

Aus dem
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Westdeutsche Kieferklinik
Poliklinik für Kieferorthopädie
Direktor: Univ.-Prof. Dr. D. Drescher

**Entwicklung und klinische Erprobung einer Messapparatur
zur Untersuchung der horizontalen interdentalen Kräfte
bei kieferorthopädischen Patienten**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Frank Heller

2002

Als Inauguraldissertation gedruckt mit
Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.: Prof. Dr. Dieter Häussinger

Dekan

Referent: Prof. Dr. Dieter Drescher

Korreferent: Prof. Dr. Ulrich Stüttgen

Meinen Eltern

Danksagung

Herrn Univ.-Professor Dr. D. Drescher, Direktor der Poliklinik für Kieferorthopädie an der Westdeutschen Kieferklinik, danke ich für die Überlassung des Themas sowie seine freundliche und engagierte Betreuung.

Herrn Professor Dr.-Ing. J. Elsbrock, Leiter der Abteilung für Prozessmesstechnik, Signale und Systeme im Fachbereich Elektrotechnik und Informatik an der Fachhochschule Niederrhein, gilt mein Dank für seine Unterstützung bei der Einarbeitung in die Verfahren der Messtechnik.

Herrn B. Kump, Mitarbeiter des Instituts für physiologische Chemie I, Herrn S. Schätz, Mitarbeiter des Instituts für physiologische Chemie II und Herrn C. Purps, Mitarbeiter des Instituts für Lasermedizin, danke ich für die tatkräftigen Hilfe bei der Anfertigung der Messapparatur.

Bei Herrn Dr. Willers, Mitarbeiter des Rechenzentrums, möchte ich mich für die Beantwortung aller Fragen zum Thema „Datenverarbeitung mit SPSS“ bedanken.

Herrn Dipl.-Ing. S. Heinen, Mitarbeiter der Firma Mitutoyo, Herrn Dipl.-Ing. H. A. Holtkamp, Geschäftsführer der Firma disynet, sowie Herrn Dipl.-Ing. D. Eberlein von der Firma Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH möchte ich Dank sagen für die freundliche Unterstützung und Beratung.

Herrn K. Schilbach, Stud. dir. i. R., danke ich für die gründliche Durchsicht der Arbeit.

Gliederung und Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	2
1.1	Problemstellung und Zielsetzung	2
1.2	Der Zahnhalteapparat	4
1.3	Umbauprozesse im Bereich des Parodontiums im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie	8
1.4	Horizontale interdentalen Kräfte	14
1.5	Biomechanische Eigenschaften des Zahnhalteapparats	18
2	Methodik	23
2.1	Entwicklung einer Messapparatur zur Bestimmung der horizontalen interdentalen Kräfte	23
2.2	Kalibrierung der Messapparatur	29
2.3	Untersuchung der Eigenelastizität der Messapparatur	29
2.4	Klinische Studie	30
2.4.1	Patientenkollektiv und Untersuchungszeitraum	30
2.4.2	Bestimmung der horizontalen interdentalen Kräfte	30
2.5	Statistische Methoden	34
3	Ergebnisse	35
3.1	Kalibrierung der Messapparatur	35
3.2	Eigenelastizität der Messapparatur	37
3.3	Klinische Studie	38
3.3.1	Patientenkollektiv	38
3.3.2	Horizontale interdentalen Kräfte	39
3.3.3	Die Bestimmung approximaler Kontaktkräfte	48
3.3.4	Veränderungen der horizontalen interdentalen Kräfte in der initialen Behandlungsphase der kieferorthopädischen Therapie	54
4	Diskussion	67
4.1	Messapparatur für die Untersuchung horizontaler interdentaler Kräfte im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie	69
4.2	Prüfung der Messapparatur und erste klinische Untersuchung der horizontalen interdentalen Kräfte bei kieferorthopädischen Patienten	71
4.3	Bestimmung der approximalen Kontaktkraft	74
4.4	Veränderung der horizontalen interdentalen Kräfte durch die kieferorthopädische Therapie	75
4.5	Fehlerdiskussion	78
4.6	Schlussfolgerung und Ausblick	82
5	Zusammenfassung	85
6	Anhang	87
7	Literaturverzeichnis	107
8	Lebenslauf	122
9	Abstract	123

1 Einleitung

1.1 Problemstellung und Zielsetzung

Innerhalb einer geschlossenen Zahnreihe wirken horizontale interdentalen Kräfte, die von den supraalveolären Fasern des Zahnhalteapparats ausgehen. Sie stabilisieren die Position der Zähne einer Zahnreihe gegen die dislozierenden Kräfte der umgebenden oralen, perioralen und mastikatorischen Muskulatur (Schroeder 1992; Waldron 1942).

Verschiedene Untersuchungsergebnisse deuten daraufhin, dass die selben Kräfte auch für die Mesialdrift der Zähne, den nicht primären Frontengstand sowie für Rezidive nach kieferorthopädischer Therapie von Bedeutung sind (Moss und Picton 1967, 1970 und 1982; Picton und Moss 1973 und 1980; Southard et al. 1990 (A) und 1992).

Bewiesen werden konnte der Zusammenhang bisher nicht, da Untersuchungen daran scheiterten, die hier wirkenden Kräfte zu bestimmen.

Aussagen über die horizontalen interdentalen Kräfte waren nur über den Umweg einer Bestimmung des interdentalen Reibungswiderstandes möglich (Southard et al. 1989, 1990 (A) und 1992). Diese Methode ist jedoch sehr aufwendig, und für Verlaufsbeobachtungen kann sie nur eingesetzt werden, wenn es gelingt, die Vielzahl der beeinflussenden Faktoren bei dieser Messmethode konstant zu halten. So fehlen bis heute eindeutige und klärende Untersuchungen, die den Einfluss der horizontalen interdentalen Kräfte auf die oben beschriebenen Ereignisse aufzeigen.

Nicht bekannt ist bis heute auch, ob und inwieweit sich die interdentalen horizontalen Kräfte im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie verändern und inwieweit eine Bestimmung dieser Kräfte in der Lage ist, die biomechanischen Veränderungen im Zahnhalteapparat als Folge der Umbauprozesse in diesem wiederzugeben.

Mit dem Ziel der Optimierung der kieferorthopädischen Kräfte bilden biomechanische Untersuchungen des Zahnhalteapparats seit vielen Jahren einen Schwerpunkt in der kieferorthopädischen Forschung. Denn obwohl die heutigen Multibandssysteme auf wissenschaftlich anerkannten Grundlagen aufbauen (Reitan 1964, 1974 und 1985) und mittlerweile umfangreiche Erkenntnisse über die komplexen biologischen Reaktionen und histologischen Veränderungen bei der orthodontischen Zahnbewegung vorliegen (Bien 1967, Göz 1987, Hirzel 1971, Jonas 1978 und Rygh

Einleitung

1977), kann nach wie vor ein Behandlungsrisiko bei der Anwendung kontinuierlich wirkender Kräfte im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie nicht ausgeschlossen werden. Die Schwierigkeit besteht hierbei auch heute noch darin, die für eine erforderliche Zahnbewegung eingesetzten Kräfte so zu steuern, dass zum einen die Behandlung durch zu geringe Kräfte nicht unzumutbar lange dauert und zum anderen Komplikationen durch eine Überdosierung der Kräfte verhindert werden. Zahlreiche Faktoren, die den therapeutischen Bereich der kieferorthopädischen Kräfte im Einzelfall beeinflussen, können in vivo nicht mit hinreichender Genauigkeit bestimmt werden. Die Folge ist, dass die für eine Zahnbewegung optimale Kraft im Einzelfall nicht angegeben werden kann (van Driel et al. 2000) und der behandelnde Kieferorthopäde bei der Therapieplanung nur auf Durchschnittswerte zurückgreifen kann. Eine Fehleinschätzung dieser Kräfte wird häufig erst erkannt, wenn Komplikationen, wie zum Beispiel eine Wurzelresorption, bereits eingetreten sind und auf Röntgenaufnahmen sichtbar werden. Eine radiologische Nachuntersuchung kieferorthopädischer Patienten zeigte 1990, dass nach der Therapie mit einer fest-sitzenden Apparatur in Abhängigkeit vom Alter der Patienten in 63 bis 73 Prozent der Fälle Wurzelresorptionen nachgewiesen werden konnten (Hirschfelder 1990). Auch wenn bei der Mehrzahl die Resorptionen nur geringfügig und ohne klinische Relevanz waren (60 bis 63 Prozent), fanden sich in 23 bis 29 Prozent mittlere und in 8 bis 14 Prozent schwere Wurzelresorptionen von einem Drittel der Wurzellänge oder mehr.

Festsitzende kieferorthopädische Geräte leiten komplexe Umbauprozesse im Zahnhalteapparat ein, die wiederum auch die biomechanischen Eigenschaften dieser Gewebe beeinflussen. Wenn es gelingt, mit Hilfe einer ausreichend empfindlichen Messapparatur mikroskopische Veränderungen im Zahnhalteapparat anhand veränderter biomechanischer Eigenschaften dieser Gewebe nachzuweisen, könnten ungünstige Entwicklungen frühzeitiger erkannt und Komplikationen vermieden oder reduziert werden.

Voraussetzung hierfür ist neben der Verfügbarkeit einer ausreichend präzisen Messapparatur die genaue Kenntnis der physiologischen biomechanischen Veränderungen im Zahnhalteapparat im Rahmen der kieferorthopädischen Zahnbewegung. Bisherige Untersuchungen in diese Richtung konzentrierten sich auf die Bestimmung der Zahnbeweglichkeit in bucco- (bzw. labio-)oraler Richtung (Burstone et al. 1978; Fehr und Mühlemann 1956; Himmel et al. 1957; Mühlemann 1951 (A),

Einleitung

1951 (B), 1954 (A), 1954 (B), 1954 (C), 1954 (D), 1960, 1967, Mühlemann und Hirt 1955, Mühlemann und Fehr 1956, Mühlemann und Zander 1954, Mühlemann et al. 1956, Picton 1969; Tanne et al. 1995). Trotz erster vielversprechender Ergebnisse hat sich keine der hier entwickelten Messmethoden in der Praxis durchsetzen können.

Eine Untersuchung der interdentalen horizontalen Kräfte im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie wurde bisher noch nicht durchgeführt.

Die Untersuchung der hier wirkenden Kräfte stellt möglicherweise einen geeigneten Parameter dar, Aussagen über die biomechanischen Veränderungen im Zahnhalteapparat durch eine solche Therapie zu gewinnen.

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Entwicklung einer Messapparatur, die eine Untersuchung und Messung der horizontalen interdentalen Kräfte im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie ermöglicht.

In einer ersten klinischen Studie wurde die Messapparatur getestet und die Veränderungen der horizontalen interdentalen Kräfte in der initialen Behandlungsphase der kieferorthopädischen Therapie untersucht und dokumentiert.

1.2 Der Zahnhalteapparat

Der Zahnhalteapparat (Parodontium) umfasst alle Hart- und Weichgewebe, die den Zahn in seiner Umgebung verankern. Zu ihnen gehören das Wurzelzement, der Alveolarknochen, das Desmodont und die Gingiva.

Die Gingiva (marginales Parodont) gehört zur Mundschleimhaut und ist der am weitesten peripher gelegene Teil des Zahnhalteapparats. Sie bedeckt den koronalen Abschnitt der Alveolarfortsätze und umschließt die Zahnhälse mit zwei strukturell und funktionell verschiedenen Epitheltypen. Nichtkeratinisiert ist das von der Schmelz-Zement-Grenze des Zahnes bis zum Boden des Sulcus gingivae reichende Saumepithel, das dem Zahn ringförmig anliegt. Keratinisiert sind das orale Sulkusepithel, das die laterale Wand des Sulcus gingivae bedeckt, und das orale Gingivaepithel, das Teil der epithelialen Auskleidung der Mundhöhle ist. Auffälligste Elemente im Bindegewebe der Gingiva sind die zahlreichen Faserbündel, die in der Mehrzahl aus kollagenen Fibrillen und einem kleineren Teil auch aus Oxytalanfasern (oxus = Säure, scharf und talas = resistent [gegen Säure]) bestehen (Fullmer et al. 1974).

Einleitung

Elastische Fasern finden sich nur vereinzelt in der Umgebung von Gefäßen (Schroeder 1986).

Dieser supraalveolär gelegene Faserapparat weist eine komplizierte Struktur auf, die in zahlreichen Studien eingehend untersucht wurde (Arnim und Hagerman 1953; Feneis 1952, Goldman 1951, Melcher 1962, Melcher und Eastoe 1969, Page et al. 1974, Picton und Moss 1973, Schroeder 1986, Smukler und Dreyer 1969). In Abhängigkeit von der Verlaufsrichtung unterscheidet man: 1. dentogingivale, 2. dento-periostale, 3. alveologingivale, 4. zirkuläre und semizirkuläre, 5. transgingivale, 6. interpapilläre, 7. periostalgingivale, 8. interzirkuläre und 9. transseptale Faserbündel. Ihre Aufgabe ist die Befestigung der Gingiva am supraalveolären Wurzelzement und am Alveolarknochenkamm. Unmittelbar unterhalb des Epithels gelegene Faserbündel sichern das Epithel zusätzlich gegen abscherende Kräfte bei der Nahrungsaufnahme und erhöhen seine Reißfestigkeit.

Die transseptalen Faserbündel kreuzen die interdentale Gingiva in mesiodistaler Richtung. Sie überqueren das interdentale Knochenseptum und verbinden das supraalveoläre Wurzelzement benachbarter Zähne. Diese Fasern, die in ihrer Gesamtheit auch als interdentales Ligament bezeichnet werden, fassen alle Zähne eines Kiefers zu einer geschlossenen Reihe zusammen und sind verantwortlich für die Stabilität der Position der Zähne innerhalb der Zahnreihe (Schroeder 1992). Verschiedene Untersuchungen deuten daraufhin, dass die transseptalen Fasern auch für die Mesialdrift der Zähne und für einige Formen des Frontengstandes verantwortlich sind (Moss und Picton 1967, Moss und Picton 1970, Picton und Moss 1973, Picton und Moss 1980). Ebenfalls konnte ein Zusammenhang zwischen den supraalveolären Fasern und den von hier ausgehenden Kräften und Rezidiven nach kieferorthopädischer Therapie nachgewiesen werden (Boese 1969; Brain 1969; Crum und Andreasen 1974; Erickson et al. 1945; Ewan und Pasternak 1964; Thompson 1959; Wisner 1966). Im besonderen Maß gilt dies für Rezidive nach therapeutischen Zahnrotationen (Edwards 1988).

Aufgrund der einstrahlenden und dort verankerten desmodontalen Fasern (Sharpeysche Fasern) gehört das Wurzelzement funktionell ebenfalls zum Zahnhalteapparat, während es anatomisch dem Zahn zugerechnet wird.

Es bezeichnet eine in der morphologischen Zusammensetzung nicht einheitliche Zahnhartsubstanz, die in einer variabel dicken Schicht von der Schmelzzementgrenze bis zum Apex dem Wurzelzement aufliegt. In Abhängigkeit vom Vorhandensein

Einleitung

bzw. Fehlen von Zementozyten, kollagenen Fibrillen und Sharpeyschen Fasern unterscheidet man azelluläres-afibrilläres Zement, azelluläres Fremdfaserzement (kollagene Fasern wurden von Fibroblasten gebildet), zelluläres Eigenfaserzement (kollagene Fasern wurden von Zementoblasten gebildet) und zelluläres Gemischt-faserzement. Die Verankerungsfläche der desmodontalen Fasern, die in das azelluläre azelluläre Fremdfaserzement und das zelluläre Gemischt-faserzement einstrahlen, wird durch die Größe der Wurzeloberfläche bestimmt und hat entscheidenden Anteil am Halt eines Zahnes in der Alveole. Sie ist bei ersten bleibenden Molaren in der Regel am größten und fällt in der Reihenfolge: zweite Molaren, Eckzähne, Prämolaren, mittlere und seitliche Schneidezähne immer mehr ab (Jespen 1963; Nicholls et al. 1974). Lakunenartige und unabhängig von Entzündungsprozessen nachgewiesene Zementresorptionen weisen daraufhin, dass auch im Zement eine geringfügige Remodellierung stattfindet (Harry und Sims 1982; Harvey und Zander 1959; Henry und Weinmann 1951; Massler und Malone 1954). Eine kontinuierliche Resorption und vollständige Erneuerung, wie sie für den Knochen charakteristisch sind, findet jedoch nicht statt (Kronfeld 1938, Meyer 1932, Orban 1928, Provenza 1964, Schour 1960, Sicher und Bhaskar 1972).

Der Alveolarknochen bezeichnet den Teil der Alveolarfortsätze, der die Alveolenwände bildet. Es handelt sich hierbei um eine etwa 0,1 – 0,4 Millimeter dicke Knochenplatte, die aufgrund ihrer zahlreichen Foramina auch Lamina cribriformis genannt wird. Die Öffnungen werden von Blut- und Lymphgefäßen sowie von Nervenfasern durchzogen und verbinden die Knochenmarkräume mit dem Desmodont des Zahnhalteapparats. Im Alveolarknochen selbst inserieren die vom Wurzelzement kommenden und aus dem Desmodont einstrahlenden Sharpeyschen Fasern. Am Limbus der Alveole geht der Alveolarknochen in die vestibuläre und die linguale bzw. palatinale Kortikalis über. Zwischen dem Alveolarknochen und der Kortikalis - beziehungsweise interdental und interradiikulär zwischen zwei gegenüberliegenden Laminae cribriformes - liegen die netzartig angeordneten Knochenbälkchen und die überwiegend mit Fettmark gefüllten Knochenmarkräume der Spongiosa. Der Alveolarknochen unterliegt wie alle Knochen des Körpers einer ständigen Remodellierung. Durch Knochenanbau und -abbau, woran auf zellulärer Ebene Osteoblasten, Osteozyten und Osteoklasten beteiligt sind, ist eine vollständige Umstrukturierung ganzer Haversscher Systeme (Osteone) und des interstitiellen Knochens möglich. Die Kapazität des Knochenumbaus ist im Bereich des

Einleitung

Alveolarknochens ungleich höher als in anderen Knochen. Besonders deutlich wird dies während des Zahndurchbruchs und des Zahnwechsels sowie auch im Rahmen posteruptiver Zahnbewegungen, wie zum Beispiel die Mesialdrift der Zähne. Sie bildet gleichermaßen die Voraussetzung für jede therapeutische Zahnbewegung.

Von besonderer Bedeutung für die kieferorthopädische Behandlung ist auch das 0,3 bis 0,4 mm breite Desmodont (Wurzelhaut), das ebenfalls zum Zahnhalteapparat gehört. In seiner Schlüsselposition überträgt es die auf den Zahn wirkenden kieferorthopädischen Kräfte auf den umgebenden Alveolarknochen, und die hier infolge der Krafteinwirkung auftretenden morphologischen und biomechanischen Veränderungen leiten umfangreiche Anpassungs- und Umbauvorgänge im gesamten Zahnhalteapparat ein.

Das Desmodont besteht aus einem zell- und faserreichen Bindegewebe, das die Wurzeloberfläche des Zahnes mit dem Alveolarknochen verbindet (Bevelander und Nakahara 1968; Berkovitz und Shore 1982; Carranza und Ubios 1996; Narayanan und Page 1983; Schroeder 1986; Ten Cate 1994). Anatomisch handelt es sich hierbei um eine bewegliche Verbindung zwischen Zahn und Knochen, die man als Syndesmose bezeichnet. Im Alveolarkambereich geht das Desmodont kontinuierlich in das Gewebe der Gingiva über. Das Fasersystem des Desmodonts besteht überwiegend aus kollagenen Fasern. Daneben kommen auch Oxytalanfasern und vereinzelt elastische Fasern vor (Schroeder 1992). Die Oxytalanfasern inserieren auf der einen Seite mit den kollagenen Fasern im Zement, auf der anderen Seite jedoch nicht wie die kollagenen Fasern im Alveolarknochen, sondern im Bereich der Blutgefäßwände. Es wird angenommen, dass diese Fasern die Zahnstellung bei funktioneller Beanspruchung registrieren und den Blutfluss regulieren können (Jonas und Riede 1980, Sims 1975).

Die kollagenen Hauptfasern des Periodontiums werden nach ihrer unterschiedlichen funktionsbedingten Anordnung unterteilt in zementoalveoläre Faserbündel am Alveolarknochenkamm, horizontale zementoalveoläre Faserbündel, schräg verlaufende zementoalveoläre Faserbündel, apikale zementoalveoläre Faserbündel und interradiäre zementoalveoläre Faserbündel (Schroeder 1992). Eine andere Einteilung unterscheidet die primären Fasern, die als orientierte Faserbündel vom Alveolarknochen zum Zement verlaufen, von den sekundären Fasern, die als nicht gebündelte Fasern lose die Gefäße und Nervenstränge umspinnen. Auch das Fasersystem des Zahnhalteapparats unterliegt ähnlich wie andere Fasersysteme des

Körpers einer ständigen Erneuerung. Ähnlich dem Alveolarknochen übersteigt auch hier die Remodellierungskapazität deutlich diejenige anderer Fasersysteme. In Untersuchungen an Rattenzähnen konnte eine Halbwertszeit des Kollagenumsatzes im Faserapparat von einem Tag nachgewiesen werden (Sodek 1977 und 1978). Sie war damit etwa fünfzehnmal kleiner als in der Dermis und fünfmal kürzer als in der Gingiva und im Alveolarknochen (Schroeder 1986; Sodek 1977 und 1978). Beeinflusst wird dieser hohe Umsatz jedoch von Faktoren wie der allgemeinen Stoffwechsellage, dem Alter und der funktionellen Belastung. So führt zum Beispiel die Extraktion eines Antagonisten zu einer zunehmenden Atrophie des Zahnhalteapparats mit Auflösung und Desorientierung der desmodontalen Fasern (Cohn 1965, Cohn 1966, Preisseecker 1931). Im Alter kommt es zu einer Abnahme der Fibroblastendichte sowie zu einer Zunahme der Fibrosierung und Stabilität des Kollagens (Grant und Bernick 1972). Hierdurch wird die Anpassungsfähigkeit des desmodontalen Fasersystems, die die Voraussetzung für jede Form der Zahnbewegung bildet, deutlich eingeschränkt.

1.3 Umbauprozesse im Bereich des Parodontiums im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie

Die hohe Anpassungsfähigkeit des gesamten Zahnhalteapparats und die Tatsache, dass der knöcherne Anteil und das Desmodont bei geringeren Kräften mit einer Erhöhung der zellulären Aktivität und Beschleunigung der physiologischen Umbauprozesse auf die kieferorthopädisch applizierten Kräfte reagieren als das Wurzelzement, bilden die Voraussetzung für die Neupositionierung von Zähnen im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie.

Die morphologischen Veränderungen im Zahnhalteapparat, die durch die kieferorthopädische Therapie eingeleitet werden, sind seit vielen Jahrzehnten Gegenstand der Forschung (Breitner 1930; Buck 1972; Gottlieb und Orban 1931; Herzberg 1932; Oppenheim 1942; Reitan 1951, 1960, 1964, 1967 und 1969; Rygh 1976; Sandstedt 1904 und 1905; Schwarz 1928, 1931 und 1932 A und B; Storey 1973). Während die Geschwindigkeit und die Art der Gewebereaktion im Zahnhalteapparat von der Größe der einwirkenden Kraft bestimmt werden, legt die Beziehung der Kraftlinie zum Widerstandszentrum des Zahnes fest, ob es zu einer Translations- (körperlichen

Einleitung

Bewegung), zu einer Rotations- oder einer Kombinationsbewegung des Zahnes kommt.

In Abhängigkeit der auf einen Zahn einwirkenden Kräfte werden bestimmte Bereiche der Zahnwurzel auf Druck und andere auf Zug belastet. Andersen und seine Mitarbeiter konnten mit Hilfe einer Finite-Elemente-Studie nachweisen, dass die Kraftverteilung im Bereich des Desmodonts hierbei mit den wirkenden kieferorthopädischen Kräften korreliert (Andersen et al. 1991).

Als Folge der Druck- und Zugkräfte kommt es zu einer Belastung und Verlagerung der Fasern des Desmodonts und einer Deformierung des umgebenden Knochens. Diese biophysikalischen Veränderungen im Zahnhalteapparat leiten durch Transduktion, d.h. über die Umwandlung von mechanischer Energie in biologische Signale, die zellulären Reaktionen und damit die morphologischen Umbauprozesse des Zahnhalteapparats ein (Roberts et al. 1981).

Während man zuerst aufgrund tierexperimenteller Studien glaubte, dass die Deformierung des Alveolarknochens der entscheidende Faktor für die Einleitung dieser Prozesse sei und dass dem Faserapparat nur eine untergeordnete Rolle zukäme (Heller und Nanda 1979), konnten Bourauel und seine Mitarbeiter mit Hilfe einer Finite-Elemente-Studie 1999 zeigen, dass die Deformierung des desmodontalen Fasersystems den entscheidenden auslösenden Stimulus für die Einleitung der Umbauprozesse darstellt (Bourauel et al. 1999).

Histologisch findet man als erste Reaktion eine Mitosesteigerung der im Desmodont vorhandenen Zellen. Autoradiographisch konnte diese bereits nach 75 Minuten und elektronenmikroskopisch 24 Stunden nach Beginn der Krafteinwirkung nachgewiesen werden (Smith und Roberts 1980; Yee 1979).

48 bis 120 Stunden nach Beginn der Zahnbelastung findet man neu gebildete Osteoblasten, die sich überwiegend durch Proliferation und Differenzierung aus ortsständigen Zellen im Bereich des Desmodonts entwickeln (Pavlin et al. 2000), und eine aktive Knochenneubildung (Yee 1979). Die Osteoklasten, zuständig für die Knochenresorption im Rahmen des Umbaus, rekrutieren sich hierbei aus Makrophagen- / Monozytenzelllinien (Roberts et al. 1981).

In einem biologisch gesteuerten Zusammenspiel kommt es nun durch Knochenresorption im Bereich der Druckzonen und durch Knochenapposition im Bereich der Zugzonen zu einer vollständigen Verlagerung der Zahnalveole.

Einleitung

Wegweisende Arbeiten, die diese Veränderungen im Bereich des Knochens erforschten, wurden bereits in der ersten Hälfte des vergangenen Jahrhunderts durchgeführt (Angle 1907; Johnson et al. 1926; Oppenheim 1911; Schwartz 1932 (B)). Man unterscheidet im Hinblick auf die Knochenresorption in der Druckzone eine direkte von einer indirekten Form.

Die kieferorthopädisch günstige direkte Resorption des Knochens tritt immer dann ein, wenn die eingesetzten kieferorthopädischen Kräfte zu keiner Unterbrechung der kapillaren Blutzirkulation im Desmodont führen. Innerhalb der ersten 24 Stunden nach Beginn der Kraftapplikation findet man Osteoklasten an der desmodontalen Oberfläche des Alveolarknochens, die den angrenzenden Knochen vom Desmodont aus resorbieren (Yokoya et al. 1997). Diese Form der Resorption ermöglicht von Beginn an eine Bewegung des Zahnes in den freiwerdenden Knochenraum.

Zu einer indirekten Resorption des Knochen kommt es, wenn das Desmodont als Folge zu großer orthodontischer Kräfte soweit komprimiert wird, dass die kapillare Blutzirkulation vollständig unterbrochen wird. Dies geschieht immer dann, wenn die im Desmodont wirkenden kieferorthopädischen Kräfte den kapillaren Blutdruck, der etwa bei etwa 2,0 bis 2,4 kPa liegt, übersteigen (Schwarz 1928, 1931 und 1932 (A)). Bleibt die Durchblutungsstörung länger als zwei Stunden bestehen, kommt es zu einer irreversiblen Schädigung und Nekrose des Gewebes im Versorgungsgebiet dieser Gefäße. Die Nekrosezone ist lichtmikroskopisch zu erkennen und wurde früher aufgrund ihrer charakteristischen histologischen und histochemischen Eigenschaften als hyalinisierte Zone bezeichnet (Reitan 1951 und Rygh 1973). Die hyalinen Eigenschaften erklären sich aus der Vereinigung der Bindegewebsfasern in diesem Bereich. Dadurch, dass vitale Bindegewebszellen und Osteoklasten im nekrotischen Teil des Desmodonts fehlen, ist eine von hier ausgehende direkte Resorption des Knochens nicht mehr möglich. Der notwendige Abbau des Alveolarknochens im Bereich der Alveolenwand und auch der Abbau der desmodontalen Nekrosezone erfolgen in diesen Fällen ausgehend von noch vitalen Zellen in den Knochenmarkräumen der Spongiosa, die an die Nekrosezone angrenzen. Melsen konnte zeigen, dass es sich bei dieser retrograden unterminierenden Resorption um eine sterile Entzündungsreaktion handelt und dass der ischämische Alveolarknochen unmittelbar unter dem hyalinisiertem Gewebe abgebaut wird (Melsen 1999). Die gesamte Resorption dauert bei der indirekten Form etwa ein bis zwei Wochen (Schroeder 1992) und erst nachdem diese vollständig abgeschlossen ist, wird eine

Einleitung

kieferorthopädische Zahnbewegung möglich. Für die kieferorthopädische Therapie von besonderer Bedeutung ist die Tatsache, dass in dieser Phase der Resorption eine Zahnbewegung auch durch weitere Kraftsteigerung nicht erreicht werden kann. Aus diesem Grund bedeutet die indirekte Resorption immer eine Unterbrechung oder deutliche Verlangsamung der therapeutischen Zahnbewegung. Ist der Alveolarknochen und das nekrotische Gewebe nach ein bis zwei Wochen vollständig resorbiert worden, kommt es zunächst zu einer ruckartigen und im weiteren Verlauf zu einer langsamen und kontinuierlichen Zahnbewegung (Bridges et al. 1988; Reitan 1957 und 1960).

Anders als in den Anteilen des Desmodontalgewebes, die auf Druck belastet werden, besteht grundsätzlich keine Gefahr einer Nekrotisierung in den Anteilen des Desmodontalgewebes, die durch die auf den Zahn wirkenden Kräfte auf Zug belastet werden. Innerhalb der ersten 30 bis 50 Stunden nach Beginn der Kraffteinwirkung kommt es in diesem Bereich zu einer deutlichen Zunahme der Fibroblasten und Osteoprogenitorzellen. 36 Stunden nach Beginn der Kraffteinwirkung ist bereits eine Kette von Osteoblasten an der Oberfläche des Alveolarknochens nachweisbar, deren Dichte innerhalb von 70 Stunden ein Maximum erreicht (Yee 1979). Nach 2 – 4 Tagen ist durch Knochenapposition an gleicher Stelle ein osteoider Saum entstanden. Kieferorthopädisch von Vorteil ist die Tatsache, dass dieses noch unreife Knochengewebe kaum resorbierbar ist und so dazu beiträgt, das tägliche Rezidiv bei intermittierend wirkenden kieferorthopädischen Apparaturen zu verhindern.

Man geht davon aus, dass die gestreckten desmodontalen Faserbündel im Bereich der Zugzone zu einer Verbiegung (Spannung) des Alveolarknochens führen und dass dies den eigentlichen Reiz für die Knochenneubildung darstellt (Melsen 1999). Die Knochenapposition schreitet solange fort, bis die ursprüngliche Breite des Periodontalspalttes wieder hergestellt ist. Die Größe der Zugkräfte spielt hierbei für das Volumen des neugebildeten Knochens keine Rolle (Ashizawa und Sahara 1998). Über den zeitlichen Ablauf der Umbauprozesse im Alveolarknochen weiß man, dass nach der Aktivierung der beteiligten Systeme innerhalb von wenigen Stunden nach Beginn der Kraftapplikation (siehe oben) die Knochenresorption etwa 1 Monat und die Knochenneubildung etwa zwei bis drei Monate in Anspruch nimmt (Frost 1969; Jaworski 1976; Meunier 1977). Während man früher davon ausging, dass die Knochenneubildung im Rücken der Zahnbewegung nach einem initialen Rückstand (Steigman et al. 1991) in etwa dem Knochenabbau in der Front der Zahnbewegung

Einleitung

entspricht (Tran et al. 1982, Vignery und Baron 1980), konnten Untersuchungen Ende der 80er und Anfang der 90er Jahre zeigen, dass eine weniger balancierte Knochenumsatzrate mit zeitlich aufeinander folgenden Phasen vermehrter Resorption und anschließend vermehrter Knochenapposition vorliegt (Bridges 1988; Keeling et al. 1993; King 1991). Keeling und seine Mitarbeiter konnten mit Hilfe der Bestimmung der sauren und alkalischen Phosphatase im Serum und im Knochen von Ratten zeigen, dass die Größe der kieferorthopädischen Kräfte die Dauer dieser Phasen beeinflusst (Keeling et al. 1993). Die alkalische Phosphatasekonzentration, die Ausdruck der Knochenneubildung ist, erreichte bei mittleren Kräften höhere Werte als bei unterdosierten und überdosierten kieferorthopädischen Kräften.

Im Bereich des Wurzelzements findet im Rahmen der Umbauprozesse ein appositionelles Dickenwachstum durch schichtweise Mineralisation desmodontaler Faserbündel statt. Resorptionen treten im Vergleich zum Knochengewebe erst bei größeren Drücken auf und sind unter idealen Bedingungen von untergeordneter Bedeutung. Hierbei bestehen jedoch große individuelle Unterschiede (Owman-Moll et al. 1995). Kurol et al., die ebenfalls eine große individuelle Variation der Wurzelresorption beobachteten, wiesen nach, dass hierbei keine Beziehung zum Ausmaß der Zahnbewegung besteht (Kurol et al. 1996). Auch für das Alter der Patienten konnte kein signifikanter Einfluss auf diese Komplikation im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie nachgewiesen werden (Hirschfelder 1990).

Bei den Wurzelresorptionen unterscheidet man eine laterale Wurzelresorption von einer Resorption der Wurzelspitze. Charakteristisch für die laterale Form sind unterschiedlich große wabenartige Resorptionslakunen an den seitlichen Wurzeloberflächen, die konfluieren und dann eine flächenhafte Ausdehnung von mehreren Millimetern annehmen können. Man findet diese Form der Resorption besonders bei der forcierten Gaumennahterweiterung und in der Nachbarschaft von desmodontalen Nekrosen (Barber und Sims 1981; Langford und Sims 1982). In ungünstigen Fällen werden auch oberflächlich gelegene Dentinareale mit einbezogen. Ist die kieferorthopädische Zahnbewegung abgeschlossen, lagern Zementoblasten zuerst reparatives Eigenfaserzement an der Oberfläche der Resorptionslakunen an. Nachdem diese Schicht dann von azellulärem Fremdfaserzement abgedeckt wurde, werden auch die desmodontalen Faserbündel wieder im Zement verankert. Gelingt die vollständige Wiederauffüllung der Lakune, spricht man von einer anatomischen

Einleitung

Reparation, ist die Auffüllung unvollständig, bezeichnet man dies als funktionelle Reparatur (Schroeder 1992).

