

***In-vivo* Analyse der biomechanischen Eigenschaften des Parodontalligamentes**

**Einfluss der Parameter Belastungszeit, Messzeitpunkt,
Zahnbogen und Geschlecht**

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades (Dr. med. dent.)

der Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Isabel Henrichs

aus Bocholt

2026

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachterin: Apl.-Prof. Dr. med. dent. Pia-Merete Jervøe-Storm
2. Gutachterin: PD Dr. Birgit Rath-Deschner

Tag der mündlichen Prüfung: 27.01.2026

Aus der Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde des
Zentrums für Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	7
1. Einleitung	8
1.1 Grundlagen der Zahnbewegung	9
1.1.1 Anatomische Grundlagen	9
1.1.1.1 Wurzelzement	10
1.1.1.2 Alveolarknochen	10
1.1.1.3 Gingiva	10
1.1.1.4 Desmodont	11
1.1.2 Physiologische Grundlagen	13
1.1.3 Grundlagen der Biomechanik	13
1.2 <i>In-vivo</i> und <i>in-vitro</i> Untersuchungen der Zahnbeweglichkeit	15
1.3 Klassifikation der parodontalen Gesundheit und der Parodontitis	17
1.4 Fragestellung und Zielsetzung	19
2. Material und Methoden	20
2.1 Probandenkollektiv	20
2.2 Messprotokoll	21
2.3 Herstellung der Aufbissschiene	22
2.4 Intraorales Belastungsgerät (IOBG)	26
2.4.1 Aufbau der Belastungseinheit	26
2.4.2 Aufbau der Messeinheit	28
2.4.3 Aufbau der Steuereinheit	28
2.4.4 Hierarchischer Programmablauf	28
2.5 Klinische Messung	29
2.6 Auswertung und Statistik	31
3. Ergebnisse	34
3.1 Exemplarischer Verlauf einer Messung	34
3.1.1 Beispiel einer fehlerfreien Messung	34
3.1.2 Beispiel einer fehlerhaften Messung	36
3.2 Auswirkungen der Parameter Belastungsgeschwindigkeit, Messzeitpunkt, Zuordnung Zahnbogen und Geschlecht	

	auf die Maximalkräfte	38
3.2.1	Auswirkungen der Belastungszeit	38
3.2.2	Auswirkungen des Messzeitpunktes	44
3.2.3	Auswirkungen des Zahnbogens	49
3.2.4	Auswirkungen des Geschlechts	53
4.	Diskussion	58
4.1	Diskussion von Material und Methode, mögliche Fehlerquellen	58
4.2	Diskussion der Ergebnisse	61
4.3	Vergleich mit anderen Studien	64
4.4	Wertung und Ausblick	67
5.	Zusammenfassung	69
6.	Abbildungsverzeichnis	71
7.	Tabellenverzeichnis	75
8.	Literaturverzeichnis	77
9.	Erklärung zum Eigenanteil	83
10.	Veröffentlichungen	84
11.	Danksagung	85

Abkürzungsverzeichnis

IOBG	Intraorales Belastungsgerät
PDL	Parodontales Ligament
SD	Standardabweichung
OK	Oberkiefer
UK	Unterkiefer
N	Newton
T1, T2	Messtermine
S	Sekunden
vs.	versus

1. Einleitung

Die Frage, welche biomechanischen Eigenschaften des Parodontalligaments (PDL) einen gesunden Zahn von einem parodontal erkrankten Zahn unterscheiden, gewinnt insbesondere vor dem Hintergrund der zunehmenden Häufigkeit parodontaler Erkrankungen an Bedeutung.

Wird ein gesunder Zahn kurzzeitig durch eine definierte Kraft um eine Strecke ausgelenkt, die etwa der Breite des Parodontalspalt es entspricht, kommt es zu einer reversiblen Dehnung der Parodontalfasern sowie zu einer Verschiebung der interstitiellen Flüssigkeit (Rateitschak et al., 2003). Diese Auslenkung des Zahnes erfolgt ohne Knochendeformation. Bei Beendigung der Kraft kehrt der Zahn in seine ursprüngliche Lage zurück und die Fasern liegen wieder in einem entspannten, gewellten Zustand vor, die Blutgefäße füllen sich und die interstitielle Flüssigkeit kehrt in den Parodontalspalt zurück (Lehmann et al., 2012).

Bei einer Erkrankung des Parodonts kann es jedoch zu Gewebeveränderungen kommen. Dies zeigt sich beispielsweise bei einer Parodontitis. Hierbei handelt es sich um eine infektiöse, entzündliche Erkrankung des Parodonts, die mit einem Attachmentverlust und einem Abbau des Alveolarknochens einhergeht. Langfristig kann dies zu Zahnlockerung und letztlich auch zum Zahnausfall führen (Müller, 2012). In vorangegangenen *in-vitro* Studien und darauffolgenden numerischen Analysen konnte bereits das komplexe, nichtlineare, zeitabhängige Verhalten des PDL nachgewiesen werden (Papadopoulou et al., 2014, Poppe et al., 2002, Ziegler et al., 2005). Diese Verfahren sind für eine *in-vivo* Untersuchung jedoch ungeeignet.

Es liegen nur wenige klinisch-experimentelle *in-vivo* Untersuchungen zu den biomechanischen Eigenschaften des PDL vor (Konermann et al., 2017). Das in der vorliegenden Studie verwendete intraorale Belastungsgerät (IOBG) wurde 2012 von Drolshagen (Drolshagen, 2012) entwickelt. Es lenkt den Zahn um bis zu 200 µm aus und misst die dazu benötigte Kraft unter standardisierten, reproduzierbaren Bedingungen. Die Belastungszeit kann dabei individuell eingestellt werden und reicht von insgesamt 0,1 Sekunden bis 10 Sekunden.

Das Verhältnis von Kraft und Auslenkung soll Aufschluss über die biomechanischen Eigenschaften des Parodontalligaments geben und dazu beitragen, den parodontalen Zustand des Zahnes besser zu beurteilen.

1.1 Grundlagen der Zahnbewegung

1.1.1 Anatomische Grundlagen

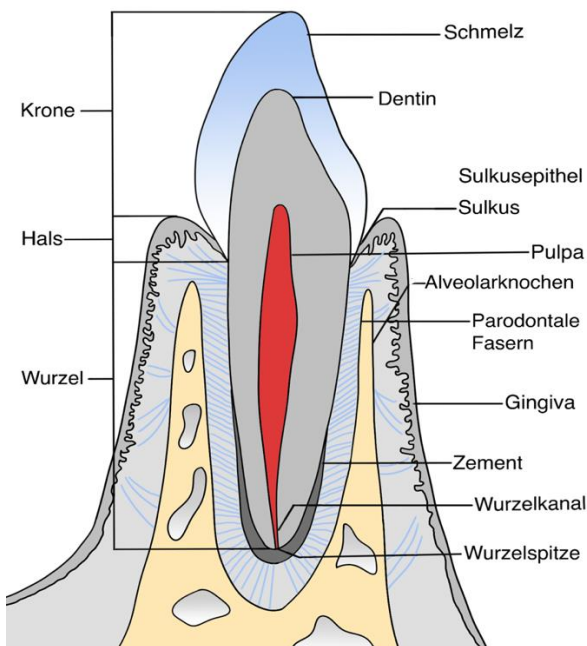


Abb. 1: Eigene schematische Darstellung eines Zahnes im Sagittalschnitt (modifiziert nach Schiebler et al., 2013)

Makroskopisch unterscheidet man bei einem Zahn zwischen der Krone (Corona dentis) und der Wurzel (Radix dentis). Die Zahnwurzel liegt im Kieferknochen, während die Zahnkrone in die Mundhöhle hineinragt (Abbildung 1). Der Zahnhals (Cervix/Collum dentis) trennt Wurzel und Krone. Hauptbestandteil des Zahnes ist sein Hartgewebe. Dieses Hartgewebe besteht größtenteils aus Dentin, das an der Krone von Schmelz und an der Wurzel von Zement bedeckt wird. (Hellwig et al., 2013).

Das Parodontium stellt eine funktionelle Einheit dar und setzt sich aus Wurzelzement (Cementum), Alveolarknochen, Wurzelhaut (Desmodont) und Zahnfleisch (Gingiva) zusammen. Das PDL befindet sich in einem 200 – 250 µm breiten Spalt zwischen Zahn und Alveolarknochen und weist einen sanduhrförmigen Aufbau auf.

Das Parodontalligament verankert den Zahn im Kieferknochen, dämpft Kaukräfte und trennt das Milieu der Mundhöhle von der Wurzeloberfläche (Hellwig et al., 2013).

1.1.1.1 Wurzelzement

Der Zement bedeckt die Zahnwurzel. Im Zahnhalsbereich ist er am dünnsten und verdickt sich dann in Richtung Apex (bis zu 0,5 mm). Er ist Bestandteil des Zahnes und des Zahnhalteapparates. Man unterscheidet die Zementarten hinsichtlich ihrer Funktion und ihres Vorkommens am Zahn: Azelluläres, affibrilläres Zement; Azelluläres Fremdfaserzement; Zelluläres Eigenfaserzement; Azelluläres Eigenfaserzement; Zelluläres Gemischtfaserzement (Rateitschak et al., 2003).

1.1.1.2 Alveolarknochen

Durch die Volkmann-Kanäle des eigentlichen Alveolarknochens verlaufen kleine Gefäße und Nerven in den Desmodontalspalt hinein und aus ihm heraus. In den Alveolarknochen inserieren die Sharpey-Fasern. Über diese steht der Alveolarknochen mit dem Desmodont in Verbindung (Müller, 2012).

1.1.1.3 Gingiva

Die Gingiva besteht aus Epithel- und Bindegewebe. Sie liegt dem Zahn und dem Alveolarknochen an und beginnt an der mukogingivalen Grenzlinie. Im gesunden Zustand besitzt sie bei Kauasiern eine blassrosa Farbe.

Bei den bindegewebigen Strukturen unterscheidet man zwischen einem desmodontalem und einem gingivalen Faserbündel (Abbildung 2). Sie sorgen für einen stabilen Zusammenhalt zwischen Zähnen, Alveole und Gingiva. Das gingivale Faserbündel wird von kollagenen Fasern gebildet. Es stabilisiert die Gingiva, fixiert sie unterhalb vom Saumepithel und sichert sie gegen abscherende Kräfte. Die Verlaufsrichtungen der Fasern sind unterschiedlich (Abbildung 2; nach Rateitschak et al., 2003). Die Gingiva ist stark vaskularisiert. Sie wird von Arterien der Mundhöhle, des Desmodont und interdentalen Knochensepten, sowie über das suprapariostale Bindegewebe versorgt. Diese beiden Versorgungswege anastomosieren miteinander.

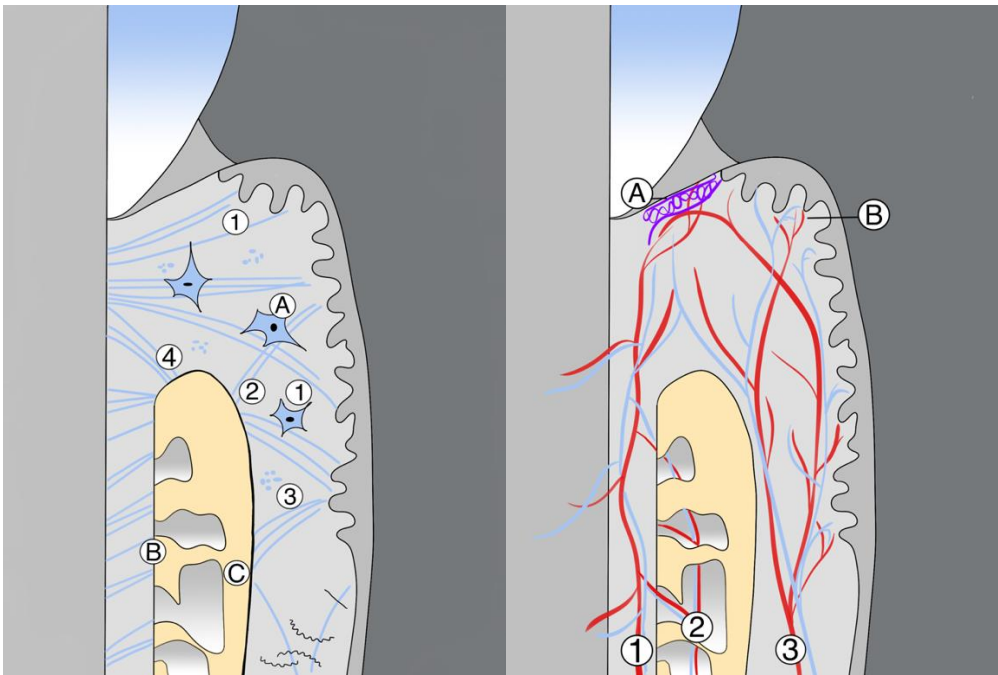


Abb. 2 a & b: links: Eigene Darstellung: Ausschnitt des Parodonts mit gingivalem und desmodontalem Faserapparat und deren Verlaufsrichtung: A Gingivales Faserbündel, B Desmodontalspalt, C Alveolarknochen, 1 Dentogingivale Fasern (koronal, horizontal, apikal), 2 Alveologingivale Fasern, 3 Periostal-gingivale Fasern, 4 Dentoperiostale Fasern (modifiziert nach Rateitschak et al., 2003)

rechts: Eigene Darstellung der Blutversorgung von Parodont, Alveolarknochen und Gingiva sowie deren Anastomosen (nach Rateitschak et al., 2003)

A: post-kapillärer Venolenplexus des Saumepithels, Funktion: Infektabwehr

B: Kapillarschlingen an Bindegewebszapfen

1: Desmodont

2: Alveolarfortsatz

3: Gingiva

1.1.1.4 Desmodont

Das Desmodont (Parodontalligament) ist ein zell- und faserreiches Bindegewebe. Es verbindet Wurzelzement und Alveolarknochen und dient somit der Verankerung des Zahnes. Hauptbestandteil des PDL sind mit ca. 62 % kollagene Faserbündel (Schroeder et al., 1986). Auf 1 mm² Zementoberfläche inserieren etwa 28.000 Faserbündel. Je nach Oberfläche des Zahnes besitzt der desmodontale Raum eine Größe von 30 – 150 mm³. Der Parodontalspalt ist sanduhrförmig aufgebaut und hat seine schmalste Stelle im Bereich der Wurzelmitte (ca. 120 – 170 µm). Am Apex liegt eine Breite von 160 – 240 µm vor (Müller, 2012). Im Alter verkleinert sich der Parodontalspalt. Die kleineren Werte

beziehen sich eher auf ältere Personen, während die größeren Werte eher auf jüngere Personen zutreffen.

Die im Parodontalspalt vorhandenen Kollagenfasern unterliegen einem ständigen Umbau (Proffit und Fields, 2000). So können sich durch eine vermehrte Belastung Kollagenfaserbündel verdicken und der Parodontalspalt verbreitern. Die kollagenen Fasern lassen sich aufgrund ihrer Verlaufsrichtung in unterschiedliche Gruppen einteilen: krestale/zervikale Fasern, horizontale Fasern, schräge Fasern, interrädikuläre Fasern und apikale Fasern (Müller, 2012). Sie haben einen gewellten Verlauf zwischen Alveolarknochen und der Zahnwurzel. Inserieren sie im Zement und im Alveolarknochen, nennt man sie Sharpey-Fasern. Betrachtet man den Faserverlauf in einem Horizontalschnitt, lassen sich radiäre, tangentielle und gekreuzte Verlaufsrichtungen erkennen (Rateitschak et al., 2003).

Zwischen den Faserbündeln liegen Fibroblasten, Osteoblasten, Osteoklasten, Progenitorzellen, Zementoblasten, Dentinoklasten und Leukozyten. Es finden sich neben den kollagenen Fasern im Parodontalspalt auch säureresistente Oxytalanfasern (Berkovitz, 1990). Sie verlaufen parallel zur Zahnachse.

Das Desmodont weist eine hohe Durchblutung auf, die sowohl auf die hohe Umsatzrate als auch auf seine mechanische Funktion zurückzuführen ist. Zusätzlich dazu beinhaltet das Desmodont eine Gewebeflüssigkeit, die sich aus dem vaskulären System ableitet (Proffit und Fields, 2000). Gemeinsam bilden sie ein hydraulisches Druckpolster, das während mechanischer Belastungen des Zahnes eine Umverteilung der Gewebeflüssigkeit bewirkt und somit zur Dämpfung der Kraft beiträgt (Rateitschak et al., 2003, Harzer, 2021). Ein Lymphgefäßkomplex bildet im Desmodont ein vielschichtiges, anastomosierendes Netz (Müller, 2012). Die Verlaufsform ähnelt im Wesentlichen der der Blutgefäße (Rateitschak et al., 2003).

Die Äste des N. trigeminus sind für die sensorische Versorgung des Ober- (N. maxillaris, 2. Ast des N. trigeminus) und Unterkiefers (N. mandibularis, 3. Ast des N. trigeminus) zuständig. Das Druckempfinden im Desmodontalspalt wird über den Ruffinikörperchen ähnliche Mechanorezeptoren vermittelt. Ihre Reizschwelle auf taktile Aktivierungen ist gering. Somit können bereits sehr geringe Änderungen wie Zug auf die Desmodontalfasern, wahrgenommen werden. Freie Nervenendigungen, somatosensorische, afferente Endäste des N. trigeminus und sympathische Fasern, die

für die Schmerzrezeption verantwortlich sind, sind ebenfalls vorhanden. Die sympathischen Fasern sind für die Steuerung der desmodontalen Gefäße zuständig (Müller, 2012).

1.1.2 Physiologische Grundlagen

Das Parodontalligament verankert den Zahn in seiner Alveole und ermöglicht eine gewisse Beweglichkeit sowie Stellungsänderungen innerhalb der Zahnreihe (Müller, 2012). Bei Änderung der Lokalisation oder Funktion sind Anpassungen des Parodonts möglich. Dies wird durch die hohe Umsatzrate des Desmodonts ermöglicht. Eine stärkere funktionelle Belastung wirkt stimulierend auf die Kollagenfasern des Desmodonts. Die Epithelien und das Bindegewebe des Parodonts sorgen für einen mechanischen, chemischen, thermischen und infektiösen Schutz (Müller, 2012). Das Saumepithel nimmt aufgrund seiner hohen Turnover-Rate von etwa 4–6 Tagen eine besondere Stellung ein. Die Zellen wandern vom Stratum basale in Richtung des Sulkus (Rateitschak et al., 2003). Neben den abwandernden Epithelzellen werden Gewebeflüssigkeit (Sulcus fluid) sowie ein aktiver Granulozytenstrom freigesetzt. Dieser ist auch bei gesunden Individuen vorhanden, erhöht sich jedoch bei Erkrankungen des Parodonts (Rateitschak et al., 2003). Dieser Strom transportiert Bakterien in Richtung des Sulkus (Rateitschak et al., 2003). Im Bereich des Alveolarknochens kommt es beim Zahndurchbruch, beim Wachstum sowie bei kieferorthopädischen Behandlungen zu Remodellationsprozessen. Die Größe, Dauer, Richtung und Häufigkeit der auftretenden Kräfte bestimmen das Ausmaß und die Art des Umbaus (Müller, 2012). Länger auf den Zahn wirkende Kräfte im Rahmen einer kieferorthopädischen Therapie führen in den Druckzonen zu Knochenresorptionen und in den Zugzonen zu Knochenappositionen (Abbildung 3) (Müller, 2012).

1.1.3 Grundlagen der Biomechanik

Der Terminus „Biomechanik“ beschreibt das Zusammenwirken mechanischer Faktoren in einem biologischen System. Bei der initialen Zahnbewegung kommt es zu einer reversiblen, elastischen Stellungsänderung des Zahnes innerhalb seiner Alveole infolge einer kurzzeitigen, äußeren Krafteinwirkung. Es finden dabei keine Umbauvorgänge im Parodont statt. Das Ausmaß der resultierenden Zahnbewegung ist dabei von verschiedenen Faktoren abhängig.

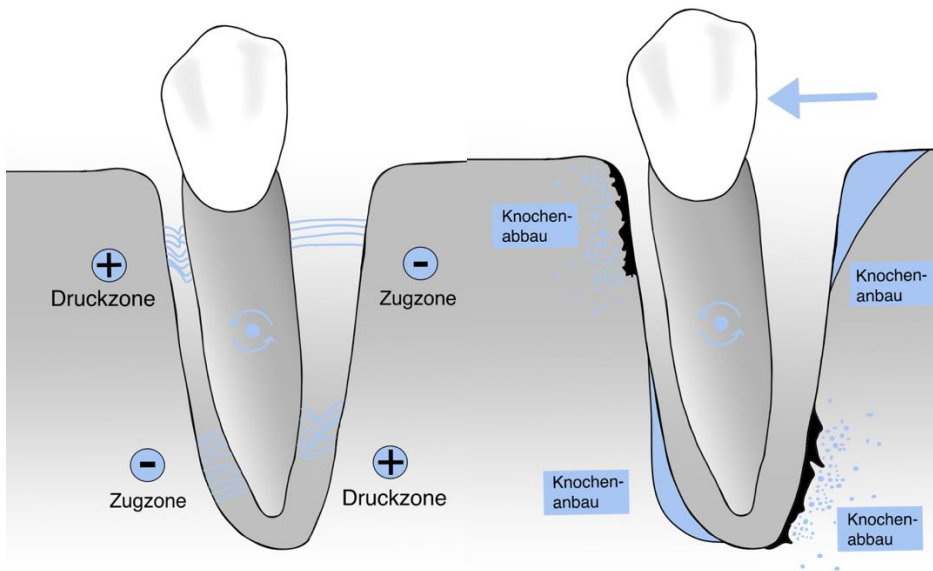


Abb. 3: Eigene schematische Darstellung von Druck- und Zugzonen bei Krafteinwirkung auf einen Zahn. Es ist zu erkennen, wie aus initialen Zahnbewegungen durch Knochenremodellation bleibende Stellungsänderungen resultieren (modifiziert nach Kahl-Nieke, 2010)

Die Breite des Parodontalspaltes, die Wurzelanzahl und die Geometrie (Nägerl et al., 1991; Schulte et al., 1992) spielen ebenso eine Rolle wie die Elastizitätseigenschaften (Middleton et al., 1996), die Verteilung der kollagenen Fasern und die Belastungsgeschwindigkeiten. Zahn und Alveolarknochen sind relativ starr, das PDL hingegen besitzt eine größere Elastizität (Nägerl et al., 1991, Bourauel et al., 1999, Middleton et al., 1996). Das Verhältnis von Zahnauslenkung zu applizierter Kraft ist nichtlinear (Mühlemann, 1954, Poppe et al., 2002, Ziegler et al., 2005).

Die Aufhängung des Zahnes in der Alveole wandelt okklusale Druckkräfte in Zugkräfte um. Dabei verhält sich das Desmodont anisotrop (Papadopoulou et al., 2014). Das bedeutet, dass die Reaktion richtungsabhängig von der einwirkenden Kraft ist und sich somit die mechanischen Eigenschaften verändern. Bei Beendigung der Krafteinwirkung kommt es nach einer Relaxationszeit zu einer Rückstellung der Parodontalfasern in ihre ursprüngliche Position (Dorow et al., 2002). Darüber hinaus kommt es bei Krafteinwirkungen zu Flüssigkeitsverschiebungen innerhalb der Blutgefäße des Parodonts und des umliegenden Gewebes. Von besonderer Bedeutung ist hier die Geschwindigkeit der einwirkenden Kraft. Die Auslenkung ist bei schneller und impulsartiger Belastung geringer als bei einem langsamen Anstieg der Kraft.

Sehr hohe Belastungen führen zu einer Deformation des Alveolarknochens und des Zahnes (Göz et al., 1992, Lehmann et al., 2012, Müller, 2012). Bei anhaltender Belastung erfolgt zunächst eine Umverteilung der Flüssigkeit innerhalb des Parodontalspalt. Dies sorgt für eine Verdrängung von Blut und Gewebeflüssigkeit in die Knochenmarksräume der Umgebung (Bien, 1966). Bei länger andauernden Kräften, die mindestens 4-8 Stunden auf den Zahn einwirken, kommt es zu Knochenumbauvorgängen (Abbildung 3). Dies ist zum Beispiel im Rahmen einer kieferorthopädischen Therapie erwünscht. Bei der orthodontischen Zahnbewegung kommt es zu einer bleibenden Stellungsänderung (Proffit und Fields, 2000).

1.2 *In-vivo* und *in-vitro* Untersuchungen der Zahnbeweglichkeit

Es wird zwischen experimentellen *in-vivo* und *in-vitro* Studien sowie theoretischen, analytischen und numerischen Berechnungen unterschieden. Darüber hinaus gibt es kombinierte Untersuchungsmethoden.

1954 wurden *in-vivo* Studien am Affen von Mühlemann und Zander durchgeführt (Mühlemann, 1954). Sie nutzten mechanische Messuhren, um das Verhältnis von Kraft und Auslenkung zu untersuchen. Dabei zeigten sich nichtlineare Zusammenhänge in Bezug auf die eingesetzte Kraft des PDL. Sie unterschieden zwischen einer initialen und einer sekundären Zahnauslenkung. Dieses Phänomen wurde sowohl bei einwurzeligen als auch bei mehrwurzeligen Zähnen beobachtet. Die Kraft-/Auslenungsverhältnisse bei Molaren und Inzisiven unterschieden sich voneinander. Darüber hinaus konnten sie einen Einfluss der Parodontalspaltbreite und dessen histologische Struktur auf die initiale Zahnauslenkung feststellen. Mühlemann interpretierte die Ergebnisse wie folgt: zunächst wird der Zahn ausgelenkt und bei den kollagenen Fasern kommt es zu einer Umorientierung in Zugrichtung. In einem weiteren Verlauf werden die Fasern gedehnt und verhindern eine weitere Kippung. Er schlussfolgerte, dass es in der zweiten Phase zu einer Kompression des PDL und einer Verformung des Alveolarknochen kommt. Diese Theorie berücksichtigt die Auswirkungen der flüssigen Komponente des PDL nicht. Die Ergebnisse waren aufgrund der großen Messfehler der verwendeten Messuhren sehr ungenau (Mühlemann, 1954).

