthopädie*: G. Thieme. Stuttgart.
- Elfrink, M. E. C.; Ghanim, A.; Manton, D. J.; Weerheijm, K. L. (2015): Standardised studies on Molar Incisor Hypomineralisation (MIH) and Hypomineralised Second Primary Molars (HSPM): a need. *Euro. Arch. Paed. Dent.* 16 (3), 247–255. DOI: 10.1007/s40368-015-0179-7.
- Elhennawy, K.; Schwendicke, F. (2016): Managing molar-incisor hypomineralization: A systematic review. *J. Dent.* 55, 16–24. DOI: 10.1016/j.jdent.2016.09.012.
- Elhoussein, M.; Jamal, H. (2020): Molar Incisor Hypomineralisation-To Extract or to Restore beyond the Optimal Age? *Children* 7 (8), Art. 91. DOI: 10.3390/children7080091.
- Elias, C. N.; Fernandes, D. J.; Zanivan, D. S.; Fonseca, Y. R. (2017): Extensiometric analysis of strain in craniofacial bones during implant-supported palatal expansion. *J. Mechan. Behavior Biomed. Materials* 76, 104–109. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2017.05.028.
- End, A. (2010): *Statische und dynamische Okklusionstheorien. Untersuchung zu bestehenden Theorien, Vorkommen im natürlichen Gebiss und deren Anwendung im Artikulator.* Med. Dent. Diss. Univ. München. https://edoc.ub.uni-muenchen.de/12516/1/End_Anne.pdf.
- Endo, B. (1965): Distribution of Stress and Strain Produced in the Human Facial Skeleton by the Masticatory Force. *J. Anthropol. Soci. Nippon* 73 (4), 123–136. DOI: 10.1537/ase1911.73.123.

- Epprecht, A.; Zeltner, M.; Benic, G.; Özcan, M. (2018): A strain gauge analysis comparing 4-unit veneered zirconium dioxide implant-borne fixed dental prosthesis on engaging and non-engaging abutments before and after torque application. *Clin. Exp. Dent. Res.* 4 (1), 13–18. DOI: 10.1002/cre2.97.
- Eram, A.; Zuber, M.; Keni, L. G.; Kalburgi, S.; Naik, R.; Bhandary, S.; Amin, S.; Badruddin, I. A. (2020): Finite element analysis of immature teeth filled with MTA, Biodentine and Bioaggregate. *Computer Meth. Prog. Biomed.* 190, Art. 105356. DOI: 10.1016/j.cmpb.2020.105356.
- Fanghänel, J.; Pera, F.; Anderhuber, F.; Nitsch, R. (Hrsg.) (2003): *Waldeyer. Anatomie des Menschen.* 17. Aufl.: W. de Gruyter. Berlin, New York. <http://gbv.eblib.com/patron/FullRecord.aspx?p=773008>.
- Farah, R. A.; Monk, B. C.; Swain, M. V.; Drummond, B. K. (2010): Protein content of molar-incisor hypomineralisation enamel. *J. Dent.* 38 (7), 591–596. DOI: 10.1016/j.jdent.2010.04.012.
- Fatturi, A. L.; Wambier, L. M.; Chibinski, A. C.; Assunção, L.; Brancher, J. A.; Reis, A.; Souza, J. F. (2019): A systematic review and meta-analysis of systemic exposure associated with molar incisor hypomineralization. *Commun. Dent. Oral Epidemiol.* 47 (5), 407–415. DOI: 10.1111/cdoe.12467.
- Fernandes, C. P.; Glantz, P.-O. J.; Svensson, S. A.; Bergmark, A. (2003): A novel sensor for bite force determinations. *Dent. Mat.* 19 (2), 118–126. DOI: 10.1016/S0109-5641(02)00020-9.
- Ferrario, V. F.; Serrao, G.; Dellavia, C.; Caruso, E.; Sforza, C. (2002): Relationship between the number of occlusal contacts and masticatory muscle activity in healthy young adults. *Cranio: J. Craniomand. Pract.* 20 (2), 91–98. DOI: 10.1080/08869634.2002.11746196.
- Ferrario, V. F.; Sforza, C.; Serrao, G.; Dellavia, C.; Tartaglia, G. M. (2004): Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of oral rehabilitation* 31 (1), 18–22. DOI: 10.1046/j.0305-182x.2003.01179.x.
- Fischer, W. (2011): *Finite-Element-Methode.* FH Dortmund. <https://docplayer.org/7649230-Finite-elemente-methode-prof-dr-ing-wilfried-fischer-fh-dortmund.html>.