Im Gegensatz zu dieser reversiblen Form der Wurzelresorption ist die Resorption der Wurzelspitze, die radiologisch zu einer sichtbaren Verkürzung der Wurzellänge führt, irreversibel (Ketcham 1927 und 1929; Massler und Malone 1954). Sie kann in Extremfällen soweit fortschreiten, dass eine Zahnlockerung oder sogar ein Zahnverlust auftreten. Da diese Form der Resorption auch außerhalb der kieferorthopädischen Behandlung bei bis zu 22% der Erwachsenen nachgewiesen werden kann, scheint eine individuellen Prädisposition für diese Form der Wurzelresorption eine Rolle zu spielen. Auch bestehen individuelle Unterschiede in der Ausprägung der Komplikation. Besonders häufig betroffen sind die Schneidezähne, der zweite Prämolare und der erste Molar im Oberkiefer (Hotz 1967; Massler und Malone 1954). Zu umfangreichen Veränderungen kommt es auch im Faserapparat des Parodontiums. Die größte Steigerung der Kollagensyntheserate konnte in Bereichen nachgewiesen werden, die auf Druck belastet werden (Bumann et al. 1997).

Neben quantitativen Veränderungen treten auch morphologische Veränderungen der kollagenen Fasern einschließlich veränderter Mineralisationsmuster als Folge der kieferorthopädischen Kräfte auf (Martinez und Johanson 1987). In den Arealen, die unter Zugbelastung stehen, konnte Rygh ein vermehrtes Auftreten von elastischen Fasern während der kieferorthopädischen Zahnbewegung nachweisen (Rygh 1976). Im Unterschied zu den kollagenen Fasern, die zum Teil vollständig durch Phagozytose abgebaut und durch neue Fasern ersetzt werden (Garant und Cho 1976; Ten Cate et al. 1976), bleibt das Oxytalanfaseresystem bei allen kieferorthopädisch induzierten Umbauvorgängen erhalten und wird lediglich der veränderten Situation angepasst (Sims 1976). Edwards beschrieb eine Zunahme in der Zahl und Größe einzelner oxytalaner Fasern als Folge der Zahnbewegung (Edwards 1968). Nicht einheitlich ist das Verhalten der Sharpeyschen Fasern, die im Bereich des Knochens inserieren. Sie werden entweder ebenfalls ab- und wieder aufgebaut, oder sie bleiben unverändert bestehen (Kurihara und Enlow 1980 A und B).

Auch im gingivalen Bindegewebe kommt es im Rahmen der kieferorthopädischen Zahnbewegung durch Modulation von Kollagensynthese und Kollagenabbau zu einer Umstrukturierung des Fasersystems. Wesentlicher Unterschied gegenüber den kollagenen Faserbündeln im Bereich des Desmodonts ist jedoch zum einen die Tatsache, dass die Veränderungen in diesem Bereich teilweise deutlich länger dauern

und zum anderen die einzelnen supraalveolären Fasersysteme sich unterschiedlich verhalten (Bertsen 1979; Oppenheim 1934; Reitan und Skillen 1940; Thompson 1955 und 1958). Edwards zeigte 1968 im Rahmen einer Untersuchung, dass es nach Zahnrotationen relativ rasch zu einer Reorganisation der kollagenen Fasern kommt, die auf der einen Seite mit dem Knochen verbunden sind. Fasern, die auf keiner Seite im Knochen inserierten, wie zum Beispiel die transseptalen Fasern, waren auch nach fünfmonatiger Retention immer noch gespannt und zeigten keine Anpassung der Orientierung (Edwards 1968). In Übereinstimmung mit diesen Ergebnissen demonstrierte Reitan, dass die Umbauvorgänge im Bereich der Gingiva ein Jahr oder länger andauern (Reitan 1953), und Redlich et al. wiesen daraufhin, dass auch langfristig nicht die Strukturierung und Ausrichtung erreicht werden, wie sie vor der Zahn- bewegung vorlagen (Redlich et al. 1999).

1.4 Horizontale interdentale Kräfte

Die lückenlose Anordnung der Zähne in einer Zahnreihe ist für die Kau- und Ab- beißfunktion der Zähne sowie für die Lautbildung von entscheidender Bedeutung. Sie verhindert das Einpressen der Nahrung in den Approximalbereich der Zähne, wo- durch die interdentale Papille geschützt und das Risiko einer parodontalen Erkrankung verringert wird. Gleichzeitig gewährleistet die proximale Abstützung der Zähne auch einen gewissen Schutz gegenüber Zahnverletzungen im Rahmen von Unfällen.

Verantwortlich für diesen Zusammenhalt der Zähne innerhalb der geschlossenen Zahnreihe sind interdentale horizontale Kräfte, die vom supraalveolären Anteil des Zahnhalteapparats und hier besonders von den transseptalen Fasern ausgehen. Sie verbinden die Zähne einer geschlossenen Zahnreihe, halten den Kontakt aufrecht und stabilisieren die Position der Zähne gegen die von außen einwirkenden Kräfte der Kau- und Zungenmuskulatur sowie der perioralen Muskulatur (Schroeder 1992; Stublely 1976; Waldron 1942).

Auch die Mesialwanderung der Zähne wird auf die gleichen Kräfte zurückgeführt (Moss und Picton 1967, 1970 und 1982; Picton und Moss 1973 und 1980; Southard et al. 1992). Sie kompensiert hierbei den durch Attrition bedingten Schmelzverlust im approximalen Bereich der Zahnkronen und führt zu einer kontinuierlichen Verkürzung

Einleitung

der Zahnbögen nach Abschluss des Zahnwechsels (Ades et al. 1990; Fisk 1966; Little 1975; Shapiro 1974; Sinclair und Little 1983 und 1985; Vego 1962). Die Bedeutung des supraalveolären Fasersystems für dieses Verhalten der Zähne wird besonders durch die Versuche von Picton und Moss deutlich, die 1973 nachweisen konnten, dass eine Durchtrennung des interdentalen Faserapparates oder auch die Entfernung des interdentalen Gingivagewebes zu einem signifikanten Rückgang der Mesialwanderung der Zähne führt (Picton und Moss 1973).

Nicht geklärt ist bisher, wie die hier beschriebenen Kräfte von den supraalveolären Fasern erzeugt werden. Moss und Picton, die zeigen konnten, dass es nach iatrogenen Entfernung des Approximalkontakts bereits innerhalb weniger Stunden wieder zu einer Annäherung der benachbarten Zähne kommt, schlussfolgerten aus ihren Ergebnissen, dass die hierfür notwendigen Kräfte möglicherweise durch eine Kontraktion der transseptalen Fasern zustande kommen (Moss und Picton 1982). Southard et al. wiesen auf die Möglichkeit hin, dass eine vom Fasersystem bewirkte komprimierte Anordnung der Zähne im Zahnbogen ebenfalls eine mögliche Erklärung für die beobachtete Zahnwanderung im Zahnbogen wäre (Southard et al. 1992).

Ist die Mesialdrift größer als die durch Attrition bedingte Verkürzung der Zahnkronen, ist die Folge ein Engstand. Betroffen hiervon ist häufig zuerst die Frontzahnregion, weil hier die Abstützung im approximalen Kontaktbereich der Zahnkronen geringer ist als im Seitenzahnbereich. Foster et al. sowie Sinclair und Little konnten zeigen, dass kieferorthopädische Patienten und Frauen überdurchschnittlich häufig von dieser Veränderung betroffen sind (Foster et al. 1970; Sinclair und Little 1983). Nach einer Untersuchung von Little haben im Durchschnitt nur 10% der kieferorthopädischen Patienten 10 bis 20 Jahre nach Abschluss der kieferorthopädischen Therapie noch eine akzeptable Zahnstellung im Bereich der Unterkieferfront (Little 1990).

Die hier dargestellten Untersuchungsergebnisse verdeutlichen die Bedeutung der interdentalen Kräfte für die kieferorthopädische Therapie.

Ebenfalls noch nicht abschließend geklärt ist die Frage, inwieweit neben dem supraalveolären Faserapparat auch noch andere Faktoren an den interdentalen horizontalen Kräften beteiligt sind.

Intensiv untersucht wurde in diesem Zusammenhang der Einfluss der mesialen Kraftkomponente beim Kauen (Dewel 1949; Grieve 1944; Newcomb 1936; Orhtlieb und Laurent 2000; Southard et al. 1990 (A); Stallard 1923; Waldron 1942). Erste Hinweise auf einen Zusammenhang zwischen dieser Kraftkomponente und einem

Einleitung

Zahnengstand finden sich in den Arbeiten von Stallard, Newcomb und Waldron. Demgegenüber vertrat Parfitt die Meinung, dass okklusale Kräfte nicht lang genug wirken, um einen Zahn wirklich zu bewegen (Parfitt 1961). Obwohl Southard und seine Mitarbeiter dieses Argument mehr als 30 Jahre später entkräften konnten, indem sie zeigten, dass eine okklusale Belastung der Zähne zu einer Verstärkung der interdental wirkenden Kräfte führt, die weit über den Zeitraum der eigentlichen okklusalen Belastung hinaus andauert (Southard et al. 1992), fanden auch sie nur einen geringen aber statistisch nicht signifikanten Zusammenhang zwischen der anterioren Kraftkomponente beim Zusammenbeißen der Zähne und den Platzverhältnissen in der Unterkieferfront (Southard et al. 1990 (A)). Moss und Picton weisen in ihrer Arbeit darauf hin, dass diese Kräfte nicht erklären, dass es nach iatrogenen Entfernung des Approximalkontakts bereits innerhalb weniger Stunden wieder zu einer Annäherung der benachbarten Zähne im Approximalbereich kommt (Moss und Picton 1982). Zusammenfassend kann man sagen, dass die okklusale Belastung der Zähne die horizontalen interdentalen Kräfte wohl beeinflusst, was auch mit der mesialen Neigung der Molaren im Unterkiefer vereinbar ist (Orthlieb und Laurent 2000), in ihrer Gesamtheit aber geringer zu sein scheint, als die Kräfte, die vom Zahnhalteapparat ausgehen. Weiterführende Untersuchungen werden aber auch hier notwendig sein, um definitive Aussagen machen zu können.

Der dritte Faktor, dessen Einfluss auf die horizontalen interdentalen Kräfte und hier besonders auf den Engstand in der Front seit mehr als einem Jahrhundert kontrovers diskutiert wird, ist der Einfluss der Weisheitszähne. Die erste Veröffentlichung, in der mesial inklinierte Weisheitszähne für den Zahnengstand in der Front verantwortlich gemacht wurden, datiert aus dem Jahr 1859 (Robinson 1859). Doch während eine ganze Reihe von Autoren in den folgenden Jahrzehnten ebenfalls einen Einfluss der dritten Molaren auf die mesiale Kraftkomponente innerhalb der Zahnreihe nachweisen konnten (Bergstrom und Jensen 1961; Dewey 1917; Lindqvist und Thilander 1982; Olive und Basford 1981; Richardson 1979, 1982, 1989 und 1990; Vego 1962), fanden genauso viele Untersucher keinen signifikanten Zusammenhang mit den interdentalen horizontalen Kräften oder einem Frontengstand (Ades et al. 1990; Andreasen 1987; Bishara und Andreasen 1983; Bjork and Skieller 1972; Kaplan 1974; Lundstrom 1969; Shanley 1962; Southard et al. 1991). Fuhrmann et al. gelang es, über eine Verlaufsbeobachtung der interdentalen Reibungskraft eine geringfügige Beeinflussung der interdental wirkenden Kräfte durch angelegte Weisheitszähne

Einleitung

nachzuweisen (Fuhrmann et al. 2000). Deutlich war der Einfluss jedoch nur bei mesial inklinierten Weisheitszähnen, sodass sie zusammenfassend in Übereinstimmung mit Schwarze darauf hinweisen, dass eine Entfernung der Weisheitszähne zur Prophylaxe eines frontalen Engstandes aus ihren Ergebnissen nicht abgeleitet werden könne (Fuhrmann et al. 2000; Schwarze 1968, 1973 und 1975).

Entscheidend für weiterführende Untersuchungen auf diesem Gebiet ist die Beantwortung der Frage, inwieweit es gelingt, nicht nur die möglichen Auswirkungen der hier wirkenden Kräfte zu beobachten, sondern diese Kräfte direkt zu messen.

Bisher ist es nur gelungen, mit Hilfe aufwendiger Untersuchungen der interdentalen Reibungswiderstände Aussagen über die Größe der in einer Zahnreihe wirkenden interdentalen Kräfte zu gewinnen (Osborn 1961; Fuhrmann et al. 1998 und 2000; Southard et al. 1989). Southard et al. bestimmten mit Metallstreifen unterschiedlicher Stärke den Reibungswiderstand im Approximalbereich für jeden der verwendeten Streifen und errechneten hieraus nach der Formel:

$$F_R = \mu \times F_N$$

(μ = Friktionskoeffizient, F_R = Reibungskraft; F_N = horizontale Anpresskraft / horizontale interdentalen Kraft)

die horizontale Anpresskraft im Approximalbereich. Die logarithmische Auftragung der gemessenen Kraft gegen die jeweiligen Werte für die Aufdehnung des Approximalbereichs (Stärke der Metallstreifen) ergab für den untersuchten Bereich eine Gerade, aus der sie mittels Extrapolation die ständig wirkende interdentalen horizontale Kraft bestimmen konnten. Sie fanden auf diese Weise für den Approximalbereich erster Molar / zweiter Prämolaren bei zehn männlichen Probanden einen durchschnittlichen Wert von 0,37 N (Standardabweichung: 0,06 N). Dieser Wert stieg nach Kaubelastung signifikant an ($0,57 \pm 0,09$ N, $p < 0,01$) und war bei aufrechter Körperhaltung größer als in Rückenlage (Southard et al. 1990 (B) und 1992). Ihr Ergebnis ist vereinbar mit der Hypothese, dass benachbarte Zähne in einer geschlossenen Zahnreihe unter Kompression zusammengehalten werden. Southard et al. schlussfolgerten, dass das Parodontium eine kontinuierliche Kraft auf die Zahnreihe des Unterkiefers ausübt und den approximalen Zahnkontakt über Kompression aufrechterhält (Southard et al. 1992).

Im Gegensatz hierzu stehen die Untersuchungsergebnisse von Kasahara und seinen Mitarbeitern, die den Approximalbereich lichtoptisch untersuchten und zeigen konnten, dass sich benachbarte Zähne im Ruhezustand häufig nicht berühren,

sondern dass zwischen ihnen ein Spalt von 3 bis 21 μm nachgewiesen werden kann. Erst bei Kaubelastung der Zähne konnten sie in allen Fällen einen Kontakt benachbarter Zähne nachweisen (Kasahara et al. 2000). Zu dem gleichen Ergebnis kam auch Miura, der in seiner Arbeit 1985 die approximale Beziehung der Zähne untersuchte (Miura 1985).

Die Gegenüberstellung dieser Ergebnisse zeigt, dass auch hier weitere Untersuchungen für eine abschließende Klärung notwendig sind.

1.5 Biomechanische Eigenschaften des Zahnhalteapparats

Die desmodontale Aufhängung des Zahnes im Zahnhalteapparat erlaubt jedem in Funktion stehenden Zahn eine beschränkte physiologische Beweglichkeit und damit eine dynamische Reaktion auf die intermittierenden Kräfte der perioralen Muskulatur und auf die Belastung der Zähne beim Kauen und Schlucken (Gould und Picton 1964; Lear et al. 1965; Picton 1973). Dies erlaubt nicht nur eine bessere Verteilung der einwirkenden Kräfte, sondern ermöglicht auch über Mechanorezeptoren im Desmodont eine sensiblere Aufnahme propriozeptiver Reize. Dies wiederum gewährleistet eine präzisere Feinkoordination des Kauaktes und bietet auch einen gewissen Schutz der Zähne vor Überlastung.

Die Zahnbeweglichkeit kann bei physiologischer Belastung 50 bis 100 μm betragen und ist im Einzelfall abhängig von der Größe, Richtung und Ansatz der einwirkenden Kraft, vom Längenverhältnis Zahnkrone zur Zahnwurzel sowie von der Größe der Wurzeloberfläche. Inzisivi weisen in der Regel die größte und Molaren die geringste Zahnbeweglichkeit auf. Dazwischen liegen die Eckzähne und die Prämolaren (Mühlemann 1951 (A) und 1960).

Die biomechanischen Eigenschaften des Zahnes werden bei der Zahnbewegung in erster Linie vom Faserapparat sowie dem flüssigen und vaskulären Kompartiment innerhalb des periodontalen Ligaments bestimmt (Bien 1965; van Driel et al. 2000; Wills et al. 1972).

Erste Untersuchungen dieser Eigenschaft des Zahnhalteapparats wurden bereits in der ersten Hälfte des vergangenen Jahrhunderts durchgeführt, und eine Vielzahl verschiedener Messapparaturen wurden für diese Aufgabe entwickelt (Beyeler und Dreyfus 1947; Burstone et al. 1978; Christiansen und Burstone 1969; Dreyfus 1949;

Einleitung

Elbrecht 1939; Picton 1969; Pryputniewicz et al. 1978; Pryputniewicz und Burstone 1979; Tanne et al. 1995; Werner 1942). Besonders herausgestellt seien an dieser Stelle die Arbeiten von Mühlemann und seinen Mitarbeitern, die umfangreiche Untersuchungen durchführten und deren Ergebnisse die Grundlage für eine Vielzahl weiterer Arbeiten bildeten (Fehr und Mühlemann 1956; Himmel et al. 1957; Mühlemann 1951 (A), 1951 (B), 1954 (A), 1954 (B), 1954 (C), 1954 (D), 1960, 1967, Mühlemann und Hirt 1955, Mühlemann und Fehr 1956, Mühlemann und Zander 1954, Mühlemann et al. 1956).

Mühlemann und Zander erkannten so bereits 1954, dass es bei mechanischer Belastung zu einer kraftabhängigen Auslenkung des Zahnes kommt, die man in eine initiale und eine sekundäre Phase einteilen kann (Mühlemann 1954 (A) und 1954 (D); Mühlemann und Zander 1954). In der initialen Phase einer Zahnbelastung kommt es bereits bei geringer Kraftereinwirkung zu einer deutlichen Auslenkung. Steigert man die Belastung weiter, nimmt die Auslenkung proportional immer mehr ab. Dieser zweite Teil der dynamischen Reaktion des Zahnes bezeichnet die sekundäre Phase. Die graphische Darstellung der Bewegung des Zahnes gegen die einwirkende Kraft in einem Kraft-Weg-Diagramm, bei der die Werte für die einwirkende Kraft auf der x-Achse und die Werte für die Auslenkung des Zahnes auf der y-Achse aufgetragen werden, zeigt so einen initialen starken Anstieg der Kurve, der dann bei Überschreitung eines Schwellenwertes zunehmend flacher wird. Mühlemann schlussfolgerte aus den Ergebnissen, dass es bei geringer Belastung des Zahnes zuerst zu einer intraalveolären Verschiebung der Zahnwurzel mit elastischer Deformation des Faserapparates kommt und dass bei größerer Belastung eine elastische Deformation des gesamten Zahnhalteapparats einschließlich des Alveolarknochens sowie eine Kompression des Gewebe hinzukommt (Mühlemann und Zander 1954).

Viele Untersucher bestätigten diese nichtlineare Beziehung zwischen der applizierten Kraft und der biomechanischen Reaktion des Parodontiums (O'Leary und Rudd 1963; Parfitt 1961; Picton 1969, Tanne et al. 1995). Parfitt zeigte mittels logarithmischer Auftragung der Werte für die einwirkende Kraft gegen die jeweils erzielte Zahnauslenkung, dass die Beziehung zwischen diesen Werten durch eine exponentielle Funktion hinreichend wiedergegeben werden konnte (Parfitt 1961).

Im Gegensatz hierzu stehen die Ergebnisse von Tanne und Sakuda, die in ihrer Arbeit 1983 eine lineare Funktion und mit Hilfe der Kurvenanalyse die größte Über-

Einleitung

einstimmung mit einer reziproken Hyperbelfunktion aufzeigten (Tanne und Sakuda 1983).

Nicht zu verwechseln ist diese zweiphasige kraftabhängige Reaktion des Zahnhalteapparats mit der zweiphasigen zeitabhängigen Reaktion des Parodontiums (Bien 1965; Moxham und Berkovitz 1979; Driel et al. 2000; Pedersen et al. 1991; Picton und Wills 1978; Wills et al. 1972; Ross et al. 1976). Belastet man einen Zahn mit einer definierten Kraft in intrusiver, extrusiver oder lateraler Richtung und beobachtet man die dynamische Reaktion des Zahnes in Abhängigkeit von der Zeit, lässt sich auch hierbei eine initiale und eine sekundäre Phase unterscheiden. Die initiale Phase ist gekennzeichnet durch eine relativ schnelle Auslenkung des Zahnes innerhalb von Sekunden als Reaktion auf die einwirkende Kraft. Die darauf folgende sekundäre Phase zeigt dann eine langsamere weitere dynamische Reaktion des Zahnes mit asymptotischer Annäherung an einen Maximalwert bis zu mehreren Stunden nach Beginn der Kraftapplikation.

Während die Art und Weise der dynamischen Reaktion des Zahnhalteapparats für alle Zähne mit desmodonalen Aufhängung gleich zu sein scheint (initiale und sekundäre Phase), zeigten interindividuelle Vergleiche der Zahnbeweglichkeit bis zu dreifache Unterschiede im Ausmaß der Zahnbewegung bei Applikation gleicher Kräfte auf gleiche Zähne (Iwasaki et al. 2000). Verantwortlich hierfür sind die zahlreichen Faktoren, die die biomechanischen Eigenschaften des Zahnhalteapparats beeinflussen und die Reaktion auf eine einwirkende Kraft bestimmen. Intensiv untersucht und belegt wurde hierbei der Einfluss folgender Faktoren:

- Zahngruppe (Mühlemann 1951 (A))
- Wurzellänge und Alveolarknochenhöhe (Tanne et al. 1991)
- Alter und Geschlecht (Bridges et al. 1988; Mühlemann 1951 (A)).
- Knochenumsatz (Verna et al. 2000)
- Hormonhaushalt (Mühlemann 1951 (A))
- entzündliche Erkrankungen des Zahnhalteapparats (Fehr und Mühlemann 1956)
- Ort der einwirkenden Kraft oder genauer der Abstand dieses Ortes vom Widerstandszentrum des Zahnes (Pedersen et al. 1991)
- Kaukräfte (Herzog 1957; Mühlemann 1954 (B); Mühlemann und Fehr 1956; Mühlemann et al. 1956).
- Bruxismus (Mühlemann und Hirt 1955).

Einleitung

- zirkadiane Abhängigkeit mit maximalen Mobilitätswerten morgens nach dem Aufwachen und minimale Werte am Abend (Himmel 1957; Himmel et al. 1957).

Diese Faktoren, welche die biomechanischen Eigenschaften des Zahnhalteapparats bestimmen, entscheiden nicht nur über das Maß der dynamischen Reaktion eines Zahnes in Belastungsuntersuchungen, sondern sind gleichzeitig dafür verantwortlich, dass es im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie mitunter schwierig ist, die optimale Kraft für eine gewünschte Zahnbewegung anzugeben, denn einzelne dieser Faktoren sind in vivo nicht mit hinreichender Genauigkeit zu bestimmen.

Biomechanische Untersuchungen bilden aus diesem Grund seit vielen Jahren einen Schwerpunkt in der kieferorthopädischen Forschung, weil hier eine Möglichkeit besteht, die Gesamtwirkung dieser Faktoren zu erfassen, ohne die Größe jedes einzelnen oben genannten Faktors zu kennen.

Umbauprozesse im Zahnhalteapparat, wie sie im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie auftreten, beeinflussen die biomechanischen Eigenschaften der hiervon betroffenen Gewebe (Tanne et al. 1995). Wenn es gelingt, mit Hilfe eines ausreichend empfindlichen Messsystems mikroskopische Veränderungen in der Anatomie des Parodontiums anhand von veränderten biomechanischen Eigenschaften dieser Gewebe nachzuweisen, könnte diese Methode eingesetzt werden, die kieferorthopädisch eingesetzten Kräfte individueller anzupassen. Komplikationen, die sonst häufig erst erkannt werden, wenn sie klinisch oder radiologisch sichtbar werden, können auf diese Weise reduziert oder vielleicht sogar völlig verhindert werden.

Neben der Notwendigkeit, eine geeignete Messapparatur für diese Aufgabe zur Verfügung zu haben, ist auch die genaue Kenntnis der regulären biomechanischen Veränderungen im Zahnhalteapparat im Rahmen der kieferorthopädischen Zahnbewegung von Bedeutung.

Bisherige Untersuchungen in diese Richtung konzentrierten sich auf die Bestimmung der Zahnbeweglichkeit in bucco-oraler Richtung. Bereits 1951 zeigte Mühlemann mit dem von ihm entwickelten Periodontometer, dass es im Rahmen der kieferorthopädischen Zahnbewegung zu einer Zunahme der Zahnbeweglichkeit in dieser Richtung kommt (Mühlemann 1951 (B)). Nakago et al. bestätigten diese Ergebnisse (Nakago et al. 1994). Gleichzeitig konnten sie zeigen, dass es hierbei primär, d.h. in den ersten 3 – 4 Tagen nach Beginn der kieferorthopädischen Therapie, zuerst zu

Einleitung

einer Abnahme der Zahnbeweglichkeit kommt, verbunden mit einer Widerstandszunahme im Zahnhalteapparat, der dann erst die Phase der Zunahme der Zahnbeweglichkeit mit einem verminderten Widerstand des Zahnhalteapparats folgt. Auch Tanne und seine Mitarbeiter fanden einen Anstieg der Zahnbeweglichkeit zum Ende der kieferorthopädischen Zahnbewegung (Tanne et al. 1995). Da bei dieser Untersuchung jedoch keine Messungen im Verlauf der kieferorthopädischen Therapie durchgeführt wurden, konnte die von Nakago beschriebene initiale Abnahme der Zahnbeweglichkeit nicht bestätigt werden.

Zusammenfassend zeigen die Ergebnisse beider Untersuchungen in Übereinstimmung mit den Ergebnissen von Mühlemann eine Abnahme der elastischen Eigenschaften des Parodontiums im Verlauf der kieferorthopädischen Therapie. Sie sind vereinbar mit Umbauprozessen im Bereich des Zahnhalteapparats und Veränderungen im Desmodont (Tanne und Sakuda 1994).

Nicht bekannt ist bisher, inwieweit eine Untersuchung der horizontalen interdentalen Kräfte in der Lage ist, die biomechanischen Veränderungen im Zahnhalteapparat durch die kieferorthopädische Therapie wiederzugeben.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, eine Messapparatur zu entwickeln, die eine direkte Bestimmung und Untersuchung der horizontalen interdentalen Kräfte bei kieferorthopädischen Patienten erlaubt.

In Rahmen einer ersten klinischen Studie soll die Messapparatur getestet, und hierbei die horizontalen interdentalen Kräfte in der Initialphase der kieferorthopädischen Therapie untersucht und Veränderung in diesem Bereich dokumentiert werden.

2 Methodik

2.1 Entwicklung einer Messapparatur zur Bestimmung der horizontalen interdentalen Kräfte

Grundlage für die Entwicklung der Messapparatur zur Bestimmung der horizontalen interdentalen Kräfte war die Überlegung, den Zahnhalteapparat benachbarter Zähne durch eine dosierte minimale Aufdehnung des Approximalraums zu dehnen und gleichzeitig die entgegenwirkenden Kräfte zu messen. Über die graphische Auftragung der gewonnenen Wertepaare (Aufdehnung *versus* Kraft) können dann mit Hilfe der Regressions- und Kurvenanalyse die horizontalen interdentalen Kräfte im Approximalbereich untersucht und unter der Voraussetzung, dass eine signifikante Kurvenanpassung der Wertepaare nachweisbar ist, über die Extrapolation die Approximalkraft bei in Kontakt stehenden Zähnen berechnet werden.

Kann eine geringe Streuung der Messergebnisse nicht ausgeschlossen werden, ist die Anzahl der gewonnenen Wertepaare ein entscheidendes Kriterium für das Signifikanzniveau einer Kurvenanpassung. Maßgeblich für die Vorhersagewahrscheinlichkeit der Resultate, die nur durch Extrapolation gewonnen werden können, ist neben einer signifikanten Kurvenanpassung die Annäherung der gemessenen Wertepaare an den Bereich, über den durch die Extrapolation Aussagen gemacht werden sollen.

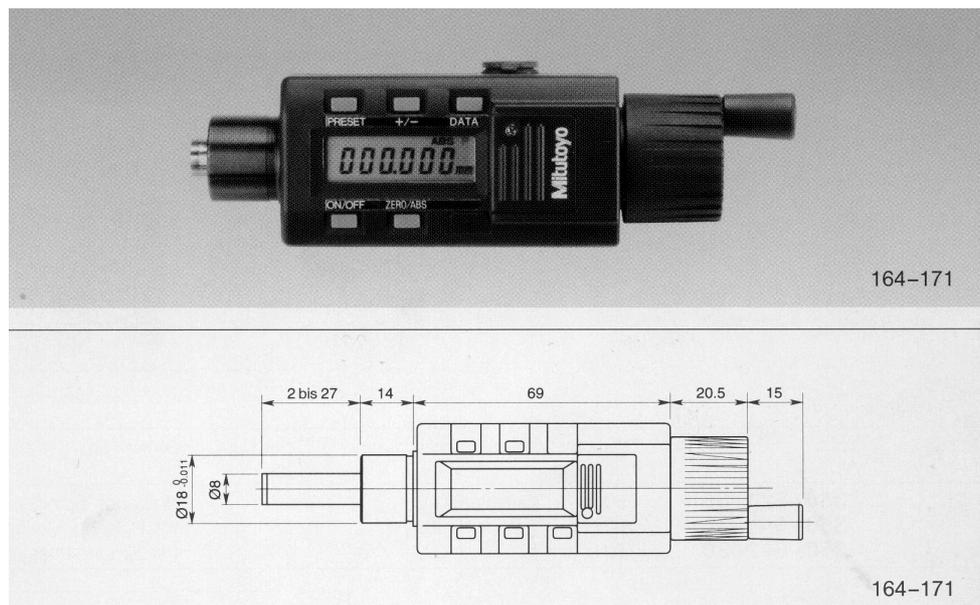
Diese Vorüberlegungen begründeten folgende Anforderungen an die Messapparatur:

1. Sie sollte eine Aufdehnung des Approximalraums im tausendstel Millimeterbereich erlauben, damit eine für die Extrapolation bestmöglich Annäherung der Wertepaare an den Zustand ohne Einwirkung von außen erreicht wird. Gleichzeitig sollte die Möglichkeit bestehen, möglichst viele Wertepaare über einen signifikanten Bereich der Elastizitätskurve des Zahnhalteapparats in mesiodistaler Richtung zu gewinnen.
2. Die Kraft, die der Aufdehnung entgegenwirkt, muss mit hinreichender Genauigkeit zu messen sein, um auch kleinste Veränderungen zu erfassen.
3. Die Messapparatur sollte ohne großen apparativen und zeitlichen Aufwand auch im Routinebetrieb einer kieferorthopädischen Ambulanz einsetzbar sowie auch für

Methodik

Verlaufsuntersuchungen der horizontalen interdentalen Kräfte im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie geeignet sein.

So dienen als Ausgangskomponenten der Messapparatur eine Einbaumessschraube vom Typ 164-171 der Firma „Mitutoyo®“ (siehe Abbildung 2-1) und ein Miniatur-Kraftaufnehmer vom Typ XFTC-101-M5 der Firma „GS Sensors®“ (siehe Abbildung 2-2)



**Abbildung 2-1: Einbaumessschraube Nr. 164-171 der Firma „Mitutoyo®“
(Zahlenangaben in Millimetern)**

Der Aufbau der Messschraube erlaubt eine Einstellung der Spindel mit einer Genauigkeit von 1/1000 Millimeter gegen einen Widerstand von bis zu 10 Newton.

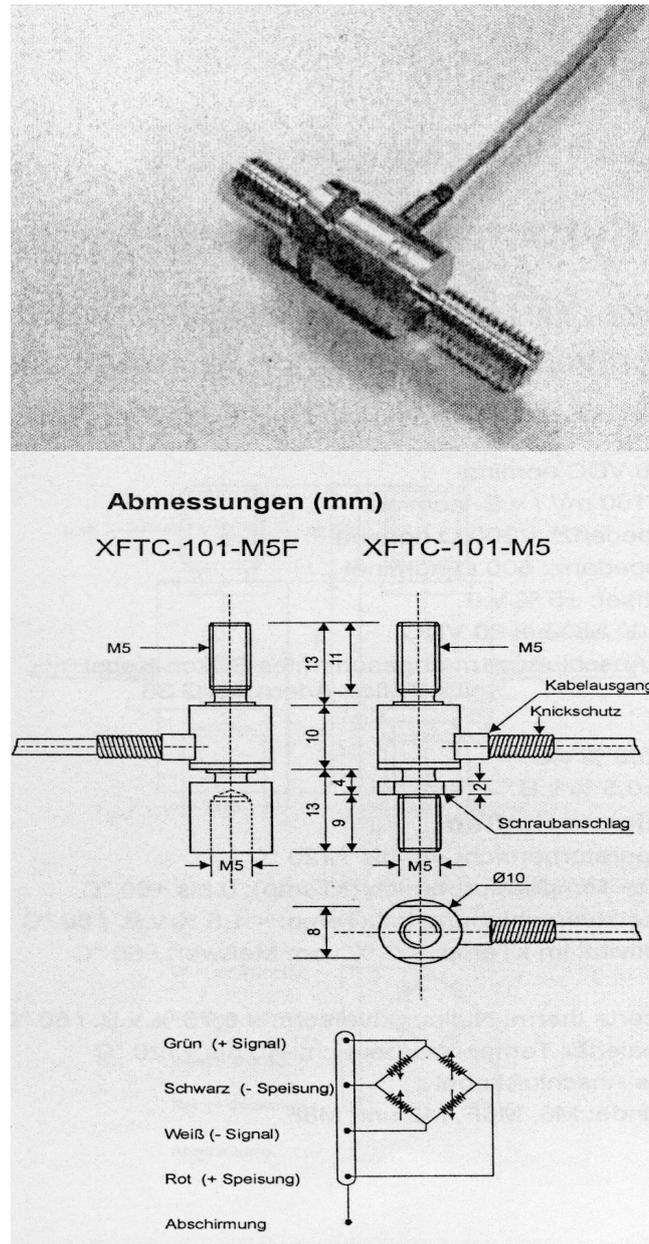


Abbildung 2-2: Miniatur-Kraftaufnehmer XFTC-101-M5 der Firma „GS Sensors®“
(Zahlenangaben in Millimetern)

Der Kraftaufnehmer, der integrierte Dehnungsmessstreifen (DMS) als Teil einer Wheatstoneschen Brückenschaltung besitzt, ist für einen Messbereich von 0 bis 10 N zugelassen und besitzt eine Linearität und Hysterese von $< \pm 0,5 \%$ vom Messwertbereich. Die Steifigkeit beträgt $4,2 \times 10^6$ N/m. Der kompensierte Temperaturbereich ist mit 0 bis $+60^\circ$ C angegeben. Die thermische Nullpunktverschiebung beträgt im kompensierten Temperaturbereich $< 1,5 \%$ v.B. und die thermische Sensitivität $< 2 \%$ vom Messwert.