Bien et al. untersuchten 1965, welchen Einfluss der Blutfluss des PDL auf die Auslenkung und Rückstellung des Zahnes bei einem Kraftangriff hat. Hierzu wurden im ersten Teil der

Studie die Zähne lebender, sedierter Ratten mit unterschiedlichen Kräften ausgelenkt. Im Anschluss wurden die Ratten getötet und der Versuch erneut durchgeführt. Es ließ sich eine signifikant geringere Rückstellung der Zähne bei den bereits verstorbenen Tieren im Vergleich zu den lebendigen Ratten beobachten. Die verstorbenen Ratten erhielten daraufhin eine Herzdruckmassage. Dies sorgte dann bei den verstorbenen Tieren für eine weitere Rückstellung der Zähne als vor der Herzdruckmassage. Die Ergebnisse zeigen den Einfluss des Blutflusses auf die Eigenschaften des PDL und den Effekt eines hydrodynamischen Polsters. Die Arbeit stützt die Theorie, dass das hydrodynamische Polster sich aus dem Blut- und Lymphgefäß-System, dem viskoelastischen System aus Zellen und Fasern und der extrazellulären Flüssigkeit zusammensetzt (Bien et al. 1965). Auch Christiansen und Burstone (Christiansen und Burstone, 1969) beschrieben den sanduhrförmigen Aufbau des PDL. Das Ergebnis der Untersuchungen war ein nichtlineares, logarithmisches Auslenkungsverhalten der Zähne. Sie bestimmten das Rotationszentrum bei horizontal applizierten Kräften. Es wurden erneut Messuhren verwendet, woraus ungenaue Ergebnisse resultieren.

1980 untersuchten Burstone und Pryputniewicz mittels aufwändiger Laserholographie die Zahnbewegung. Diese Messungen wurden sowohl an Modellen als auch *in-vivo* durchgeführt. Dies ermöglichte eine exaktere Bestimmung von Rotationszentrums und Widerstandszentrum. Aufgrund des hohen apparativen Aufwandes eignete sich diese Herangehensweise jedoch nicht für größere klinische Untersuchungen (Burstone und Pryputniewicz, 1980).

1992 untersuchten Göz et al. die Auswirkung von horizontalen Kräften auf die Durchblutung und Weite des Parodontalspaltes an Beagle-Hunden. Dabei wurden Kräfte von 20 N für einen Zeitraum zwischen 20 Minuten und 7 Stunden auf einen Unterkiefer Prämolaren appliziert. Nach dem Tod der Tiere, 10 Minuten nach dem Ende einer Infusion, wurden histologische Schnitte der belasteten Zähne und deren unbelasteter Nachbarzähne verglichen. Es zeigte sich, dass es erst ab einer dreistündigen Belastung zu einer veränderten Blutzirkulation im Parodont kommt. Nach 5 Stunden Belastung kommt es dann auch eindeutig zu irreversiblen Veränderungen des Gewebes. Unterhalb einer solchen Belastungszeit kommt es ausschließlich zu reversiblen Veränderungen (Göz et al., 1992).

Im Jahr 2002 untersuchten Dorow et al. die Zahnbeweglichkeit *in-vivo* an zwei menschlichen lateralen Schneidezähnen ohne Approximalkontakt. Durch eine Schiene erfolgte die Kraftausübung senkrecht und eine Kopfhaltung schränkte Bewegungen des Kopfes ein. Es konnten wesentliche Eigenschaften viskoelastischer Materialien nachgewiesen werden wie Hysterese, eine Präkonditionierung des parodontalen Ligamentes und die Abhängigkeit von der Belastungsgeschwindigkeit (Dorow et al., 2002).

In den Kraft-Auslenkungsdiagrammen von Belastung und Entlastung ist eine Hysterese erkennbar. Diese deutet auf den Energieverlust durch innere Reibung und damit Strömungsprozesse im PDL hin. Es wurde eine Abhängigkeit der Auslenkung von der Belastungsgeschwindigkeit nachgewiesen. Sie führen diese erhöhte Steifigkeit auf den Flüssigkeitsaustausch zurück. Außerdem wurde eine Präkonditionierung der Bewegung nachgewiesen (Dorow et al., 2002).

Im Jahr 2009 untersuchten Göllner et al. mit Hilfe eines optischen Messsystems kraftabhängige Zahnauslenkungen. Unerwünschte Bewegungen des gesamten Kopfes konnten so optimal von den Bewegungen des ausgelenkten Zahnes unterschieden und herausgerechnet werden. Inzisivi und Canini von einunddreißig parodontal gesunden Probanden wurden ausgelenkt und die vertikale und horizontale Bewegung gemessen. Es konnten keine signifikanten Unterschiede bei der Auslenkung kontralateraler Zähne festgestellt werden. Auch die Zahnbeweglichkeit lateraler und zentraler Inzisivi unterschied sich nur in horizontaler Richtung signifikant (Göllner et al., 2009).

1.3 Klassifikation der parodontalen Gesundheit und der Parodontitis

Die 2018 veröffentlichte aktuelle Klassifikation der Parodontitis und Peri-implantärer Erkrankungen beinhaltet erstmalig auch eine Definition für gingivale Gesundheit im gesunden und im reduzierten Parodontium.

Sie beinhaltet neue wissenschaftliche Erkenntnisse und die konkrete Falldefinition soll die klinische Arbeit erleichtern. Die Parodontitis wird nun in vier Stadien und drei Grade eingeteilt. Das Stadium der Erkrankung wird dabei vom Schweregrad und der Komplexität bei Diagnose definiert. Der Grad der Erkrankung gibt Aufschluss über Risiken und Krankheitsprogression (Chapple et al., 2018).

Tab. 1: Definitionen Gesundheit und Gingivitis im Vergleich (modifiziert nach Chapple et al., 2018)

Intaktes Parodont	Gesundheit	Gingivitis
Klinischer Attachmentverlust	Nein	Nein
Sondierungstiefen	$\leq 3\text{mm}$	$\leq 3\text{mm}$
Bleeding on probing (BOP)	$< 10\%$	Ja ($\geq 10\%$)
Radiologischer Knochenverlust	Nein	Nein
Reduziertes Parodont, Nicht-Parodontitis-Patient	Gesundheit	Gingivitis
Klinischer Attachmentverlust	Ja	Ja
Sondierungstiefen	$\leq 3\text{mm}$	$\leq 3\text{mm}$
Bleeding on probing (BOP)	$< 10\%$	Ja ($\geq 10\%$)
Radiologischer Knochenverlust	Möglich	Möglich
Erfolgreich behandelter und stabiler Parodontitis-Patient	Gesundheit	Gingivale Entzündung
Klinischer Attachmentverlust	Ja	Ja
Sondierungstiefen	$\leq 4\text{mm}$ (keine Stelle $\geq 4\text{mm}$ mit BOP)	$\leq 3\text{mm}$
Bleeding on probing (BOP)	$< 10\%$	Ja ($\geq 10\%$)
Radiologischer Knochenverlust	Ja	Ja

Die klinisch gesunde Gingiva und das klinisch gesunde Parodont können ein entzündliches Infiltrat enthalten, gehen dann jedoch mit einer der Homöostase entsprechenden Wirtsantwort einher. Die Charakteristika der gesunden Gingiva sind das Fehlen des Blutens auf Sondieren ($< 10\%$ der Sondierungsstellen), Fehlen von Erythemen, Ödemen und subjektiven Symptomen. Es kann bei reduziertem Parodont ein Attachment- und Knochenverlust vorliegen (Tabelle 1; Chapple et al., 2018).

1.4 Fragestellung und Zielsetzung

Das Ziel der Studie war es, die biomechanischen Eigenschaften eines gesunden Parodontalligamentes bei Erwachsenen unter standardisierten Bedingungen zu analysieren, um eine Grundlage für die frühzeitige Erkennung von Veränderungen dieses Zustands zu schaffen.

Das Verhalten des gesunden Zahnhalteapparates von Ober- und Unterkieferfrontzähnen wurde untersucht und verglichen.

Hierzu wurde das Kraft-/Auslenkungsverhältnis der Zähne mit Hilfe eines intraoralen Belastungsgeräts standardisiert gemessen (Drolshagen, 2012). Der Aufbau des Gerätes wird im Kapitel 2. Material und Methode genauer erläutert.

In dieser Arbeit sollen folgende Fragestellungen untersucht werden.

- Wie unterscheiden sich die maximal benötigten Kräfte einer Zahnauslenkung bei den unterschiedlichen Belastungszeiten (0,5 s, 1 s, 10 s) bei Probanden mit gesundem Parodont
- Weisen die Messwerte zwischen Oberkiefer- und Unterkieferfrontzähnen signifikante Unterschiede auf?
- Gibt es geschlechtsspezifische Unterschiede?

2. Material und Methoden

Die Studie wurde nach ethischen Prinzipien durchgeführt. Die Ethikkommission an der Medizinischen Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn hat keine Bedenken gegen die Studie geäußert (Antragsnummer 030/12, 2020 aktualisiert).

Alle Untersuchungen erfolgten nach mündlicher Aufklärung sowie schriftlicher Einwilligung der Probanden. Die Probanden konnten jederzeit die Studie abbrechen.

2.1 Probandenkollektiv

Bei jedem Probanden wurden ein Oberkiefer- und ein Unterkieferfrontzahn untersucht. Die Auslenkung erfolgte wiederholt am jeweils selben Zahn, wobei die untersuchten Zähne zwischen den Probanden variieren konnten. Zusätzlich wurden die Zähne eines Probanden zu zwei verschiedenen Zeitpunkten ausgelenkt (T1 und T2). Vor der klinischen Messung wurde eine Anamnese erhoben und ein intraoraler Befund erstellt. Anamnestische Ausschlusskriterien waren beispielsweise starker Nikotinkonsum oder frühere Traumata.

Tab. 2: Ausschlusskriterien für die Teilnahme an der Studie

Ausschlusskriterien
Retainer
Traumata (auch in der Kindheit)
Aktuelle oder innerhalb der letzten 12 Monate abgeschlossene kieferorthopädische Behandlung
Schwangerschaft
Starker Nikotinkonsum
Hyperglykämie/ schlecht eingestellter Diabetes
Medikamente – besonders immunmodulierende
Sexualsteroid – erhöhte Spiegel
Hämatologische Erkrankungen – z.B. Neutropenie

Der intraorale Befund sollte sicherstellen, dass keine Anzeichen einer Parodontalerkrankung vorlagen. Probanden mit einem gesunden, reduzierten Parodont,

etwa infolge einer gingivalen Rezession oder einer chirurgischen Kronenverlängerung, wurden von der Studie ausgeschlossen. Stabile Parodontitispatienten wurden ebenfalls aus der Studie ausgeschlossen. Zusätzliche Ausschlusskriterien sind in Tabelle 2 dargestellt.

2.2 Messprotokoll

Um Fehler zu vermeiden und eine gleichbleibende Qualität sicherzustellen, erfolgten alle Messungen gemäß einem standardisierten Messprotokoll. Jeder Proband musste zu drei Terminen erscheinen. Am ersten Termin erfolgte die Aufklärung über die Studie und die Unterzeichnung der Einverständniserklärung. Danach wurde ein Alginatabdruck für die intraorale Aufbissschiene angefertigt und die Anamnese durchgeführt. Anschließend wurden die Abdrücke im Labor ausgegossen und auf den Modellen die Schienen hergestellt. An den folgenden zwei Terminen (T1 und T2) wurden jeweils Messungen durchgeführt.

Zwischen den Messungen lag ein Mindestabstand von zwei Stunden. Die Messungen wurden häufig an unterschiedlichen Tagen durchgeführt.

Tab. 3: Messparameter für die Belastungszeiten 0,5 s, 1 s und 10 s

Belastungsdauer	0,5 s	1 s	10 s
Entlastungsdauer	0,5 s	1 s	10 s
Gesamtdauer	1 s	2 s	20 s
Auslenkung	200 µm		
Anzahl Messschritte	20	40	40
Dauer pro Schritt	50 ms	50 ms	500 ms
Messschritte Halten	0 Sekunden		
Schrittdauer Halten	1 ms		

Bei jedem Termin erfolgten pro ausgelenktem Zahn 3 Messungen mit variierender zeitlicher Belastungsdauer.

Die Messungen variierten hinsichtlich der Geschwindigkeit und Dauer. Je nach Belastungsdauer waren dazu zehn oder zwanzig Messschritte notwendig (Tabelle 3). Bei einer Belastungsdauer von 0,5 Sekunden wurde der Zahn innerhalb von 10 Messschritten bis zu einer Auslenkung von 200 μm belastet und anschließend in weiteren 10 Messschritten entlastet.

Bei Messungen mit einer Be- und Entlastungsphase von jeweils 1 oder 10 Sekunden betrug die Gesamtdauer der Messung entsprechend 2 bzw. 20 Sekunden. Die Messungen bestanden aus insgesamt 40 einzelnen Messschritten. Die Dauer eines einzelnen Schrittes war abhängig von der Gesamtbelastungsdauer und variierte je nach Messeinstellung. Die maximale Auslenkung von 200 μm blieb dabei unverändert. Dies entspricht in etwa der Breite des Parodontalspaltes.

Bei eindeutigen Fehlmessungen, etwa durch fehlenden Kontakt des Druckstempels zur vestibulären Zahnfläche, wurde die Messung nach einer Regenerationszeit von mindestens 90 Sekunden wiederholt. Jede Messung hatte eine Belastungs- und eine Entlastungsphase. Die jeweiligen Messschritte innerhalb eines Messungsablaufs sind dabei gleich groß. Das bedeutet, dass ein Zahn, der innerhalb von 20 Messschritten über 1 Sekunde belastet wurde, anschließend ebenfalls in 20 Messschritten wieder entlastet wurde (Tabelle 3).

Während eines Termins wurden abwechselnd ein Oberkiefer- und ein Unterkieferzahn ausgelenkt, wodurch die Regenerationszeit von mindestens 90 Sekunden zuverlässig eingehalten wurde. Diese Zeit ist erforderlich, um die durch die Messung induzierte Dehnung des parodontalen Faserapparates sowie die Flüssigkeitsverschiebung zu kompensieren. Frühere Studien untersuchten bereits vereinzelt gesunde Zähne mithilfe des intraoralen Belastungsgerätes (IOBG) und analysierten die Ergebnisse. Dies diente unter anderem zur Validierung des intraoralen Belastungsgerätes (Drolshagen, 2012; Skupin, 2016; Gödecke, 2019; Konermann et al., 2017).

2.3 Herstellung der Aufbissschiene

Die intraorale Aufbissschiene gewährleistet eine standardisierte und reproduzierbare Messung. Für jeden Probanden wurde eine Schiene für den Unterkiefer und eine für den Oberkiefer hergestellt. Dazu wurden am ersten Termin Alginatabdrücke genommen. Diese wurden im Labor mit Superhartgips ausgegossen und anschließend dupliziert.

Starke Unterschnitte im Modell wurden mit Thermowachs ausgeblockt, um ein komfortables Ein- und Ausgliedern der Schiene zu ermöglichen, ohne deren intraoralen Sitz zu beeinträchtigen. Für die Herstellung der Schiene wurde die Tiefziehfolie Erkoloc-pro (Abbildung 4; Erkodent Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler, Deutschland) der Firma Erkodent gewählt.

Die 3 mm dicke Folie besteht aus einer harten und einer weichen Schicht. Sie wurde gemäß Anweisungen des Herstellers 160 Sekunden in einem dafür vorgesehenen Tiefziehgerät erhitzt und anschließend mittels Vakuums über das Probandenmodell tiefgezogen. Die härtere Schicht der Folie weist nach außen und gewährleistet eine stabile Fixierung. Der weichere Folienanteil lagert sich hingegen optimal an die Zähne und die Schleimhaut an.



Abb.4 a & b: links: vakuumverpackte Tiefziehfolie Erkoloc-pro der Firma Erkodent, rechts: Tiefziehfolie vor dem Einlegen in das Tiefziehgerät (mit freundlicher Genehmigung, Gödecke, 2019)

Nach der Abkühlzeit wurde die erstarrte Folie vom Modell entfernt (Abbildung 5). Aufgrund der Materialstärke war hierfür eine Trennscheibe erforderlich. Im Anschluss wurde die Platzhalterfolie zwischen Modell und weichem Anteil der Schiene entfernt. Sie verbessert den Tragekomfort für den Probanden und ermöglicht ein störungsfreies Eingliedern der Schiene.

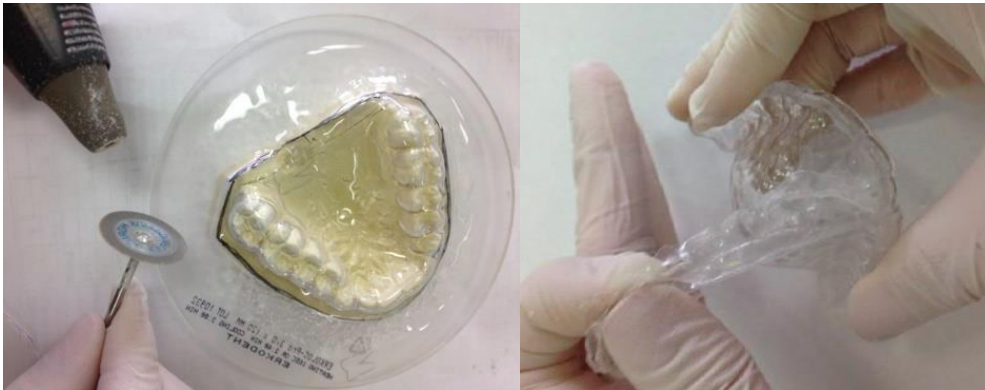


Abb. 5 a & b: links: Gipsmodell mit aufliegender Tiefziehfolie vor Entfernung der Folienränder durch eine Trennscheibe (mit freundlicher Genehmigung, Gödecke, 2019) rechts: Entfernung der Platzhalterfolie von der den Zähnen anliegenden Innenseite der Tiefziehschiene (mit freundlicher Genehmigung, Gödecke, 2019)

Die fertige Aufbissschiene sollte zwei Drittel der Zahnkronen bedecken und eine stabile intraorale Positionierung gewährleisten. Darüber hinausragende Bereiche der Folie können mithilfe einer Kunststofffräse eingekürzt werden. Vestibulär und oral wurden die Schienen so weit wie nötig reduziert. Die Ränder wurden poliert, um sicherzugehen, dass keine scharfen Kanten die Schleimhaut verletzen konnten. Als nächstes wurde eine Aussparung des zu messenden Zahnes in die Schiene eingearbeitet (Abbildung 6; blauer Pfeil). Dabei war auf einen ausreichenden approximalen und oralen Abstand der Tiefziehfolie zu achten, um eine ungehinderte Auslenkung zu gewährleisten.



Abb. 6: Schiene mit vestibulär und dorsal gekürztem Rand sowie Freilegung des zu untersuchenden Zahnes (blauer Pfeil) (mit freundlicher Genehmigung, Gödecke, 2019)

Zur Befestigung des Belastungsgerätes an der Aufbissschiene wurde eine Halterung aus zwei Kunststoffplättchen gefertigt. Eines der Plättchen besaß ein innenliegendes

Gewinde, in welches das Belastungsgerät senkrecht zur Zahnachse eingeschraubt werden konnte.

Die Plättchen wurden mithilfe einer Gussform und fließfähigem Kunststoff gefertigt (Abbildung 7). Bei dem verwendeten Kunststoff handelte es sich um PalaXpress der Firma Heraeus (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland). Im Anschluss an die Polymerisation im Drucktopf wurden die Plättchen zunächst einzeln poliert und dann mit Sekundenkleber im rechten Winkel miteinander verbunden.

Die Befestigungseinheit wurde an der Lücke des zu messenden Zahnes fixiert. Dabei musste der Zahn mittig innerhalb des großen kreisrunden Loches von okklusal gesehen liegen. Außerdem war darauf zu achten, dass sich das Klötzchen mit dem Gewinde senkrecht zur Zahnachse und mittig der Krone befand. In dieser Position wurde die Befestigungseinheit nun an der Aufbissschiene mittels PalaXpress befestigt. Zuletzt wurden noch Kanten geglättet und die Schiene poliert (Abbildung 8).

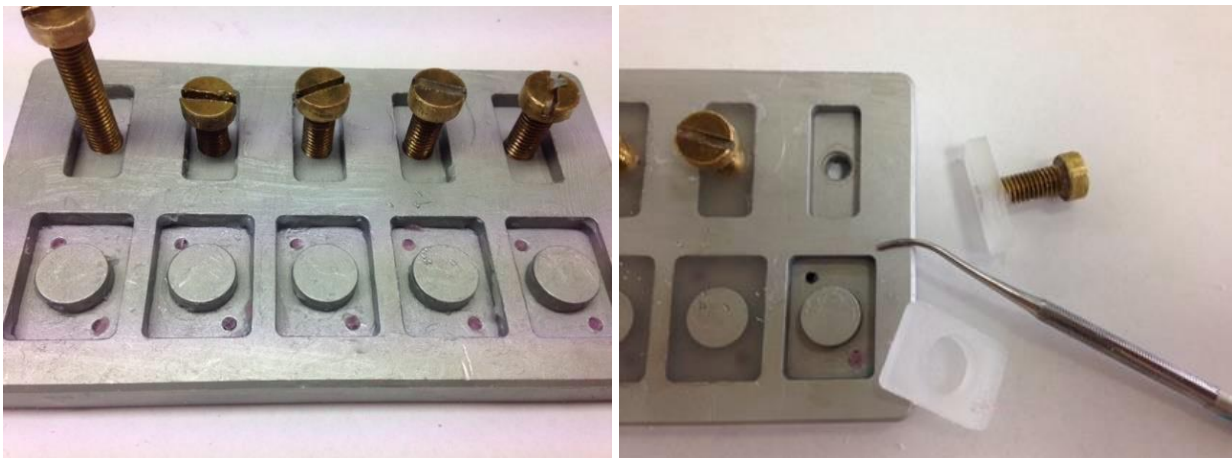


Abb. 7 a & b: Gussform zur Herstellung der Kunststoffplättchen, Schrauben zur Gewindeherstellung (mit freundlicher Genehmigung, Gödecke, 2019)



Abb. 8 a,b & c: Fertiggestellte Aufbissschiene. Links: okklusale Aufsicht, Mitte: labial-vestibuläre Aufsicht, Rechts: bukkal-vestibuläre Aufsicht (mit freundlicher Genehmigung, Gödecke, 2019)

2.4 Intraorales Belastungsgerät (IOBG)

Das intraorale Belastungsgerät (IOBG) besteht aus drei Baueinheiten: einer Belastungs-, einer Mess- und einer Steuereinheit. Das Gerät wurde im Rahmen der Dissertation von M. Drolshagen (Drolshagen, 2012) entwickelt und validiert. Es ermöglicht die Untersuchung der biomechanischen Eigenschaften des Parodontalligaments durch die präzise Erfassung von Kraft-Auslenkungsverhältnissen. Dabei erfolgt eine kontrollierte Auslenkung des Zahnes bis zur physiologischen Breite des Parodontalspaltes von 200 μm (maximal 210 μm). Belastungszeiten und Geschwindigkeiten können variieren.

2.4.1 Aufbau der Belastungseinheit

Die Belastungseinheit überträgt die erzeugten Druckkräfte auf den Zahn. Sie besteht aus einem piezoelektrischen Aktuator, einem Druckstempel und einem Druckkraftsensor. In Abbildung 9 a und b sind diese Baueinheiten sowie das speziell angefertigte Führungsrohr zu erkennen.

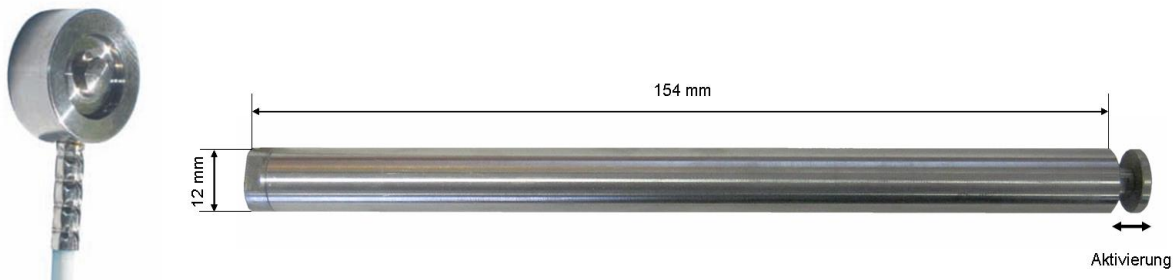


Abb. 9 a & b: links: Ultraminiatur-Druckkraftsensor Typ 8416-5200, Firma Burster Präzisionsmesstechnik GmbH & Co. KG in Gernsbach (mit freundlicher Genehmigung, Drolshagen, 2012)
rechts: Piezoelektrischer Aktuator PSt 150/7/160 VS12, Firma Piezomechanik GmbH in München (mit freundlicher Genehmigung, Drolshagen, 2012)

Der piezoelektrische Aktuator (PSt 150/7/160 VS12, Piezomechanik GmbH, München) dient als axiales Druckelement und ermöglicht durch die angelegte Spannung maximale Auslenkungen von 210 μm . Die ausgeführte Bewegung richtet sich nach dem angelegten Spannungssignal, das durch einen Spannungsverstärker erzeugt wird (SVR 150/1, Piezomechanik GmbH, München) (Drolshagen, 2012). Der Ultraminiatur-Druckkraftsensor Typ 8416-5200 der Firma Burster (Burster GmbH & Co. KG) nimmt die entstandenen statischen und dynamischen Kräfte bis hin zu einer Größe von 200 N auf. Der Druckstempel mit integriertem Druckkraftsensor ist am Kopfende des Führungsrohres angebracht. Am gegenüberliegenden Ende des Führungsrohres befindet sich eine Stellschraube, die eine Annäherung des Druckstempels an die Zahnkrone ermöglicht. Dieser Druckstempel überträgt die Kraft durch seine abgerundete Fläche fast punktförmig auf die Zahnkrone (Abbildung 10). Das Material weist eine hohe Resistenz gegenüber Feuchtigkeit sowie gegenüber schwachen organischen und anorganischen Säuren auf. Aufgrund der speziellen Materialeigenschaften eignet sich der Stempel für intraorale Anwendungen und den Kontakt mit Speichel.