- Fresmann, S. (2015): So sieht ein durchdachtes Prophylaxekonzept aus. Hrsg. *Dentalmagazin*.
<https://www.dentalmagazin.de/praxiszahnmedizin/prophylaxe/so-sieht-ein-durchdachtes-prophylaxekonzept-aus/>.
- Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V) (2016). Institut der Deutschen Zahnärzte, Bd. 35: Deutscher Zahnärzte Verlag. 1. Aufl. Köln.
- Garot, E.; Denis, A.; Delbos, Y.; Manton, D.; Silva, M.; Rouas, P. (2018): Are hypomineralised lesions on second primary molars (HSPM) a predictive sign of molar incisor hypomineralisation (MIH)? A systematic review and a meta-analysis. *J. Dent.* 72, 8–13. DOI: 10.1016/j.jdent.2018.03.005.
- Giovanelli, D.; Farella, E. (2016): Force Sensing Resistor and Evaluation of Technology for Wearable Body Pressure Sensing. *J. Sensors*, Art. 9391850, 1–13. DOI: 10.1155/2016/9391850.
- Goiato, M. C.; Matheus, H. R.; Medeiros, R. A. de; Dos Santos, D. M.; Bitencourt, S. B.; Pesqueira, A. A. (2017): A photoelastic and strain gauge comparison of two attachments for obturator prostheses. *J. Prost. Dent.* 117 (5), 685–689. DOI: 10.1016/j.prosdent.2016.07.025.
- Gross, M. D.; Arbel, G.; Hershkovitz, I. (2001): Three-dimensional finite element analysis of the facial skeleton on simulated occlusal loading. *J. Oral Rehab.* 28 (7), 684–694. DOI: 10.1046/j.1365-2842.2001.00711.x.
- Gu, Y.; Bai, Y.; Xie, X. (2021): Bite Force Transducers and Measurement Devices. *F. Bioengin. Biotechnol.* 9, Art. 665081, 1–9. DOI: 10.3389/fbioe.2021.665081.
- Harzer, W. (2011): *Kieferorthopädie*: G. Thieme. 1. Aufl. Stuttgart.
<http://dx.doi.org/10.1055/b-002-41844>.
- Heitmüller, D.; Thiering, E.; Hoffmann, U.; Heinrich, J.; Manton, D.; Kühnisch, J.; Neumann, C.; Bauer, C. P.; Heinrich-Weltzien, R.; Hickel, R. (2013): Is there a positive relationship between molar incisor hypomineralisations and the presence of dental caries? *Int. J. Paed. Dent.* 23 (2), 116–124. DOI: 10.1111/j.1365-263X.2012.01233.x.
- Holler, B. E.; Eckardt, R.; Neukam, F. W.; Hirschfelder, U. (2005): Zur Prognose des Profilverlaufes bei interdisziplinären Therapieplanungen mit der Finite-