Die weiteren technischen Eigenschaften sind in der folgenden Tabelle zusammengefasst:

Speisung:	10 VDC
Sensitivität:	$\pm 97,91$ mV/v.B.
Eingangsimpedanz:	1.396 Ω
Ausgangsimpedanz:	455 Ω
Nullpunkt-Offset:	$< \pm 5\%$ v.B.
Isolierung:	100 M Ω bei 50 VDC
elektrischer Anschluss:	1 m abgeschirmtes Silikon-Kabel mit 4 Teflon-Adern AWG 36

Tabelle 2-1: technische Eigenschaften des Kraftaufnehmers

Der Kraftaufnehmer wurde auf der einen Seite über ein Zwischenglied an der Spindel der Einbaumessschraube befestigt und an dem gegenüberliegenden Ende ein kleiner Kraftarm für die Verankerung an einem kieferorthopädischen Bracket angebracht.

Ein zweiter nicht beweglicher Kraftarm wurde an der äußeren Fassung der Spindel der Einbaumessschraube befestigt (Abbildung 2-3 und 2-4).

Die Einbaumessschraube wurde über ein Interface (DMX-1) der Firma „Mitutoyo[®]“ an die RS-232 C-Schnittstelle eines PC angeschlossen.

Die Messwerterfassung des Miniaturkraftaufnehmers erfolgte über eine digitale PC Messelektronik vom Typ „Spider8[®]“ der Firma „Hottinger Baldwin Messtechnik[®]“. Die Spider8-Meßkanäle besitzen eine volle Verstärkerfunktionalität, sodass Sensor-speisung, Signalanpassung, A/D-Wandlung und Filterung über dieses Gerät erfolgten.

Für die Weiterverarbeitung der Messsignale wurde der „Spider8[®]“ an die parallele Schnittstelle des PC angeschlossen. Hier wurden die eingehenden Signale mit Hilfe einer selbst entwickelten Software erfasst und für die weitere statistische und graphische Auswertung aufbereitet.

Nach Fertigstellung der Messapparatur wurden für die klinische Untersuchung hygienische Einmalschutzhüllen für das Instrument aus nicht haftender Klarsichtfolie angefertigt. Hierbei wurde ein Folienschweißgerät der Firma Krups[®] eingesetzt.

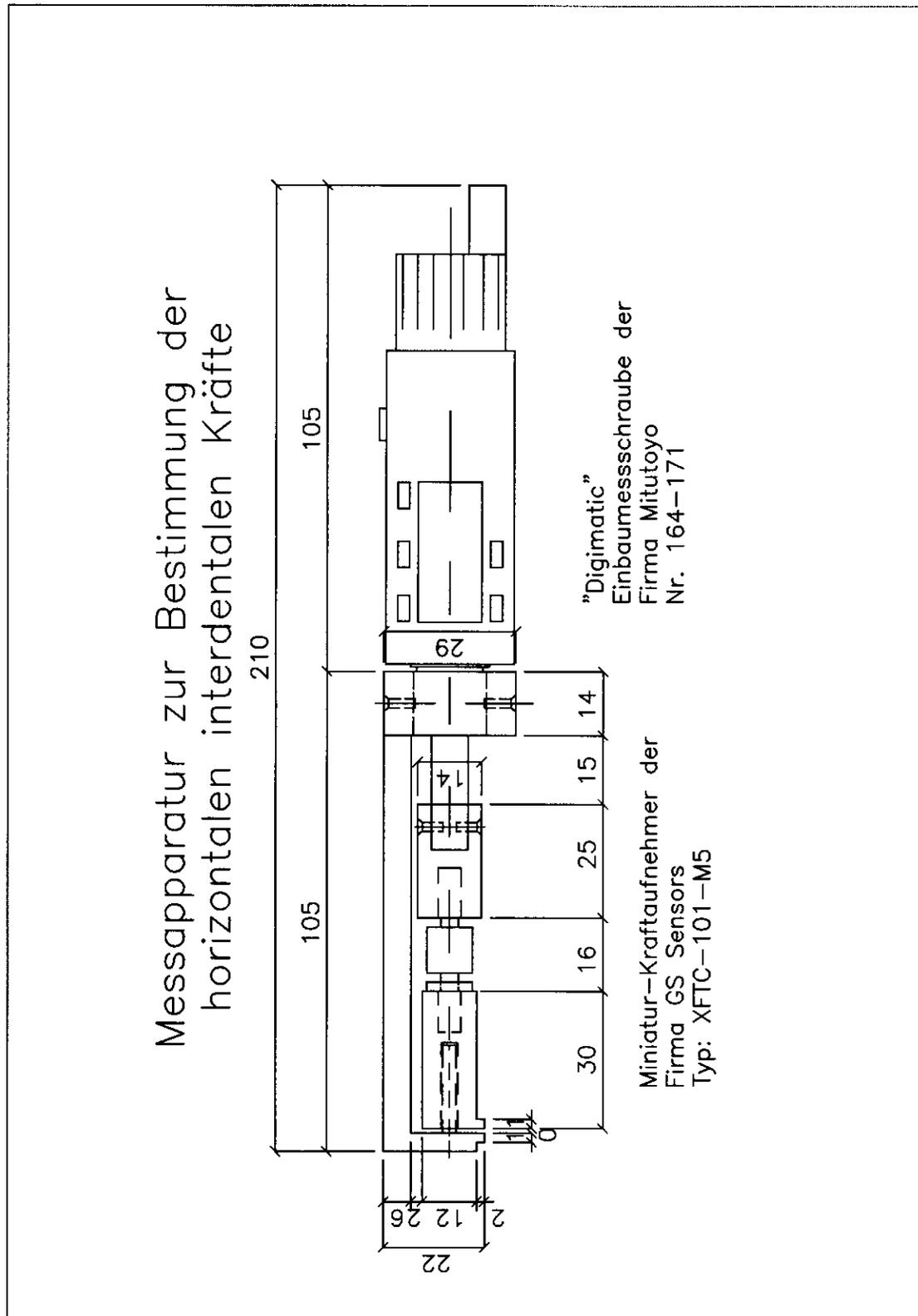


Abbildung 2-3: Konstruktionszeichnung der Messapparatur zur Bestimmung der horizontalen interdentalen Kräfte (Zahlenangaben in Millimetern)



Abbildung 2-4: Fertiggestellte Messapparatur

2.2 Kalibrierung der Messapparatur

Nach Fertigstellung und Einrichtung der Messapparatur erfolgte die Kalibrierung des Kraftaufnehmers mit einer Präzisionsfederwaage vom Typ 18010 (LightLine) der Firma Pesola®.

Hierbei wurde die Spannungsänderung des Kraftaufnehmers bei Kräften von $\frac{1}{2}$, 1, $1\frac{1}{2}$, 2, $2\frac{1}{2}$,10 Newton bestimmt. Die Messungen wurden dreimal wiederholt und aus den jeweiligen Messwerten der Mittelwert berechnet. Die resultierenden Wertepaare (Spannungsänderung *versus* Kraft) wurden in einem Diagramm aufgetragen und anschließend eine Regressions- und Kurvenanalyse mit dem Statistikprogramm „SPSS®“ durchgeführt. Ziel dieses Vorgehens war es, die gefundenen Wertepaare an eine Regressionsgleichung anzupassen und damit eine funktionale Beziehung zwischen der Kraft (y-Achse) und der Spannungsänderung (x-Achse) zu finden, die es gestattet, aus beliebigen Werten der unabhängigen Einflussgröße x (Spannungsänderung) die abhängige Zielgröße y (Kraft) mit statistisch signifikanter Wahrscheinlichkeit zu schätzen.

Nach Ermittlung der Regressionsgleichung wurden die hier gefundenen Koeffizienten (Regressionskoeffizient und Ordinatenabschnitt) in das entwickelte Softwareprogramm integriert, sodass bei den nachfolgenden Untersuchungen die Werte des Kraftaufnehmers direkt in Newton ausgegeben wurden.

2.3 Untersuchung der Eigenelastizität der Messapparatur

Die Eigenelastizität der Messapparatur wurde bestimmt, indem der Kraftarm, der, wie für die klinischen Untersuchungen vorgesehen, mit einer hygienischen Schutzhülle bedeckt war, gegen einen nicht elastischen und unbeweglichen Widerstand bewegt wurde und hierbei die Aufdehnung der Messapparatur gegenüber der einwirkenden Kraft gemessen wurde.

Nach graphischer Darstellung der ermittelten Wertepaare (Aufdehnung *versus* Kraft) in einem Diagramm wurde eine Regression- und Kurvenanalyse durchgeführt, um mit Hilfe der Koeffizienten der Anpassungsfunktion die Eigenelastizität der Messapparatur zu bestimmen.

2.4 Klinische Studie

Nach Fertigstellung der Messapparatur und Abschluss der Voruntersuchungen wurde eine klinische Studie mit dem Ziel angeschlossen, die horizontalen interdentalen Kräfte in der initialen Behandlungsphase der kieferorthopädischen Therapie zu untersuchen. Neben der Testung der Messapparatur für den Einsatz in der täglichen Routine einer kieferorthopädischen Ambulanz sollte gezeigt werden, inwieweit eine Bestimmung der horizontalen interdentalen Kräfte in der Lage ist, Aussagen über die biomechanischen Eigenschaften des Zahnhalteapparats zu machen und zu erforschen, inwieweit sich die hier wirkenden Kräfte in der initialen Behandlungsphase der kieferorthopädischen Therapie mit einer feststehenden Apparatur ändern.

2.4.1 Patientenkollektiv und Untersuchungszeitraum

Einbezogen in die Studie wurden fünf Patienten, bei denen im Januar und Februar 2002 in der Poliklinik der Kieferorthopädie der Westdeutschen Kieferklinik der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf die Indikation für eine Therapie mit einer feststehenden kieferorthopädischen Therapie gestellt wurde.

2.4.2 Bestimmung der horizontalen interdentalen Kräfte

In dem untersuchten Patientenkollektiv wurden an 10 zufällig ausgewählten Approximalräumen die horizontalen interdentalen Kräfte am Tag der Applikation der Brackets und Bänder sowie 2 Wochen nach Beginn der Therapie untersucht. Durch Inspektion sowie mit Hilfe einer Okklusionsfolie der Stärke 12 Mikrometer wurde im Rahmen jeder Untersuchung eruiert, ob klinisch ein Approximalkontakt im Bereich der untersuchten Approximalräume vorlag.

Die Bestimmung der approximalen Kontaktkräfte erfolgte in aufrecht sitzender Position der Patienten. Von einem Mitarbeiter wurden die Wangenweichteile bzw. die Lippen des Patienten mit einem Spiegel soweit abgehalten, dass die Messapparatur berührungslos an den zu untersuchenden Approximalbereich herangeführt werden konnte.

Durch Zurückdrehen der Spindel wurden die Messarme dann soweit geöffnet, bis die Anker am Ende dieser Arme die Brackets der benachbarten Zähne im untersuchten Approximalbereich fast berührten (siehe Abbildung 2-5)



Abbildung 2-5: Die Abbildung zeigt den Einsatz der Messapparatur am Patienten (zur besseren Darstellung wurde für dieses Photo die hygienische Schutzhülle entfernt)

Jetzt wurde die Software für die Datenerfassung gestartet und bei weiterer kontinuierlicher Aufweitung der Messarme gegen den Widerstand des Zahnhalteapparats die Wertepaare für die Aufweitung des Approximalraums (in μm) und die Kraft (in cN) aufgezeichnet. Hierbei wurden pro Sekunde 5 Messungen durchgeführt. Die Aufdehnung der Approximalräume erfolgte in Abhängigkeit der untersuchten Zähne bis zu einer Kraft von 400 bis 1000 cN. Gab der Patient ein unangenehmes Druckgefühl an, wurde die Messung bei diesem Kraftwert beendet.

Der untersuchte Kiefer des Patienten und auch die Messapparatur wurden während der gesamten Untersuchung soweit wie möglich waagrecht gehalten.

Die an einem Untersuchungstag gewonnen Wertepaare wurden für jeden Patienten tabellarisch sowie graphisch erfasst. Hierbei wurde in der Grafik die Aufdehnung im Approximalbereich als unabhängige Variable auf der x-Achse und die Kraft als abhängige Variable auf der y-Achse aufgetragen.

Anschließend erfolgte die Ermittlung des Punktes (Wertepaars) auf der Kurve, der den Beginn der Aufweitung des Approximalraums kennzeichnet. Grundlage für die

Bestimmung war die Annahme, dass auch bei einer gewissen Streuung der Kraftwerte aufgrund nicht zu vermeidender geringfügiger Bewegungen bei der Messung ab diesem Punkt eine kontinuierliche Zunahme der Kraftwerte angenommen werden kann, da die Aufweitung des Approximalraums gegen den Widerstand des Zahnhalteapparats erfolgt. Im Idealfall ist dieser Punkt in der Wertetabelle bzw. in der Grafik dadurch gekennzeichnet, dass bereits der dazugehörige Kraftwert außerhalb der Standardabweichung des Mittelwerts der vorangehenden Kraftwerte liegt und alle weiteren nachfolgenden Kraftwerte weiter eine steigende Tendenz aufweisen. Diese Situation ist immer dann zu erwarten, wenn sich die horizontalen interdentalen Kräfte oder der Widerstand des Zahnhalteapparats der untersuchten Zähne signifikant von der Streuung der Kraftwerte vor der Aufweitung unterscheiden. Um auch in weniger deutlichen Fällen bereits kleinste Abweichungen von der Streuung der Kraftwerte und damit auch einen flachen Anstieg der Kurve innerhalb dieses Streuungsbereichs erkennen zu können, wurden für alle Kraftwerte die Mittelwerte der vorangehenden 5, 10 und 20 Kraftwerte sowie die dazugehörigen Standardabweichungen bestimmt. Der Beginn der Aufdehnung ist dann zusätzlich an nachfolgend steigenden Mittelwerten und Standardabweichungen der Kraftwerte zu erkennen. In den seltenen Fällen, wo aufgrund der Streuung der Kraftwerte auch bei diesem Vorgehen noch kein einheitliches Ergebnis gewonnen werden konnte, wurde der Mittelwert aus den in Frage kommenden Positionen gebildet und für die weiteren Berechnungen zugrunde gelegt.

Für die Kurven- und Regressionsanalyse wurde die Position des letzten gemessenen Wertepaares vor Beginn der Steigung gleich Null gesetzt und die folgenden Messergebnisse der Aufdehnungskurve entsprechend diesem Wert angepasst. Ebenso wurden die Kraftwerte der Positionen größer Null um den Mittelwert der 10 Kraftwerte unmittelbar vor Beginn der Aufdehnung des Approximalraums subtrahiert. Vorteil dieses Vorgehens ist die Tatsache, dass auf diese Weise die in der Regressionsanalyse ermittelten Koeffizienten für den Ordinatenabschnitt (Schnittpunkt der Geraden bzw. Kurve mit der y-Achse) direkt das Extrapolationsergebnis für die im Approximalraum anzunehmende Kraft ohne Einwirkung von außen darstellen. Um auszuschließen, dass der initiale Kurvenabschnitt durch eine Anpassungsfunktion an den gesamten erfassten Elastizitätsbereich nicht ausreichend berücksichtigt wird, wurden zusätzliche Regressionsanalysen unter alleiniger Berücksichtigung der ersten 10, 20 und 30 Wertepaare durchgeführt. Um statistisch signifikante Aussagen

über die am Punkt Null wirkende Kraft zu machen, sollten folgende Bedingungen erfüllt sein:

1. Die Anpassung der Kurve, die für die Ermittlung des Ordinatenabschnitts herangezogen wird, sollte hochsignifikant sein
2. Die Vorhersagewahrscheinlichkeit für den in der Regressionsanalyse ermittelten Ordinatenabschnitt sollte ebenfalls auf einem signifikanten Niveau eine Absicherung dieses Koeffizienten gegen Null erlauben.
3. Erreichen mehrere Regressionsanalysen ein identisches hochsignifikantes Niveau für die Kurvenanpassung und die Vorhersagewahrscheinlichkeit des Ordinatenabschnitts, unterscheiden sich aber gleichzeitig die Werte für den berechneten Ordinatenabschnitt, ist das Ergebnis der ersten 10 Wertepaare höher zu werten, als das Ergebnis der ersten 20, dieses wiederum höher als das Resultat der ersten 30 und das der ersten 30 höher als das entsprechende Ergebnis der Berechnungen für die gesamte Kurve. Dies gilt bei identischer Signifikanz der entsprechenden Parameter und aufgrund der Tatsache, dass die gebildeten Wertepaargruppen jeweils Teilmenge der nachfolgenden Wertepaargruppen sind.

Während der Ordinatenabschnitt der Regressionsgleichung Aussagen über die approximale Kontaktkraft erlaubt, kann der Regressionskoeffizient der linearen Anpassungsfunktion ähnlich dem Elastizitätsmodul betrachtet werden, da er das Verhältnis der Längenänderung und der erforderlichen Kraft charakterisiert. Mit Hilfe dieses Koeffizienten können Veränderungen der horizontalen interdentalen Kräfte auch in den Approximalbereichen erfasst werden, die keinen Approximalkontakt aufweisen. Gleichzeitig ist eine vergleichende quantitative Beurteilung der biomechanischen Eigenschaften des Zahnhalteapparats in dieser Ebene möglich. Ein direkte Berücksichtigung des Elastizitätsmoduls ist nicht möglich, da hierfür nicht nur die Kraft, sondern die Spannung (Kraft bezogen auf die Fläche) bekannt sein müsste.

Um Veränderungen der horizontalen interdentalen Kräfte in der initialen Behandlungsphase der kieferorthopädischen Therapie nachzuweisen, wurden sämtliche Ergebnisse eines Patienten nicht nur interindividuell, sondern auch intra-individuell mit den entsprechenden Ergebnissen der Nachuntersuchung verglichen.

2.5 Statistische Methoden

Für statistische Datenauswertung wurde die Software SPSS® 10.0 eingesetzt.

Die Beschreibung sämtlicher Parameter erfolgte unter Angabe des arithmetischen Mittelwertes, der Standardabweichung und der Spannweite.

Für die Untersuchung der horizontalen interdentalen Kräfte und der biomechanischen Eigenschaften des Zahnhalteapparats erfolgte für jeden untersuchten Approximalbereich eine Darstellung der beobachteten Wertepaare (Aufweitung des Approximalbereichs *versus* Kraft, die der Aufweitung entgegenwirkt) und eine Anpassung dieser Wertepaare an eine lineare ($y = b_0 + b_1 \cdot x$), eine quadratische ($y = b_0 + b_1 \cdot x + b_2 \cdot x^2$) und eine exponentielle Funktion ($y = b_0 \cdot e^{b_1}$).

Die Regressionsanalyse erfolgte hierbei nach der „Methode der kleinsten Quadrate“. Die Beurteilung der Güte der Anpassung an die Ausgleichskurven erfolgte durch das Bestimmtheitsmaß (R^2). Bei der linearen Regressionsanalyse wurde zusätzlich der Korrelationskoeffizient (R) als Maß für den linearen Zusammenhang zwischen x und y angegeben. Der Regressionskoeffizient b, der angibt, um wieviel y zunimmt, wenn x um eine Einheit steigt, dient als Maß für die Steigung der Regressionsgeraden.

Gleichfalls wurde für alle Regressionsgleichungen der Ordinatenabschnitt berechnet, der den Schnittpunkt der Geraden bzw. Kurve mit der y-Achse kennzeichnet.

Das Signifikanzniveau aller angegebenen Koeffizienten bezieht sich auf die Absicherung dieser Werte gegen Null.

Für den Vergleich der horizontalen interdentalen Kräfte in der initialen Behandlungsphase der kieferorthopädischen Therapie wurden zum einen die Regressionskoeffizienten der linearen Anpassungsfunktionen sowie im Seitenzahnbereich zusätzlich die ermittelten approximalen Kontaktkräfte vor Beginn und zwei Wochen nach Beginn der Therapie miteinander verglichen.

Ein signifikanter Unterschied der Regressionskoeffizienten wurde angenommen, wenn die Werte außerhalb des 95% Konfidenzintervalls des Vergleichsparameters lagen.

3 Ergebnisse

3.1 Kalibrierung der Messapparatur

Die Kalibrierung der Messapparatur mit Hilfe der Präzisionsfederwaage von Pesola® (LightLine® Nr. 18010) lieferte folgende Beziehung der einwirkenden Kraft (in Newton) und der gemessenen Spannungsänderung (in mV):

Kraft (N)	Spannungsänderung (mV)
0,5	0,46
1,0	0,88
1,5	1,40
2,0	1,84
2,5	2,40
3,0	2,85
3,5	3,30
4,0	3,78
4,5	4,20
5,0	4,74
5,5	5,15
6,0	5,58
6,5	6,10
7,0	6,55
7,5	7,08
8,0	7,58
8,5	8,09
9,0	8,40
9,5	8,92
10	9,37

Tabelle 3-1: Beziehung zwischen der einwirkenden Kraft (in N) und der gemessenen Spannungsänderung (in mV)

Die graphische Auftragung der Wertepaare und die durchgeführte Kurven- und Regressionsanalyse zeigten eine hochsignifikante lineare Beziehung ($p < 0,001$) dieser Parameter. Der Korrelationskoeffizient (R) und das Bestimmtheitsmaß (R^2) waren annähernd gleich 1 (0,99988 bzw. 0,99976).

Der Regressionskoeffizient (b) betrug 0,942 und der berechnete Schnittpunkt der Geraden mit der Y-Achse lag mit einem Wert von $-9,947E-03$ annähernd bei Null.

Ergebnisse

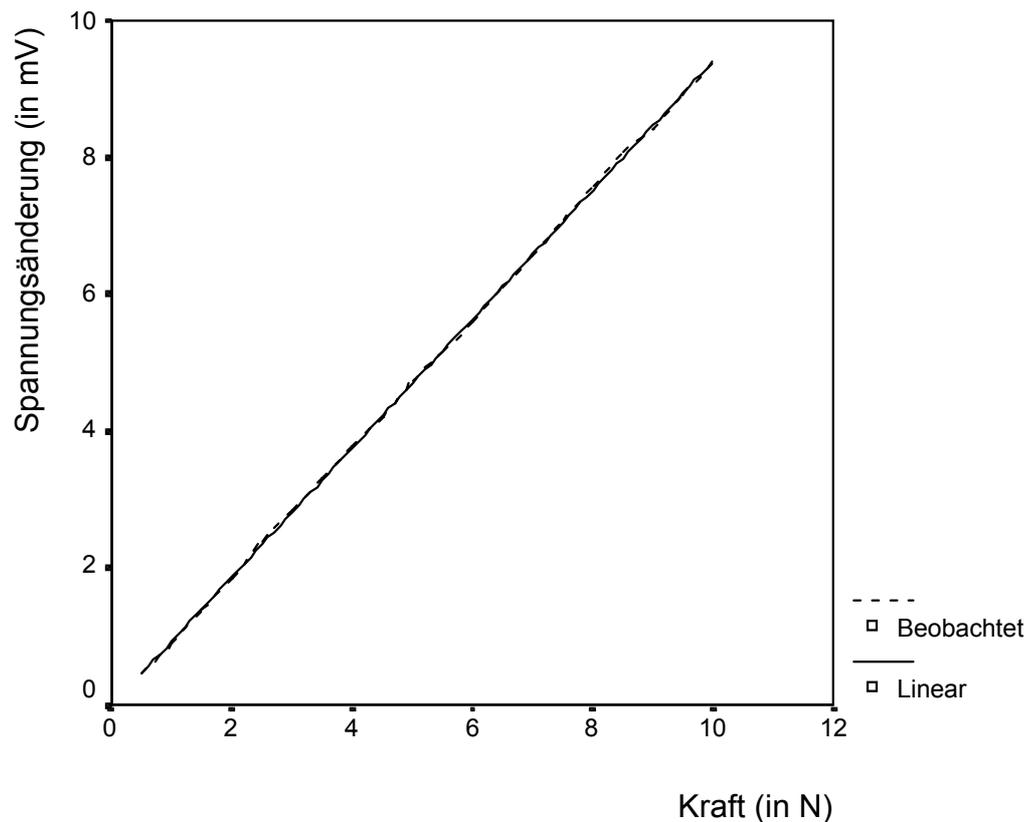


Abbildung 3-1: Lineare Anpassungsfunktion an die Wertepaarkurve (Kraft versus Spannungsänderung), die bei der Kalibrierung der Messapparatur gewonnen wurde ($R^2: 1$; $p = 0$)

Das Einsetzen der ermittelten Koeffizienten in die lineare Regressionsgleichung ergibt folgende Beziehung zwischen x (Kraft) und y (Spannungsänderung):

$$y \text{ (Spannungsänderung)} = 0,942 * x \text{ (Kraft)} + 0,001$$

vereinfacht und nach Auflösung der Gleichung nach x (Kraft):

$$x \text{ (Kraft)} = 0,94 / y \text{ (Spannungsänderung)}$$

Das Ergebnis wurde in die Software für die Datenerfassung der Messapparatur integriert, sodass im weiteren Verlauf der Datenanalyse die Werte des Kraftaufnehmers direkt in Newton berücksichtigt werden konnten.

3.2 Eigenelastizität der Messapparatur

Die Eigenelastizität der Messapparatur wurde getestet, indem die Messarme gegen einen unbeweglichen und nicht elastischen Widerstand bewegt wurden. Die graphische Auftragung der Wertepaare zeigte folgende Zusammenhang zwischen der einwirkende Kraft *versus* der Längenänderung der Messapparatur bedingt durch die Eigenelastizität:

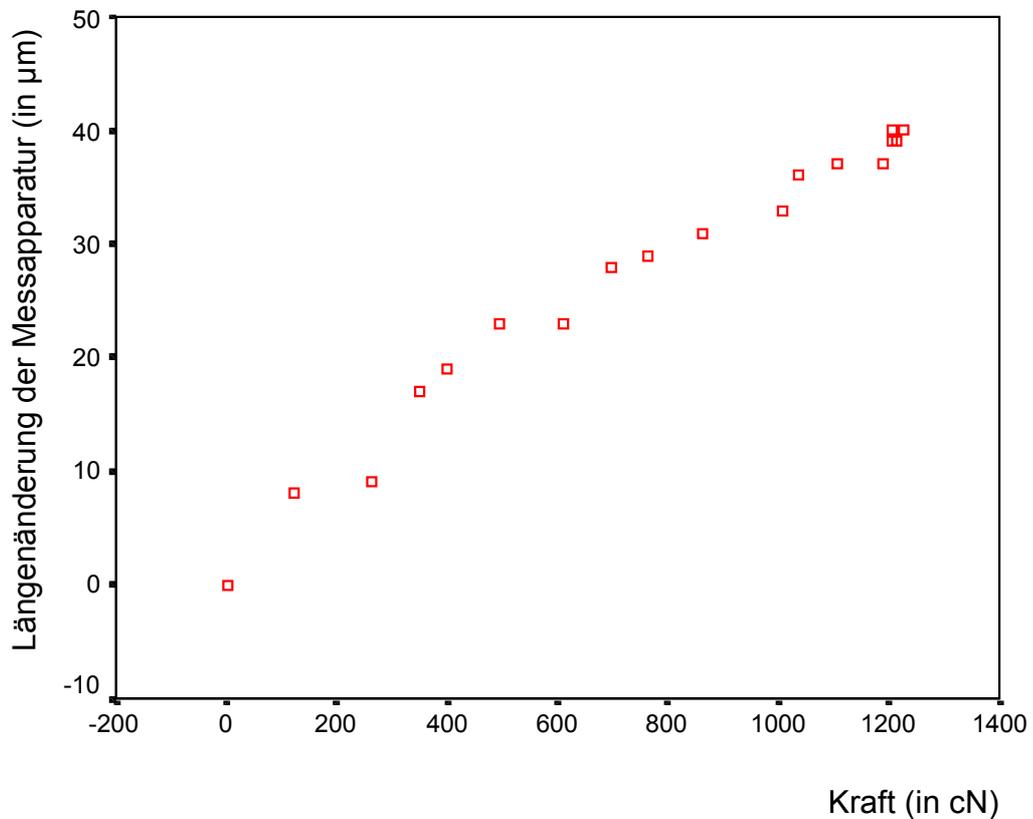


Abbildung 3-2: Beziehung zwischen der einwirkenden Kraft (in cN) und der Längenänderung der Messapparatur (in µm) bei Aufdehnung der Kraftarme gegen einen unbeweglichen und nicht elastischen Widerstand

Die Kurven- und Regressionsanalyse zeigte mit einem Korrelationskoeffizienten (R) von 0,9 und einem Bestimmtheitsmaß (R^2) von 0,97 eine hochsignifikante Übereinstimmung mit einer linearen Funktion ($p < 0,001$). Der Regressionskoeffizient (b) betrug 0,03.

Ergebnisse

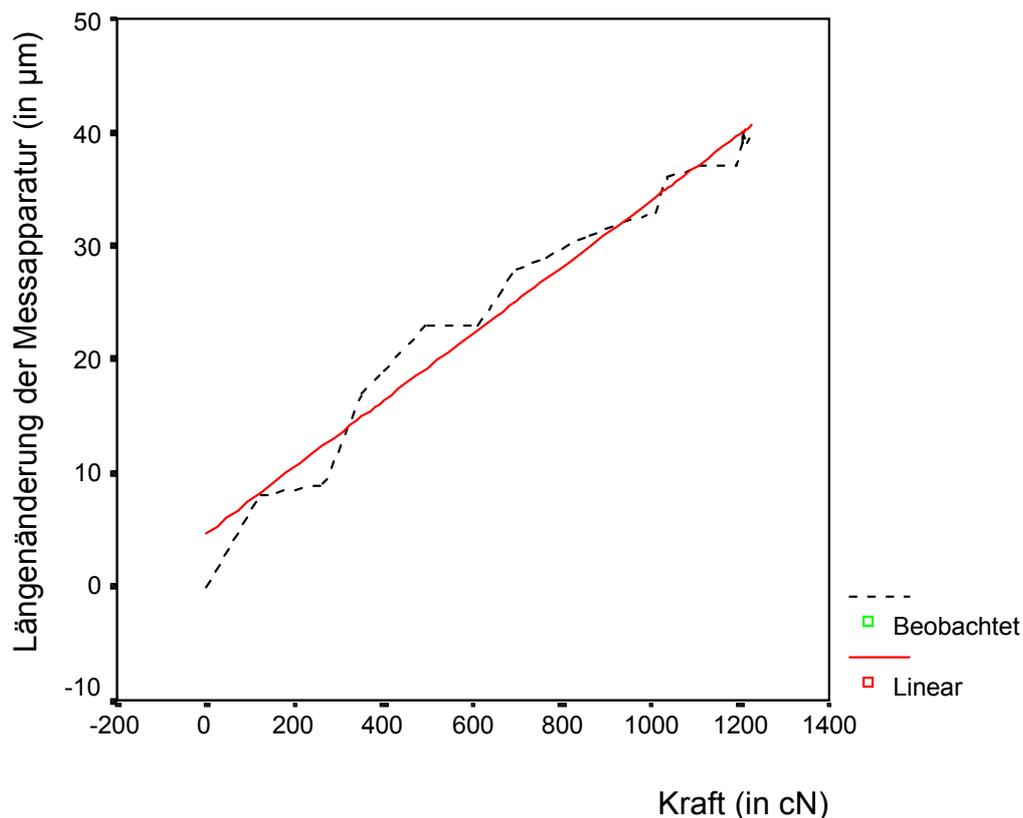


Abbildung 3-3: Lineare Anpassungsfunktion an die Wertepaarkurve (Kraft versus Längenänderung der Messapparatur), die bei der Untersuchung der Eigenelastizität der Messapparatur ermittelt wurde (R^2 0,97; $p < 0,001$; b : 0,03)

Die Auswertung der Ergebnisse in diesem Abschnitt zeigte einen, bedingt durch die Eigenelastizität der Messanordnung (Messapparatur plus hygienische Schutzfolie), zu erwartenden Messfehler von $3 \mu\text{m} / \text{Newton}$.

3.3 Klinische Studie

3.3.1 Patientenkollektiv

Das Durchschnittsalter der in die Studie eingeschlossenen Patienten betrug $12,8 \pm 2,1$ Jahre. Grund für die kieferorthopädische Behandlung war in allen Fällen eine komplexe Zahnstellungsanomalien. Vier der Patienten hatten eine Angle Klasse II,1 und ein Patient eine Angle Klasse I. Die allgemeinmedizinische Anamnese der Patienten war bis auf einen Diabetes mellitus einer Patientin (F.E.) unauffällig. Bei allen Patienten wurde eine Multibandapparatur zur Korrektur des pathologischen Befundes eingegliedert. Für die Kraftübertragung wurde ein Sentalloy-Labialbogen

Ergebnisse

der Stärke 14 bzw. 16 eingesetzt. Weitere Einzelheiten zum kieferorthopädischen Befund sowie zur Therapie jedes Patienten finden sich im Anhang.

3.3.2 Horizontale interdentale Kräfte

Im oben genannten Patientenkollektiv wurden die horizontalen interdentalen Kräfte in folgenden 10 zufällig ausgewählten Approximalräumen untersucht.