Abb.10: Aluminiumrohr mit Druckstempel links und Stellschraube rechts (mit freundlicher Genehmigung, Drolshagen, 2012).

2.4.2 Aufbau der Messeinheit

Eine simultane Messung nach Aktivierung durch den piezoelektrischen Aktuator ermöglicht eine genaue Positionsbestimmung des Zahnes. Die für eine Auslenkung von 200 μm erforderliche Kraft wurde während der Messung mithilfe des Druckkraftsensors der Belastungseinheit erfasst.

2.4.3 Aufbau der Steuereinheit

Die Steuereinheit des IOBG besteht aus einem Steuerrechner (Laptop) und den Mikrocontrollern Master (ADuC1), Slave1 (ADuC2) und Slave2 (ADuC3). Diese Einheiten wurden gemeinsam mit zwei Spannungsreglern und einem Spannungsverstärker in ein Aluminiumgehäuse eingearbeitet (Abbildung 11). Der Programmablauf ist hierarchisch festgelegt.



Abb. 11: Steuerrechner angeschlossen an die Steuereinheit mit den Mikrocontrollern Master (ADuC1), Slave1 (ADuC2) und Slave2 (ADuC3) (mit freundlicher Genehmigung, Gödecke, 2019)

2.4.4 Hierarchischer Programmablauf

Die Steuereinheit gibt den Impuls zum Start einer Messung. Dabei sendet der Steuerrechner (Laptop) zunächst seine Befehle an den Master. Dieser ist dem Slave1 und Slave2 in der hierarchischen Messabfolge übergeordnet und aktiviert sie zum Start der Messung. Außerdem wird der piezoelektrische Aktuator durch den Master eingeschaltet, sodass der Kraftsensor mit der Messung beginnt. Die gemessenen Daten des

Kraftsensoren werden anschließend an den Master übertragen, die Daten der Sensor-Arrays an Slave1 und Slave2. Die Datenübertragung des Kraftsensors läuft schneller ab. Ein Messdurchlauf gilt als abgeschlossen, sobald die Slaves ihr Signal an den Master übermittelt und die Datenübertragung beendet haben (Drolshagen, 2012). In Abbildung 12 ist ein schematischer Programmablauf einer Messung zu sehen.

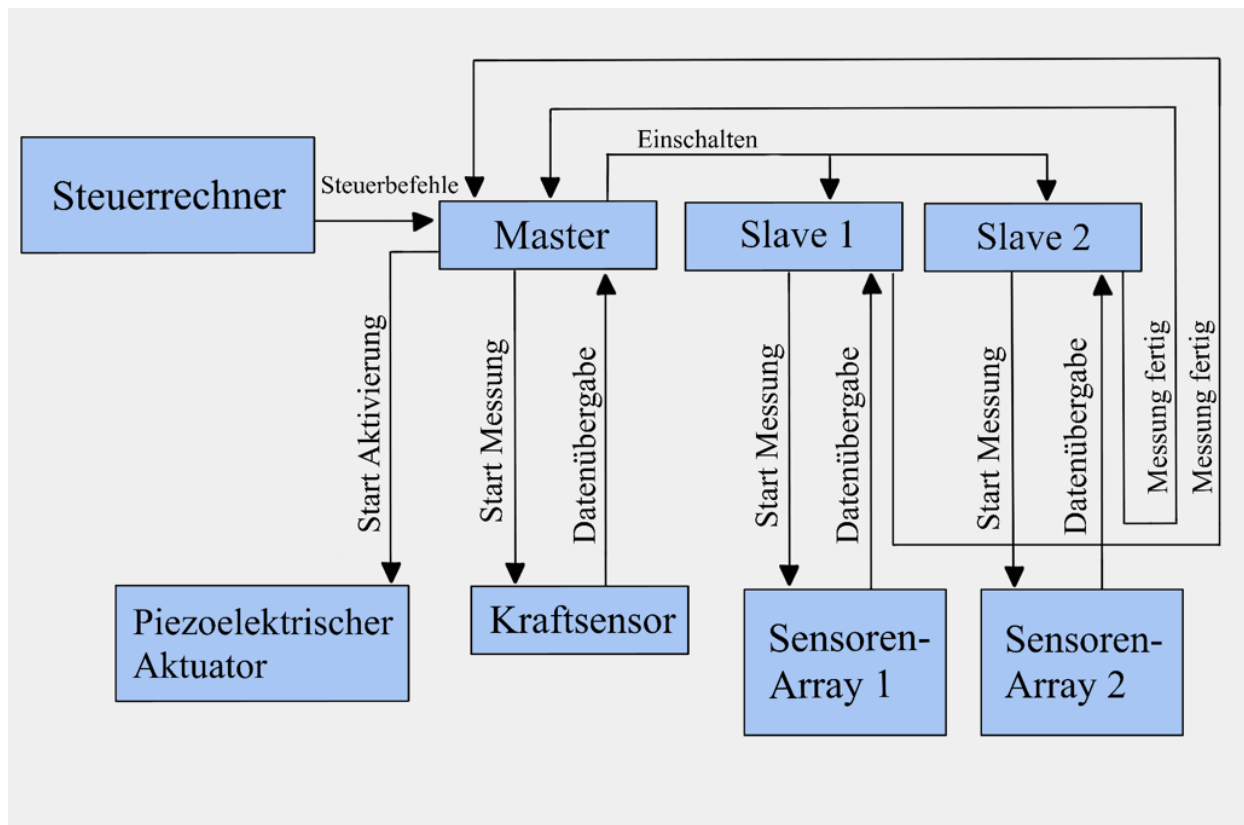


Abb.12: Schematischer Programmablauf eines Messdurchlaufs. Durch den Master werden Aktuator und Kraftsensor eingeschaltet und gleichzeitig die Microcontroller Slave 1 und 2 ein aktiviert, sodass die Messung über die Sensor-Arrays gestartet wird (eigene Darstellung modifiziert nach Drolshagen, 2012)

2.5 Klinische Messung

Vor der Messung wurde der Steuerrechner hochgefahren und das dazugehörige Programm geöffnet. Während des Hochfahrens des Programms muss die Belastungseinheit mit Führungsrohr stabil in der vorgesehenen Vorrichtung positioniert sein. Diese befindet sich auf der Steuereinheit. Nach dem Hochfahren des Programms sollte die Kraftanzeige im Ruhezustand 0 N betragen. In diesem Moment wirkt noch keine Kraft auf den Druckstempel der Belastungseinheit. Die Messungen wurden im Sitzen

durchgeführt. Der Proband saß dabei auf einem Stuhl mit Rückenlehne, mit parallel aufgestellten Beinen und mit festem Bodenkontakt. Die Höhe des Stuhls wurde so eingestellt, dass der Proband seine Ellenbogen auf dem Tisch abstützen, die Belastungseinheit sicher halten und eine aufrechte Sitzhaltung beibehalten konnte (Abbildung 13).

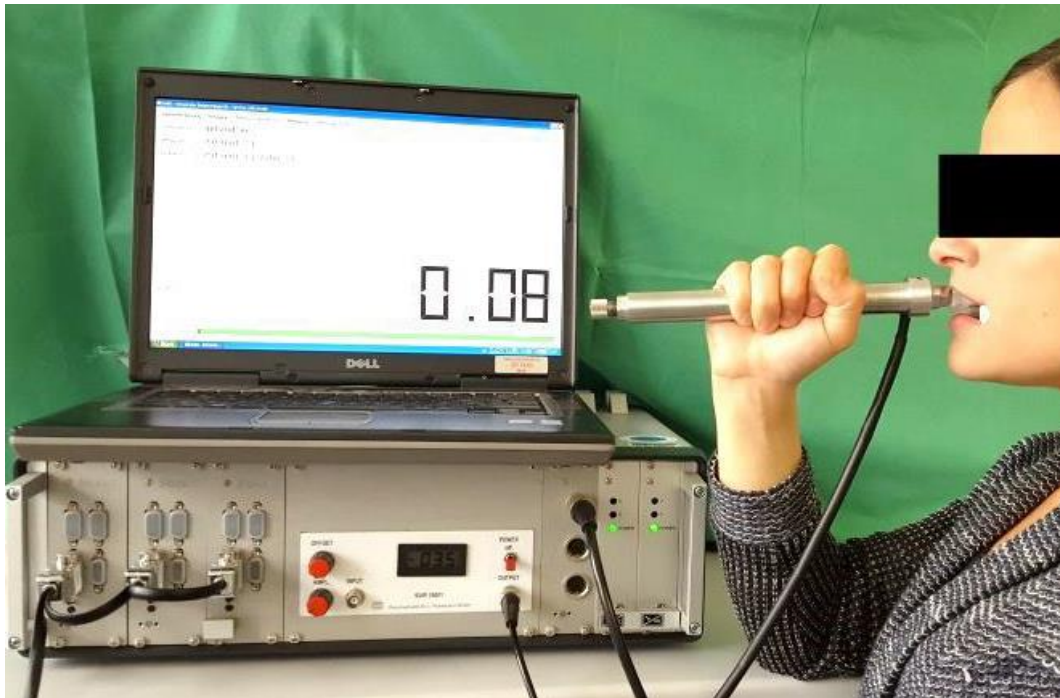


Abb.13: Modell mit eingesetzter Aufbissschiene, die Belastungseinheit wird festgehalten, der Ellenbogen ist sicher auf der Arbeitsplatte abgestützt (mit freundlicher Genehmigung, Skupin, 2016)

Nach dem Einsetzen der Aufbissschiene hatte der Druckstempel noch keinen Kontakt zum Zahn. Die Kraftanzeige auf dem Laptop musste daher bei 0 N liegen. Zur Stabilisierung der Schiene wurde jeweils eine Watterolle im rechten und linken Seitenzahnbereich positioniert, auf die der Proband sanft biss. Die Messeinheit wurde mittig auf der vestibulären Fläche der Zahnkrone positioniert, ohne Druck auf den Zahn auszuüben. Der Druckstempel wurde mittels Stellschraube an den Zahn herangeführt. Hierbei wurde die Kraftanzeige beobachtet. War ein Ausschlag erkennbar, hatte der Stempel Kontakt zur vestibulären Zahnoberfläche. Der Stempel wurde dann so weit zurückgedreht, dass der Kontakt zur Zahnoberfläche erhalten blieb, jedoch keine Kraft

mehr ausgeübt wurde und die Kraftanzeige bei 0 N lag. Dieser drucklose Kontakt wurde auch visuell überprüft. Der Proband sollte nun möglichst ruhig sitzen, damit Kraftausübungen durch Wackeln ausgeschlossen werden konnten. War dies gegeben, konnte mit der Messung begonnen werden.

Die Messung erfolgte alternierend an Oberkiefer- und Unterkieferzähnen, wobei jeweils mit der geringsten Belastungszeit (0,5 Sekunden) begonnen wurde. Zwischen den einzelnen Messungen mussten mindestens 90 Sekunden Regenerationszeit liegen. Durch die alternierenden Messungen an Ober- und Unterkieferzähnen wurde diese Zeitspanne stets ausreichend eingehalten. Diese Zeit ist essenziell, um die nahezu vollständige Rückstellung des parodontalen Gewebes und eine gleichmäßige Verteilung der parodontalen Flüssigkeit zu gewährleisten. Der Steuerrechner zeigte die verschiedenen Messphasen Belastung, Halten und Entlastung, sowie die Datenübertragung an. Das Ende eines Messdurchlaufs wurde durch einen grünen Haken signalisiert.

2.6 Auswertung und Statistik

Die erfassten Daten wurden mit Microsoft Excel 2018 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) und SPSS Statistics 27 (IBM, Armonk, NY, USA) ausgewertet. Die Messergebnisse der einzelnen Probanden wurden in Microsoft Excel als Liniendiagramme dargestellt. Zur Veranschaulichung der aufgewendeten Maximalkräfte wurden Boxplotdiagramme in SPSS Statistics erstellt.

Der horizontale Strich innerhalb der Box repräsentiert den Median. Hierbei handelt es sich um den mittleren Wert eines der Größe nach geordneten Datensatzes (Abbildung 14). Bei einer geraden Anzahl von Messwerten wurde das arithmetische Mittel der beiden mittleren Werte berechnet. Die Box umfasste 50 % der Daten und wurde durch das obere und untere Quartil begrenzt. Die Whisker wurden durch den 1,5-Fachen Interquartilsabstand bestimmt und markieren die Werte, die innerhalb dieses Bereichs liegen. Datenpunkte außerhalb dieser Grenzen wurden als Ausreißer klassifiziert und mit einem Punkt außerhalb der Whisker gekennzeichnet. Werte, die mehr als das 2,5-Fache des Interquartilsabstands vom ersten oder dritten Quartil entfernt lagen, wurden mit einem Stern markiert.

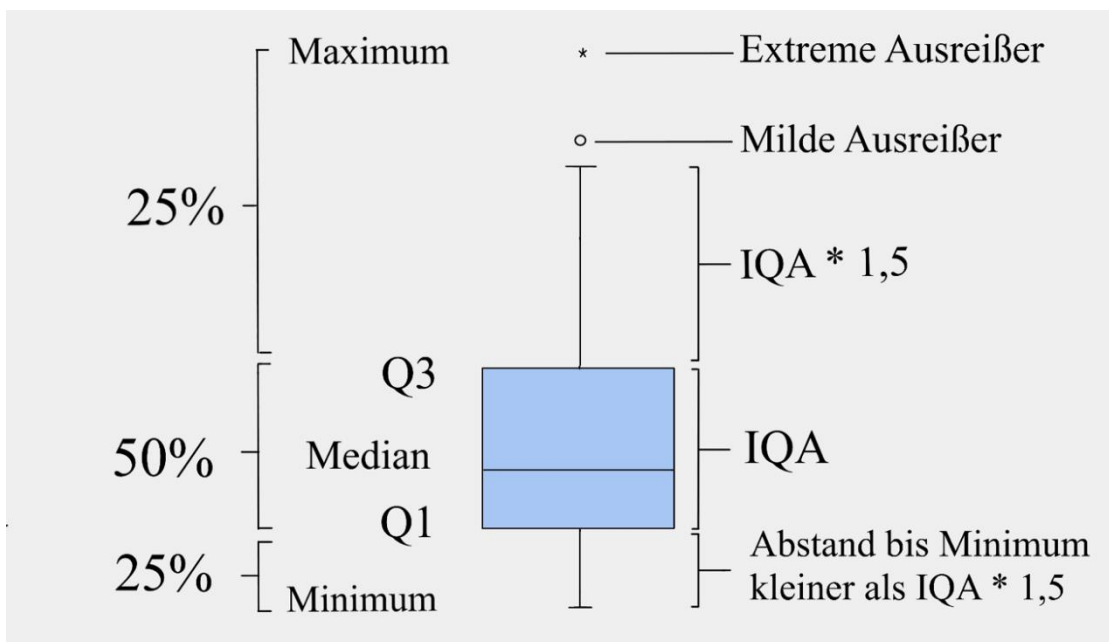


Abb.14: Schematischer Aufbau eines Boxplotdiagrammes

Im Rahmen der deskriptiven Statistik wurden Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung in SPSS Statistics berechnet. Anschließend erfolgte die Überprüfung der Daten auf Normalverteilung, die keinen Normalitätsnachweis erbrachte. Daher wurden für alle Vergleiche nichtparametrische Tests angewendet.

Bei einem Vergleich der Zeitpunkte T1 und T2 und bei dem Vergleich von Ober- und Unterkieferfrontzähnen wurde der Wilcoxon-Test durchgeführt. Hierbei handelt es sich um einen paarweisen Vergleich. Es wurde hier die Gleichheit der zentralen Tendenzen bei voneinander abhängigen Stichproben, zum Beispiel hier derselbe Proband, getestet. Für den Vergleich von mehr als zwei abhängigen Stichproben wurde der Friedman-Test angewandt. Dieser wurde verwendet, um die drei Belastungszeiten (0,5 s, 1 s und 10 s) zu analysieren, da die Messungen wiederholt an denselben Probanden durchgeführt wurden. Der Friedman-Test prüft, ob sich mindestens eine der Belastungszeiten signifikant von den anderen unterscheidet. Er erlaubt jedoch keine paarweisen Vergleiche zwischen den Gruppen. Daher wurde ein Post-hoc-Test durchgeführt, um zu bestimmen, welche Gruppen signifikante Unterschiede aufwiesen.

Da multiple paarweise Vergleiche das Risiko eines Alpha-Fehlers erhöhen, wurde die Bonferroni-Korrektur zur Anpassung des Signifikanzniveaus verwendet. Diese Methode reduziert das Risiko von falsch-positiven Ergebnissen.

Zum Vergleich unabhängiger Stichproben, dem Vergleich von männlichen und weiblichen Probanden, wurde der Mann-Whitney-U-Test angewandt. Dieser Test untersucht, ob sich die zentralen Tendenzen zweier unabhängiger Stichproben signifikant unterscheiden.

Ein p -Wert von $< 0,05$ galt als statistisch signifikant.

3. Ergebnisse

Das untersuchte Probandenkollektiv umfasste insgesamt 24 Studienteilnehmer, darunter 12 Frauen und 12 Männer. Aufgrund der in Tabelle 2 definierten Ausschlusskriterien lag das Durchschnittsalter der Probanden bei etwa 25 Jahren (Tabelle 4). Die Probanden waren parodontal gesund und wiesen ein vollständig intaktes Parodontium auf. Es lag kein klinischer Attachmentverlust oder Knochenverlust vor. Blutungen beim Sondieren traten an maximal 10 % der untersuchten Stellen auf und die Sondierungstiefen überschritten 3 mm nicht.

Tab. 4: Probandenkollektiv, Anzahl und Durchschnittsalter

	Gesamt	Weiblich	Männlich
Anzahl	24	12	12
Durchschnittsalter	25,6	26	25,3

3.1 Exemplarischer Verlauf einer Messung

3.1.1 Beispiel einer fehlerfreien Messung

Abbildung 15 zeigt die Messkurven des Probanden 001. Erkennbar sind sowohl die Belastungs- (0 bis 200 μm) als auch die Entlastungsphasen (200 bis 0 μm) der Zahnauslenkung. Bei einer Belastungszeit von 0,5 Sekunden wurden insgesamt 20 Messschritte durchgeführt. Der Zahn wurde in 10 Schritten bis zur maximalen Auslenkung von 200 μm bewegt. Dabei entspricht ein Messschritt einer Auslenkungsänderung von 20 μm . In der Entlastungsphase zog sich der Druckstempel in zehn Schritten zu je 20 μm zurück und es wurde ebenfalls die dafür benötigte Kraft gemessen. Wie bereits in Abschnitt 2.2 erläutert, setzen sich die Messkurven der Belastungszeiten von 1 und 10 Sekunden aus jeweils 40 Messschritten zusammen. Der Zahn wurde in zwanzig 10 μm Schritten ausgelenkt und die dafür notwendige Kraft wurde gemessen. Es folgte die Entlastungsphase, die ebenfalls in 10 μm Schritten vollzogen wurde.

Das Messprinzip wurde für alle weiteren Messungen beibehalten. Es wurden abwechselnd jeweils dreimal derselbe Oberkiefer- (OK) und Unterkieferzahn (UK) mit unterschiedlichen Belastungszeiten von 0,5 s, 1 s und 10 s ausgelenkt.

Die erforderliche Regenerationszeit wurde für jeden Zahn vollständig eingehalten.

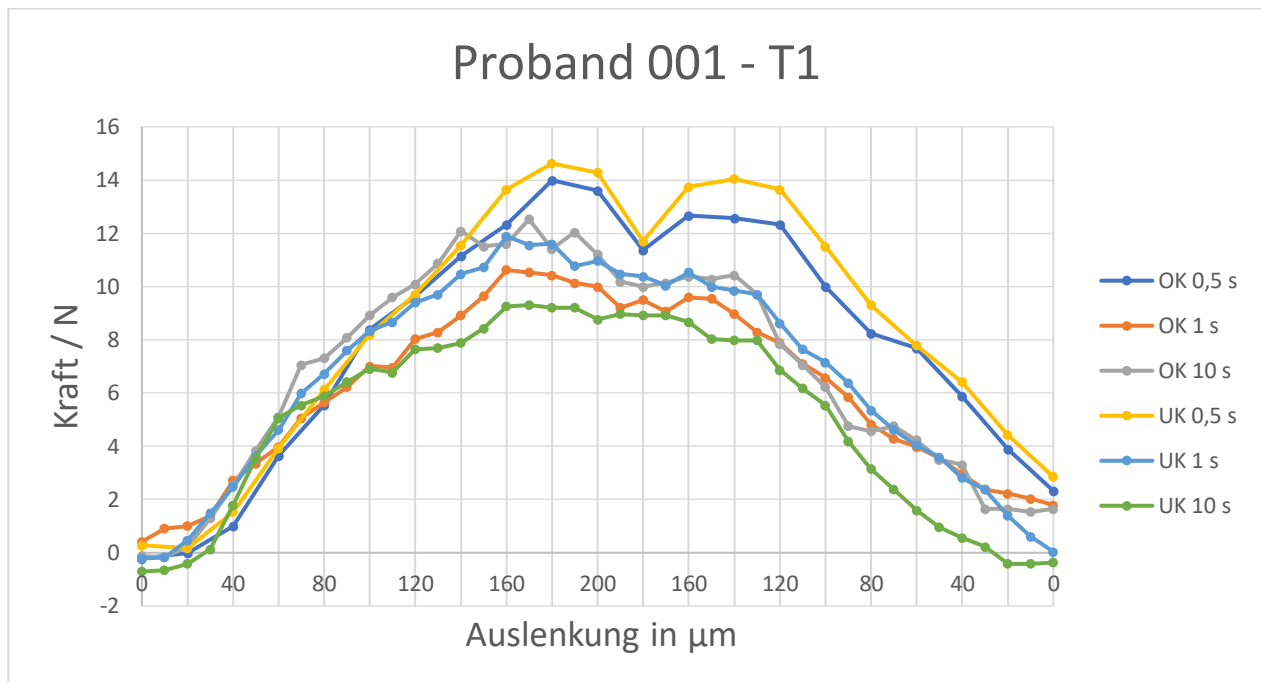


Abb. 15: Messkurven zum Zeitpunkt T1 von Proband 001, die horizontale Achse beschreibt die Auslenkung des Zahnes in μm , die vertikale Achse beschreibt die gemessene Kraft in Newton, die für die jeweilige Auslenkung notwendig war, es sind sowohl die Belastungs- (von 0 bis 200 μm) als auch die Entlastungsphasen (von 200 bis 0 μm) dargestellt

Für die Auslenkung des Unterkiefer- bzw. Oberkieferfrontzahns bei einer Belastungsdauer von 0,5 s musste die größte Kraft (ca. 14,6 N (UK; gelb) bzw. 14,0 N (OK; dunkelblau)) aufgewendet werden (Abbildung 15). Die geringste Maximalkraft einer Messreihe wurde für die Auslenkung eines Zahnes bei einer Belastungsdauer von 10 s benötigt (Abbildung 15). Hier betrug die Maximalkraft für eine Auslenkung von 170 μm des Zahnes etwa 9,3 N (UK; grün).

Auffällig war, dass die Maximalkraft der jeweiligen Messung bei Proband 001 zum Zeitpunkt T1 bereits vor Erreichen der maximalen Auslenkung von 200 μm auftrat.

Darüber hinaus zeigte die benötigte Kraft zur Auslenkung ein nichtlineares Verhalten. Bis zu einer Zahnauslenkung von 30 μm war die erforderliche Kraft gering. Die Kurve verlief zunächst flach (Abbildung 15). Ab einer Zahnauslenkung von 40 μm stieg die Kurve steiler an, sodass ein erhöhter Kraftaufwand für dieselbe Auslenkungsänderung erforderlich war.

Dieses Muster zeigte sich bis zu einer Auslenkung von etwa 180 μm während der Belastungsphase. Trotz weiterer Auslenkung blieb die benötigte Kraft konstant oder fiel nur leicht ab (Plateauphase). Erst bei einer Auslenkung von etwa 140 μm in der Entlastungsphase zeigte sich ein deutlich steilerer Abfall der für die Auslenkung erforderlichen Kräfte. Zu Beginn der Messung lagen die Werte der benötigten Kraft teilweise im negativen Bereich.

3.1.2 Beispiel einer fehlerhaften Messung

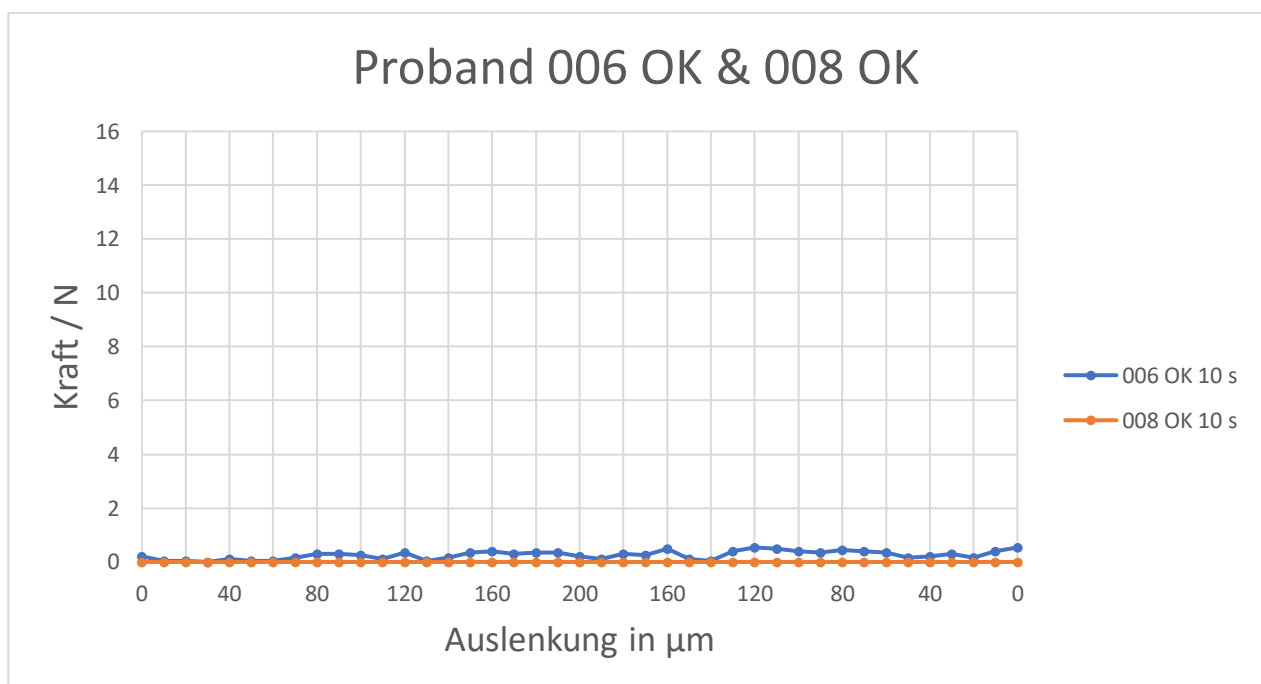


Abb. 16: Messkurven des Probanden 006 und 008 mit einer Belastungszeit von 10 s an einem Oberkieferfrontzahn. Die x-Achse zeigt die Zahnauslenkung in μm , die y-Achse die gemessene Kraft in Newton.