- Elemente-Methode. *Mund-, Kiefer- Gesichtschir.* 9 (2), 116–120. DOI: 10.1007/s10006-004-0589-x.
- Innes, N.; Borrie, F.; Bearn, D.; Evans, D.; Rauchhaus, P.; McSwiggan, S.; Page, L. F.; Hogarth, F. (2013): Should I eXtract Every Six dental trial (SIXES): study protocol for a randomized controlled trial. *Trials* 14, Art. 59. DOI: 10.1186/1745-6215-14-59.
- Interlink Electronics (Hrsg.) (2013): Interlink Electronics FSR® Force Sensing Resistors®. FSR® Integration Guide.
<https://www.generationrobots.com/media/FSR400-Series-Integration-Guide.pdf>.
- Ip, K. K. C.; You, P.; Moore, C. C.; Ferreira, L. M. (2020): Bite Force Simulator: A Novel Technique to Simulate Craniofacial Strain In Vitro. *J. Craniofac. Surg.* 31 (3), 838–842. DOI: 10.1097/SCS.0000000000006091.
- Jacobs, C.; Jacobs-Müller, C.; Luley, C.; Erbe, C.; Wehrbein, H. (2011): Orthodontic space closure after first molar extraction without skeletal anchorage. *J. Orofac. Ortho.* 72 (1), 51–60. DOI: 10.1007/s00056-010-0007-y.
- Jälevik, B.; Klingberg, G. A. (2002): Dental treatment, dental fear and behaviour management problems in children with severe enamel hypomineralization of their permanent first molars. *Int. J. Paed. Dent.* 12 (1), 24–32. DOI: 10.1046/j.0960-7439.2001.00318.x.
- Janakiraman, N.; Alrushaid, S.; Upadhyay, M.; Nanda, R.; Uribe, F. A. (2016): Biomechanics of Lower Second-Molar Protraction Using a New Appliance. *J. Clin. Orthod.* 50 (12), 736–744.
- Janovic, A.; Saveljic, I.; Vukicevic, A.; Nikolic, D.; Rakocevic, Z.; Jovicic, G.; Filipovic, N.; Djuric, M. (2014): Occlusal load distribution through the cortical and trabecular bone of the human mid-facial skeleton in natural dentition: a three-dimensional finite element study. *Ann. Anat.* 197, 16–23. DOI: 10.1016/j.aanat.2014.09.002.
- Jiang, Q.; Ma, X.; Wang, S.; Yang, K. (2018): Reconstruction and finite element analysis of brain hemangioma model based on CT images. *J. Phys.: Conf. Ser.* 1064, Art. 12049. DOI: 10.1088/1742-6596/1064/1/012049.

- Jordan, A. R. (2018): MIH: Hohe Prävalenz gleich hohe klinische Relevanz? zm-online. <https://www.zm-online.de/archiv/2017/05/zahnmedizin/mih-hohe-praevalenz-gleich-hohe-klinische-relevanz/>.
- Juneja, M.; Jindal, P.; Bajaj, D.; Madhav, I.; Tuli, R. (2018): Methodology for Stress Measurement by Transparent Dental Aligners using Strain Gauge. *World J. Dent.* 9 (1), 13–18. DOI: 10.5005/jp-journals-10015-1499.
- Khambay, B. S.; McHugh, S.; Millett, D. T. (2006): Magnitude and reproducibility of forces generated by clinicians during laceback placement. *J. orthod.* 33 (4), 270–275. DOI: 10.1179/146531205225021762.
- Kim, M.; Seol, K.-s.; Lee, Y.; Park, J.; Chun, Y.-S. (2014): Effects of retraction force and anchorage reinforcement on occlusal force: a model study. *Euro. J. Orthod.* 36 (5), 563–568. DOI: 10.1093/ejo/cjt085.
- Kirschneck, C.; Proff, P. (2016): Kieferorthopädische Extraktionstherapie bei Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation (MIH), *ZMK* 7-8, 457–467. https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/kfo/story/kieferorthopaedische-extraktionstherapie-bei-molaren-inzisiven-hypomineralisation-mih__4436.html.
- Kleckers, T. (2016): Die Qual der Wahl: Piezoelektrische oder DMS-basierte Kraftaufnehmer? Hrsg. HBM. <https://www.hbm.com/de/3719/piezoelektrische-oder-dms-basierte-kraftaufnehmer/>.
- Kleckers, T. (2017a): Wie funktioniert eigentlich ... ein Kraftaufnehmer? Kraftaufnehmer, die auf Dehnungsmessstreifen basieren. Hrsg. HBM. <https://www.hbm.com/de/6697/wie-funktioniert-eigentlich-ein-kraftaufnehmer/>.
- Kleckers, T. (2017b): Wie funktioniert eigentlich... ein Piezo-Kraftaufnehmer? Piezoelektrische Kraftaufnehmer: Das Prinzip ist einfach – die Möglichkeiten riesig. Hrsg. HBM. <https://www.hbm.com/de/7318/wie-funktioniert-eigentlich-ein-piezo-kraftaufnehmer/>.
- Knapp, V.; Nies, S. M. (2009): Molar-Incisor-Hypomineralization. *Zahnmedizin*, up2date 5, 491–509. https://www.thieme.de/statics/dokumente/thieme/final/de/dokumente/tw_zahnmedizin/Fortbildung_MHI_Zaup_5_09.pdf.