Patient	Approximalraum
D.W.	11-21 ; 23-24 ; 31-32 ; 41-42 ;
M.R.	24-25 ; 34-35
D.G.	31-32; 41-42
K.M.	44-45
F.E	11-21

Tabelle 3-2: Untersuchte Approximalräume

Als erstes Ergebnis dieser Untersuchung erkennt man in der graphischen Darstellung der ermittelten Wertepaare, bei der die Aufdehnung des Approximalraums auf der x-Achse und die gemessene Kraft, die dieser Aufdehnung entgegen wirkt, auf der y-Achse aufgetragen wurden, dass die Beziehung der hier erfassten Parameter in allen Approximalräumen durch einen zweiphasigen Kurvenverlauf gekennzeichnet ist. Nach einer initialen Phase mit einem flachen Anstieg der Kurve folgt eine längere Phase mit einem stärker ausgeprägtem Anstieg der Kurve (siehe folgende Beispiele).

Ergebnisse

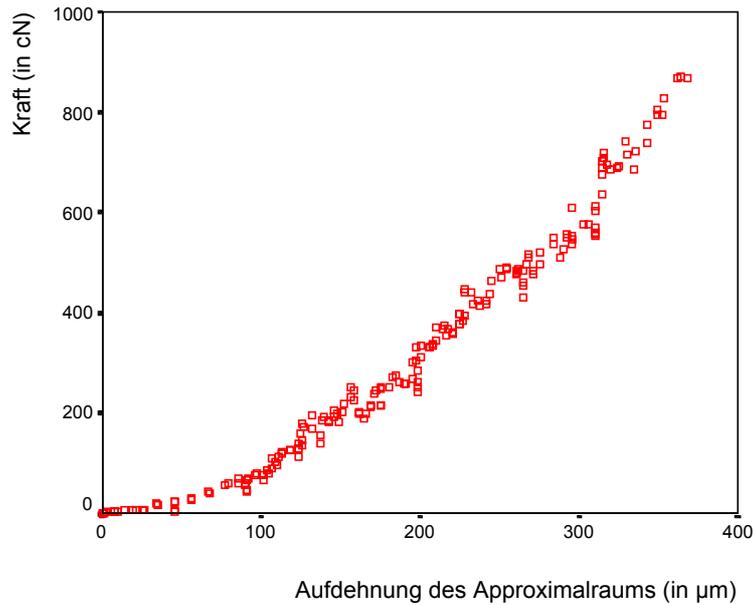


Abbildung 3-4: Beziehung zwischen der Aufdehnung des Approximalraums und der entgegenwirkenden Kraft am Beispiel des Approximalraums 11-21 des Patienten D.W.

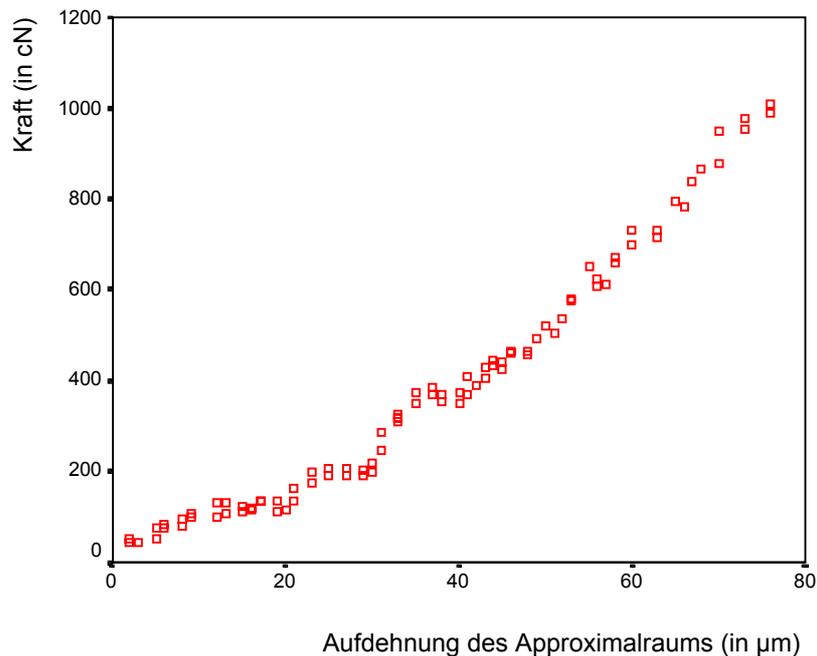


Abbildung 3-5: Beziehung zwischen der Aufdehnung des Approximalraums und der entgegenwirkenden Kraft am Beispiel des Approximalraums 44-45 der Patientin K.M.

Die Beispiele zeigen, dass nach einem unterschiedlich langen initialen Verlauf der Kurven mit nur verhältnismäßig geringem Anstieg der Kraftwerte nach Überschreitung eines Schwellenwertes der Widerstand bei zunehmender Aufdehnung

Ergebnisse

ansteigt. Dieser charakteristische Kurvenverlauf konnte für alle untersuchten Approximalräume nachgewiesen werden.

Die Regressions- und Kurvenanalysen zeigten für alle untersuchten Approximalräume das höchste Signifikanzniveau für die Anpassung an eine quadratische Funktion. Das Bestimmtheitsmaß lag hierbei im Mittel bei $0,99 \pm 0,007$ und schwankte zwischen 0,97 und 0,99. Die Anpassung war in allen Fällen hochsignifikant ($< 0,001$) (siehe Tabelle 3-3 und folgende Beispiele).

Eine im Vergleich mit der quadratischen Anpassungsfunktion schlechtere aber ebenfalls noch hochsignifikante Annäherung, war in allen Fällen an eine lineare und exponentielle Funktion möglich (Bestimmtheitsmaß: $0,95 \pm 0,02$ bzw. $0,90 \pm 0,06$).

Patient	Approximalraum	Bestimmtheitsmaß		
		quadratische Funktion*	lineare Funktion*	exponentielle Funktion*
D.W.	11-21	0,99	0,95	0,8
	23-24	0,97	0,94	0,93
	31-32	0,99	0,95	0,94
	41-42	0,98	0,96	0,84
F.E.	11-21	0,98	0,95	0,91
M.R.	24-25	0,99	0,95	0,94
	34-35	0,99	0,90	0,94
K.M.	44-45	0,99	0,95	0,96
D.G.	31-32	0,98	0,96	0,93
	41-42	0,99	0,99	0,79

*Signifikanzniveau in allen Fällen $< 0,001$

Tabelle 3-3: Güte der Anpassung der ermittelten Wertepaarkurven an eine quadratische, lineare und exponentielle Funktion

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
quadratische Funktion	10	,97	,99	,9850	7,071E-03
lineare Funktion	10	,90	,99	,9500	2,211E-02
exponentielle Funktion	10	,79	,98	,9020	6,730E-02
Gültige Werte (Listenweise)	10				

Tabelle 3-4: Mittelwert, Standardabweichung und Spannweite der Bestimmtheitsmaße der quadratischen, linearen und exponentiellen Anpassungsfunktionen im Vergleich

Ergebnisse

Die nachfolgenden Grafiken verdeutlichen die Ergebnisse der Kurven- und Regressionsanalyse am Beispiel der ermittelten Wertepaare des Approximalraums 11-21 des Patienten D.W. und. 44-45 der Patientin K.M.

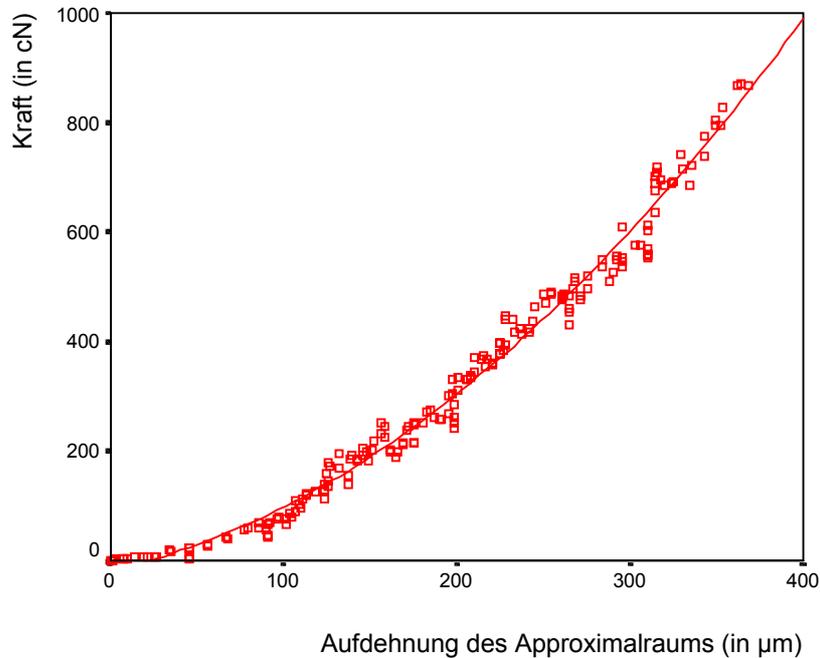


Abbildung 3-6: Quadratische Anpassungsfunktion an die Wertepaare (Aufdehnung versus Kraft) des Approximalraums 11-21 des Patienten D.W. (R^2 : 0,99; $p < 0,001$)

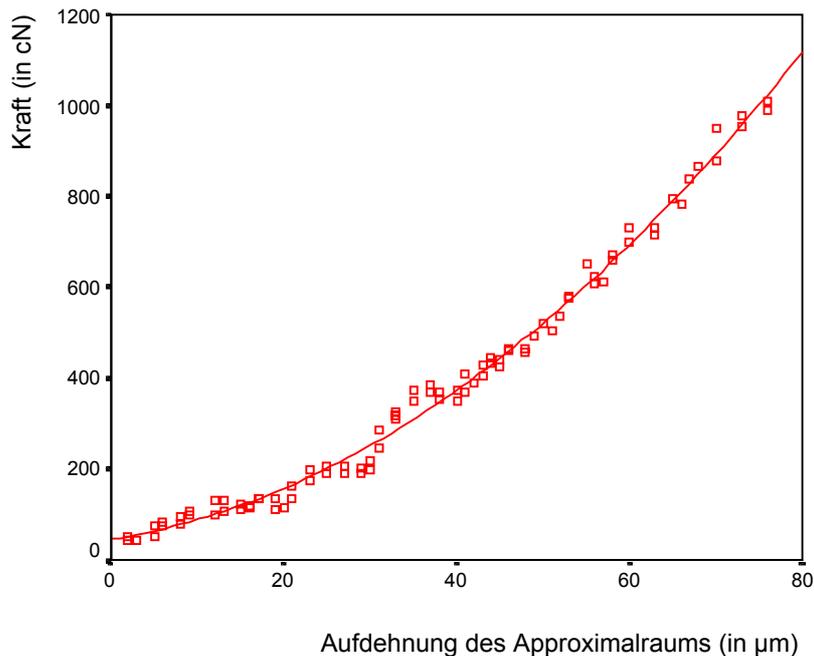


Abbildung 3-7: Quadratische Anpassungsfunktion an die Wertepaare (Aufdehnung versus Kraft) des Approximalraums 44-45 der Patientin K.M. (R^2 : 0,99; $p < 0,001$)

Ergebnisse

Die Betrachtung der nachfolgenden Diagramme zeigt, dass die lineare Anpassungsfunktion besonders dem stärker hervortretenden sekundären Kurvenabschnitt gerecht wird, während die initiale Phase der Kurve bei dieser Annäherung gleichzeitig nicht ausreichend berücksichtigt werden kann. Für die exponentielle Anpassungsfunktion gilt das Gegenteil. Sie zeigt unter Berücksichtigung aller Wertepaare eine bessere Annäherung an den initialen Kurvenabschnitt, während der sekundäre Abschnitt nicht ausreichend wiedergegeben werden kann.

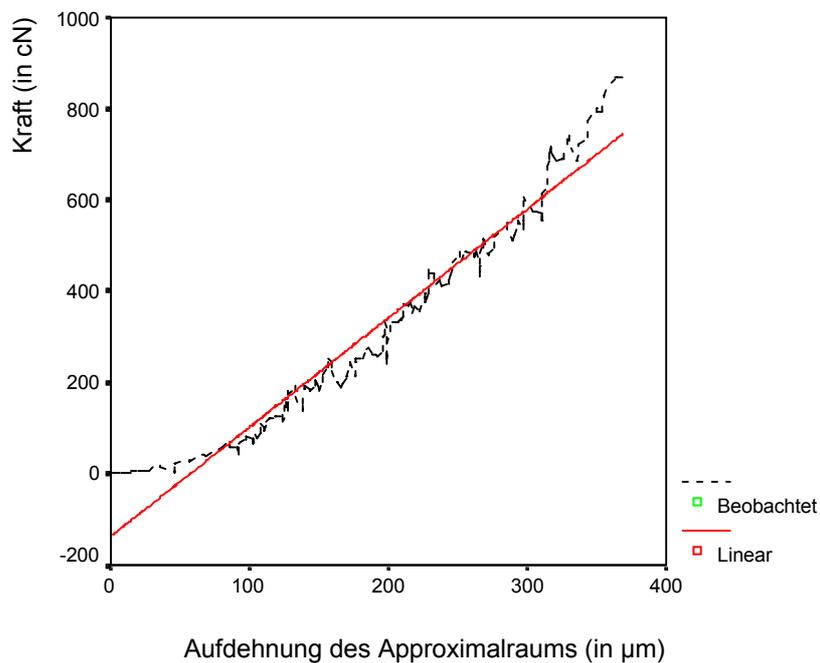


Abbildung 3-8: Lineare Anpassungsfunktion an die Wertepaarkurve (Aufdehnung versus Kraft) des Approximalraums 11-21 des Patienten D.W. (R^2 : 0,95; p : < 0,001)

Ergebnisse

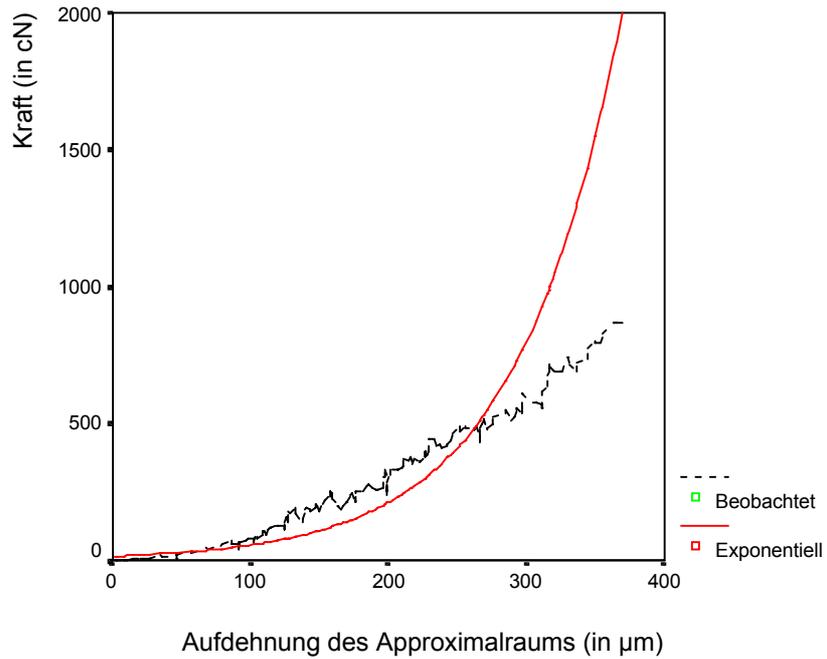


Abbildung 3-9: Exponentielle Anpassungsfunktion an die Wertepaarkurve (Aufdehnung *versus* Kraft) des Approximalraums 11-21 des Patienten D.W. ($R^2: 0,8$; $p: < 0,001$)

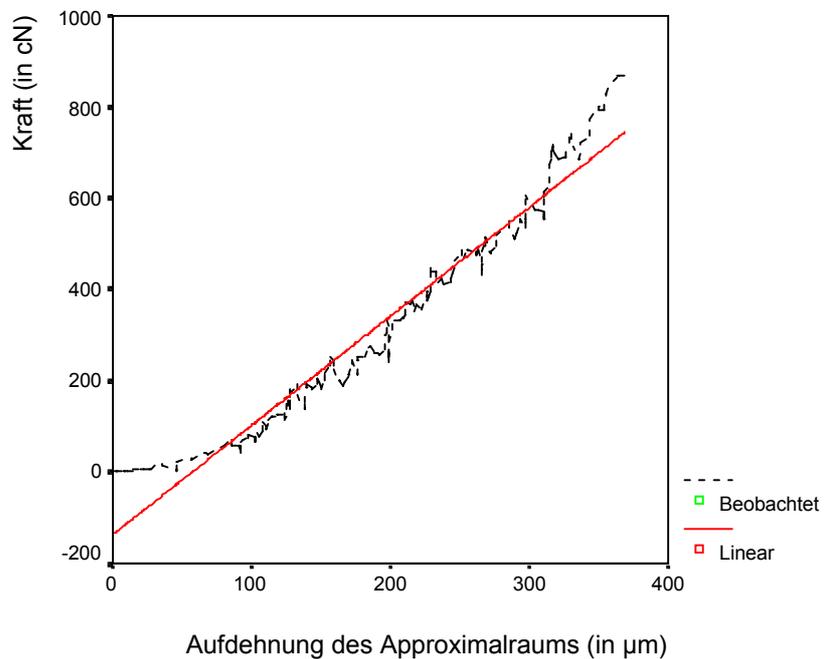


Abbildung 3-10: Lineare Anpassungsfunktion an die Wertepaarkurve (Aufdehnung *versus* Kraft) des Approximalraums 44-45 der Patientin K.M. ($R^2: 0,95$; $p: < 0,001$)

Ergebnisse

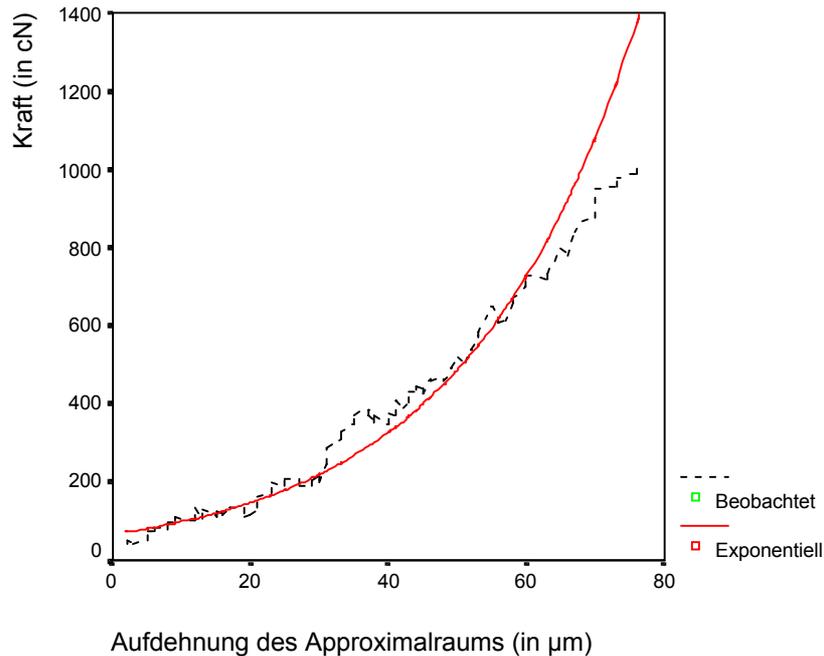


Abbildung 3-11: Exponentielle Anpassungsfunktion an die Wertepaarkurve (Aufdehnung versus Kraft) des Approximalraums 44-45 der Patientin K.M. ($R^2: 0,96$; $p: < 0,001$)

Obwohl die Kurvenanpassung der Wertepaare an eine quadratische Funktion ein geringfügig besseres Bestimmtheitsmaß zeigte als für die lineare Funktion, kann der Regressionskoeffizient der linearen Anpassungsfunktion aufgrund der ebenfalls noch hochsignifikanten Anpassung für die vergleichende Betrachtung der Wertepaarkurven eingesetzt werden. Sein Vorteil gegenüber den entsprechenden Koeffizienten der quadratischen Anpassungsfunktion liegt darin begründet, dass er hier ähnlich dem Elastizitätsmodul in der Physik eine einfache Beurteilung der Beziehung zwischen der wirkenden Kraft und der entsprechenden Längenänderung erlaubt.

Mit dem Ziel, den Einfluss des variablen initialen Kurvenabschnitts auf die lineare Regressionsanalyse auszuschließen, wurde aus diesem Grund zusätzlich für alle untersuchten Approximalräume eine lineare Regressionsanalyse unter ausschließlicher Berücksichtigung der Wertepaare der sekundären Kurvenphase durchgeführt. Einbezogen wurden hierbei nach optischer Festlegung alle Wertepaare einer Kurve, die einen Kraftwert größer 100 bzw. 400 cN aufwiesen.

Ergebnisse

Die Veränderungen, die sich hieraus für die lineare Anpassungsfunktion ergeben, sollen anhand der oben gewählten Beispiele graphisch demonstriert werden.

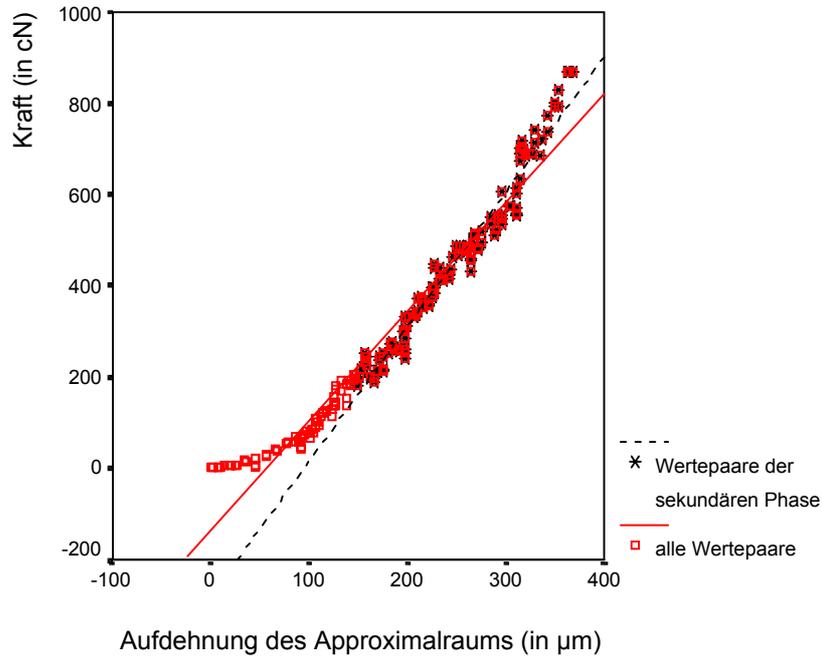


Abbildung 3-12: Vergleich der linearen Anpassungsfunktion an alle Wertepaare der Kurve mit der entsprechenden Funktion bei alleiniger Berücksichtigung der Wertepaare des sekundären Kurvenabschnitts am Beispiel des Approximalbereichs 11-21 des Patienten D.W.

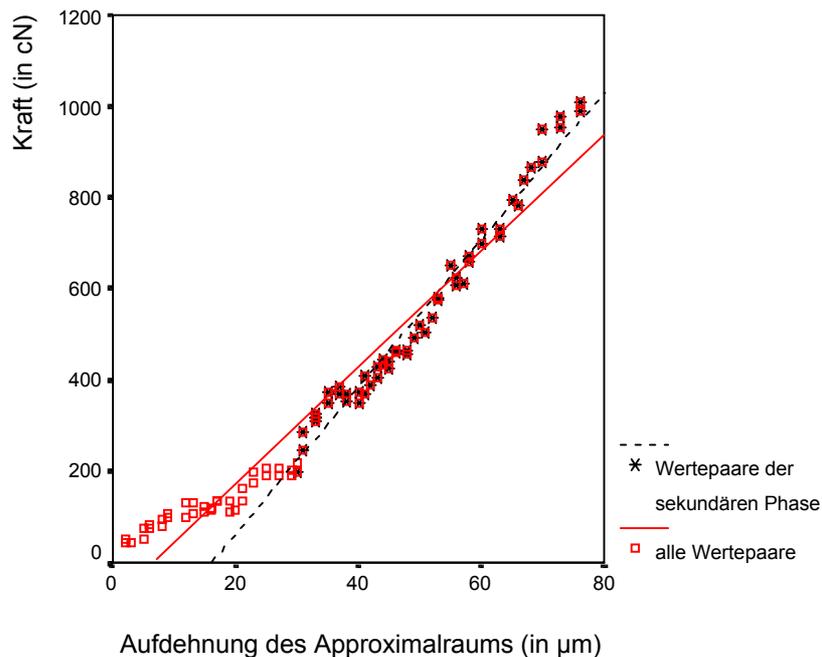


Abbildung 3-13: Vergleich der linearen Anpassungsfunktion an alle Wertepaare der Kurve mit der entsprechenden Funktion bei alleiniger Berücksichtigung der Wertepaare des sekundären Kurvenabschnitts am Beispiel des Approximalbereichs 44-45 der Patientin K.M.

Ergebnisse

Die Auswertung der Regressionsanalysen für alle Wertepaarkurven zeigte in Übereinstimmung mit oben dargestellten Beispielen die weiter verbesserte Anpassung an eine lineare Funktion bei alleiniger Berücksichtigung der Wertepaare der sekundären Kurvenphase.

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
gesamte Kurve	10	,90	,99	,9500	2,211E-02
sekundärer Abschnitt der Kurve	10	,95	,98	,9640	1,265E-02
Gültige Werte (Listenweise)	10				

Tabelle 3-5: Vergleich der Bestimmtheitsmaße der linearen Anpassungsfunktionen an alle Wertepaare einer Kurve mit den entsprechenden Werten bei alleiniger Berücksichtigung der Wertepaare der sekundären Kurvenphase

Die linearen Regressionskoeffizienten der sekundären Kurvenabschnitte zeigten große inter- und intraindividuelle Unterschiede (siehe Tabelle 3-6).

Patient	Approximalraum	Regressionskoeffizient	Bestimmtheitsmaß	Korrelationskoeffizient	Signifikanz
D.W.	11-21	2,5	0,96	0,98	< 0,001
	23-24	8,8	0,95	0,98	< 0,001
	31-32	6,0	0,98	0,99	< 0,001
	41-42	3,0	0,96	0,98	< 0,001
F.E.	11-21	4,7	0,95	0,97	< 0,001
M.R.	24-25	8,4	0,98	0,99	< 0,001
	34-35	11	0,95	0,98	< 0,001
K.M.	44-45	16,0	0,97	0,99	< 0,001
D.G.	31-32	2,2	0,96	0,98	< 0,001
	41-42	1,9	0,98	0,99	< 0,001

Tabelle 3-6: Vergleich der linearen Regressionskoeffizienten

Ergebnisse

3.3.3 Die Bestimmung approximaler Kontaktkräfte

Nachfolgend wurde die Kurvenanalyse eingesetzt, um mit Hilfe der ermittelten Wertepaare die approximalen Kontaktkräfte im jeweiligen Approximalbereich zu berechnen. Einbezogen in diesen Abschnitt der Studie wurden alle untersuchten Approximalbereiche des Seitenbereiches, bei denen klinisch der Verdacht auf einen regelrechten Approximalkontakt vorlag (eine Okklusionsfolie der Stärke 12 μm konnte in den Approximalbereich nicht eingebracht werden). Als Gegenprobe und zur Überprüfung der Methode wurde zusätzlich ein Approximalbereich mit einem fehlenden Approximalkontakt in die Auswertung aufgenommen. Ausgewählt wurde hier der Approximalbereich 11-21 des Patienten D.W. mit dem klinischen Befund eines Diastema mediale.

Patient	Approximalraum	Spalt im Approximalbereich nachweisbar
K.M.	44-45	nein
M.R.	24-25	nein
	34-35	nein
D.W.	23-24	nein
	11-21	ja

Tabelle 3-7: Approximalräume, die in die Untersuchung der approximalen Kontaktkräfte einbezogen wurden

Demonstriert werden soll das Vorgehen für die Bestimmung der approximalen Kontaktkräfte anhand der Wertepaare des Approximalraums 23-24 des Patienten D.W.

Ergebnisse

Die Aufdehnung des Approximalraums mit der Messapparatur lieferte zum Zeitpunkt der Voruntersuchung folgende Kraft-Weg-Beziehung:

Position des Kraftarms (in μm)	gemessene Kraft (in cN)	Mittelwert der jeweils vorangehenden 10 Kraftwerte	Standardabweichung der jeweils vorangehenden 10 Kraftwerte vom jeweiligen Mittelwert
99	68		
100	68		
107	62		
107	72		
108	63		
108	73		
108	68		
113	63		
114	67		
117	71	67,50	3,87
120	74	68,10	4,38
121	67	68,00	4,40
121	69	68,70	3,86
121	68	68,30	3,68
122	104	72,40	11,55
125	145	79,60	25,72
131	179	90,70	40,09
138	157	100,10	43,73
145	182	111,60	48,88
145	212	125,70	55,72
151	273	145,60	69,13
159	297	168,60	77,79
160	303	192,00	79,67

Tabelle 3-8: Ausschnitt aus den gewonnenen Messwerten der Untersuchung des Approximalraums 23-24 des Patienten D.W. vor Beginn der kieferorthopädischen Therapie

Man erkennt am Übergang von 121 Mikrometern zu 122 Mikrometern einen signifikanten Anstieg der gemessenen Kraftwerte. Der gemessene Kraftwert von 104 cN, der bei der Position 122 Mikrometern gemessen wird, liegt außerhalb der dreifachen Standardabweichung des Mittelwertes der vorhergehenden Werte, in der 99 Prozent der Werte unter der Voraussetzung einer normalverteilten Streuung zu erwarten wären. Gleichzeitig zeigt die Tabelle, dass die nachfolgend gemessenen Kraftwerte und auch die entsprechend gebildeten Mittelwerte eine weiter steigende Tendenz aufweisen. Aus diesem Grund kann davon ausgegangen werden, dass im Übergangsbereich von 121 zu 122 Mikrometern die Aufdehnung des Approximalbereichs einsetzt.

Verdeutlicht wird dies auch in der nachfolgenden graphischen Darstellung der Wertepaare.

Ergebnisse

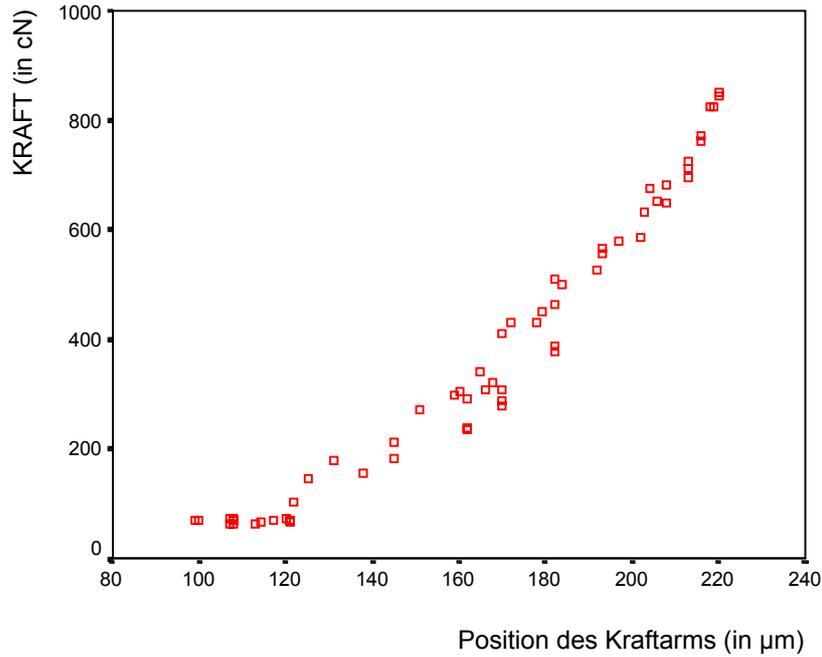


Abbildung 3-14: Darstellung der Wertepaare (Position des Kraftarms versus Kraft), die bei der Untersuchung des Approximalraums 23-24 des Patienten D.W. gewonnen wurden.