Abbildung 16 zeigt zwei Messungen der Probanden 006 und 008. Die gemessenen Kräfte blieben bei beiden Auslenkungen stets unter 1 N. Dies deutet auf eine fehlerhafte Positionierung des Druckstempels am Probandenzahn hin. In diesem Fall bestand zu keinem Zeitpunkt ein Kontakt zwischen Druckstempel und Zahn. Diese Annahme wurde dadurch gestützt, dass sowohl die vorherige als auch die nachfolgende Messung des jeweiligen Probanden fehlerfrei verliefen und der Zahn ordnungsgemäß ausgelenkt wurde.

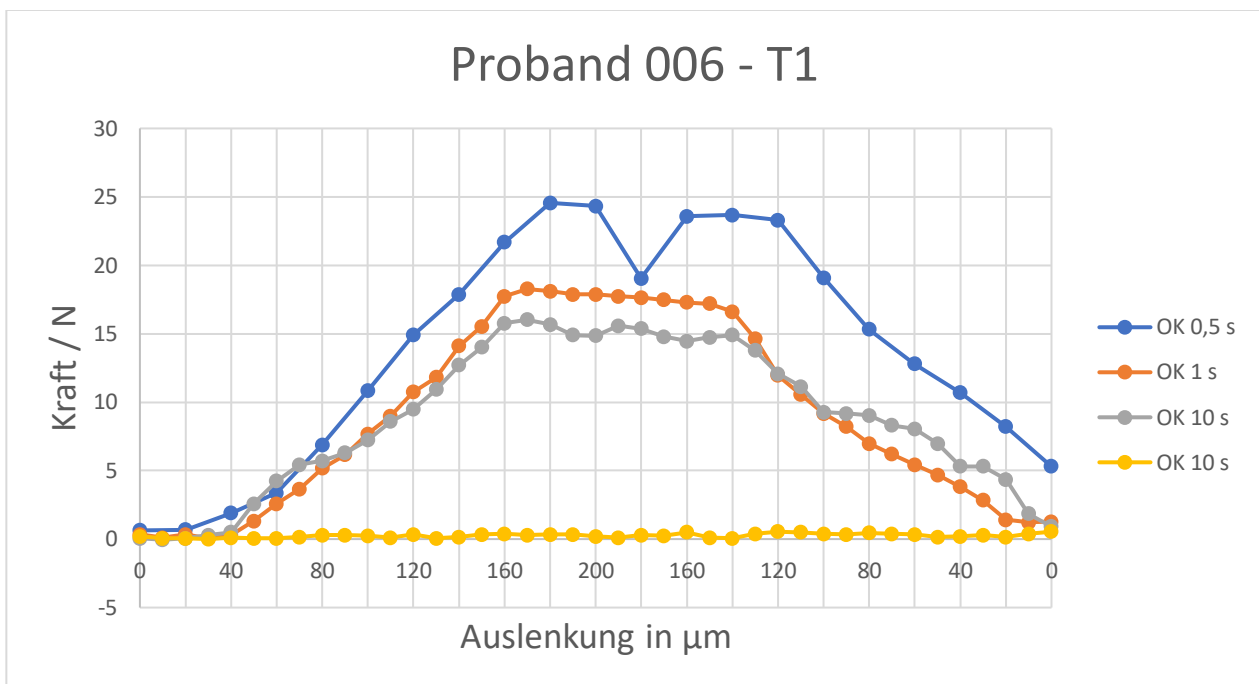


Abb. 17: Messkurven des Probanden 006 zum Zeitpunkt T1. Die x-Achse zeigt die Zahnauslenkung in μm , die y-Achse die gemessene Kraft in Newton.

Abbildung 17 veranschaulicht dieses Phänomen. Bereits unmittelbar nach der Messung des Oberkieferzahns mit einer Belastungszeit von 10 s (OK; gelb) war erkennbar, dass keine Zahnauslenkung erfolgte. Die Messung wurde daraufhin unter Einhaltung der festgelegten Erholungszeit wiederholt (OK; grau).

3.2 Auswirkungen der Parameter Belastungsgeschwindigkeit, Messzeitpunkt, Zuordnung Zahnbogen und Geschlecht auf die Maximalkräfte

3.2.1 Auswirkungen der Belastungszeit

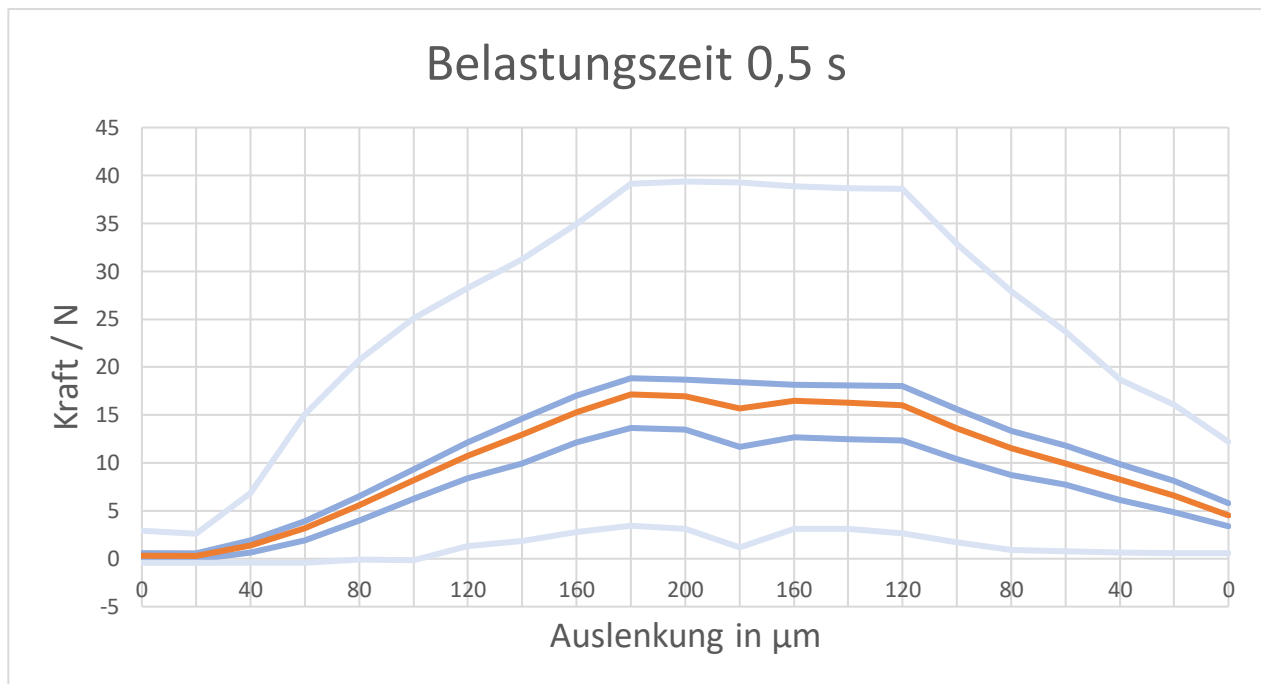


Abb. 18: Messkurven aller Probanden bei einer Belastungszeit von 0,5 s, die orange Linie zeigt den Mittelwert (arithmetisches Mittel) der Messungen, die hellblauen Linien markieren das Maximum und Minimum, die dunkelblauen Linien repräsentieren das 1. und 3. Quartil. Die x-Achse zeigt die Zahnauslenkung in μm , die y-Achse die gemessene Kraft in Newton.

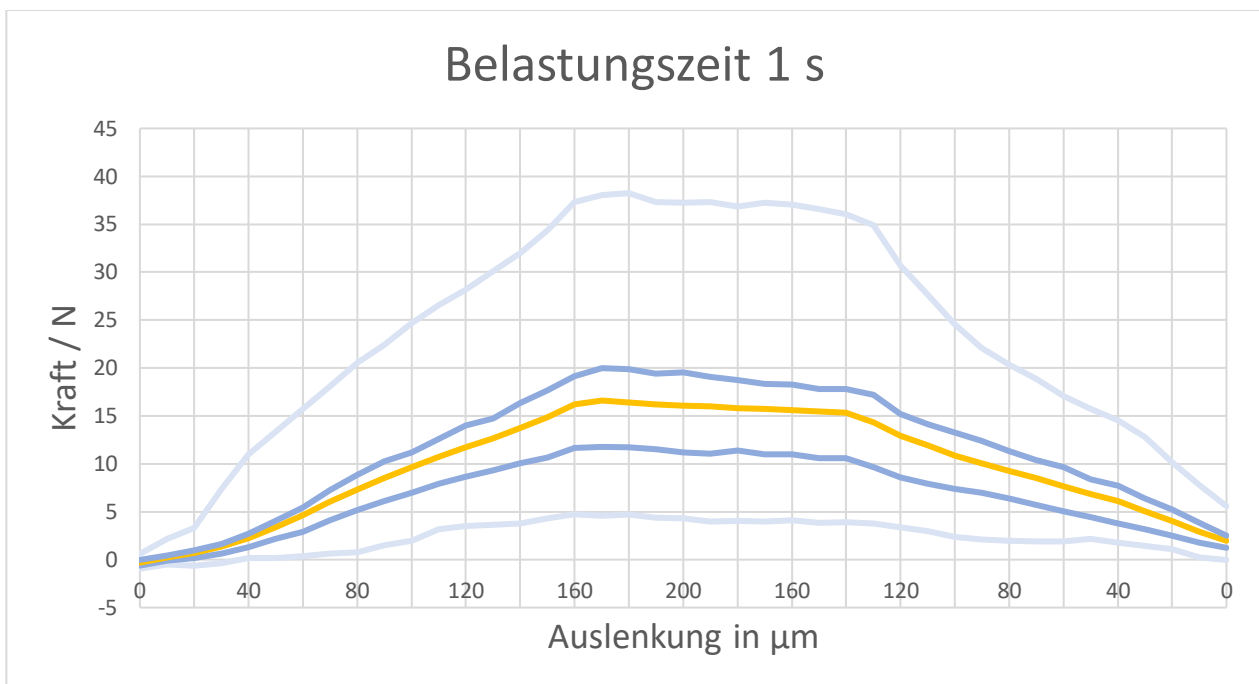


Abb. 19: Messkurven aller Probanden bei einer Belastungszeit von 1 s, die gelbe Linie zeigt den Mittelwert (arithmetisches Mittel) der Messungen, die hellblauen Linien markieren das Maximum und Minimum, die dunkelblauen Linien repräsentieren das 1. und 3. Quartil. Die x-Achse zeigt die Zahnauslenkung in μm , die y-Achse die gemessene Kraft in Newton.

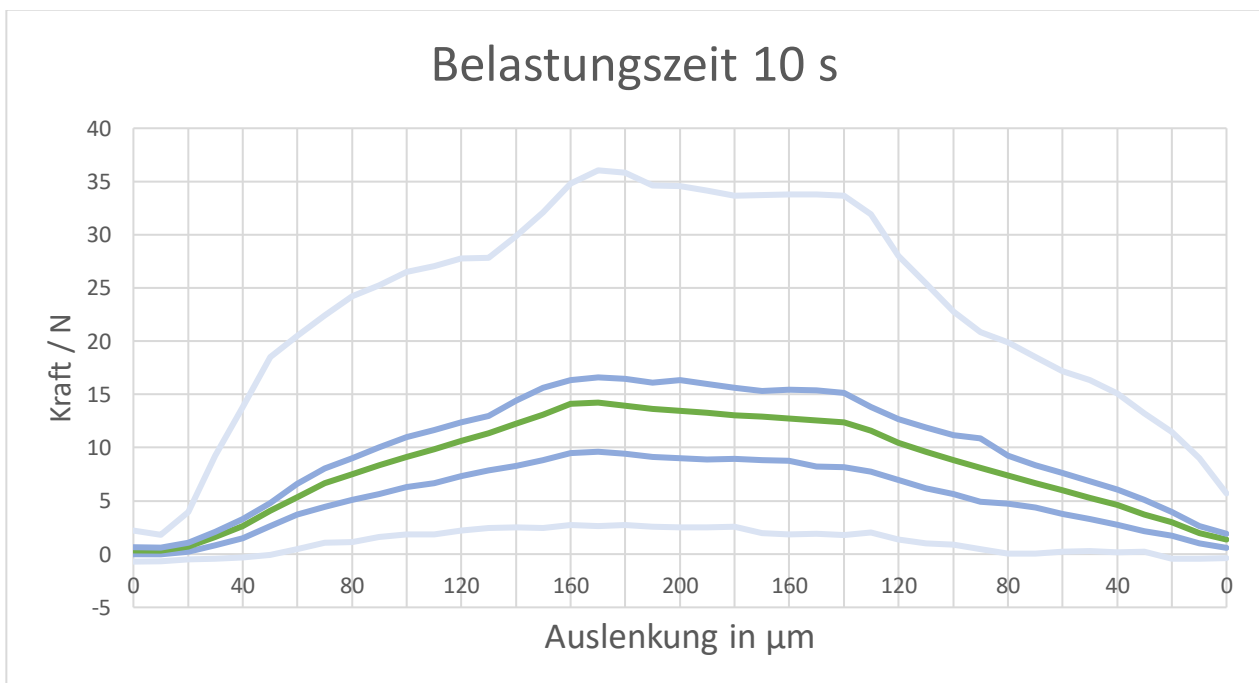


Abb. 20: Messkurven aller Probanden bei einer Belastungszeit von 10 s, die grüne Linie zeigt den Mittelwert (arithmetisches Mittel) der Messungen, die hellblauen Linien markieren das Maximum und Minimum, die dunkelblauen Linien repräsentieren das 1. und 3. Quartil. Die x-Achse zeigt die Zahnauslenkung in μm , die y-Achse die gemessene Kraft in Newton.

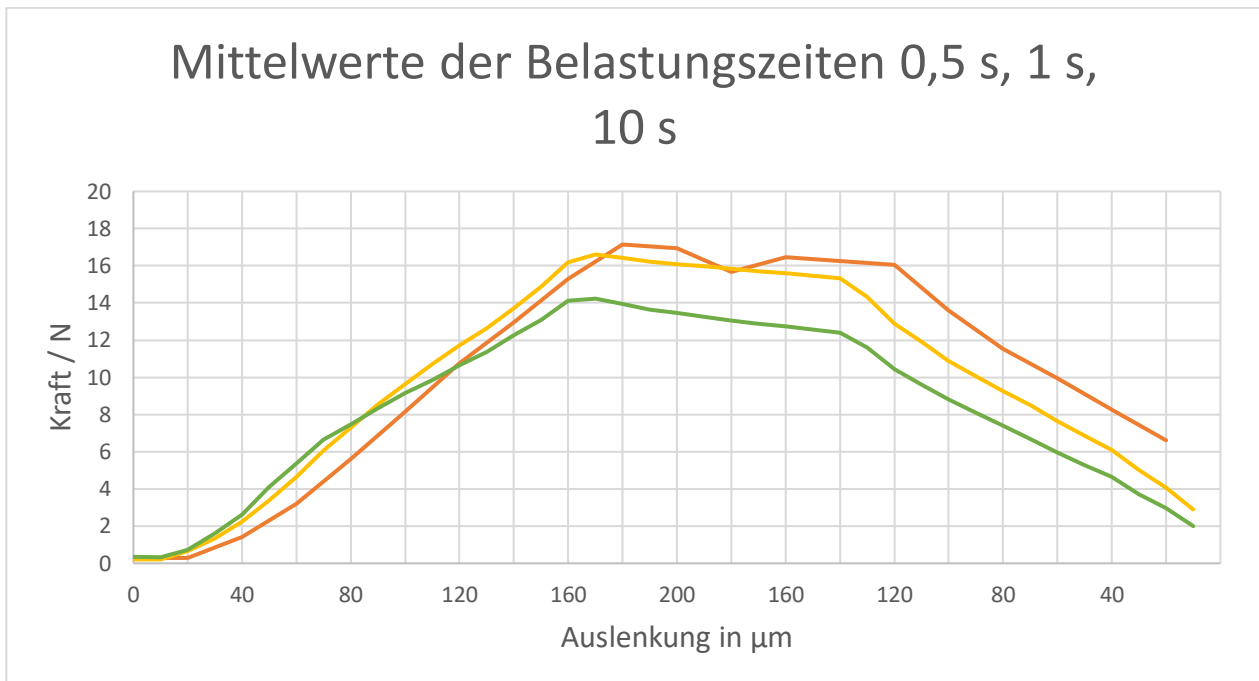


Abb. 21: Zusammenfassung der Mittelwerte aller Messungen in einer Messkurve bei unterschiedlichen Belastungszeiten von 0,5 s (orange), 1 s (gelb) und 10 s (grün) aller Probanden. Die x-Achse zeigt die Zahnauslenkung in μm , die y-Achse die gemessene Kraft in Newton.

Abbildungen 18–21 zeigen die Messkurven der Probanden bei Belastungszeiten von 0,5 s, 1 s und 10 s. Die mittlere Linie (orange, gelb, grün) repräsentiert das arithmetische Mittel aller Messkurven für die jeweilige Belastungszeit. Abbildung 21 fasst die mittleren Kurven aller drei Belastungszeiten zusammen. Die Messkurven lassen sich in drei Phasen unterteilen: die Belastungsphase, in der die für die Zahnauslenkung erforderliche Kraft ansteigt; die Plateauphase, in der die Kraft weitgehend konstant bleibt; und die Entlastungsphase, in der sie wieder abnimmt. Der Verlauf der Messkurven war bei allen drei Belastungszeiten vergleichbar. Bei einer Belastungszeit von 0,5 s zeigte sich in Messschritt 22 (Auslenkung 180 μm , Entlastungsphase) eine deutliche Reduktion der aufgewendeten Kraft. Im Mittel war für die Zahnauslenkung bei der kürzesten Belastungszeit von 0,5 s die größte Kraft erforderlich, gefolgt von 1 s. Die geringste Kraft wurde bei einer Belastungsdauer von 10 s benötigt. Die maximale Kraft einer Messreihe wurde bereits bei einer Auslenkung von etwa 180 μm in der Belastungsphase erreicht, also noch vor der maximalen Auslenkung.

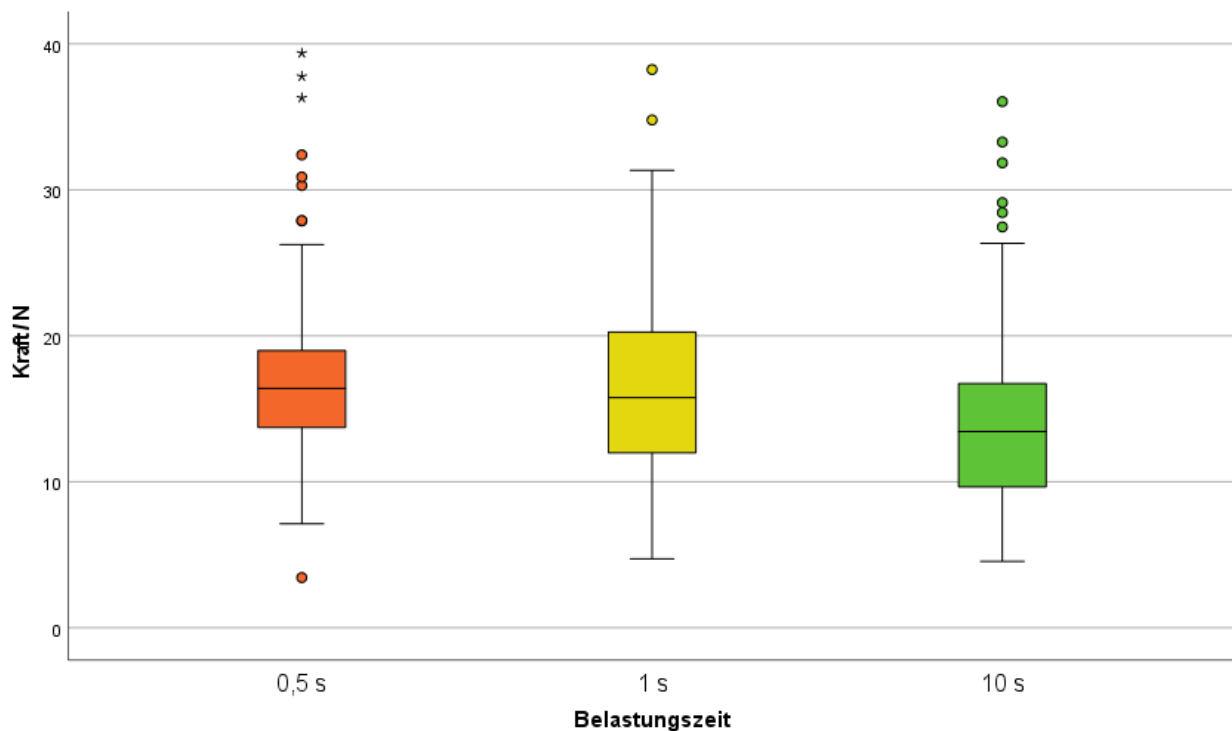


Abb.22: Boxplot-Darstellung der Maximalkräfte bei unterschiedlichen Belastungszeiten von 0,5 s, 1 s und 10 s. Auf der x-Achse findet sich die Belastungszeit in Sekunden, auf der y-Achse dazu benötigte Kraft in Newton. Die x-Achse zeigt die Zahnauslenkung in μm , die y-Achse die gemessene Kraft in Newton.

Abbildung 22 zeigt die benötigten Maximalkräfte für verschiedene Belastungszeiten (0,5 s, 1 s und 10 s) in einem Boxplotdiagramm. Der Median der Maximalkräfte war bei einer Belastungszeit von 0,5 s am höchsten und sank mit zunehmender Belastungsdauer.

Tab. 5: Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung (SD) aller Maximalkräfte (in N) unterteilt in die Belastungszeit, es wird nicht unterteilt in den Belastungszeitpunkt (T1, T2), den Zahnbogen (OK, UK) oder das Geschlecht (weiblich, männlich). Anzahl der Messungen=96 pro Gruppe

Belastungszeit	Minimum	Maximum	Mittelwert	SD	Anzahl
0,5 s	3,441	39,367	17,325	6,567	96
1 s	4,729	38,244	16,710	6,655	96
10 s	4,556	36,046	14,555	6,273	96

Tabelle 5 zeigt die erheblichen individuellen Unterschiede innerhalb der Messwerte. Die benötigte Maximalkraft bei einer Belastungszeit von 0,5 s variierte zwischen 3,4 N und

39,4 N. Im Mittel liegt sie bei ungefähr 17,325 N. Mit zunehmender Belastungszeit sinkt die mittlere Maximalkraft weiter ab.

Tab. 6: Ergebnisse der statistischen Analyse des Vergleiches der Maximalkräfte der unterschiedlichen Belastungszeiten 0,5 s, 1 s und 10s, dargestellt sind die Ergebnisse des Friedman-Tests mit ihrem jeweiligen p -Wert. Anzahl der Messungen=24 pro Gruppe

Friedman-Test (0,5 s vs. 1 s vs. 10 s)	
	p-Wert
OK T1	0,002
OK T2	0,002
UK T1	0,030
UK T2	0,022

Tabelle 6 zeigt die Ergebnisse des Friedman-Tests zur Überprüfung, ob sich die Maximalkräfte zwischen den Belastungszeiten (0,5 s, 1 s, 10 s) signifikant unterscheiden. Der Test wurde separat für jede Gruppe durchgeführt, wobei die Gruppen anhand des Zahnbogens (Oberkiefer, Unterkiefer) sowie des Messzeitpunkts (T1, T2) definiert wurden.

In allen Gruppen ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen den Belastungszeiten ($p < 0,05$). Dies zeigt, dass die Belastungszeit einen signifikanten Einfluss auf die zur Zahnauslenkung erforderliche Maximalkraft hatte.

Da der Friedman-Test jedoch nicht angibt, zwischen welchen Belastungszeiten die Unterschiede bestehen, wurde ein Post-hoc-Test durchgeführt (Tab. 7).

Tab. 7: Ergebnisse der statistischen Analyse des Vergleiches der Maximalkräfte der unterschiedlichen Belastungszeiten 0,5 s, 1 s und 10 s, dargestellt sind die Ergebnisse des Post-hoc-Tests mit ihrem jeweiligen p -Wert. Anzahl der Messungen=24 pro Gruppe

Post-hoc-Test		p -Wert
T1 OK 10 s	vs 1 s	0,028
T1 OK 10 s	vs 0,5 s	0,002
T1 OK 1 s	vs 0,5 s	1,000
T1 UK 10 s	vs 1 s	0,250
T1 UK 10 s	vs 0,5 s	0,028
T1 UK 1 s	vs 0,5 s	1,000
T2 OK 10 s	vs 1 s	0,018
T2 OK 10 s	vs 0,5 s	0,003
T2 OK 1 s	vs 0,5 s	1,000
T2 UK 10 s	vs 1 s	0,052
T2 UK 10 s	vs 0,5 s	0,052
T2 UK 1 s	vs 0,5 s	1,000

Die Analyse ergab, dass bei den Oberkieferzähnen zum Zeitpunkt T1 signifikante Unterschiede zwischen den Belastungszeiten 0,5 s und 10 s (Friedman-Test: $z=1,00$, $p=0,002$, Effektstärke $r=0,20$) sowie zwischen 1 s und 10 s (Friedman-Test: $z=0,750$, $p=0,028$, Effektstärke $r=0,1530$) bestanden. Zwischen den Belastungszeiten 0,5 s und 1 s zeigte sich hingegen kein signifikanter Unterschied (Friedman-Test: $z=0,250$, $p=1,000$). Eine vergleichbare Tendenz zeigte sich auch bei den Oberkieferzähnen zum Zeitpunkt T2, bei denen zwischen den Belastungszeiten 0,5 s und 10 s (Friedman-Test: $z=0,958$, $p=0,003$, Effektstärke $r=0,196$) sowie 1 s und 10 s (Friedman-Test: $z=0,792$, $p=0,018$, Effektstärke $r=0,162$) signifikante Unterschiede festgestellt wurden (Tabelle 7).