- Koc, D.; Dogan, A.; Bek, B. (2010): Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Euro. J. Dent.* 4 (2), 223–232.
- Koc, D.; Dogan, A.; Bek, B.; Yucel, M. (2012): Effects of increasing the jaw opening on the maximum bite force and electromyographic activities of jaw muscles. *J. Dent. Sciences* 7 (1), 14–19. DOI: 10.1016/j.jds.2012.01.002.
- Koo, T. K.; Li, M. Y. (2016): A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J. chiropractic med.* 15 (2), 155–163. DOI: 10.1016/j.jcm.2016.02.012.
- Kumagai, H.; Suzuki, T.; Hamada, T.; Sondang, P.; Fujitani, M.; Nikawa, H. (1999): Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *J. Oral Rehab.* 26 (12), 932–935. DOI: 10.1046/j.1365-2842.1999.00473.x.
- Lee, Y.-K.; Chun, Y.-S. (2020): An investigation into structural behaviors of skulls chewing food in different occlusal relationships using FEM. *Clin. Exp. Dent. Res.* (6), 277–285. DOI: 10.1002/cre2.273.
- Lee, Y.-K.; Kim, H.-S.; Park, J.-Y. (2017): The case study of masticatory force with food from full skull and partial model. *Int. J. Precis. Eng. Manuf.* 18 (10), 1455–1462. DOI: 10.1007/s12541-017-0173-6.
- Ludwig, B.; Glasl, B.; Kinzinger, G.; Schwindling, F.-P.; Wilmes, B.; Lisson, J. (2009): Minischraubenverankerung für den singulären Lückenschluss im Molaren- und Prämolarenbereich – aktueller Stand, Biomechanik, Risiken, Limitationen. *Inf. Orthod. Kieferorthop.* 41 (2), 117–127. DOI: 10.1055/s-0028-1098935.
- Mac Ginnis, M.; Chu, H.; Youssef, G.; Wu, K. W.; Machado, A. W.; Moon, W. (2014): The effects of micro-implant assisted rapid palatal expansion (MARPE) on the nasomaxillary complex--a finite element method (FEM) analysis. *Prog. Orthod.* 15, 52. DOI: 10.1186/s40510-014-0052-y.
- Malcherek, A. (2007): Die Methode der finiten Elemente (FEM). Einleitung und Grundlagen. Hochschule Neubrandenburg.
https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahUKEwivwZrtzvz1AhVTgf0HHQ6_D_EQFnoECDkQAQ&url=http%3A%2F%2Fuserwww.hs-nb.de%2Fbiw%2Fmathiak%2FUmdrucke%2FSkript_FEM_Teil_01.pdf&usg=AOvVaw2a4DzoDFlc0htUu3Yvpkgk.

- Malcherek, A. (2016): Numerik 18: Die Methode der Finiten Elemente: Bundeswehr. Universität München.
- Maloul, A.; Regev, E.; Whyne, C. M.; Beek, M.; Fialkov, J. A. (2012): In vitro quantification of strain patterns in the craniofacial skeleton due to masseter and temporalis activities. *J. Craniofac. Surg.* 23 (5), 1529–1534. DOI: 10.1097/SCS.0b013e31825e3ccd.
- Mejàre, I.; Bergman, E.; Grindefjord, M. (2005): Hypomineralized molars and incisors of unknown origin: treatment outcome at age 18 years. *Int. J. Paed. Dent.* 15 (1), 20–28. DOI: 10.1111/j.1365-263X.2005.00599.x.
- Ong, D. C-V; Bleakley, J. E. (2010): Compromised first permanent molars: an orthodontic perspective. *Austral. dent. J.* 55 (1), 2-14. DOI: 10.1111/j.1834-7819.2009.01176.x.
- Onozuka, M.; Fujita, M.; Watanabe, K.; Hirano, Y.; Niwa, M.; Nishiyama, K.; Saito, S. (2003): Age-related changes in brain regional activity during chewing: a functional magnetic resonance imaging study. *J. Dent. Res.* 82 (8), 657–660. DOI: 10.1177/154405910308200817.
- Patcas, R.; Schätzle, M. (2011): Idealer Extraktionszeitpunkt bei ersten bleibenden Molaren. Eine Literaturübersicht. *Kinderzahnheilkunde Quintessence*, Berlin 62 (12), 1631–1635.
- Pesqueira, A. A.; Goiato, M. C.; Filho, H. G.; Monteiro, D. R.; Santos, D. M. Dos; Haddad, M. F.; Eduardo, P. P. (2014): Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J. Oral Implantol.* 40 (2), 217–228. DOI: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00066.
- Petrou, M. A.; Giraki, M.; Bissar, A.-R.; Basner, R.; Wempe, C.; Altarabulsi, M. B.; Schäfer, M.; Schiffner, U.; Beikler, T.; Schulte, A. G.; Splieth, C. H. (2014): Prevalence of Molar-Incisor-Hypomineralisation among school children in four German cities. *Int. J. Paed. Dent.* 24 (6), 434–440. DOI: 10.1111/ipd.12089.
- Prado, F. B.; Noritomi, P. Y.; Freire, A. R.; Rossi, A. C.; Neto, F. H.; Caria, P. H. F. (2013): Stress Distribution in Human Zygomatic Pillar Using Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int. J. Morphol.* 31 (4), 1386–1392. DOI: 10.4067/S0717-95022013000400038.