Setzt man die Position „122“, die den Beginn der Aufweitung des Approximalraums 23-24 bei dem untersuchten Patienten kennzeichnet, gleich 1 und subtrahiert von den Kraftwerten den Mittelwert der Kraftwerte vor dem Anstieg der Kurve, ergibt sich folgende Beziehung:

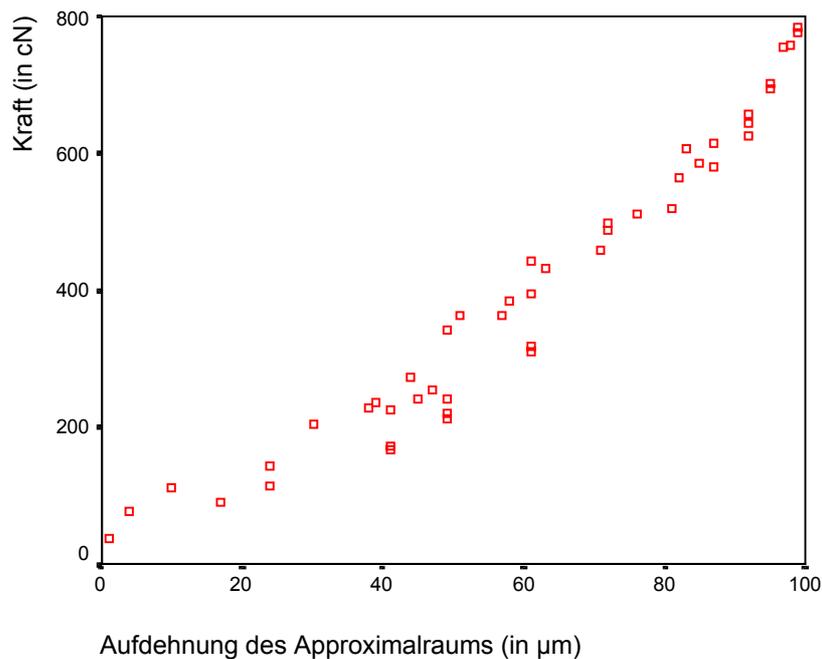


Abbildung 3-15: Beziehung zwischen der Aufdehnung des Approximalraums 23-24 des Patienten D.W. versus der entgegenwirkenden Kraft

Ergebnisse

Die durchgeführte Kurven- und Regressionsanalyse mit Anpassung an eine quadratische, lineare und exponentielle Funktion zeigte folgendes Ergebnis:

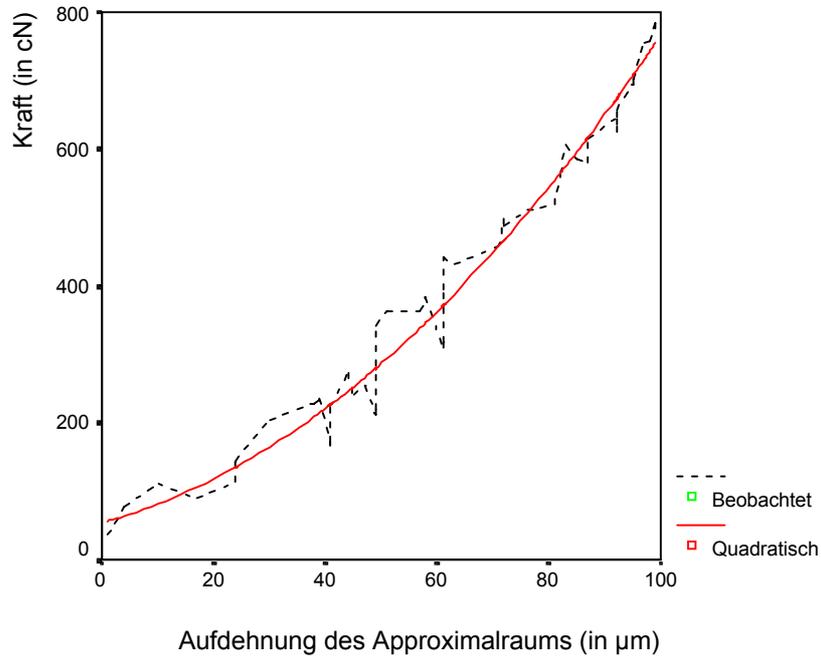


Abbildung 3-16: Quadratische Anpassungsfunktion an die Wertepaarkurve (Aufdehnung versus Kraft) des Approximalraums 23-24 des Patienten D.W. ($R^2: 0,97$; $p < 0,001$)

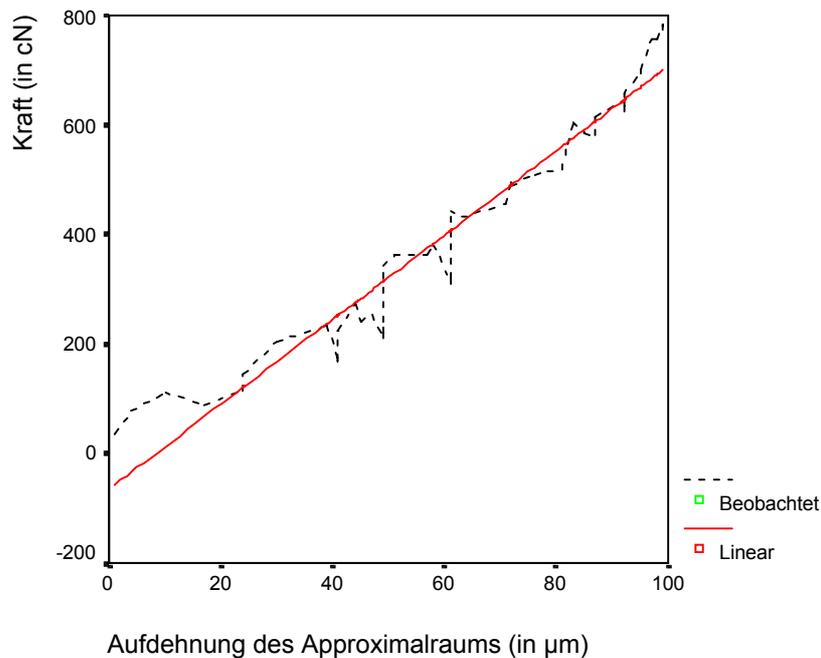


Abbildung 3-17: Lineare Anpassungsfunktion an die Wertepaarkurve (Aufdehnung versus Kraft) des Approximalraums 23-24 des Patienten D.W. ($R^2: 0,94$; $p < 0,001$)

Ergebnisse

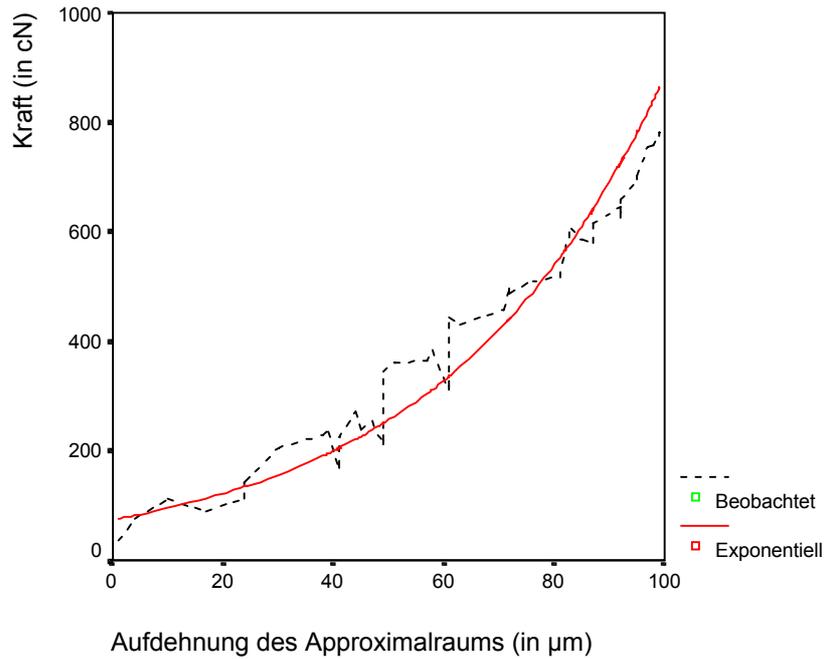


Abbildung 3-18: Exponentielle Anpassungsfunktion an die Wertepaarkurve (Aufdehnung versus Kraft) des Approximalraums 23-24 des Patienten D.W. (R^2 : 0,93; $p < 0,001$)

Kurvenanpassung	Bestimmtheitsmaß	Signifikanzniveau der Anpassung	Ordinatenabschnitt (\pm Standardabweichung)	Signifikanzniveau des Ordinatenabschnitts
linear	0,94	0,0000	- 64 (\pm 19)	0,0018
exponentiell	0,93	0,0000	74 (\pm 5)	0,0000
quadratisch	0,97	0,0000	55 (\pm 21)	0,01

Tabelle 3-9: Ergebnisse der Regressions- und Kurvenanalyse der Wertepaare des Approximalraums 23-24 des Patienten D.W. vor Beginn der kieferorthopädischen Therapie

Die statistische Auswertung der Regressionsanalysen zeigte auch für dieses Beispiel die bestmögliche Anpassung der Wertepaare an eine quadratische Funktion.

Da der Wert Null auf der x-Achse, bedingt durch das Vorgehen bei der Auftragung, den Zustand des Approximalraums ohne Aufdehnung wiedergibt, entspricht der hier errechnete Wert für den Ordinatenabschnitt bei entsprechendem Signifikanzniveau für die Güte der Anpassungsfunktion und der Vorhersagewahrscheinlichkeit für die Koeffizienten der wirkenden Kraft im Approximalraum ohne Einwirkung von außen. Legt man die quadratische Funktion mit der besten Anpassung zugrunde, ergibt sich für den untersuchten Approximalraum 23-24 des Patienten eine approximale Kontaktkraft von 55 cN.

Ergebnisse

Eine Erklärung für den gegenüber der quadratischen und exponentiellen Funktion abweichenden Ordinatenabschnitt der linearen Funktion (-64) zeigt die Betrachtung der graphischen Auftragung dieser Anpassungsfunktion (siehe oben). Man erkennt auch in diesem Beispiel deutlich, dass der initiale Kurvenabschnitt bei dieser Annäherung nicht ausreichend berücksichtigt werden kann.

Um auszuschließen, dass bei einer Auswertung über den gesamten Messbereich die Wertepaare des initialen Kurvenabschnitts nicht ausreichend berücksichtigt wurden, wurden zusätzliche Kurven- und Regressionsanalysen durchgeführt, bei denen jeweils nur die ersten 10, 20 und 30 Wertepaare nach Beginn der Aufdehnung berücksichtigt wurden.

Das Ergebnis dieser Untersuchung ist nachfolgend tabellarisch dargestellt:

einbezogene Wertepaare		Bestimmtheitsmaß	Signifikanzniveau der Anpassung	Ordinatenabschnitt (\pm Standardabweichung)	Signifikanzniveau des Ordinatenabschnitts
10	linear	0,81	0,0004	46 (\pm 19)	0,04
	quadratisch	0,81	0,003	45 (\pm 27)	0,14
	exponentiell	0,80	0,0005	55 (\pm 9)	0,0003
20	linear	0,77	0,0000	36 (\pm 36)	0,12
	quadratisch	0,78	0,0000	56 (\pm 32)	0,10
	exponentiell	0,84	0,0000	58 (\pm 7)	0,0000
30	linear	0,86	0,0000	- 4 (\pm 23)	0,85
	quadratisch	0,90	0,0000	62 (\pm 27)	0,03
	exponentiell	0,90	0,0000	61 (\pm 6)	0,0000

Tabelle 3-10: Ergebnisse der Regressions- und Kurvenanalyse der jeweils ersten 10, 20 und 30 Wertepaare der Aufdehnungskurve des Approximalraums 23-24 des Patienten D.W. vor Beginn der kieferorthopädischen Therapie

Die Ergebnisse zeigen hier, dass die Wertepaare der initialen Phase der Aufdehnung eine im Vergleich deutlich bessere Anpassung an eine exponentielle Funktion erlauben, als dies unter Einbeziehung aller Wertepaare einer Aufdehnungskurve möglich ist.

Unter Berücksichtigung der Funktionen mit der besten Anpassung und signifikanter Vorhersagewahrscheinlichkeit für den Koeffizienten des Ordinatenabschnitts ergibt sich hieraus, zusammengefasst, an der Position null, eine wirkende Kraft von etwa 60 cN. Der Wert liegt etwas oberhalb des Ergebnisses von 55 cN, der durch die

Ergebnisse

Auswertung aller Wertepaare der Kurve errechnet wurde und deutlich außerhalb der mehrfachen Standardabweichung von 3,7 cN der Kraftwerte vor Beginn der Aufdehnung des Approximalraums.

Für den untersuchten Approximalraum 23-24 bei dem Patienten D.W. bedeutet dies, dass unmittelbar nach Eingliederung einer festsitzenden Apparatur mit hochsignifikanter Wahrscheinlichkeit in diesem Bereich eine approximale Kontaktkraft von 55 - 60 cN vorlag.

Die nachfolgende Tabelle zeigt die entsprechenden Ergebnisse für alle untersuchten Approximalräume:

Patient	Approximalraum	Spalt im Approximalbereich nachweisbar	errechnete approximale Kontaktkraft in cN (\pm Standardabweichung)
K.M.	44-45	nein	38 (\pm 7) - 45 (\pm 11)
M.R.	24-25	nein	20 (\pm 2)
	34-35	nein	28 (\pm 2)
D.W.	23-24	nein	55 (\pm 9) – 60 (\pm 6)
	11-21	ja	0,8 (\pm 0,3) – 1,2 (\pm 0,2)*

* Wert liegt im Bereich der Standardabweichung der Mittelwerte vor Beginn der Aufdehnung und ist somit nicht signifikant.

Tabelle 3-11: Ermittelte approximale Kontaktkräfte in allen untersuchten Approximalräumen

Die vergleichende Betrachtung zeigt große inter- und intraindividuelle Unterschiede der im Approximalraum wirkenden Kräfte. Die approximale Kontaktkraft von 0,8 bis 1,2 cN, die für den Approximalraum 11-21 des Patienten D.W. errechnet wurde, liegt innerhalb der Standardabweichung der Kraftwerte vor Beginn der Aufdehnung (4,4 cN) und ist somit nicht signifikant. Sie ist vereinbar mit einem fehlenden Approximalkontakt in diesem Bereich.

3.3.4 Veränderungen der horizontalen interdentalen Kräfte in der initialen

Behandlungsphase der kieferorthopädischen Therapie

Für die Beantwortung der Frage, inwieweit Veränderungen der horizontalen interdentalen Kräfte in der initialen Behandlungsphase der kieferorthopädischen Therapie

Ergebnisse

nachweisbar sind, wurden sämtliche Untersuchungen zwei Wochen nach Beginn der kieferorthopädischen Therapie wiederholt.

Als Grundlage für die Entscheidung sollten die Regressionskoeffizienten der linearen Anpassungsfunktion (an den sekundären Kurvenabschnitt) sowie im Seitenzahnbereich zusätzlich die approximalen Kontaktkräfte der Vor- und Nachuntersuchung miteinander verglichen werden.

Auch in diesem Abschnitt sollen die Ergebnisse beispielhaft anhand der Untersuchungsergebnisse im Approximalraum 23-24 des Patienten D.W. demonstriert werden.

Zwei Wochen nach Therapiebeginn mit einer festsitzenden kieferorthopädischen Apparatur wurden folgende Wertepaare bei der Untersuchung des Approximalraums 23-24 des Patienten D.W. ermittelt:

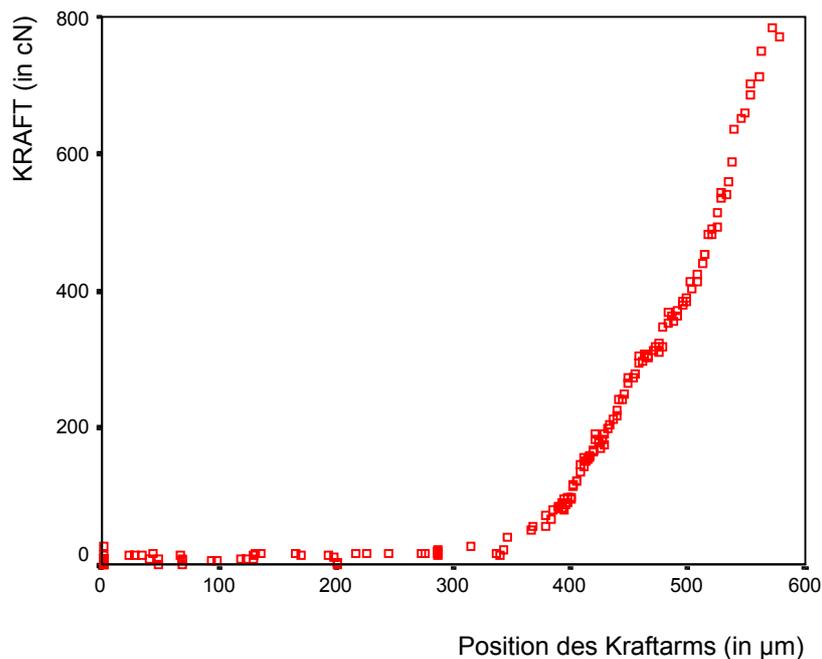


Abbildung 3-19: Darstellung der Wertepaare (Position des Kraftarms versus Kraft), die bei der Untersuchung des Approximalraums 23-24 des Patienten D.W. zwei Wochen nach Beginn der kieferorthopädischen Therapie gewonnen wurden.

Ergebnisse

Die tabellarische Darstellung zeigte für den Bereich 270 bis 390 μm (Position des Kraftarms) folgende Messwerte:

Position des Kraftarms (in μm)	gemessene Kraft (in cN)	Mittelwert der jeweils vorangehenden 10 Kraftwerte	Standardabweichung der jeweils vorangehenden 10 Kraftwerte vom jeweiligen Mittelwert
272	15	11,40	5,56
276	16	11,50	5,64
286	14	11,60	5,68
286	16	12,00	5,85
286	13	12,20	5,85
287	15	13,60	4,35
315	13	14,70	1,64
337	15	15,00	1,33
342	12	14,60	1,58
343	21	15,00	2,49
346	39	17,40	7,99
366	50	20,80	12,99
368	55	24,90	16,58
379	56	28,90	18,86
379	72	34,80	22,26
384	66	39,90	23,05
385	79	46,50	23,92
389	83	53,30	23,64
389	86	60,70	20,67

Tabelle 3-12: Ausschnitt aus den gewonnenen Messwerten der Untersuchung des Approximalraums 23-24 des Patienten D.W. zwei Wochen nach Beginn der Therapie

Die Auswertung dieser Tabelle zeigt, dass bei der Position 343 der Kraftwert von 21 cN erstmalig außerhalb der mehrfachen Standardabweichung des Mittelwertes der vorangehenden Werte liegt. Gleichzeitig ist nachfolgend ein deutlicher Anstieg der Kraftwerte und der entsprechenden Mittelwerte zu beobachten, sodass die Position 343 μm als Beginn der Aufdehnung des Approximalraums angesehen werden kann.

Setzt man diesen Wert gleich eins und subtrahiert von den Kraftwerten den Mittelwert der zehn vorangehenden Kraftwerte, ergibt sich folgende Beziehung zwischen der Aufdehnung und der entgegenwirkenden Kraft:

Ergebnisse

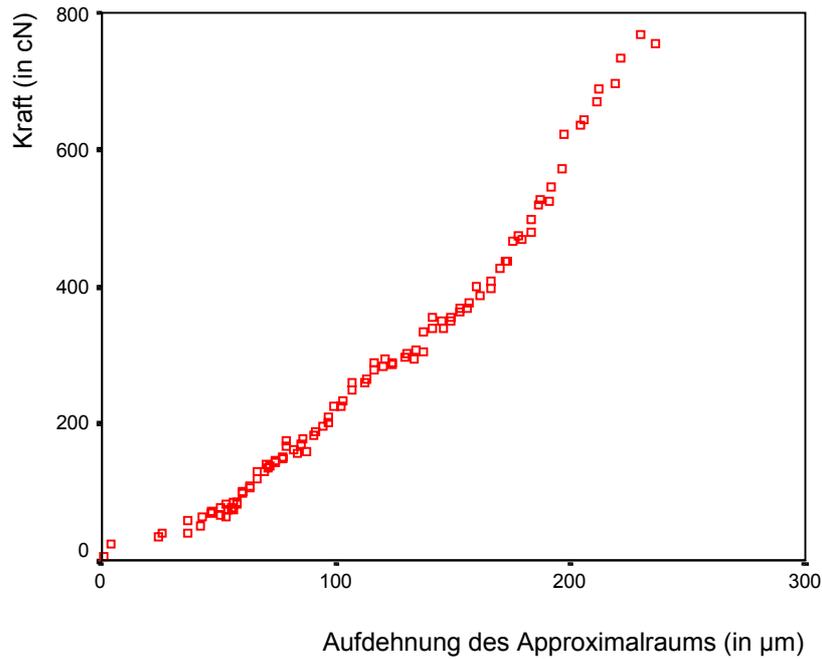


Abbildung 3-20: Beziehung zwischen der Aufdehnung des Approximalraums 23-24 des Patienten D.W. versus der entgegenwirkenden Kraft zwei Wochen nach Beginn der kieferorthopädischen Therapie

Auch hier zeigte die Kurvenanpassung aller Wertepaare die bestmögliche Anpassung an eine quadratische Funktion. Das Bestimmtheitsmaß lag hier bei 0,99. Nur geringfügig schlechter war die Anpassung der Wertepaare an eine lineare Funktion, wo ein Bestimmtheitsmaß von 0,96 ermittelt wurde. Für die Kurvenanpassung an eine exponentielle Funktion errechnete sich ein Bestimmtheitsmaß von 0,94. In allen drei Fällen lag das Signifikanzniveau unter 0,001 und war damit hochsignifikant.

Ergebnisse

Die graphische Darstellung der Kurvenanpassung an eine lineare, quadratische und exponentielle Funktion ist in den folgenden Diagrammen dargestellt.

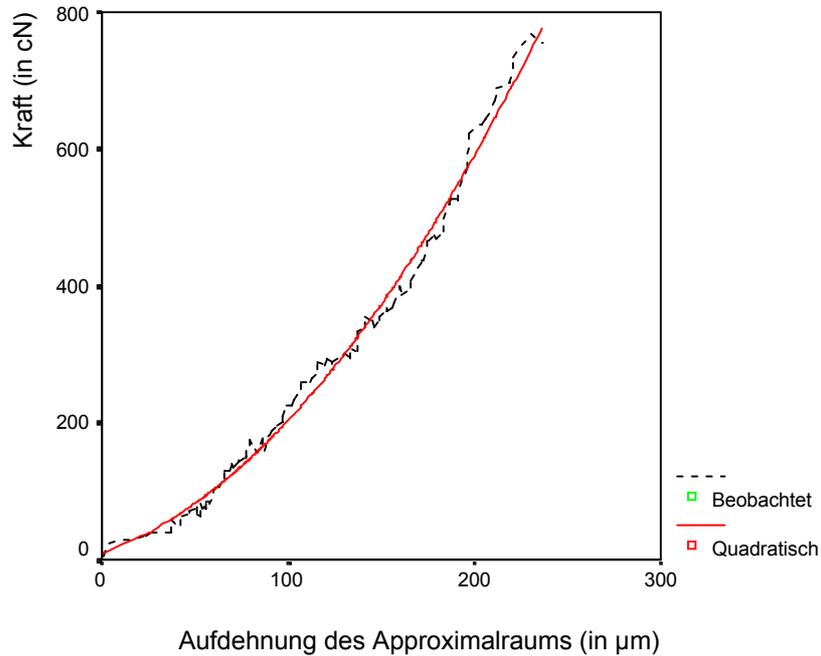


Abbildung 3-21: Quadratische Anpassungsfunktion an die Wertepaarkurve (Aufdehnung versus Kraft) des Approximalraums 23-24 des Patienten D.W. zwei Wochen nach Beginn der kieferorthopädischen Therapie ($R^2: 0,99$; $p < 0,001$)

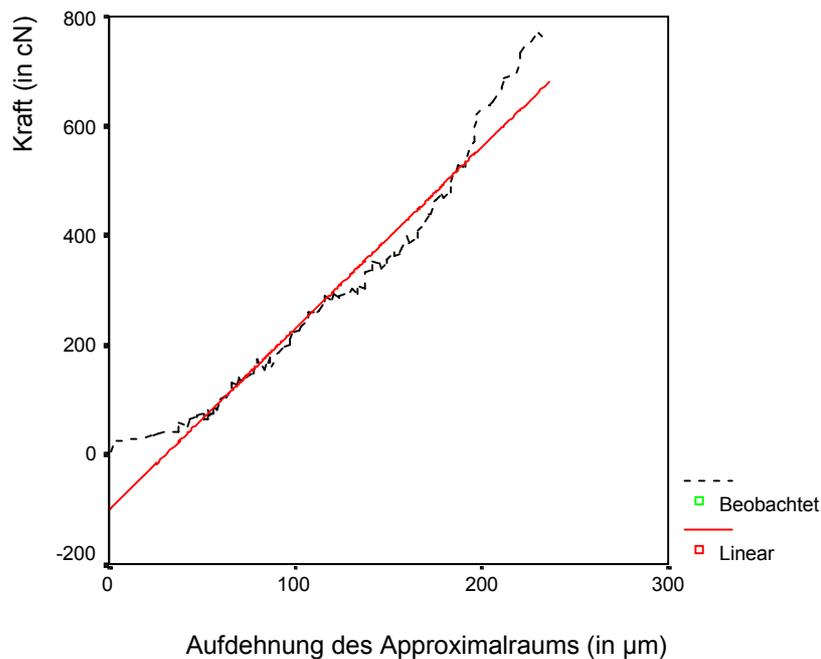


Abbildung 3-22: Lineare Anpassungsfunktion an die Wertepaarkurve (Aufdehnung versus Kraft) des Approximalraums 23-24 des Patienten D.W. zwei Wochen nach Beginn der kieferorthopädischen Therapie ($R^2: 0,96$; $p < 0,001$)

Ergebnisse

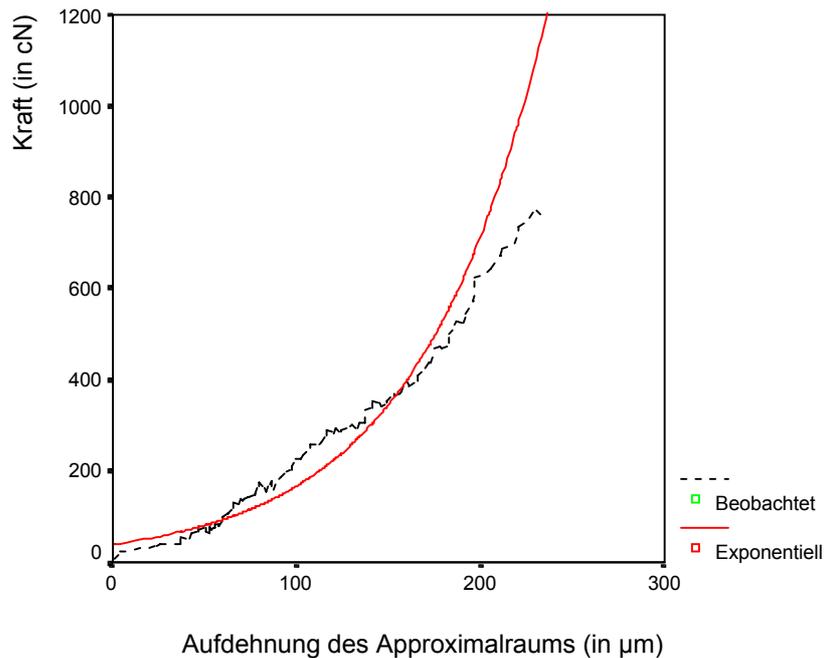


Abbildung 3-23: Exponentielle Anpassungsfunktion an die Wertepaarkurve (Aufdehnung versus Kraft) des Approximalraums 23-24 des Patienten D.W. zwei Wochen nach Beginn der kieferorthopädischen Therapie ($R^2: 0,89$; $p < 0,001$)

Kurvenanpassung	Bestimmtheitsmaß	Signifikanzniveau der Anpassung	Ordinatenabschnitt (\pm Standardabweichung)	Signifikanzniveau des Ordinatenabschnitts
quadratisch	0,99	< 0,001	9 (\pm 8)	0,26
linear	0,96	< 0,001	-101 (\pm 8)	< 0,001
exponentiell	0,89	< 0,001	39 (\pm 3)	< 0,001

Tabelle 3-13: Ergebnisse der Regressions- und Kurvenanalyse der Wertepaare des Approximalraums 23-24 des Patienten D.W. zwei Wochen nach Beginn der kieferorthopädischen Therapie

Die Tabelle zeigt, dass auch in diesem Fall die bestmögliche Anpassung an eine quadratische Funktion gelingt. Gleichzeitig erkennt man, dass trotz der besseren Kurvenanpassung die Signifikanz für den Ordinatenabschnitt geringer wird.

Aus diesem Grund wurden auch hier zusätzliche Kurven- und Regressionsanalysen durchgeführt, die jeweils nur die ersten 10, 20 und 30 Wertepaare berücksichtigten.

Die resultierenden Koeffizienten (Korrelationskoeffizient, Bestimmtheitsmaß und Ordinatenabschnitt) mit den entsprechenden Signifikanzniveaus ist in der folgenden Tabelle 3-14 dargestellt.

Ergebnisse

einbezogene Wertepaare	Kurvenanpassung	Bestimmtheitsmaß	Signifikanzniveau der Anpassung	Ordinatenabschnitt (\pm Standardabweichung)	Signifikanzniveau des Ordinatenabschnitts
10	linear	0,90	0,0000	10 (\pm 5)	0,08
	quadratisch	0,90	0,0003	13 (\pm 6)	0,07
	exponentiell	0,80	0,0005	12 (\pm 3)	0,003
20	linear	0,92	0,0000	8 (\pm 4)	0,04
	quadratisch	0,93	0,0000	12 (\pm 5)	0,02
	exponentiell	0,84	0,0000	13 (\pm 2)	0,0000
30	linear	0,85	0,0000	-10 (\pm 8)	0,21
	quadratisch	0,95	0,0000	20 (\pm 6)	0,003
	exponentiell	0,90	0,0000	13 (\pm 1)	0,0000

Tabelle 3-14: Ergebnisse der Regressions- und Kurvenanalyse der jeweils ersten 10, 20 und 30 Wertepaare der Aufdehnungskurve des Approximalraums 23-24 des Patienten D.W. zwei Wochen nach Beginn der kieferorthopädischen Therapie

Die Analyse der Daten zeigt, dass der Ordinatenabschnitt mit hochsignifikanter Wahrscheinlichkeit zwischen 12 und 20 cN liegt. Dieser Wert liegt außerhalb der mehrfachen Standardabweichung (1,6 cN) des Mittelwerts der Kraftwerte vor dem Anstieg der Kurve.

Zusammengefasst kann hieraus mit hoher Wahrscheinlichkeit auf eine Approximalkraft von 12 bis 20 cN zwei Wochen nach Beginn der Therapie mit einer Multi-bandapparatur geschlossen werden. Dies entspricht, verglichen mit dem Wert vor Beginn der kieferorthopädischen Therapie (55 – 60 cN), einer Reduktion der approximalen Kontaktkraft von 40 bis 47 cN.

Eine überlagerte Darstellung der Wertepaare der sekundären Kurvenabschnitte vor und zwei Wochen nach Einleitung der Therapie unterstreicht die Veränderungen der horizontalen interdentalen Kräfte in diesem Bereich.

Ergebnisse

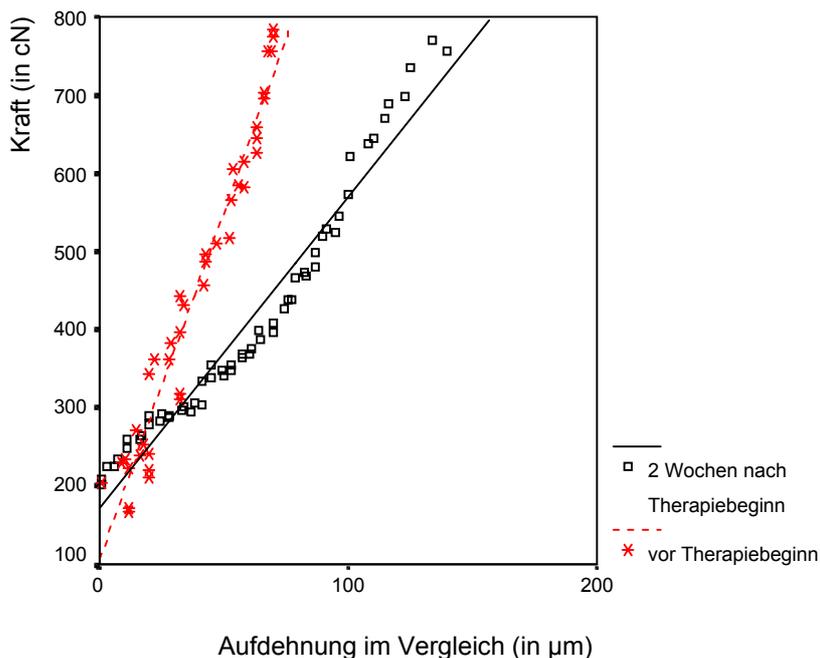


Abbildung 3-24: Vergleichende Darstellung der sekundären Kurvenabschnitte und der linearen Anpassungsfunktionen vor Beginn und zwei Wochen nach Einleitung der kieferorthopädischen Therapie für den Approximalraum 23-24 des Patienten D.W.

Einen Vergleich der Ergebnisse der linearen Regressionsanalysen der sekundären Kurvenabschnitte zeigt folgende Tabelle:

	Regressionskoeffizient	95% Konfidenzintervall	
		Untergrenze	Obergrenze
vor Beginn der kieferorthopädischen Therapie	8,9	8,2	9,5
2 Wochen nach Beginn der kieferorthopädischen Therapie	4,0	3,7	7,2

Tabelle 3-15: Vergleich der linearen Regressionskoeffizienten des Approximalraums 23-24 des Patienten D.W. vor und zwei Wochen nach Beginn der kieferorthopädischen Therapie

Der Vergleich der Regressionskoeffizienten für die linearen Anpassungsfunktionen vor Beginn der Therapie mit den entsprechenden Werten zwei Wochen nach Therapiebeginn zeigte eine signifikante Abnahme dieser Werte und ist vereinbar mit einer Reduktion der horizontalen interdentalen Kräfte im untersuchten Approximalraum 23-24 bei dem Patienten D.W.

Ergebnisse

Dass die Reaktionen auf die eingeleitete kieferorthopädische Therapie nicht einheitlich sein müssen, zeigt die Auswertung der anderen untersuchten Approximalräume bei dem selben Patienten.

So wurde im Approximalbereich 11-21 keine signifikante Veränderung des Regressionskoeffizienten nachgewiesen (siehe Tabelle 3-16).

	Regressionskoeffizient	95% Konfidenzintervall	
		Untergrenze	Obergrenze
vor Beginn der kieferorthopädischen Therapie	2,5	2,4	2,6
2 Wochen nach Beginn der kieferorthopädischen Therapie	2,6	2,5	2,7

Tabelle 3-16: Vergleich der linearen Regressionskoeffizienten des Approximalraums 11-21 des Patienten D.W. vor und zwei Wochen nach Beginn der kieferorthopädischen Therapie

Entsprechend die überlagerte Darstellung der sekundären Kurvenabschnitte:

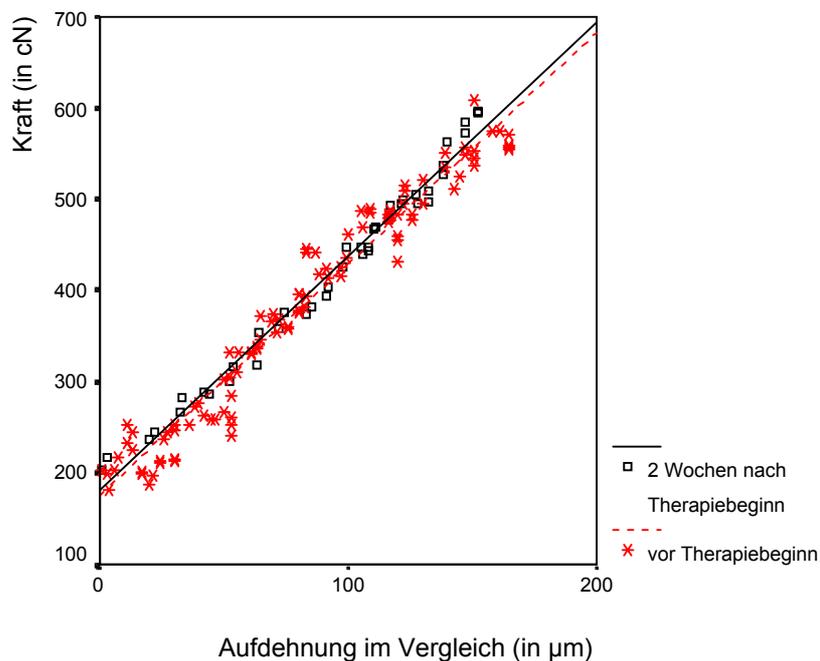


Abbildung 3-25: Vergleichende Darstellung der sekundären Kurvenabschnitte und der linearen Anpassungsfunktionen vor Beginn und zwei Wochen nach Einleitung der kieferorthopädischen Therapie für den Approximalraum 11-21 des Patienten D.W.