Bei den Unterkieferzähnen zum Zeitpunkt T1 wurde ein signifikanter Unterschied zwischen 0,5 s und 10 s (Friedman-Test: $z=0,750$, $p=0,028$, Effektstärke $r=0,153$) beobachtet, während die Vergleiche zwischen 1 s und 10 s (Friedman-Test: $z=0,5$, $p=0,250$) sowie 0,5 s und 1 s (Friedman-Test: $z=0,250$, $p=1,000$) keine Signifikanz

aufwiesen. Zum Zeitpunkt T2 konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Belastungszeiten festgestellt werden ($p > 0,05$) (Tabelle 7).

Die berechneten Effektstärken für die signifikanten Unterschiede deuten in allen Fällen auf eine geringe Effektgröße hin. Dies zeigt, dass die Belastungszeit zwar einen signifikanten Einfluss auf die Maximalkraft hatte, die Unterschiede zwischen den einzelnen Belastungszeiten jedoch gering ausgeprägt waren.

3.2.2 Auswirkungen des Messzeitpunktes

Zur Untersuchung möglicher Schwankungen der Messergebnisse zu verschiedenen Zeitpunkten wurden wiederholte Messungen durchgeführt. Dabei wurden die Messungen am früheren Tageszeitpunkt (T1) mit denen zu einem späteren Zeitpunkt (T2) verglichen. Die Messzeitpunkte wurden nicht exakt definiert. Zwischen den beiden Messungen einer Person lag ein Mindestabstand von zwei Stunden.

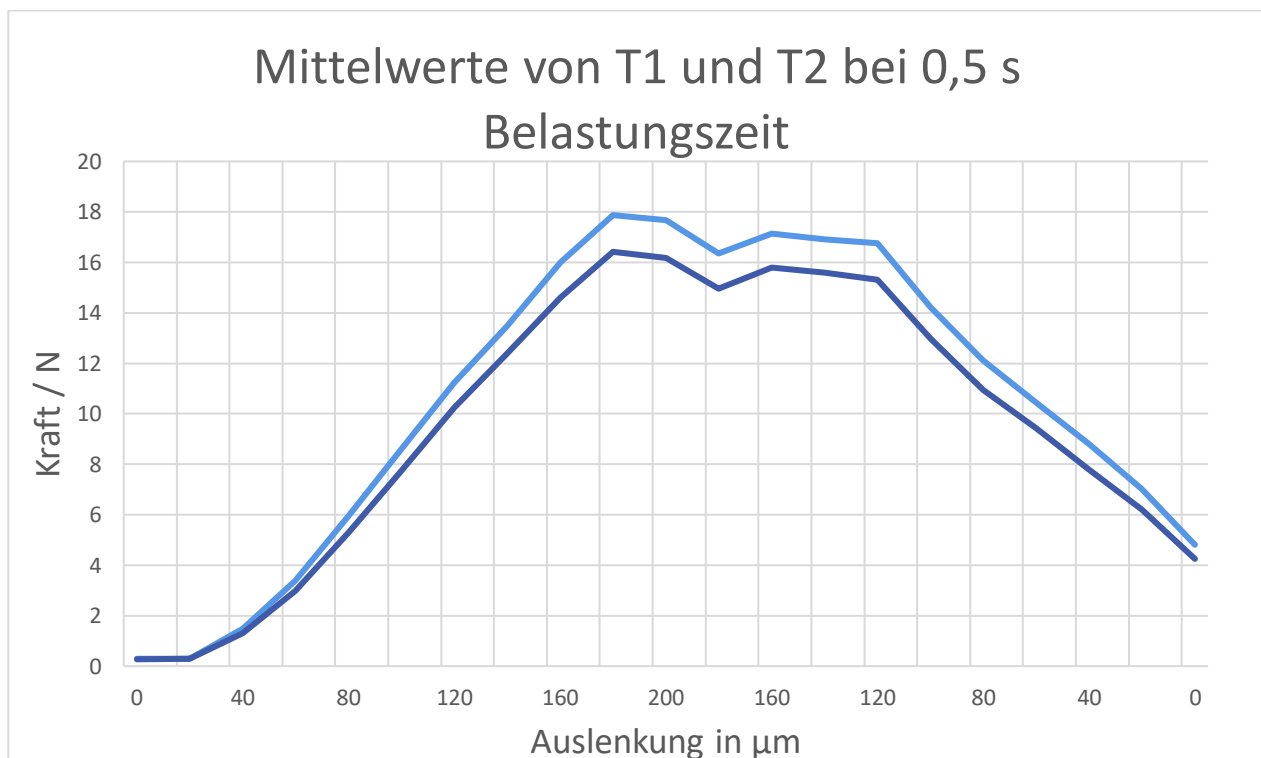


Abb. 23: Mittelwerte aller Messungen in einer Messkurven zum Zeitpunkt T1 (hellblau) und T2 (dunkelblau) bei einer Belastungszeit von 0,5 s. Die x-Achse zeigt die Zahnauslenkung in μm , die y-Achse die gemessene Kraft in Newton.

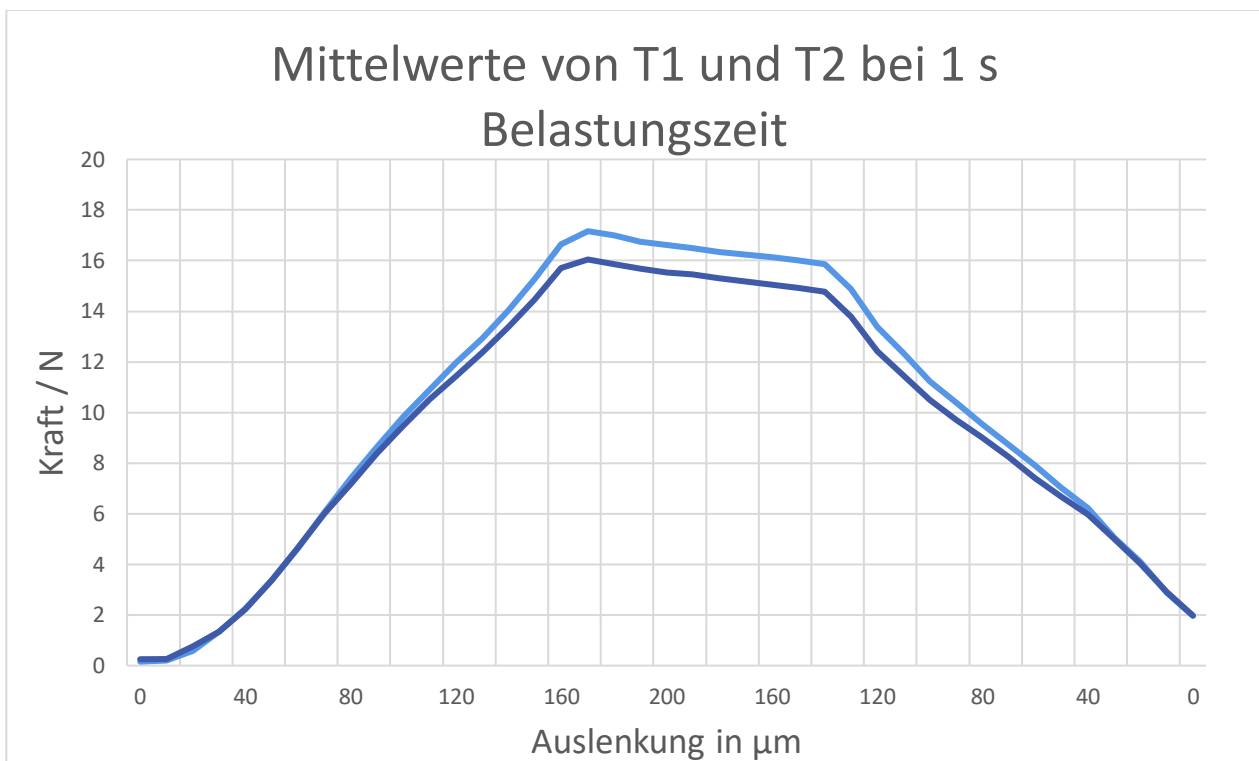


Abb. 24: Mittelwerte aller Messungen in einer Messkurven zum Zeitpunkt T1 (hellblau) und T2 (dunkelblau) bei einer Belastungszeit von 1 s. Die x-Achse zeigt die Zahnauslenkung in μm , die y-Achse die gemessene Kraft in Newton.

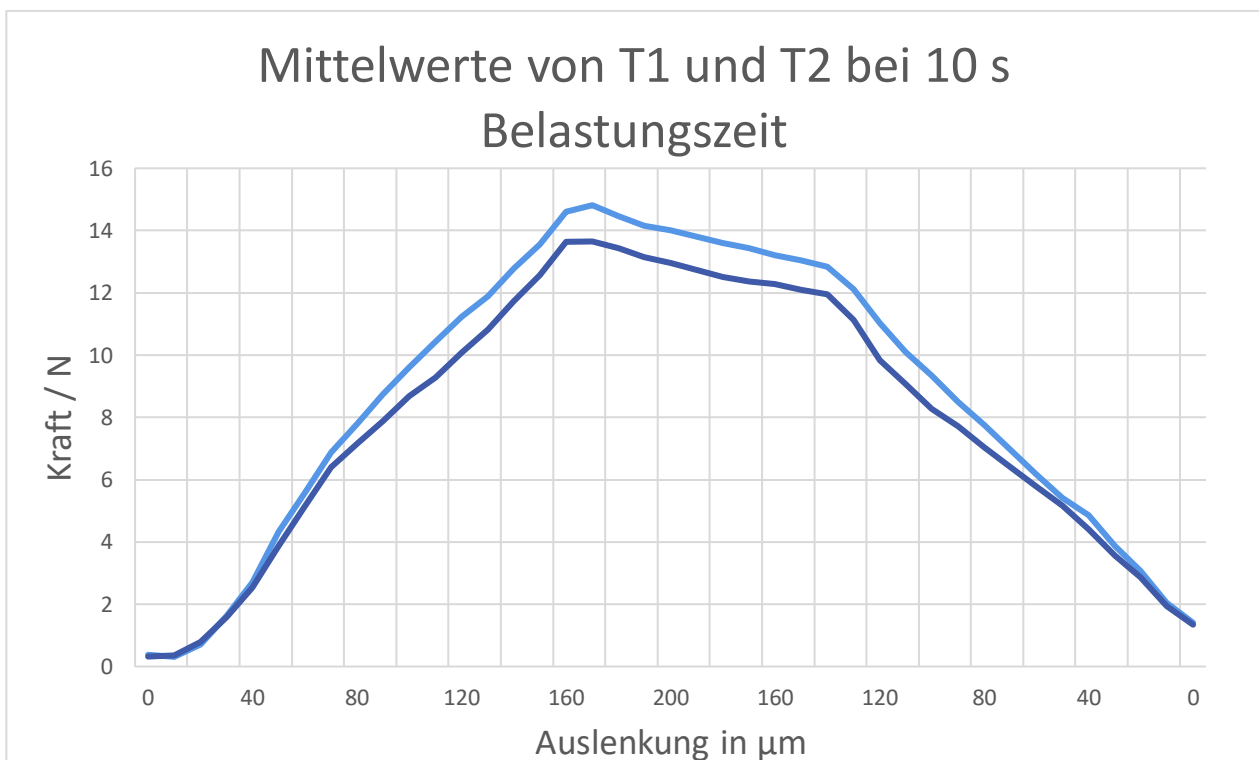


Abb. 25: Mittelwerte aller Messungen in einer Messkurven zum Zeitpunkt T1 (hellblau) und T2 (dunkelblau) bei einer Belastungszeit von 10 s. Die x-Achse zeigt die Zahnauslenkung in μm , die y-Achse die gemessene Kraft in Newton.

Abbildungen 23 bis 25 zeigen den Verlauf der mittleren Kraft-Auslenkungs-Kurven für die Zahnauslenkung zu den Zeitpunkten T1 und T2, jeweils für die drei unterschiedlichen Belastungszeiten. Alle Messkurven lassen sich in drei Phasen unterteilen: eine Belastungsphase, in der die für die Zahnauslenkung erforderliche Kraft ansteigt; eine Plateauphase mit weitgehend konstanter Kraft; und eine Entlastungsphase, in der die Kraft wieder abnimmt. Der Verlauf der Messkurven von T1 und T2 war weitgehend ähnlich.

Die Maximalkraft trat bereits vor Erreichen der maximalen Auslenkung von 200 μm auf. Die Maximalkraft der mittleren Messkurven trat bei einer Zahnauslenkung von 180 μm auf. Sie lag zum Zeitpunkt T1 und einer Belastungsdauer von 0,5 s bei ungefähr 17,9 N (blau) und zum Zeitpunkt T2 ungefähr 16,4 N (orange). In allen Kurven zeigte sich ein nichtlineares Kraft-Auslenkungsverhältnis.

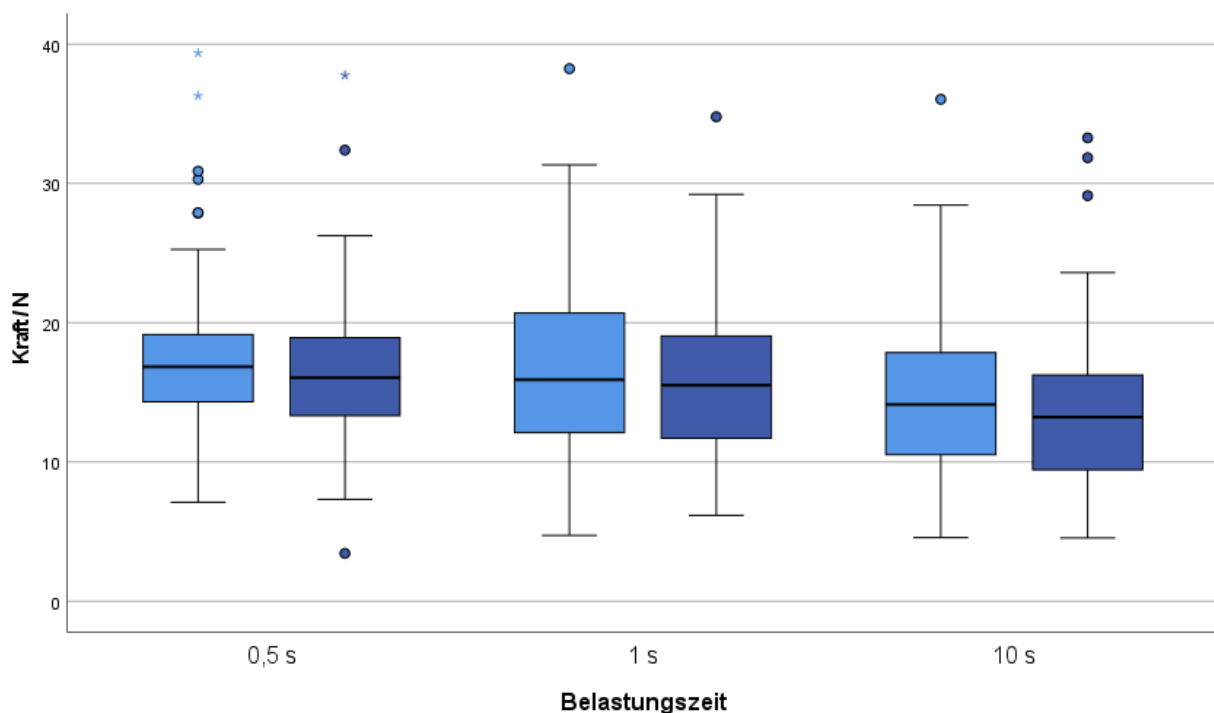


Abb. 26: Boxplot-Darstellung der Maximalkräfte bei unterschiedlichen Belastungszeiten von 0,5 s, 1 s und 10 s zu den Zeitpunkten T1 (hellblau) und T2 (dunkelblau). Auf der x-Achse findet sich die Belastungszeit in Sekunden, auf der y-Achse dazu benötigte Kraft in Newton.

Der Median der Maximalkräfte der Messreihen war zum Zeitpunkt T1 und T2 bei gleicher Belastungszeit nahezu identisch. Mit zunehmender Belastungszeit nahm der Median der Maximalkräfte in beiden Gruppen ab (Abbildung 26).

Tab.8: Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung (SD) aller Maximalkräfte (in N) unterteilt in die Belastungszeit und den Messzeitpunkt T1 und T2, n= 48, von jedem Probanden wurde ein OK- und ein UK-Zahn ausgelenkt. Anzahl der Messungen=48 pro Gruppe

	Belastungszeit	Minimum	Maximum	Mittelwert	SD	Anzahl
T1	0,5 s	7,121	39,367	17,977	6,789	48
	1 s	4,729	38,244	17,187	7,035	48
	10 s	4,579	36,046	14,996	6,428	48
T2	0,5 s	3,441	37,770	16,674	6,340	48
	1 s	6,167	34,789	16,234	6,290	48
	10 s	4,556	33,277	14,115	6,150	48

Tabelle 8 enthält 48 Messkurven, da bei jedem der 24 Probanden ein Oberkiefer- sowie ein Unterkieferzahn ausgelenkt wurden. In der Tabelle wird keine Differenzierung nach dem Geschlecht oder Zahnbogen vorgenommen. Der Mittelwert der Maximalkräfte lag bei einer Belastungszeit von 0,5 s bei etwa 18 N zu T1 und rund 16,7 N zu T2. Auch bei den Belastungszeiten von 1 s und 10 s ist der Mittelwert der Maximalkräfte zu T1 stets leicht höher als zu T2 (Tabelle 8).

Der Wilcoxon-Test wurde angewendet, um zu überprüfen, ob sich die Maximalkräfte zwischen den Messzeitpunkten T1 und T2 signifikant unterschieden. Die Nullhypothese besagt, dass keine Unterschiede zwischen den Maximalkräften der beiden Zeitpunkte bestanden.

Tab. 9: Ergebnisse der statistischen Analyse des Vergleiches der Maximalkräfte zu den Zeitpunkten T1 und T2, unterteilt in den Zahnbogen (OK, UK) und die Belastungszeit (0,5 s, 1 s, 10 s), dargestellt sind die Ergebnisse des Wilcoxon-Tests mit ihrem jeweiligen p -Wert. Anzahl der Messungen=24 pro Gruppe

Wilcoxon-Test, T1 vs. T2	
	p-Wert
OK 0,5 s	0,587
OK 1 s	0,607
OK 10 s	0,209
UK 0,5 s	0,179
UK 1 s	0,346
UK 10 s	0,391

Die Analyse erfolgte getrennt für den Oberkiefer (OK) und den Unterkiefer (UK) sowie für jede Belastungszeit (0,5 s, 1 s und 10 s) (Tabelle 9). In allen Vergleichen lag der p -Wert über dem Signifikanzniveau von 0,05, sodass die Nullhypothese nicht verworfen werden konnte. Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Maximalkräften der Belastungszeitpunkte T1 und T2 festgestellt werden.

Da in allen Gruppen der p -Wert oberhalb des Signifikanzniveaus lag, deutet dies darauf hin, dass der Messzeitpunkt keinen signifikanten Einfluss auf die zur Zahnauslenkung erforderliche Maximalkraft hatte (Tabelle 9).

3.2.3 Auswirkungen des Zahnbogens

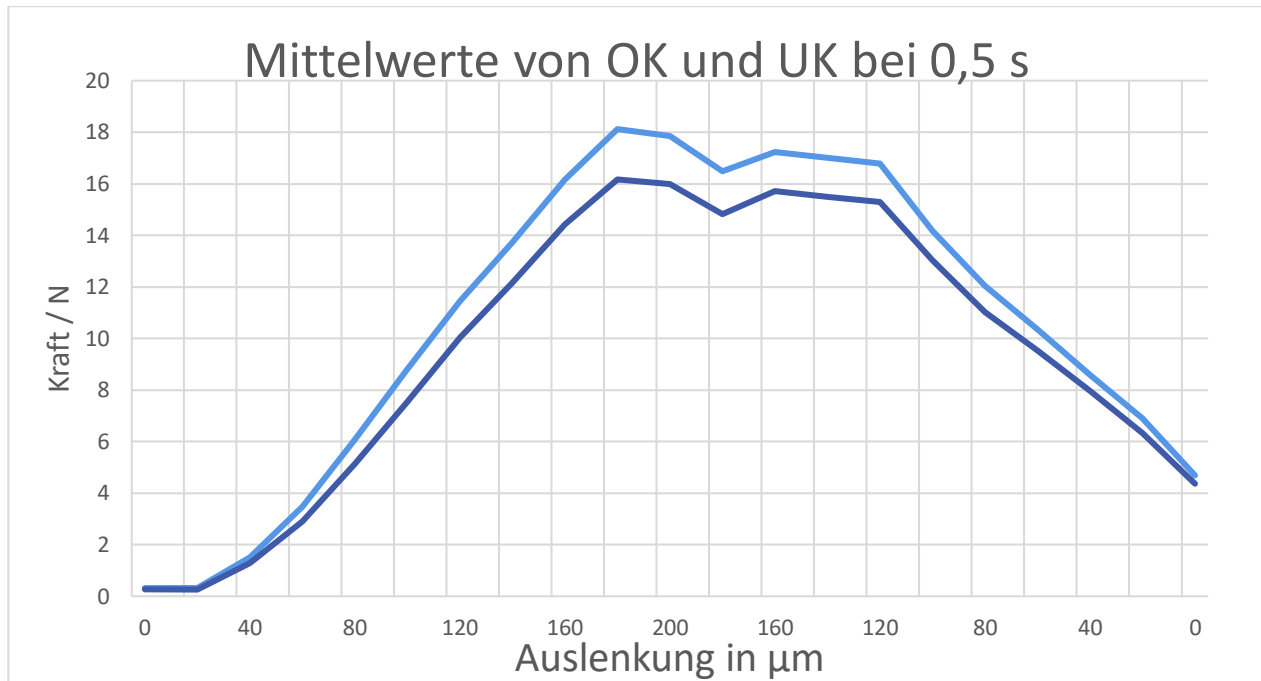


Abb. 27: Mittelwerte aller Messungen in einer Messkurven der Oberkiefer- (hellblau) und Unterkieferfrontzähne (dunkelblau) bei einer Belastungszeit von 0,5 s. Die x-Achse zeigt die Zahnauslenkung in μm , die y-Achse die gemessene Kraft in Newton.

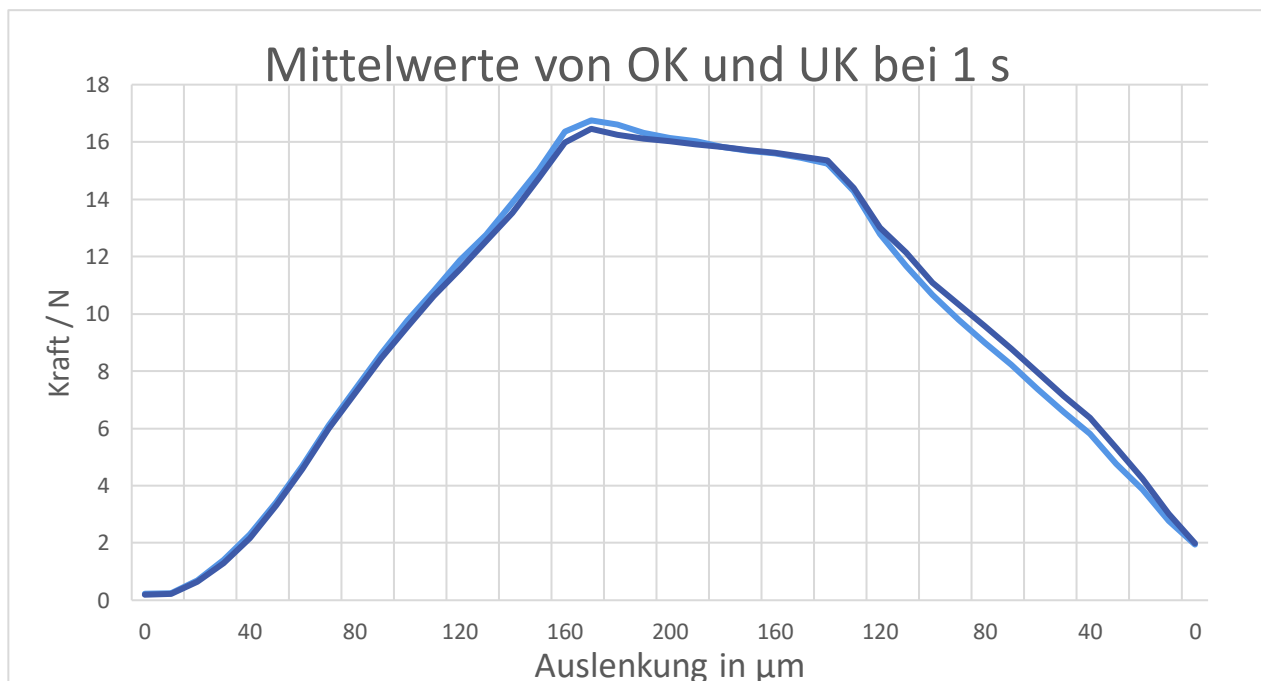


Abb. 28: Mittelwerte aller Messungen in einer Messkurven der Oberkiefer- (hellblau) und Unterkieferfrontzähne (dunkelblau) bei einer Belastungszeit von 1 s. Die x-Achse zeigt die Zahnauslenkung in μm , die y-Achse die gemessene Kraft in Newton.