greifswald.de/frontdoor/deliver/index/docId/1607/file/Diss_Schmidt_Anne_Hagin_Carolin.pdf.

Schneider, W. B. (Hrsg.) (1991): Wege in der Physikdidaktik. Arbeitskreis Bayerischer Physikdidaktiker: Palm & Enke. Erlangen.

Schumacher, G.-H. (1997): Anatomie für Zahnmediziner. Lehrbuch und Atlas: Hüthig. 3. Aufl. Heidelberg.

Sensitronics (Hrsg.) (2016): Sensitronics FSR 101. Force Sensing Resistor Theory and Applications. Unter Mitarb. von Franklin Eventoff (CEO). https://www.sensitronics.com/pdf/Sensitronics_FSR_101.pdf.

Shimazaki, T.; Otsuka, T.; Akimoto, S.; Kubo, K. Y.; Sato, S.; Sasaguri, K. (2012): Comparison of brain activation via tooth stimulation. *J. Dent. Res.* 91 (8), 759–763. DOI: 10.1177/0022034512450880.

Shyagali, T. R.; Aghera, D. (2019): Evaluation of stress generation on the cortical bone and the palatal micro-implant complex during the implant-supported en masse retraction in lingual orthodontic technique using the FEM: Original research. *J. Dent. Res.* 13 (3), 192–199. DOI: 10.15171/joddd.2019.030.

Silva, M. J.; Scurrah, K. J.; Craig, J. M.; Manton, D. J.; Kilpatrick, N. (2016): Etiology of molar incisor hypomineralization - A systematic review. *Commun. Dent. Oral Epidemiol.* 44 (4), 342–353. DOI: 10.1111/cdoe.12229.

Sinowatz, F.; Seitz, J.; Bergmann, M.; Petzoldt, U.; Fanghänel, J. (1999): Embryologie des Menschen: Deutscher Ärzte-Verlag. Köln.

Śmielak, B.; Klimek, L.; Świniarski, J. (2018): The Use of the FEM to Identify the Optimal Groove Dimensions Ensuring the Least Stressed Connection between a Zirconia Coping and Veneering Ceramic. *Materials (Basel)* 11 (12), Art. 2360. DOI: 10.3390/ma11122360.

Sperber, G. H. (1992): Embryologie des Kopfes: Quintessenz. Berlin.

Splieth, C.; Biffar, R.; Axelsson, P. (2002): Kinderzahnheilkunde in der Praxis: Quintessenz. Berlin.

Suárez, S.; López-Campos, J. A.; Segade, A.; Veiga, C. G.; Jiménez, V. A. (2022): An study on the influence of collagen fiber directions in TAVs performance using