Eine Zunahme des Regressionskoeffizienten der linearen Anpassungsfunktion wurde bei dem selben Patienten für die untersuchten Approximalbereiche 31-32 und 41-42 der Unterkieferfront beobachtet.

Ergebnisse

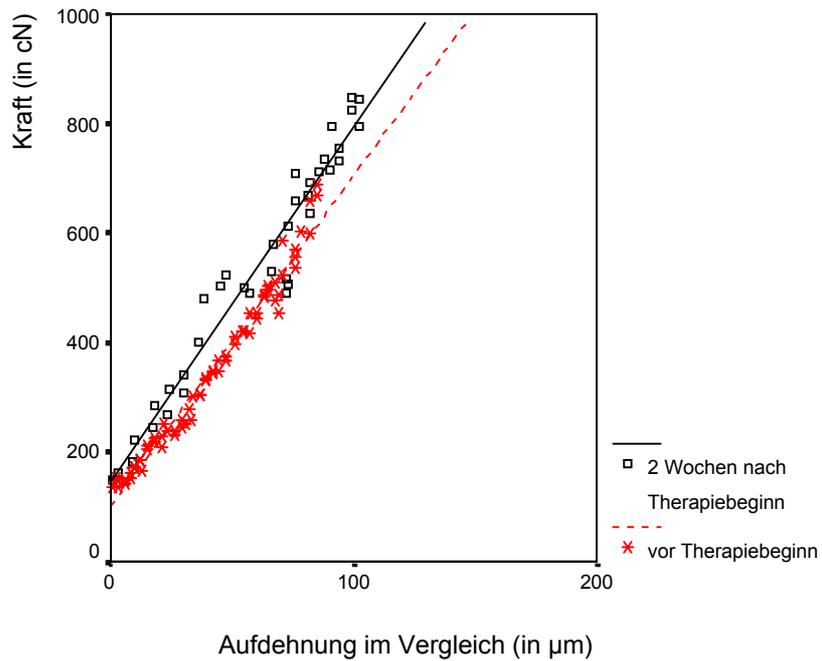


Abbildung 3-26: Vergleichende Darstellung der sekundären Kurvenabschnitte und der linearen Anpassungsfunktionen vor Beginn und zwei Wochen nach Einleitung der kieferorthopädischen Therapie für den Approximalraum 31-32 des Patienten D.W.

	Regressionskoeffizient	95% Konfidenzintervall	
		Untergrenze	Obergrenze
vor Beginn der kieferorthopädischen Therapie	6,0	5,8	6,3
2 Wochen nach Beginn der kieferorthopädischen Therapie	6,5	6,0	7

Tabelle 3-17: Vergleich der linearen Regressionskoeffizienten des Approximalraums 31-32 des Patienten D.W. vor und zwei Wochen nach Beginn der kieferorthopädischen Therapie

Ergebnisse

und für den Approximalraum 41-42:

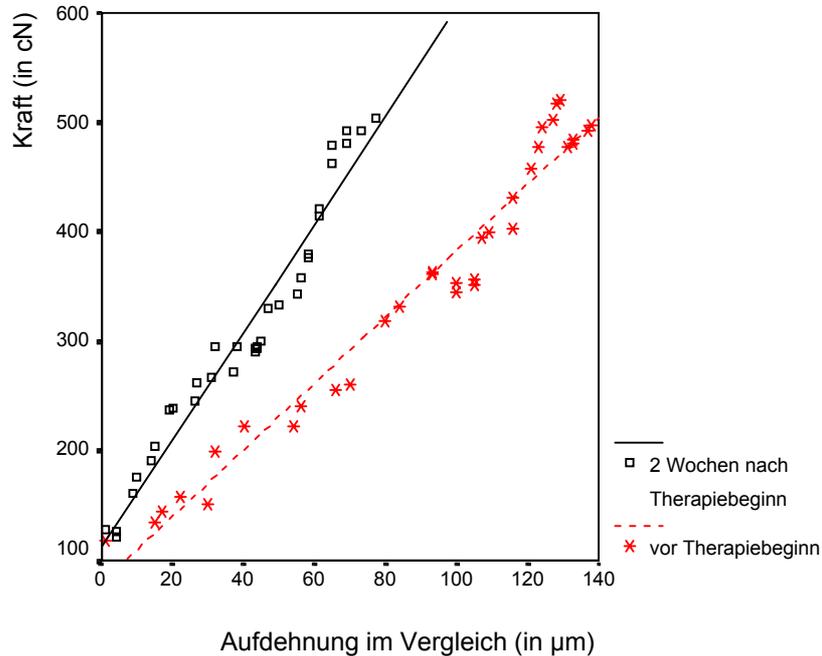


Abbildung 3-27: Vergleichende Darstellung der sekundären Kurvenabschnitte und der linearen Anpassungsfunktionen vor Beginn und zwei Wochen nach Einleitung der kieferorthopädischen Therapie für den Approximalraum 41-42 des Patienten D.W.

	Regressionskoeffizient	95% Konfidenzintervall	
		Untergrenze	Obergrenze
vor Beginn der kieferorthopädischen Therapie	3,0	2,8	3,3
2 Wochen nach Beginn der kieferorthopädischen Therapie	4,9	4,5	5,3

Tabelle 3-18: Vergleich der linearen Regressionskoeffizienten des Approximalraums 41-42 des Patienten D.W. vor und zwei Wochen nach Beginn der kieferorthopädischen Therapie

Man erkennt für beide Approximalräume einen Anstieg des Regressionskoeffizienten, vereinbar mit einer Zunahme der elastischen Verformbarkeit der Zahnhalteapparate in den ersten beiden Wochen der kieferorthopädischen Therapie. Für den Approximalbereich 31-32 ist diese Veränderung jedoch noch nicht signifikant, da die 95% Konfidenzintervalle des Regressionskoeffizienten der Vor- und Nachuntersuchung sich teilweise überschneiden.

Ergebnisse

Die vergleichende Darstellung der Ergebnisse aller in diesem Abschnitt untersuchten Approximalräume zeigt die folgende Tabelle:

Patient	Approximalraum	Regressionskoeffizient		95% Konfidenzintervall	
		vor Therapiebeginn	2 Wochen nach Therapiebeginn	Untergrenze	Obergrenze
D.W.	11-21	2,53		2,4	2,6
			2,56	2,5	2,7
	23-24*	8,9		8,2	9,5
			4,0	3,7	4,2
	31-32**	6,0		5,8	6,3
			6,5	6,0	7,0
	41-42**	3,0		2,8	3,3
			4,9	4,5	5,3
F.E.	11-21*	4,7		4,3	5,1
			3,2	3,0	3,4
M.R.	24-25*	8,4		7,8	8,9
			6,0	5,7	6,3
	34-35*	11		9,0	12,5
			8,7	8,0	9,4
K.M.	44-45*	16		15,3	16,9
			7,1	6,7	7,6
D.G.	31-32**	2,2		2,1	2,3
			3,2	2,9	3,5
	41-42**	1,9		1,9	2,0
			3,8	3,6	4,0

* Abnahme der elastischen Verformbarkeit der betroffenen Zahnhalteapparate

** Zunahme der elastischen Verformbarkeit der betroffenen Zahnhalteapparate

Tabelle 3-19: Vergleich der Regressionskoeffizienten der linearen Anpassungsfunktionen an die sekundären Kurvenabschnitte vor und zwei Wochen nach Beginn der kieferorthopädischen Therapie

Während für alle untersuchten Approximalräume im Seitenzahnbereich eine Abnahme des Regressionskoeffizienten der linearen Anpassungsfunktion in den ersten beiden Wochen nach Therapiebeginn nachgewiesen werden konnte, fand sich bei zwei Patienten im Bereich der Unterkieferfront eine Zunahme dieses Wertes.

Die Tabelle 3-20 zeigt den Vergleich der approximalen Kontaktkräfte vor und zwei Wochen nach Beginn der kieferorthopädischen Therapie.

Ergebnisse

Patient	Approximal- raum	Approximalkraft in cN (\pm Standardabweichung) vor Beginn der kieferorthopädischen Therapie	Approximalkraft in cN (\pm Standardabweichung) 2 Wochen nach Beginn der Therapie
K.M.	44-45	38 (\pm 7) - 45 (\pm 11)	11 (\pm 1)
M.R.	24-25	20 (\pm 2)	20 (\pm 1)
	34-35	28 (\pm 2)	17 (\pm 2) – 21 (\pm 2)
D.W.	23-24	55 (\pm 9) - 60 (\pm 6)	12 (\pm 3) – 20 (\pm 6)
Mittelwert		37 (\pm 16,8)	17 (\pm 4)

Tabelle 3-20: Vergleich der approximalen Kontaktkräfte vor und zwei Wochen nach Beginn der kieferorthopädischen Therapie

In drei von vier untersuchten Approximalräumen war zwei Wochen nach Beginn der Therapie eine geringere approximale Kontaktkraft nachweisbar. In einem Falle (Approximalraum 24-25 des Patienten M.R.) konnte kein Unterschied der hier wirkenden Kraft nachgewiesen werden.

4 Diskussion

Horizontale interdentale Kräfte innerhalb der Zahnreihe stehen im Verdacht für den nicht primären Frontengstand sowie für einen Großteil der Rezidive nach kieferorthopädischer Therapie verantwortlich zu sein (Moss und Picton 1967, 1970 und 1982; Picton und Moss 1973 und 1980; Southard et al. 1990 (A) und 1992). Southard weist in seiner Arbeit daraufhin, dass besonders das noch unzureichende Verständnis für die Ursache des Rezidiv nach Abschluss der Retentionsphase eines der größten Probleme für die kieferorthopädische Therapie darstellt (Southard et al. 1992). Er stellt die Hypothese auf, dass der Zahnhalteapparat durch die kieferorthopädische Zahnbewegung gedehnt und als Folge daraus die approximalen Kontaktkräfte innerhalb der Zahnreihe ansteigen. Die erhöhten Kräfte bilden dann die Ursache für die Entstehung von Rezidiven nach Beendigung der Therapie. Besonders häufig betroffen von dieser Komplikation sind die Zähne im Bereich der Unterkieferfront.

Bewiesen werden konnte dieser Zusammenhang bisher jedoch nicht, da es keine Möglichkeiten gab, die im Approximalbereich wirkenden Kräfte in einem einfachen routinemäßigen Verfahren zu bestimmen.

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Entwicklung einer Messmethode, die eine unkomplizierte Bestimmung der horizontalen interdentalen Kräfte im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie ermöglicht. Sie sollte in der Lage sein, bei Zähnen, die in direktem Kontakt stehen, die approximalen Kontaktkräfte zu ermitteln, als auch bei benachbarten Zähnen, die keinen Approximalkontakt aufweisen, Veränderungen der horizontalen interdentalen Kräfte durch die kieferorthopädische Therapie nachzuweisen.

Eine Untersuchung der hier wirkenden Kräfte war bisher nur über eine Bestimmung des interdentalen Reibungswiderstandes möglich. Bei dieser Methode, die 1961 erstmals von Osborn vorgestellt wurde, wird die Beziehung zwischen der Reibungskraft und der Normalkraft (Kraft, die senkrecht zur Reibungskraft wirkt) ausgedrückt durch die Formel $F_R = \mu \times F_N$ (μ : Reibungszahl, F_R : Reibungskraft; F_N : horizontale Anpresskraft / horizontale interdentale Kraft) ausgenutzt, um Aussagen über die horizontalen interdentalen Kräfte zu machen. In Arbeiten, in denen nur Veränderungen dieser Kräfte aufgezeigt werden sollten, um etwa den Einfluss der Körperhaltung, der Weisheitszähne und anderer Faktoren auf die hier wirkenden Kräfte zu erforschen, wurde der Reibungswiderstand eines Metallstreifens im

Diskussion

Approximalbereich bestimmt. Die ermittelten Werte konnten dann unter Berücksichtigung der untersuchten Einflussvariablen ausgewertet und proportionale Veränderungen der horizontalen interdentalen Kräfte abgeleitet werden (Fuhrmann 1998 und 2000; Osborn 1961; Southard et al. 1989; Southard et al. 1990 (A), (B) und (C); Southard et al. 1991). Aussagen über die tatsächliche Größe der horizontalen interdentalen Kräfte waren auf diese Weise jedoch nicht möglich. Will man über die Reibungskraft die reale Größe der hier wirkenden Kräfte bestimmen, muss man wie Southard 1992 den Reibungswiderstand für verschieden starke Metallstreifen ermitteln, um dann mit Hilfe einer Kurvenanalyse die Kräfte im Approximalbereich zu berechnen (Southard et al. 1992). Hierfür muss die Reibungszahl (μ), ein Koeffizient, der charakteristisch für das Material und die Oberflächenbeschaffenheit der Berührungsflächen der Körper ist, die gegeneinander bewegt werden, für jeden Metallstreifen bekannt sein oder in Voruntersuchungen bestimmt werden. Entscheidender Nachteil dieser Methoden ist, abgesehen von der Tatsache, dass sie sehr aufwendig und damit nur unter Versuchsbedingungen einsetzbar sind, die Schwierigkeit, alle Einflussvariablen der Reibungskraft, wie zum Beispiel die Speichelbenetzung der Zähne oder die Zuggeschwindigkeit und die Angulation, mit der die Metallstreifen im Approximalraum bewegt werden, bei Nachuntersuchungen im Abstand von Tagen und Wochen konstant zu halten. Der zunehmende Messfehler bei größer werdender Angulation der Zugrichtung verhindert auch einen Einsatz dieser Methoden für die Untersuchung der horizontalen Kräfte weit im distalen Bereich der Zahnreihe (Fuhrmann et al. 1998). Für eine Verlaufsbeobachtung im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie scheidet die oben beschriebene Methode aus, wie sie von Osborn, Southard und Fuhrmann für vergleichende Untersuchungen der horizontalen interdentalen Kräfte erfolgreich eingesetzt wurde, da die Vergleichbarkeit von Messwiederholungen hier an die Voraussetzung gebunden ist, dass sich die Situation im Approximalraum und auch die biomechanischen Eigenschaften im Zahnhalteapparat in der Zwischenzeit nicht verändert haben. Diese Voraussetzungen sind jedoch im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie nicht gegeben. Aufgrund der therapeutischen Zahnbewegung ändern sich nicht nur die approximalen Beziehungen der Zähne zueinander, sondern durch die Umbauprozesse auch die biomechanischen Eigenschaften im Zahnhalteapparat, was auch durch die Ergebnisse im klinischen Abschnitt der vorliegenden Arbeit deutlich wird (siehe unten).

Diese Darstellungen zeigen, dass für die Untersuchung der horizontalen interdentalen Kräfte bei kieferorthopädischen Patienten ein neuer Ansatz gefunden werden musste.

4.1 Messapparatur für die Untersuchung horizontaler interdentaler Kräfte im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie

Die Schwierigkeit bei der Untersuchung horizontaler interdentaler Kräfte besteht darin, dass die hier im Approximalbereich wirkenden Kräfte nicht direkt gemessen werden können, da benachbarte Zähne ein physikalisch geschlossenes System bilden. Für eine Untersuchung muss man in dieses System eingreifen, was auf jeden Fall eine Veränderung und damit eine Verschiebung des Gleichgewichts in diesem System bedeutet. Die Ausgangssituation lässt sich nur durch eine Auswertung der beobachteten Veränderungen als Folge der Einwirkungen von außen eruieren.

Grundlage für die Entwicklung der Messapparatur im Rahmen dieser Arbeit war die Überlegung, über eine dosierte und kontrollierte Aufdehnung des Approximalraums den Zahnhalteapparat benachbarter Zähne zu dehnen und gleichzeitig die Kraft zu messen, die dieser Aufdehnung entgegenwirkt. Über die graphische Auftragung der so gewonnenen Wertepaare (Aufdehnung *versus* Kraft) können dann mit Hilfe der Regressions- und Kurvenanalyse die Gesetzmäßigkeiten der Beziehung zwischen den erfassten Parametern untersucht und Aussagen über die horizontalen interdentalen Kräfte und die biomechanischen Eigenschaften des Zahnhalteapparats in mesiodistaler Richtung gewonnen werden.

Das Signifikanzniveau der Ergebnisse ist bei diesem Vorgehen zum einen von der Güte der Kurvenanpassung und zum anderen vom Ausschnitt der Kurve abhängig, indem die gemessenen Wertepaare liegen. Dieser Ausschnitt muss repräsentativ sein, um die Beziehung der erfassten Parameter zueinander zu erkennen, und gleichzeitig so nah wie möglich an den Zustand ohne Einwirkung von außen heranzureichen, damit dieser Bereich mit hoher Signifikanz erschlossen werden kann.

Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Messapparatur erlaubt eine manuell kontrollierte Aufdehnung des Approximalraums und die Erfassung dieses Wertes mit einer Genauigkeit von einem tausendstel Millimeter. Hiermit ist nicht nur die Möglichkeit gegeben, sich bei der Untersuchung bis auf diesen Wert dem Originalzustand zu

Diskussion

nähern, sondern auch ausreichend viele Wertepaare für die Kurvenanalyse zu bestimmen. Im Unterschied zu der von Southard gewählten Methode können bei diesem Vorgehen die horizontalen interdentalen Kräfte nicht nur ohne den Umweg über die interdentalen Reibungskräfte bestimmt werden, sondern es können auch wesentlich mehr Wertepaare für die Auswertung der Kurvenanalyse gewonnen werden. Southard hatte nur 6 Wertepaare entsprechend den 6 verschieden starken Metallstreifen, die er in seiner Untersuchung verwendete, für die Kurvenanalyse zur Verfügung (Southard et al. 1992). Da der dünnste Streifen eine Stärke von drei Mikrometern aufwies, war auch die Annäherung an den Zustand ohne Einwirkung von außen auf diesen Wert begrenzt. Auch hieraus ergibt sich ein Vorteil für die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Messapparatur.

Für die Kraftmessung wurde in der vorliegenden Arbeit ein Miniaturkraftaufnehmer eingesetzt, der softwaremäßig auf eine Genauigkeit von einem Zentinelton eingestellt wurde. Dies entspricht etwa einer Gewichtskraft von einem Gramm, was für einen Einsatz der Apparatur ohne externe Befestigung die Grenze der realisierbaren Auflösung entspricht. Bei der angegebenen Empfindlichkeit des Kraftaufnehmers von ungefähr 10 mV/N sind bei einer Fixierung des Messinstrumentes noch genauere Messungen möglich. Ein Vergleich der Empfindlichkeit der hier entwickelten Methodik mit derjenigen von Southard ist nicht möglich. Southard gibt in seiner Veröffentlichung die horizontalen interdentalen Kräfte zwar mit Genauigkeit von 0,1 Gramm an, da dieser Wert jedoch mathematisch aus der Reibungskraft berechnet wurde und die Sensitivität der Methode nicht angegeben ist, kann hieraus nicht gefolgert werden, dass die tatsächliche Messgenauigkeit ebenfalls in diesem Bereich lag (Southard et al. 1992).

Die Untersuchung der Steifigkeit der entwickelten Messapparatur, die bis zu einer Gesamtbelastung von 10 Newton durchgeführt wurde, ergab einen Wert von 3 $\mu\text{m} / \text{N}$. Dieser Wert ist so gering, dass eine signifikante Beeinflussung der Messergebnisse durch die Messapparatur bei der Untersuchung horizontaler interdentaler Kräfte ausgeschlossen werden kann.

4.2 Prüfung der Messapparatur und erste klinische Untersuchung der horizontalen interdentalen Kräfte bei kieferorthopädischen Patienten

Der Einsatz der Messapparatur zeigte, dass der Messbereich der Einbaumessschraube und des Kraftaufnehmers eine Untersuchung des Zahnhalteapparats über einen ausreichend großen Elastizitätsbereich erlaubt, um hieraus signifikante Aussagen über die horizontalen interdentalen Kräfte zu gewinnen. Gleichzeitig können Veränderungen der biomechanischen Eigenschaften des Zahnhalteapparats in dieser Ebene quantitativ erfasst und beurteilt werden.

Die graphische Auftragung der gewonnenen Wertepaare (Aufdehnung des Approximalraums *versus* entgegenwirkende Kraft) zeigte in allen Fällen eine zweiphasige Kraft-Wirkungs-Beziehung dieser Parameter. Trägt man die Werte für die Aufdehnung des Approximalraums auf der x-Achse und die Werte für die entgegenwirkende Kraft auf der y-Achse auf, erkennt man, dass nach einer initialen Phase mit einem flachen Anstieg die Kurve nach Überschreiten eines Schwellenwertes in einen steileren Verlauf übergeht. Diese Beobachtung ist vereinbar mit den Arbeiten anderer Autoren, die die Zahnbeweglichkeit in bucco-oraler Richtung untersuchten und hierbei ebenfalls einen zweiphasigen Kurvenverlauf beobachteten (Mühlemann 1954 (A) und 1954 (D); Mühlemann und Zander 1954; O'Leary und Rudd 1963; Parfitt 1961; Picton 1969; Tanne et al 1995). Bereits 1954 erkannten Mühlemann und Zander, dass man bei mechanischer Belastung eines Zahnes in bukkolingualer Richtung eine kraftabhängige Auslenkung findet, die man in eine initiale und eine sekundäre Phase einteilen kann (Mühlemann 1954 (A) und 1954 (D); Mühlemann und Zander 1954). Sie zeigten, dass es schon bei geringen Kräften zu einer deutlichen Auslenkung des Zahnes kommt, die dann bei weiterer Steigerung der Belastung zunehmend geringer wird. Mit Hilfe von simultan durchgeführten histologischen Untersuchungen demonstrierte Mühlemann ebenfalls schon 1954, dass die initiale Phase der Zahnbeweglichkeit primär durch die elastische Deformation des desmodontalen Faserapparats und die sekundäre Phase überwiegend durch eine elastische Deformation des gesamten Zahnhalteapparats zustande kommt (Mühlemann 1954 (A); Mühlemann und Zander 1954).

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit konnten zeigen, dass auch die Auslenkung der Zähne in mesiodistaler Richtung durch diesen zweiphasigen Verlauf der Kraft-Dehnungsbeziehung des Zahnhalteapparats gekennzeichnet ist.

Diskussion

Mit Hilfe der Kurven- und Regressionsanalyse konnte nachgewiesen werden, dass die Beziehung der Wertepaare am besten durch eine quadratische Annäherungsfunktion wiedergegeben werden kann. Das Bestimmtheitsmaß (R^2), das als Quotient aus der erklärten Varianz und Gesamtvarianz der Werte die Güte der Kurvenanpassung verdeutlicht, lag hier für alle ausgewerteten Approximalräume im Mittel bei 0,99. Die Standardabweichung betrug 0,007. Aber auch die Kurvenanpassungen an eine lineare und exponentielle Funktion waren noch auf einem hochsignifikanten Niveau möglich (R^2 : $0,95 \pm 0,02$ bzw. $0,90 \pm 0,06$). Die Betrachtung der Kurven und auch die Regressionsanalyse der linearen Anpassungsfunktion bei alleiniger Berücksichtigung der Wertepaare der sekundären Phase zeigen, dass die lineare Funktion ihr hohes Signifikanzniveau überwiegend über eine Anpassung an die dominante zweite Phase der Kurve erreicht, während die initiale Phase weniger gut wiedergegeben werden kann. Umgekehrt ist es bei der exponentiellen Funktion. Hier kann die initiale Phase der Kurve besonders gut durch die gewählte Annäherungsfunktion wiedergegeben werden, während die terminalen Wertepaare einen großen Teil zu den Residuen beitragen.

Ein Vergleich der im Rahmen dieser Arbeit gewonnenen Ergebnisse der Regressions- und Kurvenanalyse mit anderen Studien ist nur eingeschränkt möglich, da Belastungsuntersuchungen des Zahnhalteapparats in mesiodistaler Richtung bislang nicht durchgeführt wurden. Bisherige Untersuchungen konzentrierten sich auch hier auf die Untersuchung der biomechanischen Eigenschaften des Zahnhalteapparats in bucco-oraler Richtung. So untersuchte Parfitt 1961 die Beweglichkeit oberer Schneidezähne bei Belastungen bis 500 Gramm und fand hierbei eine Beziehung zwischen der einwirkenden Kraft und der Beweglichkeit der Zähne, die durch eine exponentielle Funktion wiedergegeben werden konnte (Parfitt 1961). Tanne und Sakuda fanden 1983 bei Untersuchungen an unteren Prämolaren mit einer maximalen Belastung von 250 Gramm eine lineare Beziehung dieser Parameter, die einer reziproken Hyperbelfunktion angenähert werden konnte. Die Kurvenanalysen, die im Rahmen der vorliegenden Arbeit durchgeführt wurden, erlauben eine mögliche Erklärung dieser sich auf den ersten Blick widersprechenden Ergebnisse. Die Auswertung der Regressions- und Kurvenanalysen zeigte, dass zum einen der untersuchte Approximalraum und auch der untersuchte Kurvenausschnitt entscheidend darüber sind, welche Annäherungsfunktion das höchste Signifikanzniveau erreicht. So konnte für alle untersuchten Approximalräume die bestmögliche Anpassung der

Diskussion

Wertepaarkurven an eine quadratische Funktion nachgewiesen werden, die zweitbeste Annäherung war jedoch in acht von zehn Fällen an eine lineare und in zwei von zehn Fällen an eine exponentielle Funktion möglich. In Einzelfällen bestand kein großer Unterschied in der Güte der Anpassung an eine lineare oder eine exponentielle Funktion (siehe Tabelle 3-3), sodass davon ausgegangen werden kann, dass bereits eine kleine Verschiebung des untersuchten Kurvenausschnitts zugunsten der initialen Phase auch zu einer besseren Anpassung an eine exponentielle Funktion geführt hätte. Unterstrichen wird diese Behauptung durch die Regressionsanalysen, die für die Bestimmung der approximalen Kontaktkraft schwerpunktmäßig nur die Wertepaare des initialen Kurvenabschnitts berücksichtigten. Hier konnte fast in allen Fällen eine im Vergleich mit der linearen Funktion bessere Anpassung an eine exponentielle Funktion nachgewiesen werden.

Die maximale Größe der Belastung hat demzufolge selbst bei der Untersuchung eines Zahnes bei ein- und demselben Patienten entscheidende Auswirkungen auf die Anpassung der resultierenden Kurve. So sind die unterschiedlichen Ergebnisse in den Arbeiten von Tanne und Sakuda auf der einen Seite und Parfitt auf der anderen Seite dadurch zu erklären, dass unterschiedliche Zähne mit unterschiedlichen Kräften belastet wurden (Parfitt 1961; Tanne und Sakuda 1983). Die Güte der Anpassung an eine quadratische Funktion wurde in beiden Arbeiten nicht erwähnt, sodass ein Vergleich dieser Anpassungsfunktion nicht möglich ist.

Die im Rahmen dieser Arbeit nachgewiesene hochsignifikante Anpassung der Wertepaarkurven an eine lineare Funktion verdeutlicht, dass der Zahnhalteapparat sich über einen weiten Belastungsbereich annähernd wie ein ideal elastischer Körper verhält. Der Regressionskoeffizient dieser Anpassungsfunktion stellt somit einen geeigneten Parameter dar, der einen direkten intra- und interindividuellen Vergleich dieser Eigenschaft erlaubt. Aufgrund der Tatsache, dass der initiale Kurvenabschnitt wegen des dominanteren linearen Verlaufs der Kurve im sekundären Teil nicht gleichzeitig durch dieselbe lineare Funktion hinreichend wiedergegeben werden kann, die Anzahl der in diesem Abschnitt gewonnenen Wertepaare aber das Ergebnis beeinflusst, wurden für die vergleichende Betrachtung der Regressionskoeffizienten in der vorliegenden Studie lediglich die Wertepaare des sekundären Kurvenabschnitts ausgewertet. Nach Mühlemann repräsentiert dieser Abschnitt der Kurve am deutlichsten das elastische Verhalten des gesamten Zahnhalteapparats. Beobachtete intraindividuelle Unterschiede des Regressionskoeffizienten (siehe

Tabelle 3-6) lassen sich vereinbar mit den Ergebnissen von Mühlemann auf die unterschiedliche Zahnmobilität der Zähne im untersuchten Approximalraum zurückführen (Mühlemann 1951 (A) und 1960). Die ebenfalls in dieser Arbeit nachgewiesenen interindividuellen Unterschiede stehen in Einklang mit den Ergebnissen von Iwasaki, der bis zu dreifache Unterschiede im Ausmaß der Zahnbewegung bei Applikation gleicher Kräfte auf gleiche Zähne aufzeigen konnte. Verantwortlich hierfür sind die zahlreichen Faktoren, die die biomechanischen Eigenschaften des Zahnhalteapparats beeinflussen und die Reaktion auf die einwirkende Kraft bestimmen. Nachgewiesen wurde der Einfluss der Wurzellänge und Alveolarknochenhöhe (Tanne et al. 1991), des Alters und des Geschlechts (Bridges et al. 1988; Mühlemann 1951 (A)), des Knochenumsatzes (Verna et al. 2000), des Hormonhaushalts (Mühlemann 1951 (A)), des Ortes der einwirkenden Kraft (Pedersen et al. 1991), der Kaukräfte (Herzog 1957; Mühlemann 1954 (B); Mühlemann und Fehr 1956; Mühlemann et al. 1956) sowie der Einfluss von Parafunktionen (Mühlemann und Hirt 1955) und entzündlicher Erkrankungen des Zahnhalteapparats (Fehr und Mühlemann 1956). Auch besteht eine zirkadiane Abhängigkeit mit maximalen Mobilitätswerten morgens nach dem Aufwachen und minimalen Werten am Abend (Himmel 1957; Himmel et al. 1957).

Diese interindividuellen Unterschiede der belastungsabhängigen Reaktion des Zahnhalteapparats sind zum großen Teil verantwortlich dafür, dass es im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie mitunter schwierig ist, die optimale Kraft für eine gewünschte Zahnbewegung anzugeben.

Zukünftige Studien müssen zeigen, inwieweit die Untersuchung der horizontalen interdentalen Kräfte und der biomechanischen Eigenschaften des Zahnhalteapparats mit Hilfe der entwickelten Messapparatur eingesetzt werden können, die Kraftapplikation in der kieferorthopädischen Therapie zu optimieren.

4.3 Bestimmung der approximalen Kontaktkraft

Mit Hilfe der Regressions- und Kurvenanalyse können über eine Extrapolation Aussagen über die im Approximalbereich wirkenden Kräfte ohne Einwirkung von außen gemacht werden. Repräsentiert der Punkt Null auf der x-Achse den Beginn der Auf-

dehnung des Approximalraums, entspricht der berechnete Ordinatenabschnitt der Regressionsgleichung der angenommenen Approximalkraft.

Unmittelbar nach Eingliederung einer Multibandapparatur wurden im Rahmen dieser Studie im Seitenzahnggebiet Kräfte von durchschnittlich 37 cN ermittelt. Dieser Wert ist identisch mit dem Ergebnis von Southard und seinen Mitarbeitern, die die approximale Kontaktkraft im Approximalraum 2. Prämolare – 1. Molar im Unterkiefer untersuchten, und ist vereinbar mit einer komprimierten Anordnung benachbarter Zähne (Southard 1992). Nachdem Lear et al. und auch Weinstein nachweisen konnten, dass bereits Kräfte, die deutlich kleiner sind als die hier ermittelten Werte, in der Lage sind, Zahnbewegungen einzuleiten und aufrechtzuerhalten, unterstützen die Ergebnisse dieser Arbeit auch die Hypothese von Southard, dass horizontale interdentalen Kräfte für die Mesialdrift der Zähne sowie für den sekundären und tertiären Zahnengstand verantwortlich sein können (Lear und De Cou 1972; Lear et al. 1972; Weinstein 1967; Southard et al. 1992).

In Übereinstimmung mit den Ergebnissen von Southard konnten auch in dieser Arbeit große interindividuelle Unterschiede und, ergänzend zu seinen Untersuchungen, in denen nur ein Approximalraum untersucht wurde, auch intraindividuell große Unterschiede in Abhängigkeit von dem untersuchten Approximalraum aufgezeigt werden. So lagen die Approximalkräfte des Patienten D.W. zwischen 0 und 60 cN.

4.4 Veränderung der horizontalen interdentalen Kräfte durch die kieferorthopädische Therapie

Ziel biomechanischer Untersuchungen des Zahnhalteapparats in der Kieferorthopädie ist es, hier ein zusätzliches Kriterium für die Optimierung der eingesetzten Kräfte zu finden. Voraussetzung hierfür ist die Kenntnis des Zusammenhangs zwischen den morphologischen Veränderungen im Zahnhalteapparat, die durch die kieferorthopädischen Kräfte eingeleitet werden, und den nachweisbaren biomechanischen Veränderungen in diesem Bereich. Von der Vielzahl der bekannten Faktoren, die die Kräfte für eine erforderliche Zahnbewegung beeinflussen, können in der kieferorthopädischen Praxis nur wenige genau bestimmt und damit bei der Therapieplanung berücksichtigt werden. In erster Linie sind dies die Art der ge-

Diskussion

wünschten Zahnbewegung, die Art der zu bewegenden Zähne, die Form, Größe und Lage der Wurzel sowie das Alter und Geschlecht des Patienten.

Nachuntersuchungen konnten zeigen, dass diese Parameter im Einzelfall nicht ausreichen und Komplikationen durch eine Überdosierung der eingesetzten Kräfte in bis zu 73 Prozent der Fälle nachgewiesen werden konnten (Hirschfelder 1990).

Die Ergebnisse der klinischen Untersuchung demonstrieren, dass mit Hilfe der entwickelten Messapparatur bereits in den ersten beiden Wochen der kieferorthopädischen Therapie Veränderungen der horizontalen interdentalen Kräfte und der biomechanischen Eigenschaften des Zahnhalteapparats in dieser Ebene nachgewiesen werden können. Deutlich werden diese Veränderungen nicht nur bei überlagerter Darstellung der entsprechenden Wertepaarkurven, sondern auch der Regressionskoeffizient der linearen Anpassungsfunktion stellt hier einen idealen und einfach zu bestimmenden Parameter dar, diese Unterschiede quantitativ zu erfassen. Im Rahmen dieser Studie konnte für alle untersuchten Approximalräume im Seitenzahnbereich eine Abnahme des Regressionskoeffizienten in den ersten Wochen der kieferorthopädischen Therapie nachgewiesen werden (siehe Tabelle 3-19), was vereinbar mit einer Reduktion der elastischen Verformbarkeit der beteiligten Zahnhalteapparate ist.