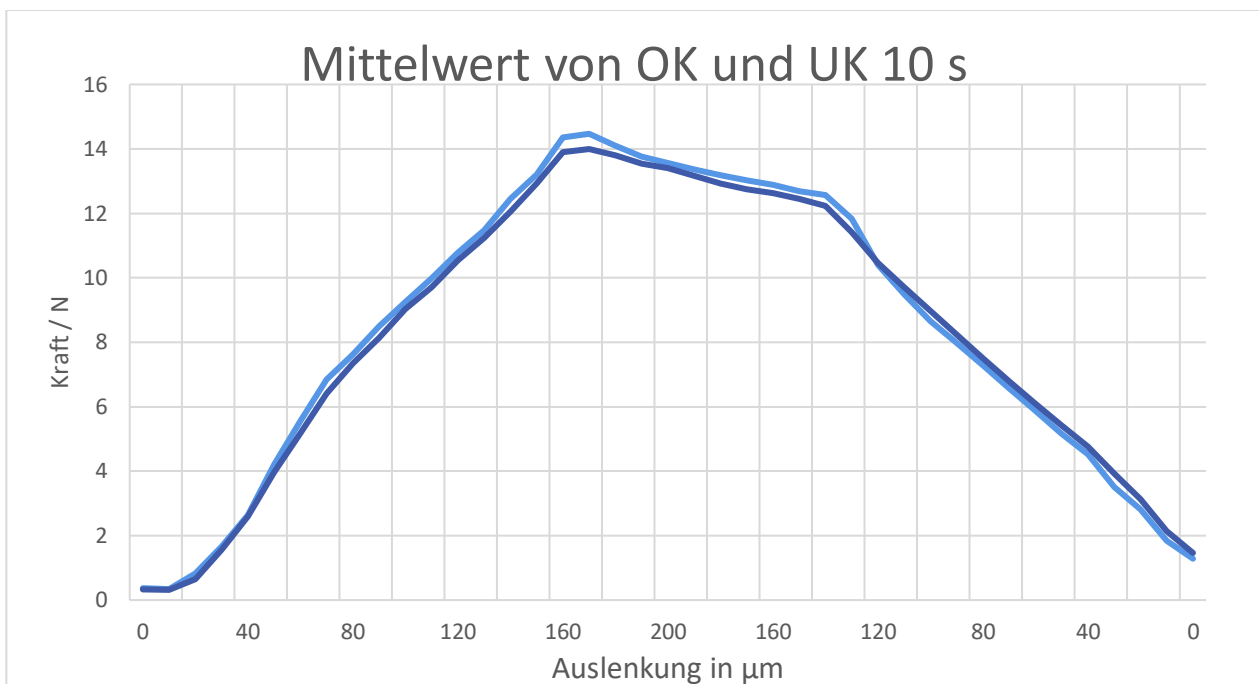


Abb. 29: Mittelwerte aller Messungen in einer Messkurven der Oberkiefer- (hellblau) und Unterkieferfrontzähne (dunkelblau) bei einer Belastungszeit von 10 s. Die x-Achse zeigt die Zahnauslenkung in μm , die y-Achse die gemessene Kraft in Newton.

Die in Abbildung 27 bis 29 dargestellten Kurven zeigen ein nichtlineares Kraft-Auslenkungsverhalten, das sich in drei Phasen unterteilen ließ: eine Belastungsphase mit ansteigender Kraft, eine Plateauphase mit nur langsam sinkendem Kraftniveau und eine Entlastungsphase mit abnehmender Kraft. Die Unterschiede in den Kurvenverläufen zwischen Ober- und Unterkieferzähnen sowie die maximale Kraft waren insbesondere bei der kürzesten Belastungszeit von 0,5 Sekunden am deutlichsten ausgeprägt. Die maximale Kraft wurde bei allen Belastungszeiten bei einer Auslenkung von etwa 180 μm in der Belastungsphase erreicht. Mit zunehmender Belastungszeit nahm die mittlere Maximalkraft sowohl bei den Unterkiefer- als auch bei den Oberkieferzähnen ab.

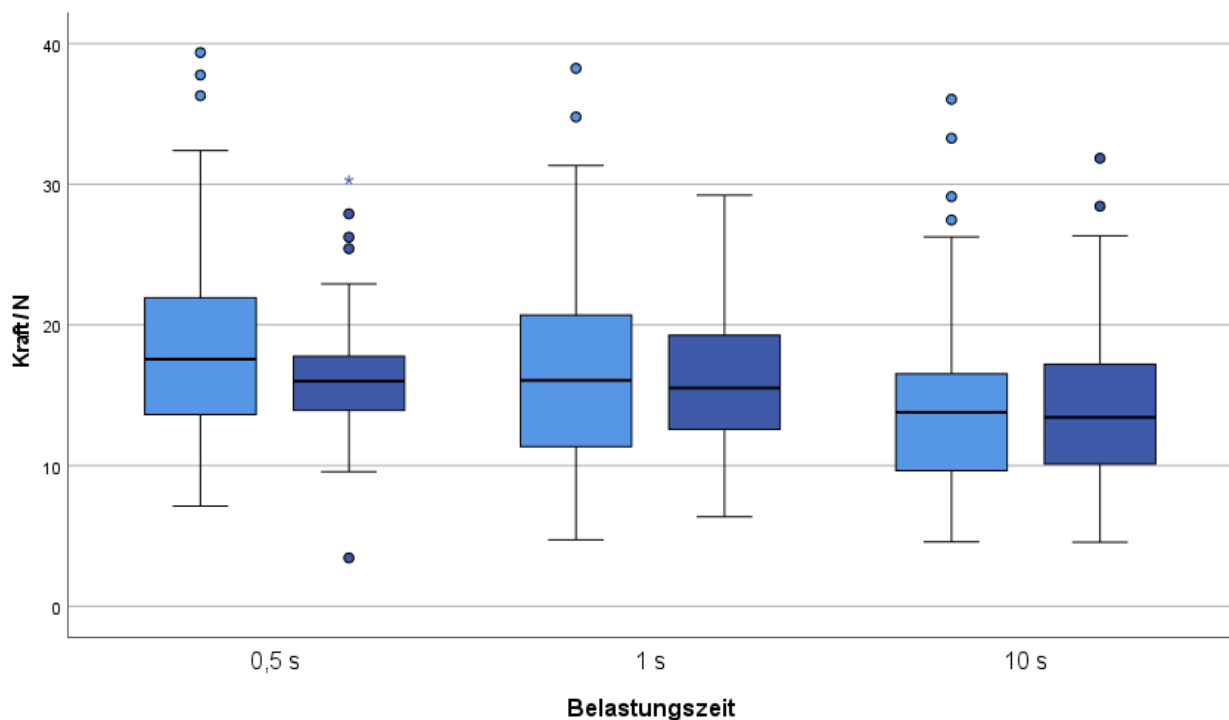


Abb. 30: Boxplot-Darstellung der Maximalkräfte aller Ober- (hellblau) und Unterkieferzähne (dunkelblau) bei Belastungszeiten von 0,5 s, 1 s und 10 s. Die x-Achse zeigt die Belastungszeit in Sekunden, die y-Achse die benötigte Kraft in Newton.

Abbildung 30 zeigt, dass der Median mit zunehmender Belastungszeit abnahm. Dies galt sowohl für die Ober- als auch für die Unterkieferfrontzähne. Die Unterschiede zwischen den Medianwerten waren minimal.

Tab. 10: Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung (SD) aller Maximalkräfte (in N) unterteilt in die Belastungszeit und des Zahnbogens.

	Belastungszeit	Minimum	Maximum	Mittelwert	SD	Anzahl
Alle	0,5 s	3,441	39,367	17,325	6,567	96
	1 s	4,729	38,244	16,710	6,654	96
	10 s	4,556	36,046	14,554	6,273	96
OK	0,5 s	7,121	39,367	18,317	7,823	48
	1 s	4,729	38,244	16,780	7,514	48
	10 s	4,579	36,046	14,844	6,840	48
UK	0,5 s	3,441	30,299	16,332	4,893	48
	1 s	6,368	29,223	16,621	5,747	48
	10 s	4,556	31,851	14,266	5,708	48

Tabelle 10 umfasst sämtliche Messungen ($n=96$), ohne eine Differenzierung nach Geschlecht, Belastungszeitpunkt (T1 oder T2) oder Belastungszeit. Der Mittelwert der Maximalkräfte war für alle Zähne sowie für die Oberkieferzähne bei einer Belastungszeit von 0,5 s am höchsten, gefolgt von 1 s. Die geringsten Mittelwerte wurden bei einer Belastungszeit von 10 s ermittelt. Bei den Unterkieferzähnen waren die mittleren Maximalkräfte bei 0,5 s und 1 s nahezu identisch, während der Mittelwert bei 10 s deutlich niedriger war.

Tab. 11: Ergebnisse der statistischen Analyse des Vergleiches der Maximalkräfte zu der Ober- und Unterkieferzähne, unterteilt in den Belastungszeitpunkt (T1, T2) und die Belastungszeit (0,5 s, 1 s, 10 s) dargestellt sind die Ergebnisse des Wilcoxon-Tests mit ihrem jeweiligen p -Wert. Anzahl der Messungen=24 pro Gruppe

Wilcoxon-Test, OK vs. UK	
	p -Wert
T1 0,5 s	0,658
T1 1 s	0,920
T1 10 s	0,891
T2 0,5 s	0,134
T2 1 s	0,932
T2 10 s	0,920

Zur Überprüfung eines möglichen Unterschieds zwischen den Maximalkräften der Ober- und Unterkieferfrontzähne wurde ein Wilcoxon-Test durchgeführt. Die Analyse erfolgte separat für die verschiedenen Belastungszeiten (0,5 s, 1 s, 10 s) und Messzeitpunkte (T1, T2) (Tabelle 11). In allen Vergleichen war $p > 0,05$, sodass die Nullhypothese nicht verworfen werden konnte.

Beispielsweise zeigte der Vergleich der Maximalkräfte bei einer Belastungszeit von 0,5 s zum Zeitpunkt T1 zwischen Ober- und Unterkieferzähnen einen p -Wert von 0,658 (Tabelle 11). Da auch in den übrigen Gruppen keine signifikanten Unterschiede festgestellt wurden, deuteten die Ergebnisse darauf hin, dass der Zahnbogen keinen signifikanten Einfluss auf die zur Zahnauslenkung erforderliche Maximalkraft hatte.

3.2.4 Auswirkungen des Geschlechts

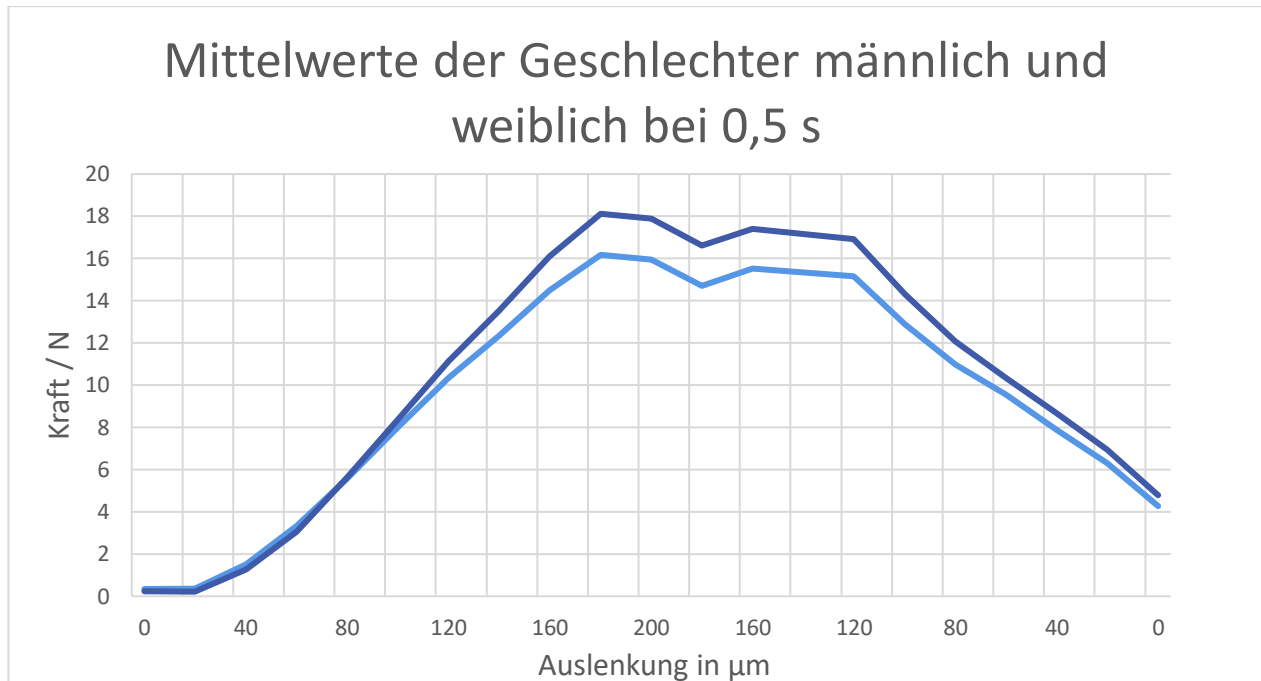


Abb. 31: Mittelwerte aller Messungen in einer Messkurven der Frauen (hellblau) und Männer (dunkelblau) bei einer Belastungszeit von 0,5 s. Die x-Achse zeigt die Zahnauslenkung in μm , die y-Achse die gemessene Kraft in Newton.

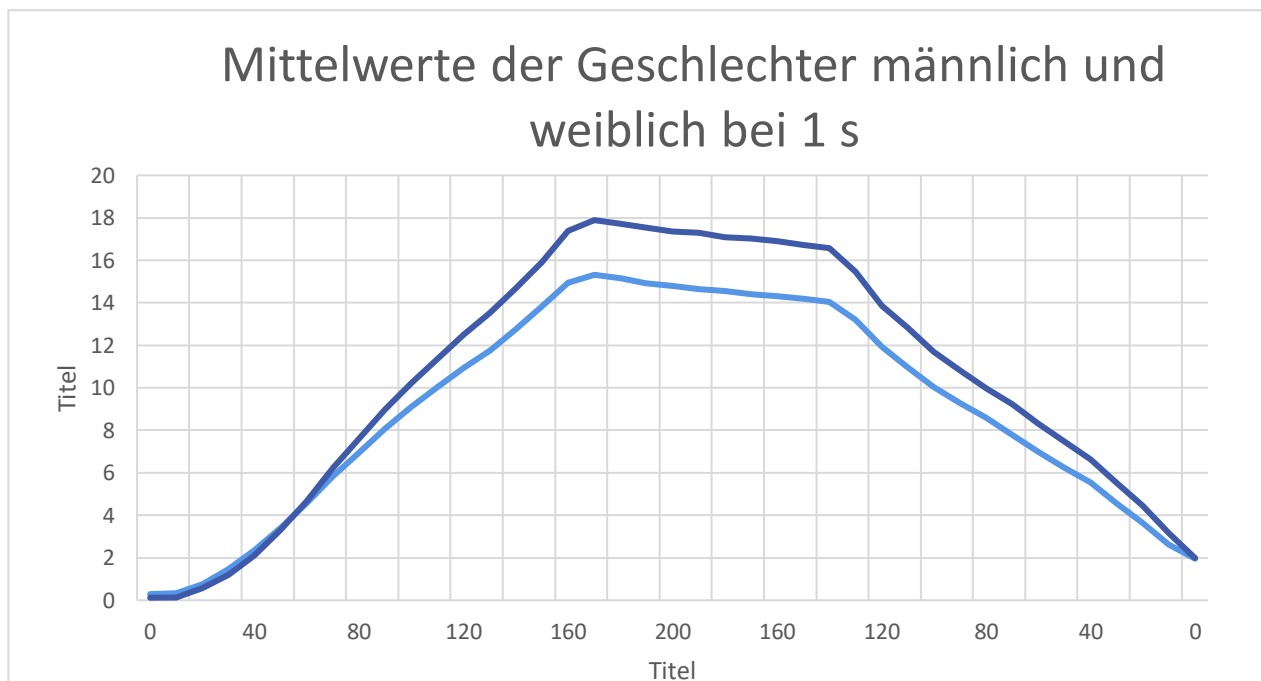


Abb. 32: Mittelwerte aller Messungen in einer Messkurven der Frauen (hellblau) und Männer (dunkelblau) bei einer Belastungszeit von 1 s. Die x-Achse zeigt die Zahnauslenkung in μm , die y-Achse die gemessene Kraft in Newton.

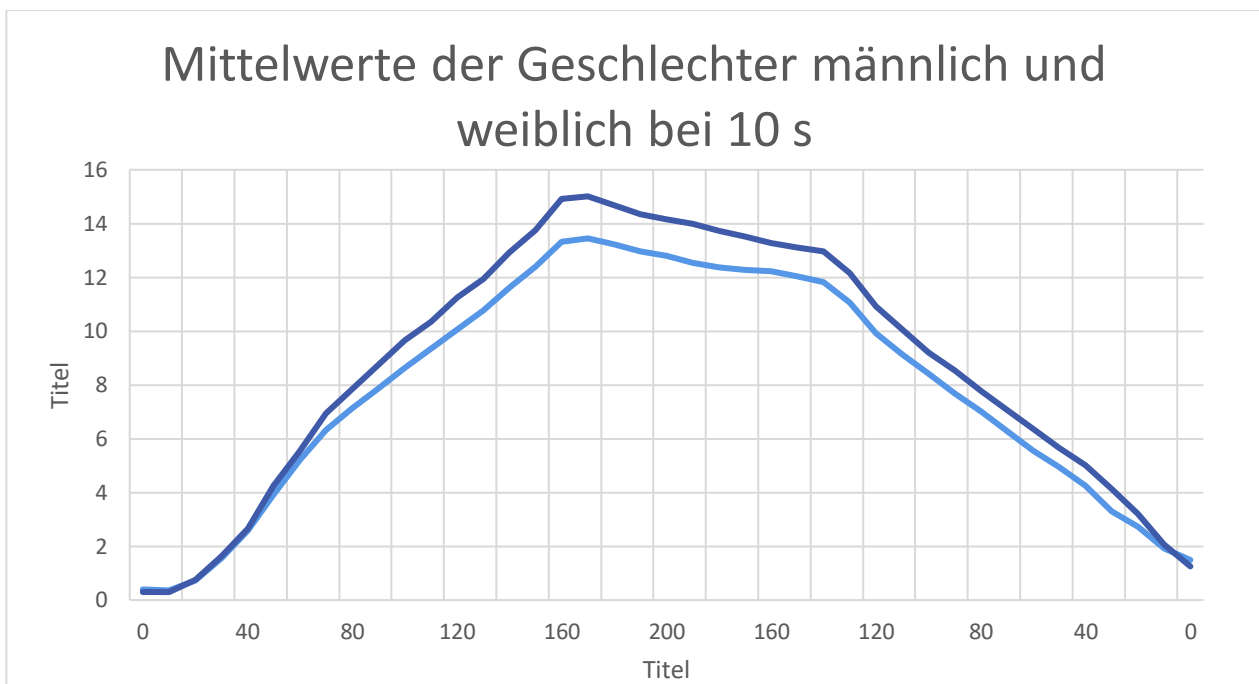


Abb. 33: Mittelwerte aller Messungen in einer Messkurven der Frauen (hellblau) und Männer (dunkelblau) bei einer Belastungszeit von 10 s. Die x-Achse zeigt die Zahnauslenkung in μm , die y-Achse die gemessene Kraft in Newton.

Die Abbildungen 31 bis 33 zeigen die mittleren Kraft-Auslenkungskurven, getrennt nach Geschlecht. Im Mittel war die für die Zahnauslenkung erforderliche Kraft bei männlichen Probanden höher als bei weiblichen Probandinnen. Die größten Unterschiede zwischen den Messkurven zeigten sich in der Plateauphase (Abbildung 31-33). In den letzten beiden Messschritten näherten sich die Kraftwerte beider Geschlechter wieder an. Die Maximalkraft der Mittelwertkurven wurde jeweils bei Messschritt 18, entsprechend einer Auslenkung von 180 μm , erreicht. Der Verlauf der Kurven war nichtlinear.

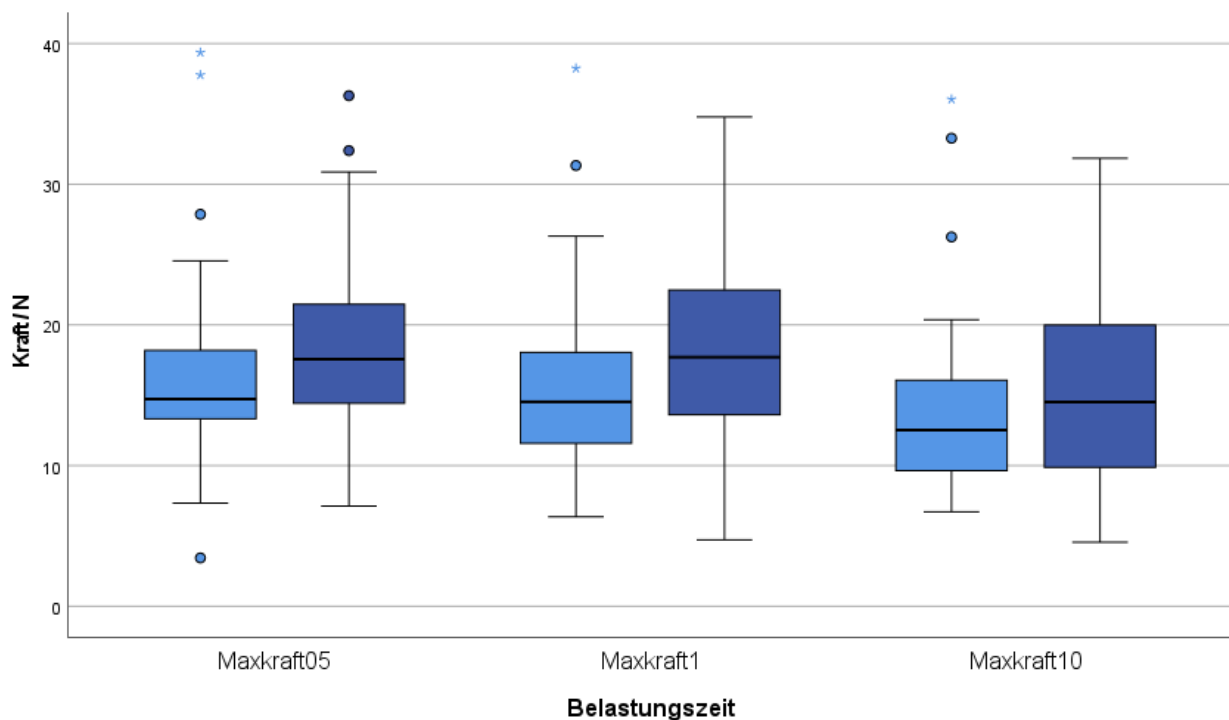


Abb.34: Boxplot-Darstellung der Maximalkräfte aller Zähne, getrennt nach männlichen (dunkelblau) und weiblichen (hellblau) Probanden, bei Belastungszeiten von 0,5 s, 1 s und 10 s.

Abbildung 34 zeigt die gemessenen Maximalkräfte als Boxplot-Darstellung für Männer und Frauen. Die Maximalkräfte der weiblichen Probandinnen waren im Mittel geringer als die der männlichen Probanden. Der Interquartilsabstand war bei den weiblichen Probandinnen kleiner

Tab.12: Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung (SD) der Maximalkräfte weiblicher und männlicher Probanden unterteilt in die Belastungszeit, Anzahl der Messungen=48 pro Gruppe

	Belastungszeit	Minimum	Maximum	Mittelwert	SD	Anzahl
weiblich	0,5 s	3,441	39,367	16,29904	6,491622	48
	1 s	6,368	38,244	15,36250	5,912948	48
	10 s	6,724	36,046	13,73150	5,943454	48
männlich	0,5 s	7,121	36,300	18,35131	6,547620	48
	1 s	4,729	34,789	18,05883	7,129682	48
	10 s	4,556	31,851	15,37935	6,544204	48

Die mittlere Maximalkraft für eine Zahnauslenkung bei einer Belastungszeit von 0,5 s und 1 s betrug bei weiblichen Probandinnen zwischen 15 und 16 Newton (Tabelle 12).

Bei männlichen Probanden betrug die mittlere Maximalkraft für dieselben Belastungszeiten etwa 18 Newton. Auch bei einer längeren Belastungsdauer von 10 Sekunden betrug der Mittelwert der Maximalkräfte bei den Frauen etwa 13,7 Newton und bei den Männern 15,4 Newton. Die höchste gemessene Maximalkraft von 39,37 Newton wurde bei einer weiblichen Probandin bei einer Belastungszeit von 0,5 s gemessen. Die geringste gemessene Kraft betrug 3,44 Newton und wurde ebenfalls bei einer weiblichen Probandin unter einer Belastungszeit von 0,5 s erfasst (Tabelle 12).

Tab. 13: Ergebnisse der statistischen Analyse des Vergleiches der Maximalkräfte zwischen weiblichen und männlichen Probanden, unterteilt in Belastungszeit (0,5 s, 1 s, 10 s), Zahnbogen (OK, UK) und Belastungszeitpunkt (T1, T2), dargestellt sind die Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests mit ihrem jeweiligen *p*-Wert. Anzahl der Messungen=24 pro Gruppe

Mann-Whitney-U-Test, Männer vs. Frauen	
	<i>p</i>-Wert
T1 OK 0,5 s	0,887
T1 OK 1 s	0,378
T1 OK 10 s	0,514
T2 OK 0,5 s	0,630
T2 OK 1 s	0,932
T2 OK 10 s	0,671
T1 UK 0,5 s	0,101
T1 UK 1 s	0,014
T1 UK 10 s	0,378
T2 UK 0,5 s	0,060
T2 UK 1 s	0,198
T2 UK 10 s	0,160

Zum Vergleich der Maximalkräfte zwischen männlichen und weiblichen Probanden wurde ein Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Die Analyse erfolgte getrennt nach Belastungszeiten (0,5 s, 1 s, 10 s), Zahnbogen (Oberkiefer, Unterkiefer) und

Messzeitpunkten (T1, T2) (Tabelle 13). In den meisten Vergleichen lag der p -Wert über 0,05, sodass die Nullhypothese nicht verworfen werden konnte.