- FEM. *J. Mech. Behavior Biomed. Materials* 126, 104969. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2021.104969.
- Swanson, E.; Weathersby, E.; Cagle, J.; Sanders, J. E. (2019): Evaluation of Force Sensing Resistors for the Measurement of Interface Pressures in Lower Limb Prosthetics. *J. Biomech. Eng.* 141 (10), Art. 101009. DOI: 10.1115/1.4043561.
- Tekscan (Hrsg.): How Does a Force Sensing Resistor (FSR) Work? <https://www.tekscan.com/blog/flexiforce/how-does-force-sensing-resistor-fsr-work>.
- Teo, T. K.-Y.; Ashley, P. F.; Derrick, D. (2016): Lower first permanent molars: developing better predictors of spontaneous space closure. *Euro. J. Orthod.* 38 (1), 90–95. DOI: 10.1093/ejo/cjv029.
- Ueda, H.; Matsumura, Y.; Horihata, A.; Concepcion, C.; Iwai, K.; Tanimoto, K. (2017): Influence of Oral Appliances for Mandibular Advancement on Dentitions Using a Strain Gauge Analysis: A Pilot Study. *Sleep Disorders 2017*, Art. 9097305. DOI: 10.1155/2017/9097305.
- van Waes, H. J. M.; Stöckli, P. W. (2001): *Kinderzahnmedizin*, Bd. 17: G. Thieme. 1. Aufl. Stuttgart. <http://dx.doi.org/10.1055/b-002-13413>.
- Verma, T. P.; Kumathalli, K. I.; Jain, V.; Kumar, R. (2017): Bite Force Recording Devices - A Review. *J. Clin. Diagn. Res.* 11 (9), ZE01-ZE05. DOI: 10.7860/JCDR/2017/27379.10450.
- Vitale, M. C.; Chiesa, M.; Coltellaro, F.; Bignardi, C.; Celozzi, M.; Poggio, C. (2008): FEM analysis of different dental root canal-post systems in young permanent teeth. *Euro. J. Paed. Dent.* 9 (3), 111–117.
- Vracar, T. R.; Claro, W.; Vracar, M. E.; Jenkins, R. S.; Bland, L.; Dayeh, A. (2021): Sutural deformation during bone-anchored maxillary protraction. *J. Oral Bio. Craniof. Res.* 11 (3), 447–450. DOI: 10.1016/j.jobcr.2021.05.008.
- Weerheijm, K. L.; Duggal, M.; Mejäre, I.; Papagiannoulis, L.; Koch, G.; Martens, L. C.; Hallonsten, A-L (2003): Judgement criteria for molar incisor hypomineralisation (MIH) in epidemiologic studies: a summary of the European meeting on MIH held in Athens, 2003. *Euro. J. Paed. Dent.* 4 (3), 110–113.

- Weßling, M. Ch. (2018): Konstruktion, numerische Simulation und in vitro Untersuchung CAD/CAM gefertigter aktiver kieferorthopädischer Behandlungselemente. Doctoralthesis. Med. Dent. Diss. Univ. Greifswald. <https://epub.ub.uni-greifswald.de/frontdoor/index/index/start/2/rows/10/sortfield/score/sortorder/desc/searchtype/simple/query/sensoren/docId/2674>.
- Williams, J. K.; Gowans, A. J. (2003): Hypomineralised first permanent molars and the orthodontist. *Euro. J. Paed. Dent.* 4 (3), 129–132.
- Wilmes, B. (2010): Der Mesialslider. ein effektives Gerät für den complianceunabhängigen Lückenschluss im Oberkiefer. *J. Comp. Dent. Orthod. Orthop. (COO)* (3-4), 53–61. https://www.uniklinik-duesseldorf.de/fileadmin/Fuer-Patienten-und-Besucher/Kliniken-Zentren-Institute/Kliniken/Poliklinik_fuer_Kieferorthopaedie/Kurse/mesialslider_iuk.pdf.
- Wroe, S.; Ferrara, T. L.; McHenry, C. R.; Curnoe, D.; Chamoli, U. (2010): The craniomandibular mechanics of being human. *Proc. Biol. Sci.* 277, 3579–3586. DOI: 10.1098/rspb.2010.0509.
- Yu, M.; Gao, X. (2019): Tongue pressure distribution of individual normal occlusions and exploration of related factors. *J. Oral Rehab.* 46 (3), 249–256. DOI: 10.1111/joor.12741.
- Zesewitz, T. F. (2012): Klinischer Vergleich der Verankerung mit Minischrauben bei Mechaniken zum Lückenschluss im Molaren und Prämolarenbereich. Med. Dent. Diss. Univ., Homburg/Saar.
- Zhao, D.; Dong, B.; Yu, D.; Ren, Q.; Sun, Y. (2018): The prevalence of molar incisor hypomineralization: evidence from 70 studies. *Int. J. Paed. Dent.* 28 (2), 170–179. DOI: 10.1111/ipd.12323.