Diese Ergebnisse stehen in Einklang mit den Arbeiten von Mühlemann, Nakago und Tanne, die die Veränderung der Zahnbeweglichkeit in bukkooraler Richtung im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie untersuchten und hierbei ein Zunahme der Beweglichkeit beobachteten (Mühlemann 1951 (B); Nakago et al. 1994; Tanne et al. 1995). Die Abnahme der elastischen Verformbarkeit bzw. die Zunahme der Zahnbeweglichkeit in den ersten Wochen der kieferorthopädischen Therapie sind vereinbar mit den umfangreichen Umbauprozessen im Bereich des Zahnhalteapparats. Besonders betroffen hiervon sind der Faserapparat und der Alveolarknochen, wo es zu zahlreichen quantitativen und qualitativen Veränderungen kommt (Frost 1969; Jaworski 1976; Martinez und Johnson 1987; Meunier 1977; Rygh 1976; Steigman et al. 1991; Tenshin et al. 1995).

Dennoch konnte im Rahmen der vorliegenden Studie in Einzelfällen auch eine Zunahme des Regressionskoeffizienten in den ersten Wochen der kieferorthopädischen Therapie beobachtet werden. Betroffen waren alle untersuchten Approximalbereiche der Unterkieferfront.

Diskussion

Eine Interpretation dieses Ergebnisses ist aufgrund der Tatsache schwierig, dass bisher keine simultanen histologischen Untersuchungen durchgeführt wurden oder Langzeitstudien ausgewertet werden konnten. Eine Ankylose der Zahnwurzel scheidet als Ursache aus, da zum einen in diesen Fällen eher mit noch deutlich höheren Regressionskoeffizienten zu rechnen gewesen wäre und zum anderen der Zeitraum von zwei Wochen für die Ausbildung dieses Befundes nicht ausreicht. Ätiologisch nicht ausgeschlossen werden kann jedoch eine indirekte Knochenresorption mit der damit verbundenen Hyalinisierung und Nekrose im Zahnhalteapparat. Für diese Theorie spricht ebenfalls die Tatsache, dass besonders die Frontzähne häufig von dieser Komplikation betroffen sind. Letztlich kann aber auch eine Stabilisierung der approximalen Kontaktsituation zu den Nachbarzähnen zu einer Erhöhung der elastischen Verformbarkeit beitragen. Für die eindeutige Interpretation beobachteter biomechanischer Veränderungen im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie werden in Zukunft weitere Untersuchungen notwendig sein.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen auch, dass es im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie zu Veränderungen der approximalen Kontaktkräfte kommt. Bis auf eine Ausnahme, wo keine signifikante Veränderung festgestellt werden konnte (Approximalraum 24-25 des Patienten M.R.), wurde in allen anderen Fällen eine Abnahme der hier wirkenden Kräfte in den ersten Wochen nach Beginn der Therapie nachgewiesen. Der Mittelwert der Kontaktkräfte verringerte sich von 37 cN auf 17 cN. Da die Streuung der Werte in jeder Gruppe verhältnismäßig groß war, konnte ein entsprechendes Signifikanzniveau für die gesamte Gruppe nicht erreicht werden. Die nachgewiesene Reduktion der approximalen Kontaktkräfte in drei von vier Fällen kann ebenfalls mit den oben beschriebenen Umbauprozessen im Bereich des Faserapparats erklärt werden.

Studien, die die hier wirkenden Kräfte zu Beginn der kieferorthopädischen Therapie mit den entsprechenden Werten am Ende der Retentionsphase vergleichen, werden zeigen müssen, ob die Hypothese von Southard richtig ist, der davon ausgeht, dass es als Folge der Zahnbewegungen langfristig zu einer Zunahme approximaler Kontaktkräfte im Zahnbogen kommt, die dann wiederum noch Jahre nach der kieferorthopädischen Therapie zu einem Zahnengstand in der Front führen können (Southard et al. 1992). Die histologischen Untersuchungen von Edwards und Redlich, die herausfanden, dass transseptale Fasern auch nach fünfmonatiger Retentionsphase immer noch gespannt und keine Anpassung der Orientierung auf-

weisen bzw. dass auch langfristig nicht die Strukturierung und Ausrichtung im Faserapparat erreicht wird, wie sie vor der Zahnbewegung vorlagen, unterstützen diese Hypothese (Edwards 1968; Redlich et al. 1999). Doch konnte der Beweis, dass es als Folge der morphologischen Veränderungen tatsächlich auch zu einer Beeinflussung der approximalen Kontaktkräfte kommt, aufgrund einer fehlenden geeigneten Messapparatur bisher nicht erbracht werden.

Die im Rahmen der vorliegenden Arbeit entwickelte Messapparatur kann für die hier notwendigen Untersuchungen eingesetzt werden, da Veränderungen der horizontalen interdentalen Kräfte im Zahnhalteapparat kieferorthopädischer Patienten quantitativ erfasst werden können.

4.5 Fehlerdiskussion

Ein kritischer Punkt beim klinischen Einsatz der Messapparatur war die Schwierigkeit, das Instrument bei der manuellen Untersuchung ausreichend zu stabilisieren. Kleinste Bewegungen des Untersuchers oder des Patienten mit der Kraft von wenigen Zentinelton beeinträchtigen hier besonders die Ergebnisse der Initialphase der Aufdehnung des Approximalraums. So zeigen die Auswertungen für diesen Bereich eine größere Streuung der gemessenen Kraftwerte und die Kurvenanpassungen ein geringeres Bestimmtheitsmaß als die entsprechenden Kurvenabschnitte der sekundären Phase. Hinzu kommt, dass die Messapparatur bei größeren Kräften, bedingt durch die Klemmwirkung zwischen den Brackets, etwas leichter zu fixieren ist. Als nachteilig für die Stabilität bei der Messung erwies sich auch die Verwendung einer Schutzfolie zur Gewährleistung hygienischer Untersuchungsbedingungen. In Kontakt mit dem Speichel des Patienten erschwerte sie die rutschfeste exakte Platzierung der Messarme am Bracket. Weil die Schutzfolie etwas größer gestaltet werden musste als die Messarme des Instruments, um eine Beeinflussung der Messergebnisse durch die Folie selbst auszuschließen, beeinträchtigte sie zusätzlich die Sicht auf den untersuchten Approximalraum.

Durch eine Befestigung der Apparatur an einem schwenkbaren Arm und durch den zusätzlichen Einsatz einer Kopfstütze für den Patienten sowie der Verwendung einer Wischdesinfektion für die Messarme bestehen hier zusätzliche Möglichkeiten, die Präzision der Ergebnisse zu verbessern.

Diskussion

In diesem Zusammenhang muss als weitere Einschränkung der verwendeten Methodik auch die manuelle Aufdehnung des Approximalbereichs über die Einbaumessschraube erwähnt werden. Sie erschwert ebenfalls die Fixierung der Messapparatur und erlaubt nur eine eingeschränkte Kontrolle über die Geschwindigkeit der Aufdehnung des Approximalraums. Problematisch ist die Geschwindigkeit, weil zum einen eine ungleichmäßige Aufdehnung aufgrund von Trägheitskräften zu einer größeren Streuung der gemessenen Kraftwerte führen und zum anderen auch eine Beeinflussung der Kurvencharakteristik durch eine unterschiedliche Geschwindigkeit nicht auszuschließen ist. Untersuchungen konnten nachweisen, dass es neben der kraftabhängigen Reaktion des Zahnhalteapparats auch eine zeitabhängige Reaktion des Parodontiums auf einwirkende Kräfte gibt (Bien 1965; Driel et al. 2000; Moxham und Berkovitz 1976; Pedersen et al. 1991; Picton und Wills 1978; Ross et al. 1976; Wills et al. 1972). Auf eine initiale Phase mit einer schnellen Auslenkung des Zahnes als Antwort auf die Kraft folgt auch hier eine sekundäre Phase, die durch eine langsamere weitere dynamische Reaktion des Zahnhalteapparats gekennzeichnet ist. Für die entwickelte Messapparatur bedeutet dies, dass man durch ein schnelleres Aufdehnen der untersuchten Approximalräume einen steileren Kurvenverlauf im Kraft-Wirkungs-Diagramm erwarten kann als bei langsamerer Aufdehnung. In der vorliegenden Arbeit konnte der hierdurch bedingte Fehler insoweit eingegrenzt werden, dass alle Untersuchungen immer nur von einem Untersucher durchgeführt wurden und stets versucht wurde, mit bestmöglicher Präzision die Geschwindigkeit bei der Aufdehnung konstant zu halten. Wie groß der Messfehler durch das zeitabhängige Verhalten des Zahnhalteapparats ist, wenn verschiedene Untersucher den gleichen Approximalraum untersuchen, ist durch weitere Untersuchungen zu klären. Sollte sich herausstellen, dass es hierbei zu gravierenden Unterschieden in den Messergebnissen kommt, kann man durch eine Modifikation der Messapparatur diesen Fehler leicht ausschließen. Ersetzt man die Einbaumessschraube durch einen linearen Mikropositionierer wie z. B. dem DC-Mike Actuator M-227 der Firma Physik Instrumente® ist eine computergestützte Aufdehnung des Approximalraums mit exakter Vorgabe der Geschwindigkeit und gleichzeitig eine Positionierung im Nanometerbereich möglich. Eine gleichbleibende Geschwindigkeit der Aufdehnung würde auch eine gleichmäßige Verteilung der Messwerte über den gesamten untersuchten Elastizitätsbereich der Zahnhalteapparate gewährleisten. Dies wiederum hätte Vorteile für die Bestimmung des linearen Regressionskoeffizienten der Wertepaar-

Diskussion

kurven, der einen einfachen quantitativen Vergleich horizontaler interdentaler Kräfte und biomechanischer Eigenschaften des Zahnhalteapparats in der gleichen Ebene erlaubt. Kann bei jeder Untersuchung eine identische und gleichmäßige Verteilung der Wertepaare auf der x-Achse vorausgesetzt werden, kann direkt der lineare Regressionskoeffizient der Anpassungsfunktion an alle Wertepaare für die vergleichende Betrachtung eingesetzt werden. Die Ermittlung des Regressionskoeffizienten der sekundären Phase ist nicht notwendig, da eine Beeinflussung des Messergebnisses allein durch eine unterschiedliche Anzahl erfasster Wertepaare in der initialen Phase nicht gegeben ist.

Von Vorteil wäre ein computergesteuerter Mikropositionierer auch für die Bestimmung des Punktes der Kurve, der den Beginn der Aufdehnung des Approximalraums kennzeichnet, weil hier eine bessere Annäherung der Wertepaarkurve an diesen Punkt möglich wäre. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit ist es mit Hilfe der Einbaumessschraube in der Mehrzahl der Fälle gelungen, die ersten Messwerte der Aufdehnungskurve ein bis zwei Mikrometer nach Beginn der Aufdehnung zu gewinnen. Die Ergebnisse der Kurvenanpassung an die Wertepaare der initialen Phase der Aufdehnung zeigen, dass dieser Wert grundsätzlich ausreicht, da das Ergebnis der Extrapolation bei manueller Fixierung der Messapparatur mehr von der Streuung der Kraftwerte als von diesem Wert beeinflusst wird.

Ein weiterer Kritikpunkt an der in dieser Arbeit gewählten Methode ist die Tatsache, dass die Aufdehnung des Approximalraums über einen exzentrischen Kraftansatz außerhalb der Längsachse der Zähne erfolgte. Der Ansatz der Kraftarme an Brackets führt dazu, dass es bei der Aufdehnung des Approximalraums nicht nur zu einer linearen Bewegung der Zähne in mesiodistaler Richtung, sondern auch zu einem Drehmoment kommt. Der Betrag des Drehmoments ist hierbei von einer Vielzahl von Faktoren wie der Art der untersuchten Zähne, der Wurzelkonfiguration, vom senkrechten Abstand der Kraft zur Wirkungslinie, der approximalen Situation der Zähne und weiteren Faktoren abhängig. Der jeweilige Anteil an der Gesamtbewegung des Zahnes ist aus diesem Grund von Approximalraum zu Approximalraum und von Patient zu Patient unterschiedlich. Angesichts der Tatsache, dass im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie nicht der interindividuelle Vergleich und auch nicht der Vergleich der Messergebnisse aus unterschiedlichen Approximalräumen im Mittelpunkt steht, sondern primär Veränderungen der hier wirkenden Kräfte in ein und demselben Approximalraum über einen zeitlichen Verlauf nachzuweisen sind, kann

der Fehler durch die zusätzliche Rotation der Zähne bei der Aufdehnung vernachlässigt werden, weil erwartet werden kann, dass das Verhältnis beider Bewegungen bei Kontrolluntersuchungen in einem gewissen Rahmen konstant bleibt.

Soll eine Beeinflussung der Messergebnisse durch diese zusätzliche Bewegung der Zähne grundsätzlich ausgeschlossen werden, kann dies durch eine Abwandlung der Messmethodik geschehen. So könnte man zum Beispiel den Approximalraum durch Einsetzen von Matrizen bekannter Stärke ohne eine rotatorische Komponente aufdehnen, um dann mit der Messapparatur entweder durch Herausziehen der Matrize die dann zusätzlich freiwerdende horizontale Kraft zu bestimmen, oder man ermittelt die Position der Aufdehnungskurve, bei der die Matrize nicht mehr von den Nachbarzähnen gehalten wird. Da in beiden Fällen mehrere Messungen mit verschiedenen Matrizen unterschiedlicher Stärke durchzuführen wären, um dann ebenfalls mittels Kurvenanalyse die Approximalkraft zu berechnen, bedeutet dieses Vorgehen allerdings einen deutlichen Mehraufwand für die Untersuchung. Da die Einflussgrößen hierbei ebenfalls zunehmen, ist eine ausreichende Präzision wahrscheinlich nur unter idealen Versuchsbedingungen zu erwarten.

Eine Weiterentwicklung der Messapparatur sieht vor, über eine Modifikation der Messarme einen direkten Ansatz der Apparatur im Approximalbereich der Seitenzähne zu ermöglichen. Hierdurch wird nicht nur ein Drehmoment vermieden, sondern gleichzeitig ein Einsatz der Messapparatur bei Patienten möglich, die keine fest-sitzende kieferorthopädische Apparatur tragen.

Ein zusätzlicher Kritikpunkt der Messmethodik ist auch die Tatsache, dass eine Veränderung der elastischen Verformbarkeit des Zahnhalteapparats eventuell nicht nur auf Umbauprozesse in diesem Bereich, sondern auch auf eine veränderte proximale Kontaktsituation außerhalb des untersuchten Approximalraums zurückgeführt werden kann. Ebenso ist es möglich, dass die höheren gemessenen Kontaktkräfte zu Beginn der kieferorthopädischen Therapie allein auf die Tatsache zurückzuführen sind, dass unmittelbar zuvor Bänder im Bereich der Molaren eingegliedert wurden. Denn obgleich die betroffenen Zähne vor dem Einzementieren der Bänder mit Gummiringen separiert wurden, um genügend Platz zu schaffen, kann nicht mit Sicherheit gesagt werden, dass dies in allen Fällen ausreichend gelungen ist. Diese Darstellungen zeigen, dass eine sinnvolle Interpretation der Messwerte immer nur unter Berücksichtigung des klinischen Befunds möglich ist. Messwiederholungen vielleicht sogar in kürzeren zeitlichen Abständen können dazu beitragen,

beobachtete Veränderungen der im Approximalbereich wirkenden Kräfte einzuordnen.

Da in Untersuchungen auch eine zirkadiane Abhängigkeit der Zahnbeweglichkeit mit maximalen Mobilitätswerten morgens nach dem Aufwachen und minimalen Werten am Abend sowie für die Approximalkraft eine Abhängigkeit dieses Wertes von der Kauaktivität vor der Untersuchung nachgewiesen werden konnte, ist eine Beeinflussung der Messergebnisse durch diese Faktoren ebenfalls nicht auszuschließen (Himmel 1957; Himmel et al. 1957, Southard et al. 1992).

4.6 Schlussfolgerung und Ausblick

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde eine Messapparatur entwickelt und getestet, die eine Untersuchung der horizontalen interdentalen Kräfte und der biomechanischen Eigenschaften des Zahnhalteapparats im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie ermöglicht. Veränderungen in diesem Bereich können im Verlauf quantitativ erfasst und ausgewertet werden.

Die Messmethode ist einfach in der Handhabung und kann ohne großen Aufwand auch in der klinischen Praxis angewendet werden. Sie ermöglicht eine mikrometergenaue Aufdehnung des Approximalraums und die Messung der dieser Aufdehnung entgegenwirkenden Kraft mit einer Genauigkeit von einem Zentinelton.

Im Rahmen einer ersten klinischen Studie konnte zu Beginn der kieferorthopädischen Therapie approximale Kontaktkräfte im Seitenzahnbereich von durchschnittlich 37 cN nachgewiesen werden. Die Ergebnisse zeigen in Übereinstimmung mit den Ergebnissen von Southard und seinen Mitarbeitern, dass im Approximalbereich horizontale Kräfte wirken können, die vereinbar mit einer komprimierten Anordnung der benachbarten Zähne sind. Sie sind inter- und intraindividuell unterschiedlich stark und können in einzelnen Approximalbereichen auch völlig fehlen. Die Größe der in diesem Bereich wirkenden Kräfte ist kieferorthopädisch ausreichend, um Zahnbewegungen einzuleiten und aufrecht zu erhalten. So unterstützen die Ergebnisse dieser Arbeit die Hypothese von Southard, dass horizontale interdentalen Kräfte für die Mesialdrift der Zähne sowie für den sekundären bzw. tertiären Zahnengstand in der Front verantwortlich sind.

Diskussion

Die graphische Auftragung der Aufdehnung des Approximalraums auf der x-Achse gegen die dieser Aufdehnung entgegenwirkenden Kraft auf der y-Achse zeigte eine zweiphasige Beziehung dieser Parameter, wobei die initiale Phase durch einen flachen Anstieg der Kurve und die sekundäre Phase durch einen steileren Verlauf gekennzeichnet waren. Diese Beobachtung steht in Kongruenz mit den Ergebnissen anderer Arbeitsgruppen, die die Zahnbeweglichkeit in bucco-oraler Richtung untersuchten (Mühlemann 1954 (A) und 1954 (D); Mühlemann und Zander 1954, Parfitt 1961, O'Leary und Rudd 1963; Picton 1969; Tanne et al 1995). In Einklang mit den dort gefundenen Ergebnissen wurden in dieser Arbeit ebenfalls große intra- und interindividuelle Unterschiede der biomechanischen Eigenschaften beobachtet. Die Kurven- und Regressionsanalyse zeigte für die gesamte Wertepaarkurve das höchste Signifikanzniveau für die Anpassung an eine quadratische Funktion. Geringfügig schlechter, aber ebenfalls noch hochsignifikant war eine Annäherung an eine lineare und eine exponentielle Funktion möglich. Die Betrachtung der ermittelten Wertepaarkurven zeigte, dass die exponentielle Funktion eine gute Anpassung an den initialen Kurvenabschnitt erlaubt, während die lineare Funktion eher dem sekundären Kurvenabschnitt gerecht wird.

Der Regressionskoeffizient der linearen Anpassungsfunktion an die Wertepaare des sekundären Kurvenabschnitts kann aufgrund der gewählten Auftragung ähnlich dem Elastizitätsmodul betrachtet werden und stellt einen zusätzlichen Parameter dar, Veränderungen im Bereich der horizontalen interdentalen Kräfte sowie auch Veränderungen der biomechanischen Eigenschaften des Zahnhalteapparats quantitativ zu beurteilen. Die Ergebnisse der klinischen Studie zeigten, dass es in den ersten Wochen der kieferorthopädischen Therapie in der Mehrzahl der Fälle zu einer Reduktion der elastischen Verformbarkeit kommt. Diese wurde für alle untersuchten Approximalbereiche im Seitenzahnbereich nachgewiesen und ist vereinbar mit den durch die Zahnbewegung eingeleiteten Umbauprozessen im Parodontium. Aber auch eine Zunahme der elastischen Verformbarkeit konnte bei zwei Patienten im Bereich der Unterkieferfront beobachtet werden. Mögliche Erklärung für diesen Befund mag eine kieferorthopädisch ungünstige indirekte Knochenresorption und die damit verbundene Hyalinisierung im Bereich der betroffenen Gewebe sein. Verlaufsbeobachtungen über den gesamten Zeitraum der kieferorthopädischen Therapie und eventuell auch Studien mit simultanen histologischen Untersuchungen müssen zeigen, inwieweit eine Auswertung dieser nachweisbaren biomechanischen Ver-

Diskussion

änderungen im Zahnhalteapparat eingesetzt werden kann, die kieferorthopädisch eingesetzten Kräfte individueller festzulegen und damit die Therapie weiter zu optimieren.

Die Ergebnisse dieser Arbeit sollen ebenso ermutigen, die entwickelte Messapparatur für weitere Untersuchungen der horizontalen interdentalen Kräfte einzusetzen. Im Mittelpunkt steht hierbei die Frage, in welchem Maße Veränderungen der horizontalen interdentalen Kräfte durch die kieferorthopädische Therapie tatsächlich für Rezidive nach Abschluss der Therapie verantwortlich sind. Auch der Einfluss der Weisheitszähne, der mesialen Kraftkomponente beim Kauen und der Einfluss einer Extraktionstherapie auf die horizontalen interdentalen Kräfte können nunmehr abschließend untersucht werden.

5 Zusammenfassung

Horizontale interdentale Kräfte stehen im Verdacht, für den nicht primären Frontengstand sowie für Rezidive nach kieferorthopädischer Therapie verantwortlich zu sein. Eine Methode, mit der die hier wirkenden Kräfte in einem einfachen Verfahren gemessen werden können, lag jedoch bisher nicht vor.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde eine Messapparatur entwickelt und getestet, die eine Bestimmung dieser Kräfte bei kieferorthopädischen Patienten ermöglicht. Hauptkomponenten der Messapparatur waren eine Einbaumessschraube vom Typ 164-171 der Firma „Mitutoyo®“ sowie ein Miniaturkraftaufnehmer vom Typ XFTC-101-M5 der Firma „GS Sensors®“. Über zwei Kraftarme, die an benachbarten kieferorthopädischen Attachments ansetzen, erlaubte die Einbaumessschraube eine kontinuierliche mikrometergenaue Aufdehnung des Approximalbereichs der Zähne, während gleichzeitig die Kraft, die dieser Aufdehnung entgegenwirkt, mit dem Miniaturkraftaufnehmer mit einer Genauigkeit von einem Zentinelton gemessen wurde.

Die Wertepaarkurven (Aufdehnung versus Kraft) wurden nach graphischer Auftragung mit Hilfe der Regressions- und Kurvenanalyse ausgewertet und über die errechneten Koeffizienten der Regressionsgleichung Aussagen über die im Approximalbereich wirkenden Kräfte gewonnen.

Zur Prüfung der Messapparatur auf ihre Eignung im klinischen Einsatz wurden bei fünf Patienten an zehn zufällig ausgewählten Approximalräumen die interdentalen Kräfte und biomechanischen Veränderungen in diesem Bereich in den ersten beiden Wochen der kieferorthopädischen Therapie untersucht.

Die graphische Auftragung der Werte für die Aufdehnung des Approximalraums auf der x-Achse und der Werte der entgegenwirkenden Kraft auf der y-Achse zeigte eine zweiphasige Beziehung dieser Parameter. Nach einer initialen Phase mit einem relativ flachen Anstieg der Kurve folgte eine sekundäre Phase mit einer größeren Steigung. In der Kurvenanalyse konnte für alle untersuchten Wertepaarkurven das höchste Signifikanzniveau für die Anpassung an eine quadratische Funktion nachgewiesen werden (Bestimmtheitsmaß: $0,99 \pm 0,007$, $p < 0,001$). Geringfügig schlechter aber ebenfalls noch hochsignifikant war eine Annäherung an eine lineare und eine exponentielle Funktion möglich (Bestimmtheitsmaß: $0,95 \pm 0,02$, $p < 0,001$ bzw. $0,90 \pm 0,07$, $p < 0,001$).

Zusammenfassung

Die Untersuchung der approximalen Kontaktkräfte im Seitenzahnbereich zeigte neben großen inter- und intraindividuellen Unterschieden eine Abnahme der hier wirkenden Kräfte von durchschnittlich $37 \pm 16,8$ cN auf 17 ± 4 cN in den ersten beiden Wochen der kieferorthopädischen Therapie. Gleichzeitig verringerte sich auch die Steigung der Kraft / Weg - Kurven der hier betroffenen Zahnhalteapparate signifikant. Dieser Befund steht in Einklang mit den bekannten Umbauprozessen als Folge der kieferorthopädischen Zahnbewegung. In der Unterkieferfront, wo es im Rahmen der Therapie häufiger zu einer ungünstigen indirekten Resorption mit einer Hyalinisierung der betroffenen Gewebe kommt, wurde bei zwei Patienten eine Zunahme der Steigung in den Kraft / Weg - Kurven beobachtet. Weitere Untersuchungen werden hier notwendig sein, um zu klären, inwieweit die nachweisbaren biomechanischen Veränderungen im Zahnhalteapparat eine Interpretation hinsichtlich morphologischer Veränderungen erlauben.

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass die entwickelte Messapparatur in der Lage ist, die approximalen Kontaktkräfte zu bestimmen und Veränderungen der horizontalen interdentalen Kräfte als auch Veränderungen der biomechanischen Eigenschaften des Zahnhalteapparats als Folge der kieferorthopädischen Therapie quantitativ zu erfassen. Für zukünftige Studien steht somit eine Messapparatur zur Verfügung, die eingesetzt werden kann, den Einfluss der im Approximalbereich wirkenden Kräfte auf die kieferorthopädische Therapie weiter zu erforschen. Die Messmethode ist einfach in der Handhabung und kann ohne großen Aufwand auch in der klinischen Praxis angewendet werden.

Anhang

6 Anhang

Anhang

Patientenkollektiv

Patient	allgemeine Anamnese	Angle Klasse	Oberkiefer	Unterkiefer
D.W.		II 1	lückige protrudierte in Infraposition stehende Front (dental offener Biss); Mesialaufwanderung der Seitenzahnreihen; alveoläre Mittellinienverschiebung nach links; mesialer Drehstand ,11, 13, 14, 15, 16, 26; distaler Drehstand: 22	lückige und leicht protrudierte Front
F.E.	Diabetes mellitus Typ I	II 1	lückige Front ; 26 aufgewandert; mesialer Drehstand: 16, 26 distaler Drehstand: 12, 22, 14, 14	ant. Zahnbogenenge mit frontalem Engstand; labialer Kippstand in der Front; Supraposition 33, 32, 31, 41, 42, 43; distaler Drehstand 44, 45
K.M.	Z.n. Frontzahntrauma mit Totalluxation und Reimplantation 11 (März 95)	II 1	Infraposition u. Außenstand 11 mit Ankylose; engstehende Front; geringe Frontprotrusion, ant. u. post. schmaler Zahnbogen; Frontmittenverschiebung nach rechts; Supraposition 12; Aufwanderung der Seitenzahnreihen (re > li) mit deutlicher Platzeinengung für 11; mesialer Drehstand 16, 26;	geringe Lücken in der Front; anterior leicht schmaler Zahnbogen; mesialer Drehstand 34
M.R.	Z.n. Frontzahntrauma 21 / 11 mit Luxation 11	II 1	Engstand und labialer Kippstand in der Front; Mittellinienverschiebung nach rechts; anteriore und posteriore Zahnbogenenge; mesialer Drehstand 26; bukkaler Kippstand 16, 26; Palatinalstand 12, 22	leichter Frontlückenstand; Supraposition der Front; Mittellinienverschiebung nach links (1mm); anteriore Zahnbogenenge; mesialer Drehstand 31, 34, 34, 41; distaler Drehstand 45;
D.G.	Z.n. Schmelzdentinfraktur 21	I	Labialer Kippstand der Front; Lücke distal 11; transversale Zahnbogenenge; VM-Krone 21,	Steilstand der Front; Lingualer Kipp- und distaler Drehstand von 33 u. 43; mesialer Drehstand von 36 u. 46; ausgeprägte Spee-Kurve mit Supraposition der Front; alveoläre Mittellinienverschiebung in der Front nach links

Anhang

Patient	Okklusion	Habits	FRS	Vorbehandlung	festsetzende Apparatur
D.W.	frontal offener Biss von 5 mm; sagittale Stufe von 6 mm; Kreuzbisstendenz 16, 15, 14;	Daumenlutschen bis zum 6. Lebensjahr	o.B.	FKO; Spikes	08.01.02: Bd: 36, 46 (Gr. 19); Br: 11, 12, 13, 14, 15, 21, 22, 23, 24, 25, 31, 32, 33, 34, 35, 41, 42, 43, 44, 45; Bogen: Sentalloy (14)
F.E.	leicht vergrößerte Frontzahnstufe (4 mm); Tendenz zum tiefen Biss	viszerales Schluckmuster; Sigmatismus	SNB: 73,1: mandibuläre Retrognathie; distal-basale Diskrepanz	Logopädie	10.01.02 Bd: 16, 26d; Br: 11, 12, 13, 14, 15, 21, 22, 23, 24, 25; Bogen: Sentalloy (14)
K.M.	vergrößerte sagittale Frontzahnstufe; nur knapper vertikaler Überbiss; an 11 offener Biss; Kreuzbiss an 65 u. 26;	Daumenlutschen bis 8. Lebensjahr	SNA: 77,5: Tendenz zur maxilläre Retrognathie		14.01.02: Bd: 36, 46; Br: 31, 32, 33, 34, 35, 41, 42, 43, 44, 45; Bogen: Sentalloy (14)
M.R.	große sagittale Frontzahnstufe; Mittellinienabweichung nach links; Tendenz zum offenen Biss		o.B.		24.01.02: Bd: 16, 26, 36, 46; Br: 13, 14, 15, 23, 24, 25, 31, 32, 33, 34, 35, 41, 42, 43, 44, 45; Bogen: Sentalloy (16)
D.G.	Tiefbiss mit vergrößerter vertikaler Frontzahnstufe von 4 mm; vergrößerte sagittale Frontzahnstufe von 5 mm;		o.B.		23.01.02: Bd: 36, 46; Br: 31, 32, 41, 42; Bogen: Sentalloy (16)

Anhang

Ergebnisse der Regressions- und Kurvenanalysen

Patient	Approximalraum	Untersuchung	Auswahl	Funktion	Bestimmtheitsmaß	Signifikanz der Anpassung	Ordinatenabschnitt	Standardabweichung d. Ordinatenabschnitts	Signifikanz des Ordinatenabschnitts	Regressionskoeffizient	Untergrenze	Obergrenze	Signifikanz des Regressionskoeffizienten	Standardabweichung d. Kraft vor d. Aufdehnung	
D.W.	11-21	Voruntersuchung	alle	linear	0,95	0	-134	8,4	0	2,4			0	4,4	
				quadratisch	0,99	0	-18	7	0,013						
				exponent	0,8	0	15	1,6	0						
			10	linear	0,94	0	0,8	0,3	0,03						
				quadratisch	0,94	0,0001	0,9	0,4	0,07						
				exponent	0,89	0	1,2	0,2	0,0001						
			20	linear	0,74	0	-2,2	2,4	0,37						
				quadratisch	0,82	0	2,4	2,6	0,38						
				exponent	0,82	0	1,7	0,3	0,0001						
			30	linear	0,88	0	-6	2,8	0,04						
				quadratisch	0,9	0	-0,2	3,5	0,96						
				exponent	0,88	0	2,1	0,3	0						
		sek. Phase	linear	0,96	0					2,5	2,4	2,6	0		
		Nachuntersuchung	alle	linear	0,97	0									2,6
				quadratisch	0,99	0									
				exponent	0,91	0									
			sek. Phase	linear	0,98	0					2,6	2,5	2,7		

Anhang

Patient	Approximalraum	Untersuchung	Auswahl	Funktion	Bestimmtheitsmaß	Signifikanz der Anpassung	Ordinatenabschnitt	Standardabweichung d. Ordinatenabschnitts	Signifikanz des Ordinatenabschnitts	Regressionskoeffizient	Untergrenze	Obergrenze	Signifikanz des Regressionskoeffizienten	Standardabweichung d. Kraft vor d. Aufdehnung						
D.W.	23-24	Voruntersuchung	alle	linear	0,94	0	-64	19,3	0,0018	7,7				3,7						
				quadratisch	0,97	0	55	21	0,14											
				exponent	0,93	0	74	5	0											
			10	linear	0,81	0,0004	46	18,8	0,04											
				quadratisch	0,81	0,0028	45	27	0,14											
				exponent	0,8	0,0005	55	9,1	0,0003											
			20	linear	0,77	0	36	22,9	0,13											
				quadratisch	0,78	0	56	31,8	0,1											
				exponent	0,84	0	58	7,2	0											
			30	linear	0,86	0	-4,4	22,8	0,84											
				quadratisch	0,9	0	63	27,2	0,03											
				exponent	0,9	0	61	5,7	0											
			sek. Phase	linear	0,95	0									8,8	8,2	9,5	0		
			Nachuntersuchung	alle	linear	0,96	0	-100	8,2						0	4	3,7	4,2	0	1,6
					quadratisch	0,99	0	9	7,8						0,26					
		exponent			0,9	0	39	2,5	0											
		10		linear	0,9	0	10	4,9	0,08											
				quadratisch	0,9	0	13	6,0	0,07											
				exponent	0,8	0,0005	12	2,8	0,0031											
		20		linear	0,92	0	8,5	3,9	0,04											
				quadratisch	0,93	0	12	4,8	0,02											
				exponent	0,84	0	13	2,1	0											
		30		linear	0,85	0	-10	7,6	0,21											
				quadratisch	0,95	0	20	6,0	0,003											
				exponent	0,9	0	13	1,5	0											
		sek. Phase	linear	0,95	0															