Ein signifikanter Unterschied wurde ausschließlich bei den Unterkieferzähnen zum Zeitpunkt T1 mit einer Belastungszeit von 1 s festgestellt (Mann-Whitney-U-Test: $U=30,000$, $p=0,014$, $n=24$, Effektstärke $r=0,495$, Tabelle 13). Hier war die zur Zahnauslenkung erforderliche Maximalkraft bei männlichen Probanden signifikant höher als bei weiblichen Probandinnen. In allen anderen Gruppen zeigte sich kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$, Tabelle 13).

Da nur in einer einzelnen Vergleichsgruppe eine Signifikanz nachgewiesen wurde, während in allen anderen Gruppen keine signifikanten Unterschiede festgestellt wurden, bleibt unklar, ob das Geschlecht einen systematischen Einfluss auf die Maximalkräfte hat. Eine eindeutige Aussage ist auf Grundlage der vorliegenden Daten nicht möglich.

4. Diskussion

Ziel dieser klinisch-experimentellen *in-vivo* Studie war die Analyse der Beweglichkeit natürlicher Zähne parodontal gesunder Probanden sowie die Untersuchung des Einflusses von Belastungsgeschwindigkeit, Geschlecht, Zahnbogen und Messzeitpunkt. Ein präzises Verständnis biomechanischer Vorgänge beim gesunden Parodont ist eine notwendige Voraussetzung für weiterführende Untersuchungen und die Interpretation von Befunden am erkrankten Parodont. Hierzu wurden bei 24 Probanden jeweils ein Oberkiefer- und Unterkieferfrontzahn mithilfe eines intraoralen Belastungsgerätes um 200 μm ausgelenkt, während die dabei benötigte maximale Kraft aufgezeichnet wurde.

Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass die Maximalkraft zur Zahnauslenkung signifikant von der Belastungszeit abhängt. Kürzere Belastungszeiten (0,5 s) erforderten höhere Kräfte, während längere Belastungszeiten (10 s) geringere Maximalkräfte erforderten. Statistische Analysen bestätigten diesen Zusammenhang, da die p-Werte in allen untersuchten Gruppen unter 0,05 lagen. Im Gegensatz dazu zeigten die Messzeitpunkte T1 und T2 keine signifikanten Unterschiede in den gemessenen Maximalkräften auf. Die p-Werte lagen für alle Belastungszeiten und Zahnbögen über 0,05. Auch zwischen Ober- und Unterkieferzähnen zeigten sich keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$).

Geschlechtsspezifische Unterschiede waren im Mittel erkennbar, jedoch ohne konsistente Signifikanz: Männliche Probanden benötigten tendenziell eine höhere Kraft zur Zahnauslenkung als weibliche Probandinnen. Dieser Unterschied erreichte jedoch nur in einer einzigen Vergleichsgruppe statistische Signifikanz: Bei einer Belastungszeit von 1 Sekunde an Unterkieferzähnen zum Messzeitpunkt T1 lag der p-Wert bei 0,014, während in allen anderen Gruppen $p > 0,05$ lag. Dies deutet darauf hin, dass der Einfluss des Geschlechts auf die Maximalkraft zur Zahnauslenkung begrenzt ist und sich nicht systematisch in allen Messbedingungen nachweisen ließ.

4.1 Diskussion von Material und Methode, mögliche Fehlerquellen

Ein Vergleich der Probanden erfolgte unter Berücksichtigung potenzieller Fehlerquellen, insbesondere hinsichtlich folgender Aspekte:

- Auswahl der Probanden
- Durchführung der Messung

- Compliance der Probanden
- Versuchsaufbau, Aufbau des IOBG

Die Auswahl der Probanden könnte Auswirkungen auf die späteren Ergebnisse haben. Individuelle Faktoren können das biomechanische Verhalten eines Zahns beeinflussen. Dazu gehören unter anderem die Geometrie der Zähne, Wurzellänge, Höhe des Alveolarknochens (Tanne et al., 1991) und entzündliche Erkrankungen (Fehr und Mühlemann, 1956). In diesem Versuchsaufbau lag das durchschnittliche Alter bei ca. 25 Jahren. Dies entspricht nicht dem mittleren Alter der Allgemeinbevölkerung. Für diese Studie ist jedoch eine parodontal gesunde Bezahnung Voraussetzung. Folglich sinkt das Alter der gewählten Probanden durch dieses Kriterium. Durch die strikten Auswahlkriterien wiesen die Probanden weitgehend homogene Merkmale auf, wodurch eine hohe Vergleichbarkeit der Ergebnisse gewährleistet wurde. Trotz dieser Homogenität ist die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die allgemeine Bevölkerung eingeschränkt, da ältere Personen und solche mit parodontalen Erkrankungen nicht berücksichtigt wurden. Eine größere und breiter gestreute Stichprobe könnte möglicherweise zu allgemeineren Aussagen über die Zahnbeweglichkeit führen.

Die Einhaltung des vorgegebenen Versuchsaufbaus ist obligat. Dabei wurde besonderes Augenmerk auf die korrekte Haltung, die optimale Sitzposition und die weitgehende Unbeweglichkeit der Probanden gelegt. Eine regelmäßige Kontrolle und, falls erforderlich, Anpassung der Körperhaltung waren unverzichtbar, um eine möglichst standardisierte Versuchsdurchführung sicherzustellen. Dennoch ließen sich minimale, nicht sichtbare Bewegungen, etwa durch Atmung oder Schluckvorgänge der Probanden, weder vollständig vermeiden noch zuverlässig erfassen. Solche unvermeidbaren Abweichungen könnten potenziell einen Einfluss auf die inter- und intraindividuellen Variationen haben. Diese Variabilität stellt eine methodische Limitation dar, da nicht ausgeschlossen werden kann, dass geringfügige Bewegungen der Probanden die Messwerte beeinflusst haben. Dies könnte insbesondere bei geringen Kraftunterschieden zu einer Reduktion der statistischen Aussagekraft geführt haben. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung deuten jedoch nicht darauf hin, dass eventuellen Bewegungen einen Einfluss auf die Ergebnisse gehabt haben.

Die Schiene wurde einheitlich und gemäß dem Standardverfahren gefertigt. Der drucklose Kontakt des Stempels wurde sowohl visuell als auch über den Rechner überprüft, um eine konsistente Ausgangsbasis sicherzustellen. Eine ausreichende Relaxationszeit wurde zwischen jeder Messung eingehalten. Vereinzelt kam es zu fehlerhaften Messungen, die bereits in Kapitel 4.1.2 erwähnt wurden. Hier hatte der Druckstempel vermutlich keinen Kontakt zur Zahnoberfläche und die Bewegung des Druckstempels erfolgte ausschließlich durch die Luft. Es ist auszuschließen, dass der Aufbau des PDL ursächlich für diesen Kurvenverlauf ist. Nach Einhaltung der Relaxationszeit wurden diese Messungen wiederholt und es konnte ein Anstieg der benötigten Kraft aufgezeichnet werden.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigten keinen nachweisbaren Einfluss des Messzeitpunkts T1 und T2. Dies könnte darauf zurückzuführen sein, dass die Definition der wiederholten Messungen möglicherweise zu ungenau war, um einen Effekt nachweisen zu können. Es war keinerlei Rückschluss auf das Verhalten der Probanden möglich. Nicht kontrollierte Einflussfaktoren wie Schlafdauer oder der Zeitpunkt der letzten Nahrungsaufnahme könnten sich auf die Zahnbeweglichkeit ausgewirkt haben (Dorow et al., 2002). Diese fehlende Signifikanz in der vorliegenden Studie könnte alternativ darauf hindeuten, dass die kurzfristigen biomechanischen Eigenschaften des Parodontalligamentes stabiler sind als angenommen. Zukünftige Studien sollten eine strengere Überprüfung dieser Variablen vornehmen, um zu klären, ob der Messzeitpunkt tatsächlich keinen Einfluss auf die Zahnbeweglichkeit hat oder ob methodische Faktoren bisherige Effekte maskiert haben.

Die für die Auslenkung erforderlichen Kräfte wurden bei Belastungszeiten von 1 s und 10 s zuverlässig von der Mess- und Steuereinheit erfasst. Bei sehr schnellen Messungen mit einer Belastungszeit von 0,5 s zeigte sich häufig ein Kraftabfall bei einer Auslenkung von 180 µm in der Entlastungsphase (Messschritt 22) (Abbildung 15,17,21,23,27,31). Die Ursache kann in den Gewebeeigenschaften des Parodontalligaments selbst liegen. Durch den Aufbau des Parodontalligaments und den Einfluss des hydrodynamischen Polsters kann es zu Unterschieden in den maximal benötigten Kräften bei variierender Belastungszeit kommen. Bei einer Kaukrafteinwirkung von weniger als einer Sekunde erfolgt lediglich eine geringe Auslenkung des Zahns in der Alveole, was auf die Stoßdämpferwirkung der nicht komprimierbaren Flüssigkeit im parodontalen Spalt

zurückzuführen ist. Diese Flüssigkeit stabilisiert den Zahn. Bei einer Krafteinwirkung von einer bis zwei Sekunden wird die Flüssigkeit im Parodontalspalt (PDL) stärker komprimiert, was zu einer intensiveren Bewegung des Zahns führt. Wird die Kraft für drei bis fünf Sekunden aufrechterhalten, kommt es zu einem Auspressen der PDL-Flüssigkeit in das umliegende Gewebe, was bei starkem Druck eine Schmerzreaktion hervorruft. Die interstitielle Flüssigkeit und das Blut der parodontalen Gefäße haben mehr Zeit, in das umliegende Gewebe verdrängt zu werden. Die benötigte Kraft dafür sinkt (Harzer, 2021; Natali et al., 2003; Ross, 1976). Diese Theorie wurde durch die Ergebnisse dieser *in-vivo* Untersuchung unterstützt. Eine andere mögliche Ursache dafür könnte eine fehlerhafte Verarbeitung der Daten des IOBGs sein. Erste Hinweise, dass es zu einer ungenauen Datenverarbeitung durch den Druckkraftsensor bei kurzen Belastungszeiten kommt, gibt es bereits in den Dissertationen von Ohm und Al-Malat (Ohm, 2018; Al-Malat, 2018). Darin wurde die Zahnbeweglichkeit nach kieferorthopädischer Multibandtherapie und während der Behandlung mit einem Positioner und nach Multibandapparatur analysiert. Es konnte gezeigt werden, dass es bei einer Belastungszeit von 0,1 s zu einer fehlerhaften Erfassung und damit Aufzeichnung der Daten kommt (Ohm, 2018; Al-Malat, 2018). Dies könnte zu einer Verzerrung der Kraftwerte geführt haben. Weitere Tests zur Validierung der Messgenauigkeit wären wünschenswert.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

Das nichtlineare, zeitabhängige Verhalten eines Zahns bei der Auslenkung wurde durch die Analyse der Messkurven bestätigt. Bei höheren Belastungsgeschwindigkeiten (0,5 s und 1 s) zeigte sich ein steilerer Kurvenverlauf als bei 10 s. Dies bedeutet, dass kürzere Belastungszeiten mit einer höheren erforderlichen Maximalkraft verbunden waren, während langsamere Belastungen (10 s) geringere Kräfte für die Auslenkung des Zahns erforderten. Die durchschnittliche Maximalkraft betrug bei 0,5 s und 1 s zwischen 17,3 und 16,7 N, während sie bei 10 s auf etwa 14,6 N sank (Tabelle 5). Die statistische Analyse ergab in allen Gruppen signifikante Unterschiede zwischen den Belastungszeiten ($p < 0,05$), sodass die Nullhypothese verworfen werden konnte. Dies bestätigt, dass die Belastungszeit einen entscheidenden Einfluss auf die Maximalkraft zur Zahnauslenkung hat. Die morphologische Beschaffenheit des Knochens konnte als Ursache für die unterschiedlichen Ergebnisse ausgeschlossen werden. Es deutet daher auf ein

verändertes biomechanisches Verhalten des Ligamentes bei unterschiedlichen Belastungszeiten hin (Harzer, 2021). Diese Ergebnisse stehen im Einklang mit früheren Studien, die zeigen, dass sich das Parodontalligament bei schnellen Belastungen steifer verhält (Al-Malat, 2018; Ohm, 2018). Dies könnte auf die hydrodynamischen Eigenschaften des parodontalen Spalts zurückzuführen sein.

Ein Einfluss des Messzeitpunkts ließ sich in dieser Studie nicht nachweisen ($p > 0,05$). Dies könnte darauf hindeuten, dass die kurzfristigen biomechanischen Eigenschaften des Parodontalligaments stabiler sind als angenommen. Andererseits könnte der fehlende Nachweis eines Effekts auch durch methodische Faktoren bedingt sein. Beispielsweise waren Einflussgrößen wie Wachzeit oder Nahrungsaufnahme vor der Messung nicht kontrolliert. Es ist möglich, dass diese Variablen die Zahnbeweglichkeit beeinflussten, ohne dass sich dies in den Daten widerspiegelte. Zudem waren ausschließlich gesunde, junge Probanden in die Studie eingeschlossen, was möglicherweise ebenfalls zu einer begrenzten Variabilität der Messergebnisse beitrug.

Im direkten Vergleich der Ober- und Unterkieferfrontzähne konnte kein signifikanter Unterschied in der erforderlichen Maximalkraft festgestellt werden ($p > 0,05$). Die durchschnittliche Wurzeloberfläche der Oberkieferfrontzähne ist größer als die der Unterkieferfrontzähne (Hujoel, 1994). Dies steht im Widerspruch zur Hypothese, dass eine größere Wurzeloberfläche mit höheren Rückstellkräften und einer geringeren Zahnbeweglichkeit verbunden sein sollte (Göllner et al., 2010; Schulte et al., 1992a; Schulte et al., 1992b; Tanne et al., 1991). Mögliche Gründe für die fehlende Signifikanz könnten individuelle anatomische Unterschiede der Zähne sein. Zudem könnte eine präzisere Berechnung der Wurzeloberfläche mittels radiologischer Verfahren wie Digitaler Volumentomographie (DVT) oder Röntgenanalysen die Genauigkeit der Messungen verbessern.

In dieser Studie wurde auch ein möglicher Einfluss des Geschlechts auf die Zahnbeweglichkeit untersucht. Es musste für die Auslenkung eines Zahnes einer weiblichen Probandin weniger Kraft aufgewendet werden als für die Auslenkung eines männlichen Probanden. Ein signifikanter Unterschied zeigte sich jedoch ausschließlich

bei der Auslenkung der Unterkieferfrontzähne mit einer Belastungszeit von 1 s zum Zeitpunkt T1 ($p=0,014$). Für alle anderen Belastungszeiten und Messgruppen gab es keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$). Die mittlere Maximalkraft lag je nach Belastungszeit bei weiblichen Probandinnen zwischen 13,7 und 16,3 N, während sie bei männlichen Probanden zwischen 15,4 und 18,4 N betrug (Tabelle 12).

Die Ursache für den beobachteten geschlechtsspezifischen Unterschied ist unklar. Einerseits könnten hormonelle Faktoren eine Rolle spielen. Das Sexualhormon Östrogen beeinflusst die Synthese von fibrösem Kollagen (Amar und Chung, 1994), was sich auf die elastischen Eigenschaften des Parodontalligamentes auswirken könnte. Rezeptoren für Östrogen innerhalb des PDL liefern zudem Hinweise auf einen direkten Einfluss der Sexualhormone auf das Parodont (Nanba et al., 1989a). Hormonelle Veränderungen, etwa während einer Schwangerschaft, sind mit einer reversiblen Erhöhung der Zahnbeweglichkeit assoziiert (Rateitschak, 1967). Allerdings war keine der Probandinnen in dieser Studie schwanger und es liegen keine Informationen über eine mögliche Einnahme hormoneller Kontrazeptiva vor, die ebenfalls die parodontale Gesundheit beeinflussen könnten (El-Ashiry et al., 1970; Kalkwarf, 1978). Androgene wie Testosteron haben dagegen eine zusammenfassend positive anabole Wirkung auf Parodontalzellen und eine hemmende Wirkung auf Entzündungsmediatoren und Osteoklasten (Mascarenhas et al., 2003). Dies könnte bei männlichen Probanden die benötigte Maximalkraft zur Zahnauslenkung beeinflussen.

Neben hormonellen Faktoren könnten auch anatomische Unterschiede zwischen Männern und Frauen eine Rolle spielen (Garn et al., 1967; Mascarenhas et al., 2003; Lähdesmäki et al., 2004; Lähdesmäki et al., 2006). Einwurzelige Zähne männlicher Probanden weisen tendenziell eine größere Wurzellänge auf (Zobra et al., 2013; Garn et al., 1967; Harris et al., 2006; Alvesalo, 2009; Alvesalo, 1979). Eine längere Wurzel könnte zu einer veränderten Kraftverteilung führen, was möglicherweise den höheren Kraftbedarf zur Zahnauslenkung bei Männern erklärt. Allerdings gibt es widersprüchliche Befunde dazu: Während einige Studien signifikante Geschlechtsunterschiede in der Wurzellänge fanden, konnten andere Arbeiten keine geschlechtsspezifischen Unterschiede bestätigen (Perla et al., 2022). Anatomische Variationen wie Wurzellänge, Alveolarknochenhöhe und Wurzelgeometrie beeinflussen die Lage des Rotations- und Widerstandszentrums und damit das biomechanische Verhalten des Zahns (Tanne et al., 1991; Pedersen et al.,

1991). Zudem war eine individuelle Berechnung der Wurzeloberfläche nicht möglich, was die Präzision der Analyse möglicherweise eingeschränkt hat.

Angesichts der Tatsache, dass nur eine einzige Messgruppe einen statistisch signifikanten Unterschied aufwies, ist die Interpretation dieses Befundes schwierig. Es könnte sich um einen zufälligen Effekt handeln. Es darf auch nicht außer Acht gelassen werden, dass es sich in der vorliegenden Untersuchung um junge parodontal gesunde Probanden handelt.

4.3 Vergleich mit anderen Studien

Die ersten Untersuchungen zu diesem Thema wurden 1954 von Mühlemann und Zander durchgeführt. Es wurde das Kraft-Auslenkungsverhältnis an Affenzähnen mithilfe mechanischer Messuhren untersucht. Das nichtlineare Verhalten sowie die Unterscheidung zwischen initialer und sekundärer Zahnbewegung wurden nachgewiesen. Außerdem wurde eine erhöhte Zahnbeweglichkeit bei mehrfach wiederholter Auslenkung eines Zahnes ohne Einhaltung der Relaxationszeit nachgewiesen. Die Anwendung der Messuhren war jedoch ungenau und die Kräfte konnten nicht querkraftfrei appliziert werden (Mühlemann, 1954). In der vorliegenden Studie konnte das nichtlineare Verhalten des Zahns ebenfalls nachgewiesen werden. Zudem wurde durch die individuelle Aufbissschiene eine querkraftfreie Applikation der Belastung ermöglicht, wodurch die Präzision der Messungen im Vergleich zu den historischen Untersuchungen verbessert wurde. Dennoch wären mögliche Bewegungsartefakte auch hier nicht vollständig undenkbar.

Göz et al. (1992) untersuchten den Einfluss horizontal applizierter Kräfte auf die Durchblutung und die Weite des Parodontalspaltes bei Beagle-Hunden.

Die Zähne wurden dabei für Zeiträume zwischen 20 Minuten und 7 Stunden ausgelenkt. Nach Auslenkung erfolgten die Tötung der Tiere und eine histologische Untersuchung der Zahnpräparate. Erst nach einer Auslenkungsdauer von ungefähr 3 Stunden konnte man eine irreversible Veränderung in der Blutzirkulation in Form von Druckzonen innerhalb des PDL erkennen. Kurzzeitig applizierte hohe Kräfte hatten keinen irreversiblen Einfluss auf das Ligament (Göz et al., 1992). Durch die in dieser Studie verwendeten Kräfte und

Zeiträume konnten demnach irreversible Schädigungen ausgeschlossen werden (Göz et al., 1992).

In der vorliegenden Studie kann man davon ausgehen, dass es zu keinen irreversiblen strukturellen Veränderungen des PDL gekommen ist. Die hier verwendeten Kräfte und Belastungszeiten lagen im physiologischen Bereich.

Dorow et al. (2002) analysierten mit einer Materialprüfmaschine die initiale Zahnbewegung sowie die Kraft-/Auslenkungsverhältnisse zweier Probanden. Der Zahn 22 wurde ausgelenkt, während der Kopf der Probanden fixiert wurde und kein Kontakt zu Nachbarzähnen bestand.

Die applizierte Kraft nahm linear und kontrolliert zu. Nach Beendigung der Kraftapplikation wurde eine exponentielle Rückstellung des Zahns innerhalb der Alveole beobachtet. Nach 30 Sekunden hatte der Zahn seine ursprüngliche Stellung annähernd wieder erreicht. Dorow et al. (2002) verglichen zudem die Belastungskurve mit der Entlastungskurve und stellten eine Hysterese fest. Dies deutet auf Energieverluste durch Strömungsprozesse im PDL hin. Zudem wurde eine Präkonditionierung dieser Hysterese beobachtet, wenn keine ausreichende Relaxationszeit eingehalten wurde.

Auch in der vorliegenden Studie zeigte sich eine Hysterese zwischen Belastungs- und Entlastungskurven, was die früheren Ergebnisse bestätigt. Die Einhaltung einer standardisierten Relaxationszeit wurde in dieser Untersuchung ebenfalls als entscheidend für reproduzierbare Messergebnisse bestätigt.

Der Einfluss der Belastungsgeschwindigkeit auf die Zahnauslenkung wurde bereits von Dorow et al. (2002) dokumentiert und im Rahmen dieser Studie bestätigt. Bei einer höheren Belastungsgeschwindigkeit muss für dieselbe Zahnauslenkung mehr Kraft aufgewendet werden. Der Flüssigkeitsaustausch aus dem PDL in das umliegende Gewebe kann bei einer hohen Belastungsgeschwindigkeit nicht ausreichend schnell erfolgen. Das PDL verhält sich steifer und die für die Auslenkung benötigte Kraft steigt an.

Das intraorale Belastungsgerät (IOBG) zur *in-vivo* Anwendung am Menschen wurde 2012 von Drolshagen entwickelt und auf seine Genauigkeit überprüft (Drolshagen, 2012). Der Versuchsaufbau ähnelt im Wesentlichen dem von Yoshida et al. aus dem Jahre 2000

(Yoshida et al., 2002). Erstmals konnte das Kraft-/Auslenkungsverhältnis *in-vivo* mit dynamischen Belastungszeiten erfasst werden. Durch den axialen Kraftangriff kann eine querkraftfreie Messung garantiert werden.

In der vorliegenden Untersuchung erwies sich das IOBG ebenfalls als zuverlässiges Messinstrument. Die erzielten Ergebnisse zur nichtlinearen Zahnbewegung stimmen mit den bisherigen Studien überein und zeigen, dass das IOBG eine präzise Erfassung der Kraft-Auslenkungsverhältnisse ermöglicht.

Erste Anwendung fand das hier verwendete IOBG in der Studie von Konermann und Mitarbeitern (Konermann et al., 2016). Hier wurde die Zahnbeweglichkeit im Anschluss an eine festsitzende kieferorthopädische Multibandtherapie untersucht. Es wurden Messungen variierender Belastungszeit bei 21 Probanden zu unterschiedlichen Zeitpunkten durchgeführt. Es kam bei den Messungen zu großen interindividuellen Unterschieden. Die Beweglichkeit der Zähne nahm bereits eine Woche nach Entfernen der Multibandapparatur ab. Nach einem Zeitraum von drei Monaten war sie bereits signifikant kleiner als unmittelbar nach der Therapie. Auffallend war hier eine geringere Zahnbeweglichkeit der männlichen Probanden im Vergleich zu den weiblichen Probandinnen (Konermann et al., 2016).

Auch in der vorliegenden Studie zeigte sich tendenziell eine höhere Maximalkraft bei männlichen Probanden. Dieser Unterschied war jedoch nur in einer einzelnen Vergleichsgruppe signifikant.

Al-Malat untersuchte 2018 die veränderte Zahnbeweglichkeit nach kieferorthopädischer Therapie während der Retentionsphase. Hierzu wurde ebenfalls das von Drolshagen entwickelte IOBG verwendet (Drolshagen, 2012). Die Messungen an den 21 Probanden erfolgten an unterschiedlichen Zeitpunkten nach Entfernung der Apparatur und mit verschiedenen Belastungszeiten. Die Zahnbewegung war unmittelbar nach Abschluss der kieferorthopädischen Therapie am höchsten, verringerte sich mit der Zeit und erreichte nach etwa 3 bis 6 Monaten annähernd physiologische Werte. Es konnten geschlechterspezifische Unterschiede festgestellt werden. Für die Auslenkung eines Zahnes eines männlichen Probanden musste mehr Kraft aufgewendet werden als für die Auslenkung der Zähne weiblicher Probandinnen (Al-Malat, 2018)

Diese Beobachtung konnte in der vorliegenden Studie nur teilweise bestätigt werden, da der Geschlechtseinfluss nur in einer einzelnen Messgruppe signifikant war, während in den meisten Gruppen kein signifikanter Unterschied festgestellt wurde.

Ohm untersuchte 2018 die veränderte Zahnbeweglichkeit bei Einsatz eines Positioners nach festsitzender kieferorthopädischer Therapie (Ohm, 2018). Bei dem Positioner handelt es sich um ein herausnehmbares Gerät. Es ermöglicht Zahnbewegungen in allen drei Raumebenen. Hierzu wurden ebenfalls mittels IOBG die Kraft-/Auslenkungsverhältnisse von zehn Patientinnen aufgezeichnet und analysiert. Es wurden jeweils ein durch den Positioner bewegter Zahn, ein Nachbarzahn eines bewegten Zahnes und ein unbewegter Zahn ohne Kontakt zu einem bewegten Zahn ausgelenkt. Nach 6 Wochen erreichten sowohl die bewegten Zähne als auch ihre Nachbarzähne noch keine physiologische Festigkeit. Die Umbauvorgänge innerhalb des PDL wurden somit noch nicht als abgeschlossen angesehen (Ohm, 2018).