9. Leitfragen – Antworten

- Welche konventionelle Methode zur Kraftmessung (Dehnungsmessstreifen oder Force Sensing Resistoren) eignet sich zur Messung am Schädel?
 - Zur Messung eignen sich insbesondere die Dehnungsmessstreifen, da diese eine sehr hohe Sensitivität aufweisen und damit auch kleine Kräfte zuverlässig gemessen werden können. Die Force Sensing Resistoren weisen bei wiederholten Messungen aufgrund der Belastungshysterese Probleme auf. Da mehrere Messungen für die vorliegende Studie vorgesehen waren, wurden die Dehnungsmessstreifen erfolgreich gewählt.

- Kann ein anatomisches Modell plausible Aussagen zur Kraftverteilung erbringen?
 - Im Vergleich mit anderen Studien konnte gezeigt werden, dass mit diesem anatomischen Modell plausible Aussagen getroffen werden konnten.

- Kann in der FE-Simulation der konventionelle Versuchsaufbau nachgestellt werden?
 - Aufgrund der vielfältigen Optionen der Software war es möglich, den Versuchsaufbau zur konventionellen Kraftmessung in der FEM nachzustellen und anzuwenden.

- Resultieren aus den beiden Methoden vergleichbare Ergebnisse?
 - In der Mehrzahl der Ergebnisse konnte eine gute bis sehr gute Vergleichbarkeit erzielt werden. Lediglich zwei Messpunkte zeigen moderate Ergebnisse.

Anhang

➤ Quellcode der Dehnungsmessstreifen

```
int sensorPin1=A0; //analog input pin
int sensorPin2=A1;
int sensorPin3=A2;
int sensorPin4=A3;
int sensorPin5=A4;
int sensorPin6=A5;
int sensorValue1 = 0; // vaariable für sensorwert
int sensorValue2 = 0;
int sensorValue3 = 0;
int sensorValue4 = 0;
int sensorValue5 = 0;
int sensorValue6 = 0;
void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  Serial.begin(9600);
}

void loop() {
  sensorValue1 = analogRead(sensorPin1);
  sensorValue2 = analogRead(sensorPin2);
  sensorValue3 = analogRead(sensorPin3);
  sensorValue4 = analogRead(sensorPin4);
  sensorValue5 = analogRead(sensorPin5);
  sensorValue6 = analogRead(sensorPin6);
  delay (1000);
  Serial.print ("S 1 = ");
  Serial.print (sensorValue1);
  Serial.print (" # ");
  Serial.print ("S 2 = ");
  Serial.print (sensorValue2); Serial.print (" # ");
  Serial.print ("S 3 = ");
  Serial.print (sensorValue3); Serial.print (" # ");
  Serial.print ("S 4 = ");
  Serial.print (sensorValue4); Serial.print (" # ");
  Serial.print ("S 5 = ");
  Serial.print (sensorValue5); Serial.print (" # ");
  Serial.print ("S 6 = ");
  Serial.print (sensorValue6);
  Serial.print ("\n");
}
```

Eidesstattliche Erklärung

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

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

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

Greifswald, den

Unterschrift:

Danksagung

Hiermit möchte ich mich bei allen bedanken, die mich bei meiner Doktorarbeit unterstützt haben. Besonderen Dank gebührt dabei Herrn Professor Dr. Karl-Friedrich Krey und Herrn Professor Dr. Jochen Fanghänel für Ihre Unterstützung bei der Erstellung dieser Dissertation. Durch die fachliche Begleitung von Herrn Professor Karl-Friedrich Krey war es mir möglich dieses Thema herauszukristallisieren und er stand mir besonders bei der praktischen Umsetzung immer mit einem Rat zur Seite. Gemeinsam mit Herrn Professor Dr. Fanghänel war es mir möglich der schriftlichen Abhandlung den letzten Schliff zu geben.

Ferner danke ich Herrn Professor Dr. Norbert Hosten und Herrn Stefan Hadlich, dass Sie mir eine Anwendung der Apparaturen der Radiologie ermöglicht haben.

Darüber hinaus möchte ich meinen Eltern danken, ohne die diese Arbeit nicht entstanden wäre. Ob es die Unterstützung bei der Herstellung von Versuchsobjekten war, oder ob es aufbauende Worte brauchte, sie waren immer mit vollem Einsatz dabei.

Mein außerordentlicher Dank gilt meinem Ehemann und meinen Freunden, welche mit viel Geduld, Verständnis und Stunden des Korrekturlesens einen großen Teil zu dieser Arbeit beigetragen haben.