Diese Ergebnisse zeigen, dass biomechanische Veränderungen des PDL über längere Zeiträume hinweg nach kieferorthopädischen Eingriffen bestehen bleiben. In der vorliegenden Studie wurden nur gesunde Probanden untersucht, sodass keine direkten Vergleiche zu pathologisch veränderten PDL-Strukturen möglich sind. Künftige Untersuchungen sollten gezielt die biomechanischen Unterschiede zwischen gesunden und behandelten Zähnen analysieren.

4.4 Wertung und Ausblick

Die Ergebnisse dieser Studie bestätigen teilweise die bisherigen Erkenntnisse über die biomechanischen Eigenschaften des Parodontalligamentes (PDL). Besonders der Einfluss der Belastungszeit auf die Zahnbeweglichkeit konnte eindeutig nachgewiesen werden. Das verwendete intraorale Belastungsgerät (IOBG) erwies sich als präzises Messinstrument, das die Kraft-Auslenkungsverhältnisse zuverlässig erfassen konnte, sofern die standardisierten Messvorgaben konsequent eingehalten wurden.

Die Analyse der Belastungszeit als Einflussfaktor bestätigte, dass das PDL bei einer höheren Belastungsgeschwindigkeit steifer reagiert. Dies führt zu einer höheren benötigten Maximalkraft zur Zahnauslenkung. Umgekehrt erfordert eine langsamere

Belastung (z. B. 10 s) eine geringere Kraft, da die Gewebeflüssigkeit im Parodontalspalt mehr Zeit hat, verdrängt zu werden. Diese Beobachtungen stehen im Einklang mit früheren Studien und konnten in der vorliegenden Arbeit mithilfe des IOBG präzise dokumentiert werden.

Ein Einfluss des Messzeitpunktes (T1, T2) auf die Zahnbeweglichkeit konnte im Rahmen dieser Studie nicht festgestellt werden. Da diese Fragestellung in der bisherigen Forschung nicht abschließend geklärt ist, sind weiterführende Untersuchungen mit einer präzisen Definition der Messzeitpunkte empfehlenswert.

Hinsichtlich der Maximalkräfte in Abhängigkeit von der Wurzeloberfläche zeigte sich, dass die untersuchten Probanden keine stark ausgeprägten Unterschiede in diesem Merkmal aufwiesen. Eine genauere Analyse wäre durch eine ergänzende radiologische Erfassung der Wurzeloberfläche, beispielsweise mittels Digitaler Volumentomographie (DVT), möglich. Allerdings ist der Einsatz von DVT bei gesunden Probanden aus strahlenschutzrechtlichen Gründen problematisch und nicht zulässig. Dennoch könnten statistische Modellierungen genutzt werden, um die ermittelten Werte genauer zu validieren.

Bezüglich geschlechtsspezifischer Unterschiede in der Zahnbeweglichkeit konnte kein allgemein signifikanter Effekt festgestellt werden. Einzelne Gruppen wiesen zwar Unterschiede in den Maximalkräften auf, jedoch war dieser Effekt nicht konsistent über alle Messbedingungen hinweg. Eine größere Stichprobe könnte möglicherweise helfen, denkbare geschlechtsspezifische Unterschiede besser zu erfassen und deren Relevanz für biomechanische Prozesse im Parodontium zu bewerten.

5. Zusammenfassung

Das Verständnis der biomechanischen Eigenschaften des gesunden Parodonts ist essenziell, um pathologische Veränderungen frühzeitig zu erkennen und parodontale Erkrankungen gezielt zu diagnostizieren. Ziel dieser experimentellen *in-vivo* Studie war es, die Kraft-Auslenkungsverhältnisse des Zahnes zu untersuchen und potenzielle Einflussfaktoren zu analysieren. Dabei wurden insbesondere die Belastungszeit, der Messzeitpunkt, der Zahnbogen und geschlechtsspezifische Unterschiede in Bezug auf die benötigte Maximalkraft zur Zahnauslenkung betrachtet.

Die Untersuchung erfolgte an 24 parodontal gesunden Probanden, deren Ober- und Unterkieferfrontzähne mithilfe eines intraoralen Belastungsgeräts (IOBG) ausgelenkt wurden. Die Zahnbewegung erfolgte in vestibulo-oraler-Richtung über eine Strecke von 200 μm , wobei die Breite des Parodontalspaltes nicht überschritten wurde. Die Belastungszeiten betrugen 0,5 s, 1 s und 10 s. Jede Messung wurde nach einer definierten Erholungsphase wiederholt. Das IOBG zeichnete simultan das Kraft-Auslenkungsverhältnis auf und erwies sich als präzises und anwendungsfreundliches Instrument, das zuverlässige und reproduzierbare Messungen ermöglichte. Aufgrund seiner hohen Messgenauigkeit eignet es sich für weiterführende Untersuchungen zur biomechanischen Funktion des Parodontalligamentes, insbesondere im Kontext parodontaler Erkrankungen.

Die Analyse der Kraft-Auslenkungskurven bestätigte das nichtlineare, zeitabhängige Verhalten der Zahnauslenkung. Die Ergebnisse zeigen, dass eine höhere Belastungsgeschwindigkeit mit einer erhöhten erforderlichen Maximalkraft korreliert. Bei langsamerer Zahnauslenkung (10 s) war eine geringere Kraft erforderlich. Das PDL verhielt sich umso steifer, je schneller die Kraft auf den Zahn einwirkte. Dieser Effekt wurde bereits in früheren Studien dokumentiert und konnte im Rahmen dieser Arbeit erneut bestätigt werden (Friedman-Test: $p \leq 0,030$).

Der Messzeitpunkt (T1, T2) hatte keine signifikanten Auswirkungen auf die benötigte Maximalkraft innerhalb einer Messreihe. Dies deutet darauf hin, dass kurzfristige biologische Schwankungen im Tagesverlauf keinen maßgeblichen Einfluss auf die Zahnbeweglichkeit haben oder methodische Faktoren einen möglichen Effekt maskiert haben könnten (Wilcoxon-Test: $p \geq 0,179$).

Darüber hinaus wurde untersucht, ob der Zahnbogen (OK, UK) einen Einfluss auf die benötigte Maximalkraft zur Zahnauslenkung hat. Obwohl Oberkieferfrontzähne eine größere Wurzeloberfläche aufweisen als Unterkieferfrontzähne, konnte kein signifikanter Unterschied in der Zahnbeweglichkeit festgestellt werden. Dies widerspricht der Annahme, dass eine größere Wurzeloberfläche mit einer geringeren Zahnbeweglichkeit korreliert (Wilcoxon-Test: $p \geq 0,134$).

Ein zentraler Untersuchungsgegenstand war der Einfluss des Geschlechts auf die Zahnbeweglichkeit. Es konnte kein genereller geschlechtsspezifischer Unterschied nachgewiesen werden. Ein statistisch signifikanter Unterschied zeigte sich lediglich in einer einzelnen Messgruppe (Unterkieferfrontzähne, 1 s Belastungszeit, T1; $p=0,014$), was auf individuelle anatomische Variabilität oder hormonelle Faktoren zurückzuführen sein könnte. Alle andere Messgruppen zeigten keinen signifikanten Unterschied (Mann-Whitney-U-Test: $p \geq 0,060$). Zur Validierung dieser Ergebnisse sind weiterführende Studien mit einer größeren Stichprobe erforderlich.

Die vorliegenden Ergebnisse liefern eine wichtige Grundlage für zukünftige Forschungen zur Zahnbeweglichkeit im erkrankten Parodontium sowie zur geschlechtsspezifischen Variabilität biomechanischer Parameter. Weitere Untersuchungen sollten sich auf klinische Populationen mit Parodontalerkrankungen fokussieren, um die gewonnenen Erkenntnisse auf pathologische Zustände zu übertragen und deren potenzielle klinische Relevanz zu evaluieren.

6. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Eigene schematische Darstellung eines Zahnes im Sagittalschnitt (nach Schiebler et al., 2013)	9
Abbildung 2:	Ausschnitt des Parodonts mit gingivalem und desmodontalem Faserapparat (nach Rateitschak et al., 2003)	11
Abbildung 3:	Eigene schematische Darstellung von Druck- und Zugzonen bei Krafteinwirkung auf einen Zahn.	14
Abbildung 4:	Tiefziehfolie Erkoloc-pro der Firma Erkodent (Gödecke, 2019)	23
Abbildung 5:	Gipsmodell mit aufliegender Tiefziehfolie (Gödecke, 2019), Entfernung der Platzhalterfolie (Gödecke, 2019)	24
Abbildung 6:	Schiene mit vestibulär und dorsal gekürztem Rand (Gödecke, 2019)	24
Abbildung 7:	Gussform zur Herstellung der Kunststoffplättchen (Gödecke, 2019)	25
Abbildung 8:	Fertiggestellte Aufbissschiene (Gödecke, 2019)	26
Abbildung 9:	Ultraminiatur-Druckkraftsensor Typ 8416-5200, Piezoelektrischer Aktuator PSt 150/7/160 VS12 (Drolshagen, 2012)	27
Abbildung 10:	Aluminiumrohr mit Druckstempel links und Stellschraube rechts (Drolshagen et al., 2012).	27

Abbildung 11:	Steuerrechner angeschlossen an die Steuereinheit mit den Mikrocontrollern Master (ADuC1), Slave1 (ADuC2) und Slave2 (ADuC3) (Gödecke, 2019)	28
Abbildung 12:	Schematischer Programmablauf eines Messdurchlaufs.	29
Abbildung 13:	Modell mit eingesetzter Aufbissschiene (Skupin, 2016)	30
Abbildung 14:	Schematischer Aufbau eines Boxplotdiagrammes, eigene Darstellung	32
Abbildung 15:	Messkurven zum Zeitpunkt T1 von Proband 001	35
Abbildung 16:	Messkurven des Probanden 006 und 008 mit einer Belastungszeit von 10 s an einem Oberkieferfrontzahn μm	36
Abbildung 17:	Messkurven des Probanden 006 zum Zeitpunkt T1	37
Abbildung 18:	Messkurven aller Probanden bei einer Belastungszeit von 0,5 s	38
Abbildung 19:	Messkurven aller Probanden bei einer Belastungszeit von 1 s	39
Abbildung 20:	Messkurven aller Probanden bei einer Belastungszeit von 10 s	39
Abbildung 21:	Mittelwerte aller Messungen in einer Messkurve bei unterschiedlichen Belastungszeiten von 0,5 s (orange), 1 s (gelb) und 10 s (grün) aller Probanden	40

Abbildung 22:	Boxplot-Darstellung der Maximalkräfte bei unterschiedlichen Belastungszeiten von 0,5 s, 1 s und 10 s	41
Abbildung 23:	Mittelwerte aller Messungen in einer Messkurven zum Zeitpunkt T1 (blau) und T2 (orange) bei einer Belastungszeit von 0,5 s	44
Abbildung 24:	Mittelwerte aller Messungen in einer Messkurven zum Zeitpunkt T1 (blau) und T2 (orange) bei einer Belastungszeit von 1 s	45
Abbildung 25:	Mittelwerte aller Messungen in einer Messkurven zum Zeitpunkt T1 (blau) und T2 (orange) bei einer Belastungszeit von 10 s	45
Abbildung 26:	Boxplot-Darstellung der Maximalkräfte bei unterschiedlichen Belastungszeiten von 0,5 s, 1 s und 10 s zu den Zeitpunkten T1 (hellblau) und T2 (dunkelblau).	46
Abbildung 27:	Mittelwerte aller Messungen in einer Messkurven der Oberkiefer- (blau) und Unterkieferfrontzähne (orange) bei einer Belastungszeit von 0,5 s	49
Abbildung 28:	Mittelwerte aller Messungen in einer Messkurven der Oberkiefer- (blau) und Unterkieferfrontzähne (orange) bei einer Belastungszeit von 1 s	49
Abbildung 29:	Mittelwerte aller Messungen in einer Messkurven der Oberkiefer- (blau) und Unterkieferfrontzähne (orange) bei einer Belastungszeit von 10 s	50
Abbildung 30:	Boxplot-Darstellung der Maximalkräfte aller Ober- (hellblau) und Unterkieferzähne (dunkelblau) bei Belastungszeiten von 0,5 s, 1 s und 10 s	51

- Abbildung 31: Mittelwerte aller Messungen in einer Messkurven der Frauen (orange) und Männer (blau) bei einer Belastungszeit von 0,5 s 53
- Abbildung 32: Mittelwerte aller Messungen in einer Messkurven der Frauen (orange) und Männer (blau) bei einer Belastungszeit von 1 s 53
- Abbildung 33: Mittelwerte aller Messungen in einer Messkurven der Frauen (orange) und Männer (blau) bei einer Belastungszeit von 10 s 54
- Abbildung 34: Boxplot-Darstellung der Maximalkräfte aller Zähne, getrennt nach männlichen (dunkelblau) und weiblichen (hellblau) Probanden, bei Belastungszeiten von 0,5 s, 1 s und 10 s. 55

7. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Definitionen Gesundheit und Gingivitis	18
Tabelle 2:	Ausschlusskriterien für die Teilnahme an der Studie	20
Tabelle 3:	Messparameter für die Belastungszeiten 0,5 s, 1 s und 10 s	21
Tabelle 4:	Probandenkollektiv, Anzahl und Durchschnittsalter	34
Tabelle 5:	Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung (SD) aller Maximalkräfte unterteilt in die Belastungszeit	41
Tabelle 6:	Maximalkräfte der unterschiedlichen Belastungszeiten 0,5 s, 1 s und 10s	42
Tabelle 7:	Maximalkräfte der unterschiedlichen Belastungszeiten 0,5 s, 1 s und 10 s	43
Tabelle 8:	Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung (SD) aller Maximalkräfte unterteilt in die Belastungszeit und den Messzeitpunkt T1 und T2	48
Tabelle 9:	Ergebnisse des Wilcoxon-Tests mit ihrem jeweiligen p -Wert	49
Tabelle 10:	Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung (SD) aller Maximalkräfte unterteilt in die Belastungszeit und des Zahnbogens	51
Tabelle 11:	Ergebnisse des Wilcoxon-Tests mit ihrem jeweiligen p –Wert	52

Tabelle 12:	Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung (SD) der Maximalkräfte weiblicher und männlicher Probanden	55
Tabelle 13:	Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests mit ihrem jeweiligen p -Wert.	56

8. Literaturverzeichnis

Alvesalo L. The influence of sex-chromosome genes on tooth size in man. A genetic and quantitative study. Am J Orthod 1971; 67.1: 3-54

Alvesalo L. Human sex chromosomes in oral and craniofacial growth. Arch Oral Biol 2009; 54.1: 18-24

Amar S, Chung KM. Influence of hormonal variation on the periodontium in women. Periodontol 2000 1994; 6: 79-87

Benedikt M. Biomechanische Grundfragen. Archiv für Entwicklungsmechanik der Organismen 1910; 31: 164-174

Berkovitz B. The structure of the periodontal ligament: an update. Eur J Orthod 1990; 12: 51-76

Bien SM, Ayers HD. Responses of rat maxillary incisors to loads. J Dent Res 1965; 44: 517-520

Bien SM. Fluid dynamic mechanisms which regulate tooth movement. Adv Oral Biol 1966; 2: 173-201

Bourauel C, Freudenreich D, Vollmer D, Kobe D, Drescher D, Jäger A. Simulation orthodontischer Zahnbewegungen. Ein Vergleich numerischer Modelle. J Orofac Orthop 1990, 60: 136-151

Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am J Orthod 1980; 77: 396-409

Chapple ILC, Mealey BL, et al. Periodontal health and gingival diseases and conditions on an intact and a reduced periodontium: Consensus report of workgroup 1 of the 2017 World

Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. J Clin Periodontol 2018; 45: 68–77

Christiansen RL, Burstone CJ. Centers of rotation within the periodontal space. Am J Orthod 1969; 55: 353-369

Dorow C, Krstin N, Sander FG. Experimental model of tooth mobility in the human" in vivo". Biomed Tech 2002; 47: 20-25

Drolshagen M. Konstruktion und Erprobung eines intraoralen Belastungsgeräts zur Bestimmung von Kraft/Auslenkungszusammenhängen von Zähnen im menschlichen Gebiss. Dissertation, Mathematisch-Naturwissenschaftliche Fakultät Universität Bonn, 2012

El-Ashiry GM, El-Kafrawy AH, Nasr MF, Younis N. Comparative study of the influence of pregnancy and oral contraceptives on the gingivae. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1970; 30: 472-475

Garn SM, Lewis AB, Swindler DR, Kerewsky RS. Genetic control of sexual dimorphism in tooth size. J Dent Res 1967; 46.5: 963-972

Gödecke J. Klinische Bestimmung der Veränderung der Zahnbeweglichkeit bei Einsatz eines Positioners nach festsitzender kieferorthopädischer Therapie. Dissertation, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn 2019

Göllner M, Holst A, Berthold C, Schmitt J, Wichmann M, Holst S. Noncontact intraoral measurement of force-related tooth mobility. Clin Oral Investig 2010; 14: 551-557

Göz GR, Rahn BA, Schulte-Mönting J. The effects of horizontal tooth loading on the circulation and width of the periodontal ligament an experimental study on beagle dogs. Eur J Orthod 1992; 14: 21-25

Harris EF, Couch Jr WM. The relative sexual dimorphism of human incisor crown and root dimensions. *Dental Anthropology Journal* 2006; 19.3: 87-95

Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2013

Hujoel PP. A meta-analysis of normal ranges for root surface areas of the permanent dentition. *J Clin Periodontol* 1994; 21: 225-229

Jónsdóttir SH, Giesen EB, Maltha JC. Biomechanical behaviour of the periodontal ligament of the beagle dog during the first 5 hours of orthodontic force application. *Eur J Orthod* 2006; 28: 547-552

Kahl-Nieke B. Einführung in die Kieferorthopädie. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2010

Kalkwarf KL. Effect of oral contraceptive therapy on gingival inflammation in humans. *J Periodontol* 1978; 49: 560-563

Konermann A, Al-Malat R, Skupin J, Keilig L, Dirk C, Karanis R, Bourauel C, Jäger A. In vivo determination of tooth mobility after fixed orthodontic appliance therapy with a novel intraoral measurement device. *Clin Oral Investig* 2017; 21: 1283-1289

Lähdesmäki R, Alvesalo L. Root lengths in 47,XY males' permanent teeth. *J Dent Res* 2004; 83.10: 771-775

Lähdesmäki R, Alvesalo L. Root growth in the permanent teeth of 45,X/46,XX females. *Eur J Orthod* 2006; 28.4: 339-344

Lehmann KM, Hellwig E, Wenz HJ. Zahnärztliche Propädeutik: Einführung in die Zahnheilkunde. Köln: Dt. Zahnärzte Verlag, 2009

Lehmann KM, Hellwig E, Wenz HJ. Zahnärztliche Propädeutik: Einführung in die Zahnheilkunde. Köln: Dt. Zahnärzte Verlag, 2012: 48-49

Mascarenhas P, Gapski R, Al-Shammari K, Wang HL. Influence of sex hormones on the periodontium. J Clin Periodontol 2003; 30: 671-681

Middleton J, Jones M, Wilson A. The role of the periodontal ligament in bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996; 109: 155-162

Mühlemann HR. Tooth mobility: the measuring method. Initial and secondary tooth mobility. J Periodontol 1954; 25: 22-29

Müller HP. Checklisten der Zahnmedizin Parodontologie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2012

Natali AN, Pavan PG, Scarpa C. Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. Dent Mater 2004; 20: 623-629

Nägerl H, Burstone CJ, Becker B, Kubein-Messenburg D. Centers of rotation with transverse forces: an experimental study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991; 99: 337-345

Ohm J. Klinische Bestimmung der Veränderung der Zahnbeweglichkeit bei Einsatz eines Positioners nach festsitzender kieferorthopädischer Therapie. Dissertation Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität in Bonn 2018

Papadopoulou K, Keilig L, Eliades T, Krause R, Jäger A, Bourauel C. The time-dependent biomechanical behaviour of the periodontal ligament - an experimental study in minipig mandibular two-rooted premolars. Eur J Orthod 2014; 36: 9-15

Pedersen E, Andersen K, Melsen B. Tooth displacement analysed on human autopsy material by means of a strain gauge technique. *Eur J Orthod* 1991; 13: 65-74

Perla N, Prakash R, Teja DU. Assessment of Root-Crown Ratio for Gender Bias and a Guideline for Abutment Selection Using Panoramic Radiographs-A Retrospective Study. *Scientific Archs Of Dental Sciences* 2022; 5.3: 2-7

Picton DCA. The effect on intrusive tooth mobility of surgically removing the cervical periodontal ligament in monkeys. *Archs oral Biol* 1988; 33: 301-304

Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth a study of autopsy specimens and their conversion into finite element models. *J Orofac Orthop* 2002; 63.5: 358-370

Proffit WR, Fields HW. *Contemporary Orthodontics*. St.Louis: Elsevier Science, 2000

Rateitschak KH. Tooth mobility changes in pregnancy. *J Periodontal Res* 1967; 2: 199-206

Rateitschak KH, Wolf HF, Rateitschak-Plüss EM. Band 1: Parodontologie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2003

Ross GG, Lear CS, DeCou R. Modeling the lateral movement of teeth. *J Biomech* 1976; 9: 723-734

Schiebler TH, Junqueira LC, Carneiro J. *Histologie*. Berlin Heidelberg: Springer Verlag, 1991

Schroeder H, Oksche A, Vollrath L. *Handbook of microscopic anatomy: The periodontium*. 5. Aufl. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag 1986; S.196-200, 185-186, 208-210

Schulte W, d'Hoedt B, Lukas D, Maunz M, Steppeler M. Periotest for measuring periodontal characteristics—correlation with periodontal bone loss. *J Periodontal Res* 1992; 3: 184-190

Schulte W, Lukas D. The Periotest method. *Int Dent J* 1992; 6: 433-440

Schütz B, Jervøe-Storm PM. Was ist neu an der neuen Klassifikation der parodontalen und periimplantären Erkrankungen und Zustände? *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2020; 129: 21-32

Skupin J. Biomechanische Untersuchung zur Veränderung der Zahnbeweglichkeit nach festsitzender kieferorthopädischer Therapie. Dissertation, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn 2016

Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 100.1: 66-71

Wills D, Picton D, Davies W. An investigation of the viscoelastic properties of the periodontium in monkeys. *J Periodontal Res* 1972; 7: 42-51

Ziegler A, Keilig L, Kavarizadeh A, Jäger A, Bourauel C. Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multi-rooted teeth. *Eur J Orthod* 2005; 27: 333-339

Zorba E, Vanna V, Moraitis K. Sexual dimorphism of root length on a Greek population sample. *Homo* 2014; 65.2: 143-154

9. Erklärung zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde in der Klinik Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Universitätsklinikums Bonn unter Prof. Dr. med. dent. Pia-Merete Jervøe-Storm durchgeführt. Die Konzeption der Studie Zusammenarbeit mit Univ.-Prof. Dr. Dr. Søren Jepsen, M.S., Direktor der Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde, Prof. Dr. med. dent. Karin Jepsen, Oberärztin und Dr. rer. nat. Dipl.-Math. Ludger Keilig, Wissenschaftlicher Angestellter an der Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie. Sämtliche Versuche wurden von mir eigenständig und mit Unterstützung durch Alja Larissa Müller durchgeführt. Sämtliche Analysen wurden von mir eigenständig durchgeführt. Das zur Auswertung verwendete Datenmaterial wurde eigenständig generiert. Die statistische Auswertung erfolgte eigenständig durch mich.

Bei der Erstellung dieser Arbeit verwendete ich in wenigen Abschnitte ChatGPT um die Lesbarkeit und Sprache des Manuskripts zu kontrollieren. Nach der Verwendung dieses Tools habe ich die entsprechenden Passagen mit meinem Text verglichen, aber nicht ohne Bearbeitung verwendet und übernehme die volle Verantwortung für den Inhalt der veröffentlichten Dissertationsschrift. Ich versichere, die Dissertationsschrift selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

10. Veröffentlichungen

Teile der Inhalte der vorliegenden Dissertationsschrift wurden bereits in den / der folgenden Publikation(e)n veröffentlicht:

Jepsen K, Jervøe-Storm PM, Henrichs I, Lensing I, Müller AL, Cosgarea R, Keilig L, Bourauel C, Jepsen S. Biomechanical properties of periodontal tissues in non-periodontitis and periodontitis patients assessed with an intraoral computerized electronic measurement device. Clin Oral Investig. 2023; Feb;27(2): 797-805

DOI: <https://doi.org/10.1007/s00784-023-04859-w>

11. Danksagung

Mein aufrichtiger Dank gilt Frau Prof. Pia-Merete Jervøe-Storm für die Überlassung des Themas sowie für ihre engagierte, konstruktive und stets wertschätzende Betreuung. Ihre wissenschaftliche Expertise und ihre hilfreichen Anmerkungen haben maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Dr. L. Keilig für die umfassende Unterstützung im klinisch-experimentellen Teil der Studie sowie für die technische Umsetzung der Messungen.

Ich danke außerdem Frau Dr. Skupin, Herrn Dr. Drolshagen sowie Frau Dr. Gödecke (ehem. Ohm) für die freundliche Genehmigung, die von ihnen erstellten Fotos aus Ihren Dissertationen in dieser Arbeit verwenden zu dürfen.

Ich danke allen Probandinnen und Probanden, ohne deren freiwillige Teilnahme diese Untersuchung nicht möglich gewesen wäre.

Mein Dank gilt auch Frau Larissa Müller für ihre Unterstützung bei den klinischen Messungen.

Mein besonderer Dank gilt meinen Eltern, die mir das Studium ermöglicht und mich mit ihrer beständigen Unterstützung, ihren Ermutigungen und ihrem festen Glauben an mich begleitet haben – ohne sie wäre dieser Weg nicht möglich gewesen.

Mein herzlicher Dank gilt Jürgen und Bärbel für ihre Unterstützung auf meinem Weg.