Anhang

Patient	Approximalraum	Untersuchung	Auswahl	Funktion	Bestimmtheitsmaß	Signifikanz der Anpassung	Regressionskoeffizient	Untergrenze	Obergrenze	Signifikanz des Regressionskoeffizienten
D.W.	31-32	Voruntersuchung	alle	linear	0,95	0				
				quadratisch	0,99	0				
				exponent	0,94	0				
			sek. Phase	linear	0,98	0	6	5,8	6,3	
		Nachuntersuchung	alle	linear	0,95	0				
				quadratisch	0,98	0				
				exponent	0,92	0				
			sek. Phase	linear	0,95	0	6,5	6	7	0
	41-42	Voruntersuchung	alle	linear	0,96	0				
				quadratisch	0,98	0				
				exponent	0,84	0				
			sek. Phase	linear	0,96	0	3,3	2,8	3,3	0
		Nachuntersuchung	alle	linear	0,98	0				
				quadratisch	0,98	0				
exponent				0,74	0					
sek. Phase			linear	0,95	0	4,9	4,5	5,3	0	
F.E.	11-21	Voruntersuchung	alle	linear	0,95	0				
				quadratisch	0,98	0				
				exponent	0,91	0				
			sek. Phase	linear	0,95	0	4,7	4,3	5,1	0
		Nachuntersuchung	alle	linear	0,95	0				
				quadratisch	0,99	0				
				exponent	0,85	0				
			sek. Phase	linear	0,98	0	3,2	3	3,4	0

Anhang

Patient	Approximalraum	Untersuchung	Auswahl	Funktion	Bestimmtheitsmaß	Signifikanz der Anpassung	Ordinatenabschnitt	Standardabweichung d. Ordinatenabschnitts	Signifikanz des Ordinateabschnitts	Regressionskoeffizient	Untergrenze	Obergrenze	Signifikanz des Regressionskoeffizienten	Standardabweichung d. Kraft vor d. Aufdehnung			
M.R.	24-25	Voruntersuchung	alle	linear	0,95	0	-105	25,7	0,003					7,8			
				quadratisch	0,99	0	31	15,6	0,06								
				exponent	0,94	0	39	4,1	0								
			10	linear	0,91	0	0,3	11,3	0,98								
				quadratisch	0,94	0,0001	20	15,6	0,25								
				exponent	0,95	0	21	2,4	0								
			20	linear	0,95	0	-28	15,9	0,09								
				quadratisch	0,94	0	17	16,8	0,32								
				exponent	0,92	0	32	4,0	0								
			sek. Phase	linear	0,98	0						8,4	7,8		8,9	0	
			Nachuntersuchung	alle	linear	0,96	0	-170	25,6	0							4
					quadratisch	0,99	0	-0,6	18,9	0,97							
		exponent			0,96	0	38	3,0	0								
		10		linear	0,96	0	-2	5,8	0,7								
				quadratisch	0,99	0	19	6,1	0,19								
				exponent	0,99	0	21	1,1	0								
		20		linear	0,92	0	-62	21,0	0,009								
				quadratisch	0,98	0	44	17,8	0,023								
				exponent	0,98	0	28	1,8	0								
		30		linear	0,94	0	-131	27,3	0								
				quadratisch	0,99	0	43	15,5	0,017								
				exponent	0,98	0	32	2,0	0								
		sek. Phase	linear	0,99	0						6	5,7	6,3	0			

Anhang

Patient	Approximalraum	Untersuchung	Auswahl	Funktion	Bestimmtheitsmaß	Signifikanz der Anpassung	Ordinatenabschnitt	Standardabweichung d. Ordinatenabschnitts	Signifikanz des Ordinatenabschnitts	Regressionskoeffizient	Untergrenze	Obergrenze	Signifikanz des Regressionskoeffizienten	Standardabweichung d. Kraft vor d. Aufdehnung		
M.R.	34-35	Voruntersuchung	alle	linear	0,9	0	-241	50,1	0					4,7		
				quadratisch	0,99	0	67	23,2	0,0065							
				exponent	0,98	0	30	1,8	0							
			10	linear	0,93	0	13	6,6	0,08							
				quadratisch	0,97	0	23	6,1	0,008							
				exponent	0,93	0	22	2,4	0							
			20	linear	0,95	0	-35	17,3	0,06							
				quadratisch	0,99	0	28	7,9	0,003							
				exponent	0,96	0	27	2,2	0							
			30	linear	0,86	0	-163	46,5	0,002							
				quadratisch	0,98	0	75	25,5	0,006							
				exponent	0,98	0	28	1,7	0							
			sek. Phase	linear	0,95	0						11	9		13	0
		Nachuntersuchung	alle	linear	0,9	0	-166	26,1	0						4	
				quadratisch	0,98	0	46	17,0	0,01							
				exponent	0,96	0	25	1,8	0							
			10	linear	0,82	0,0003	1,7	10,5	0,9							
				quadratisch	0,87	0,0006	18	12,6	0,19							
				exponent	0,93	0	14	1,9	0,0001							
			20	linear	0,94	0	-21	9,3	0,03							
				quadratisch	0,96	0	5	12,0	0,7							
				exponent	0,95	0	17	1,8	0							
			30	linear	0,92	0	-46	12,7	0,001							
				quadratisch	0,96	0	15	14,4	0,3							
				exponent	0,95	0	21	1,9	0							
			sek. Phase	linear	0,97	0						8,7	8,1	9,4		0

Anhang

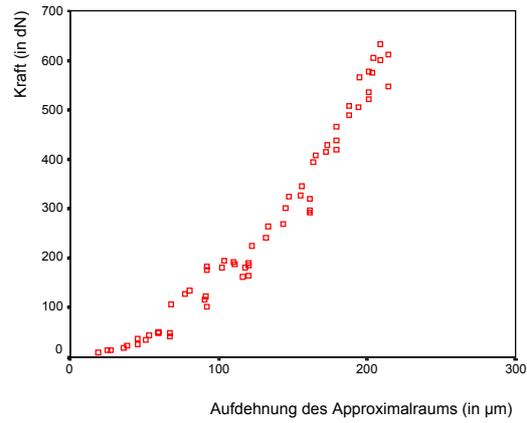
Patient	Approximalraum	Untersuchung	Auswahl	Funktion	Bestimmtheitsmaß	Signifikanz der Anpassung	Ordinatenabschnitt	Standardabweichung d. Ordinatenabschnitts	Signifikanz des Ordinatenabschnitts	Regressionskoeffizient	Untergrenze	Obergrenze	Signifikanz des Regressionskoeffizienten	Standardabweichung d. Kraft vor d. Aufdehnung		
K.M.	44-45	Voruntersuchung	alle	linear	0,95	0	-84	12,9	0					10		
				quadratisch	0,99	0	46	8,2	0							
				exponent	0,96	0	67	2,6	0							
			10	linear	0,83	0,0002	27	7,3	0,006							
				quadratisch	0,83	0,002	31	16,4	0,1							
				exponent	0,82	0,0003	35	4,1	0							
			20	linear	0,84	0	40	6,3	0							
				quadratisch	0,88	0	18	10,1	0,09							
				exponent	0,8	0	46	3,4	0							
			30	linear	0,86	0	38	6,7	0							
				quadratisch	0,86	0	45	11,3	0,0005							
				exponent	0,84	0	51	3,5	0							
			sek. Phase	linear	0,97	0						16,1	15,4		17	0
		Nachuntersuchung	alle	linear	0,93	0	-149	16,9	0							2
				quadratisch	0,99	0	31	9,3	0,0012							
				exponent	0,92	0	25	2,0	0							
			10	linear	0,89	0	0,2	3,3	0,9							
				quadratisch	0,9	0,0003	6	7,3	0,5							
				exponent	0,89	0	7	1,1	0,0003							
			20	linear	0,91	0	-6	3,9	0,13							
				quadratisch	0,93	0	4	6,5	0,57							
				exponent	0,91	0	8	1,0	0							
			30	linear	0,93	0	-23	5,5	0,0003							
				quadratisch	0,96	0	5	7,6	0,56							
				exponent	0,93	0	11	1,0	0							
			sek. Phase	linear	0,96	0						7,1	6,7	7,6	0	

Anhang

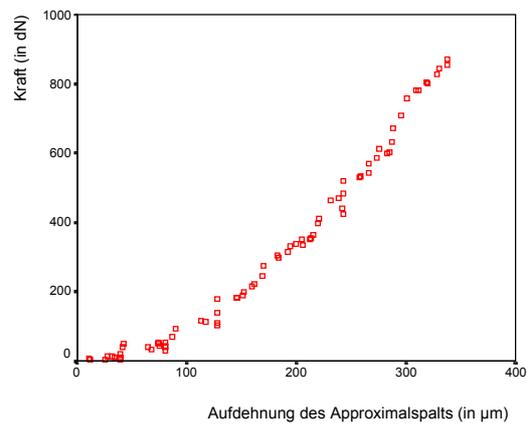
Patient	Approximalraum	Untersuchung	Auswahl	Funktion	Bestimmtheitsmaß	Signifikanz der Anpassung	Regressionskoeffizient	Untergrenze	Obergrenze	Signifikanz des Regressionskoeffizienten
D.G.	31-32	Voruntersuchung	alle	linear	0,96	0				
				quadratisch	0,98	0				
				exponent	0,93	0				
			sek. Phase	linear	0,96	0	2,2	2,1	2,3	0
		Nachuntersuchung	alle	linear	0,92	0				
				quadratisch	0,99	0				
				exponent	0,83	0				
			sek. Phase	linear	0,96	0	3,2	2,9	3,5	0
	41-42	Voruntersuchung	alle	linear	0,99	0				
				quadratisch	0,99	0				
				exponent	0,79	0				
			sek. Phase	linear	0,98	0	1,9	1,9	2	0
		Nachuntersuchung	alle	linear	0,9	0				
				quadratisch	0,99	0				
exponent				0,92	0					
sek. Phase			linear	0,97	0	3,8	3,6	4	0	

Anhang

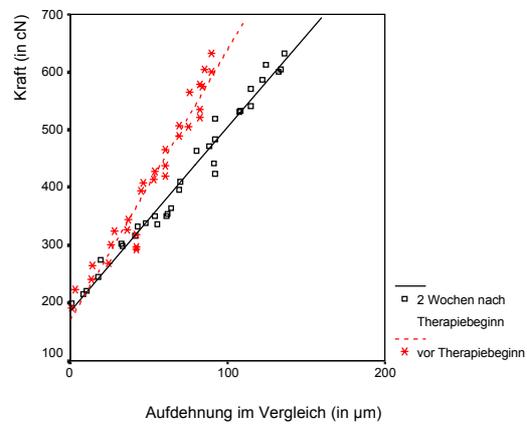
Approximalraum 11-21 der Patientin F.E.



Voruntersuchung



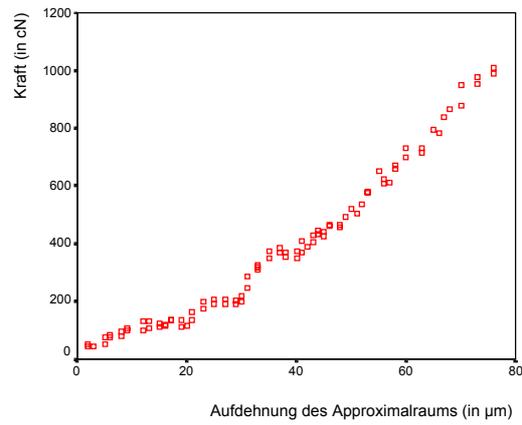
Nachuntersuchung



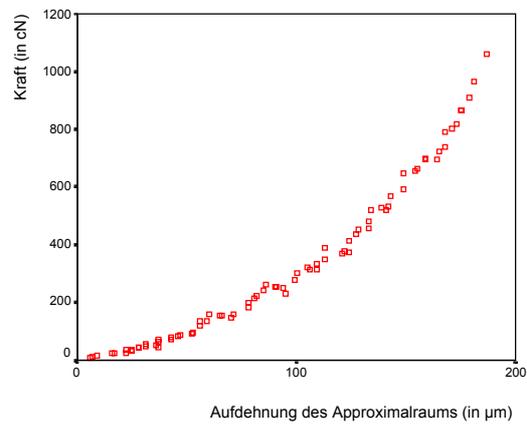
vergleichende Darstellung der sekundären Kurvenphasen

Anhang

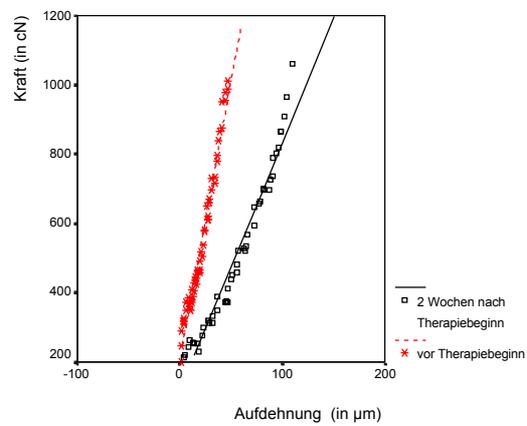
Approximalraum 44-45 der Patientin K.M.



Voruntersuchung



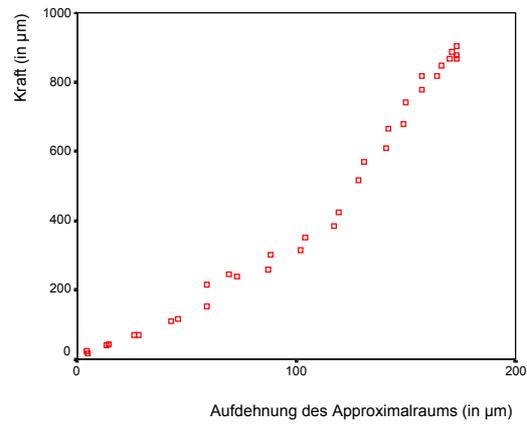
Nachuntersuchung



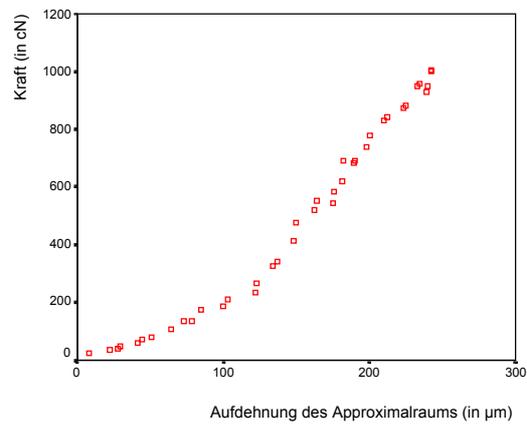
vergleichende Darstellung der sekundären Kurvenphasen

Anhang

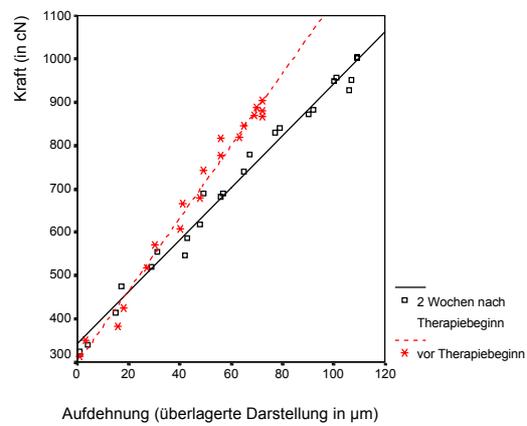
Approximalraum 24-25 des Patienten M.R.



Voruntersuchung



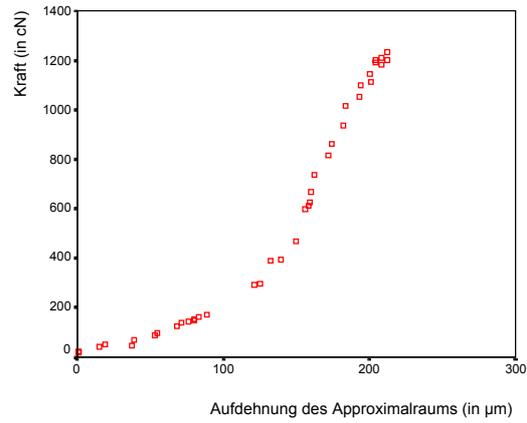
Nachuntersuchung



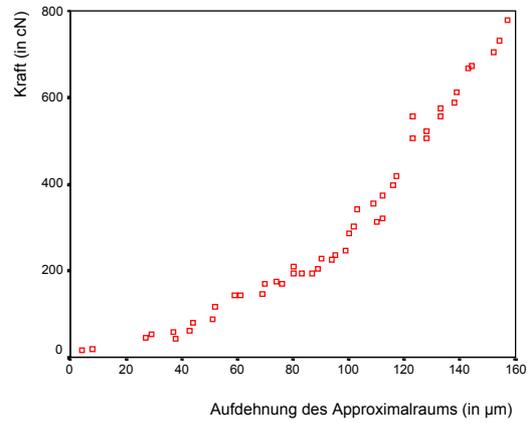
vergleichende Darstellung der sekundären Kurvenphasen

Anhang

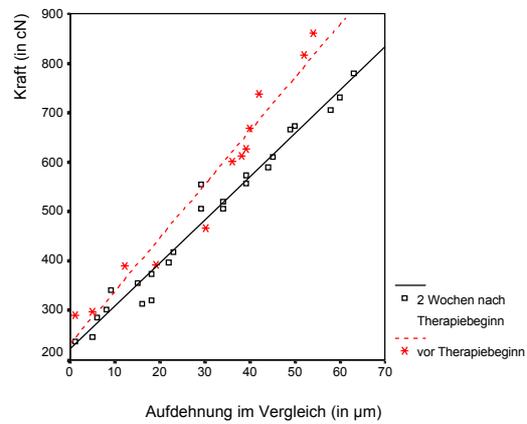
Approximalraum 34-35 des Patienten M.R.



Voruntersuchung



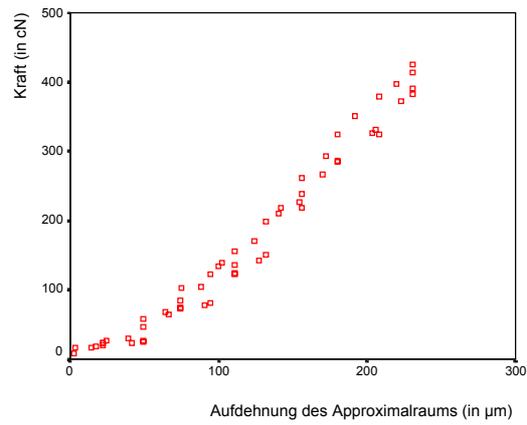
Nachuntersuchung



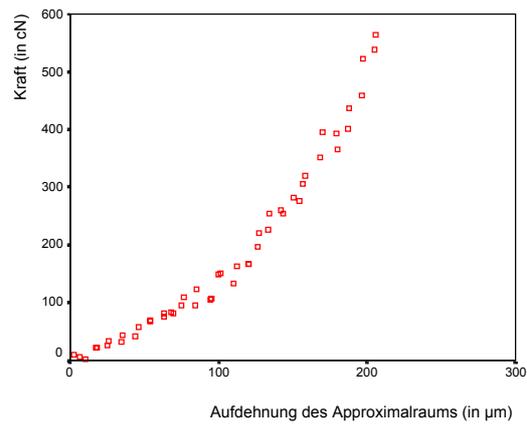
vergleichende Darstellung der sekundären Kurvenphasen

Anhang

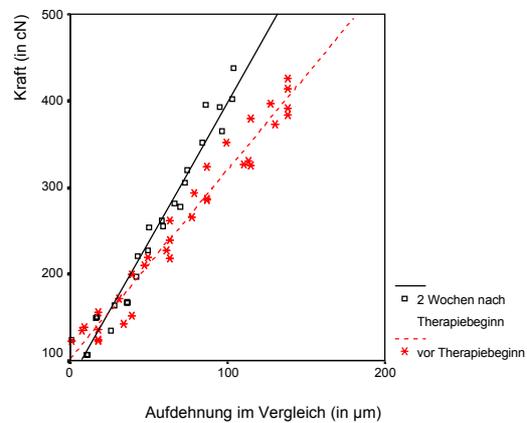
Approximalraum 31-32 des Patienten D.G.



Voruntersuchung



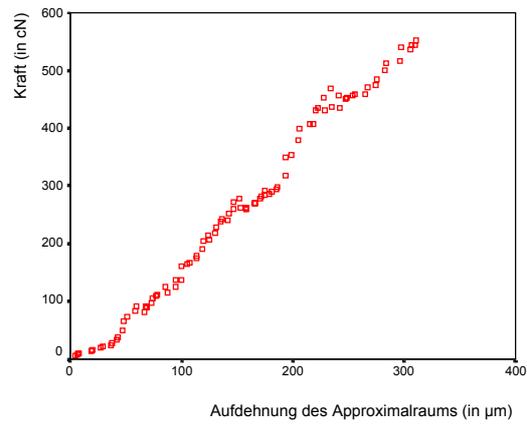
Nachuntersuchung



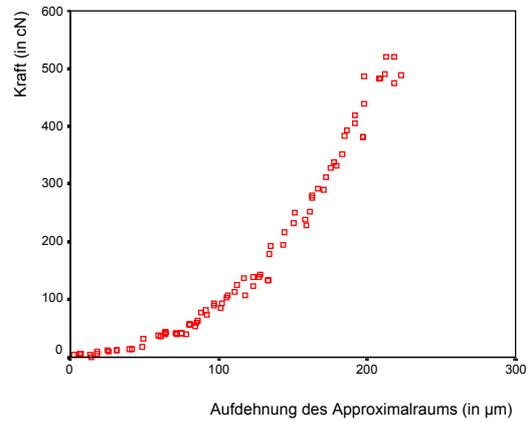
vergleichende Darstellung der sekundären Kurvenphasen

Anhang

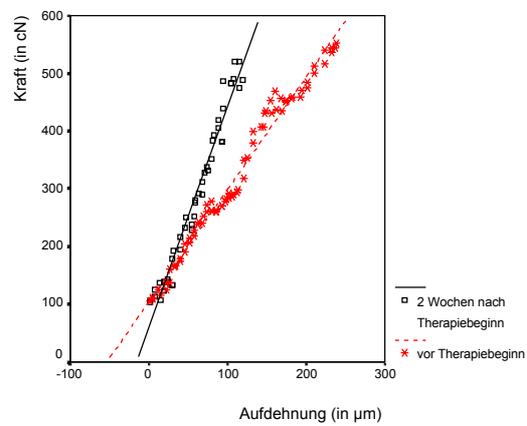
Approximalraum 41-42 des Patienten D.G.



Voruntersuchung



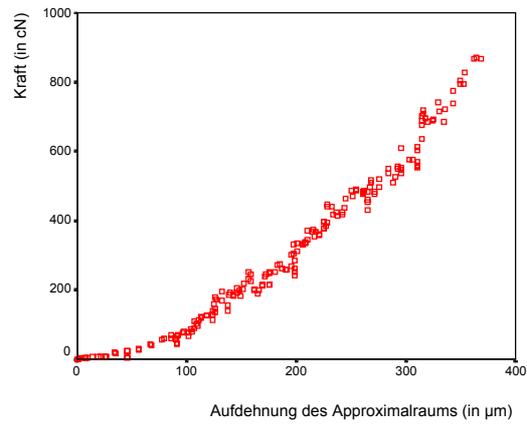
Nachuntersuchung



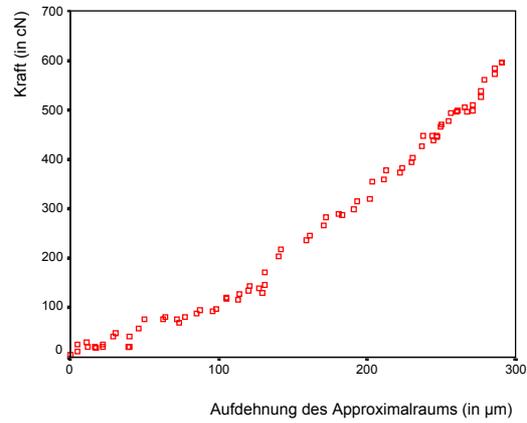
vergleichende Darstellung der sekundären Kurvenphasen

Anhang

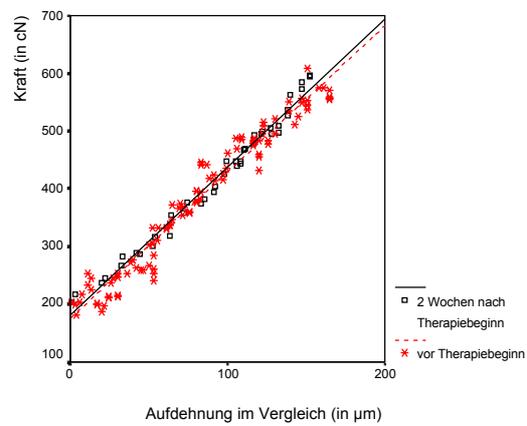
Approximalraum 11-21 des Patienten D.W.



Voruntersuchung



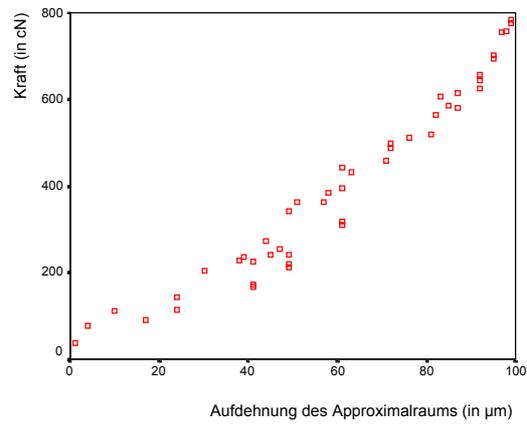
Nachuntersuchung



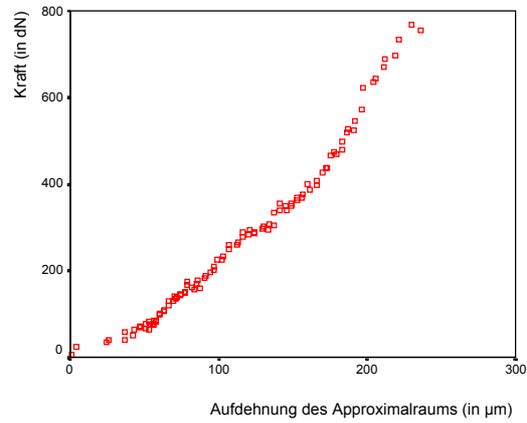
vergleichende Darstellung der sekundären Kurvenphasen

Anhang

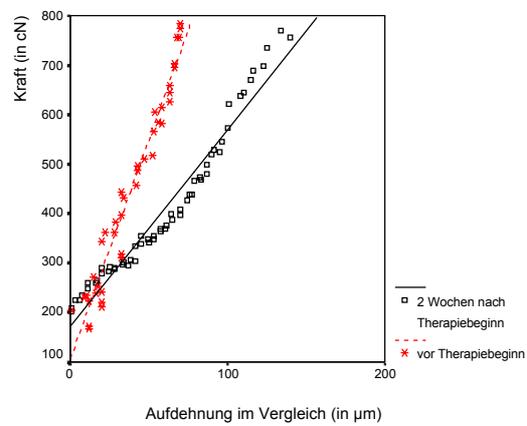
Approximalraum 23-24 des Patienten D.W.



Voruntersuchung



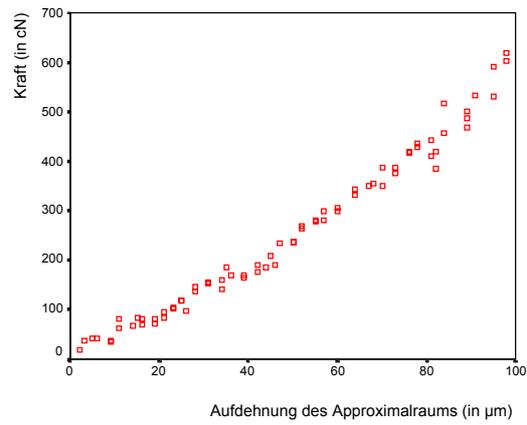
Nachuntersuchung



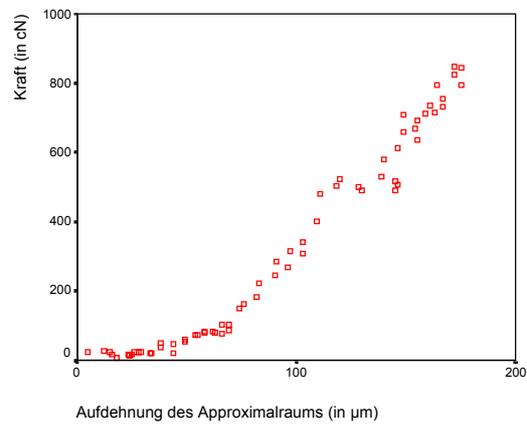
vergleichende Darstellung der sekundären Kurvenphasen

Anhang

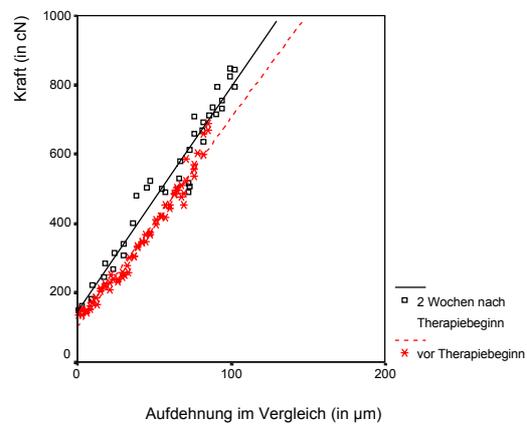
Approximalraum 31-32 des Patienten D.W.



Voruntersuchung



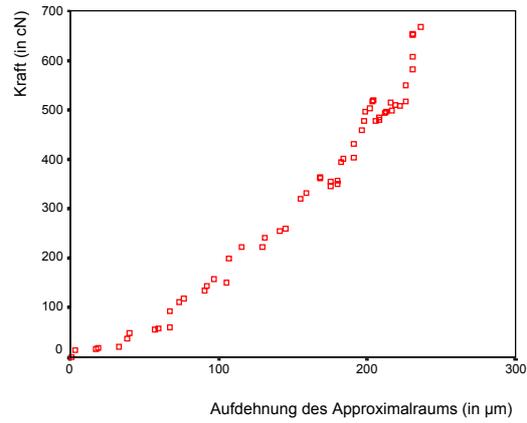
Nachuntersuchung



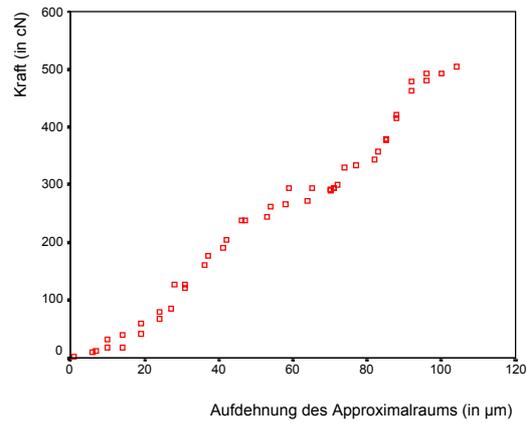
vergleichende Darstellung der sekundären Kurvenphasen

Anhang

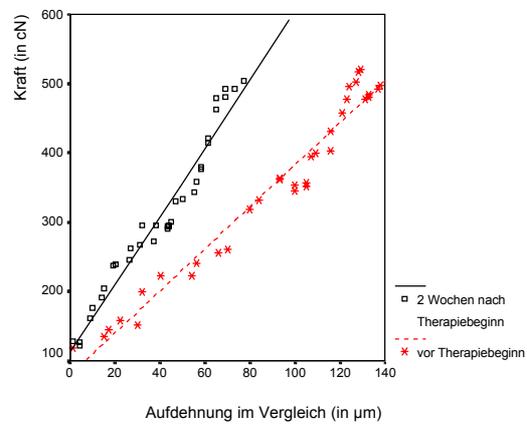
Approximalraum 41-42 des Patienten D.W.



Voruntersuchung



Nachuntersuchung



vergleichende Darstellung der sekundären Kurvenphasen

7 Literaturverzeichnis

- 1) **Ades AG, Joondeph DR, Little RM, Chapko MK.** A long-term study of the relationship of third molars to changes in the mandibular dental arch. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990; 97: 323-335
- 2) **Andersen KL, Mortensen HT, Pedersen EH, Melsen B.** Determination of stress levels and profiles in the periodontal ligament by means of an improved three-dimensional finite element model for various types of orthodontic and natural force systems. *J Biomed Eng* 1991; 13: 293-303
- 3) **Andreasen GF, Lifshitz A, Wiemers C, Jakobsen J.** A longitudinal analysis of relapse in the mandibular arch. *Quintessenz International* 1987; 18: 203-210
- 4) **Angle EH.** Treatment of malocclusion of the teeth, ed. 7, Philadelphia, 1907, The S.S. White Dental Manufacturing Company
- 5) **Arnim SS, Hagerman DA.** The connective tissue fibres of the marginal gingiva. *J Am dent Ass* 1953; 47: 271-281
- 6) **Ashizawa Y, Sahara N.** Quantitative evaluation of newly formed bone in the alveolar wall surrounding the root during the initial stage of experimental tooth movement in the rat. *Arch Oral Biol* 1998; 43: 473-484
- 7) **Barber AF, Sims MR.** Rapid maxillary expansion and external root resorption in man: a scanning electron microscope study. *Am J Orthod* 1981; 79: 630-652
- 8) **Bergstrom K, Jensen R.** Responsibility of the third molar for secondary crowding. *Dent Abstr* 1961; 6: 544-545
- 9) **Berkovitz BKB, Shore RC.** Cells of the Periodontal Ligament, in: *The Periodontal Ligament in Health and Disease*, hrsg. von Berkovitz BKB, Moxham BJ, Newman HN. Pergamon Press, Oxford 1982
- 10) **Bertsen W.** Remodeling of collagen fibers in the periodontal ligament in the supra-alveolar region. *Angle Orthod* 1979; 49: 218-224
- 11) **Bevelander G, Nakahara H.** The fine structure of the Human Periodontal Ligament. *Anat Rec* 1968; 162: 313-326
- 12) **Beyeler K, Dreyfus J.** Prinzip einer elektrodynamischen Apparatur zur Messung des Lockerungsgrades. *Paradentologie* 1947; 1: 113-120
- 13) **Bien SM.** Responses of rat maxillary incisors to loads. *J Dent Res* 1965; 44: 517-520
- 14) **Bien SM.** Difficulties and failures in tooth movement. Biophysical responses to mechanotherapy. *Rep Congr Europ Orthodont Soc* 1967: 55-62

Literaturverzeichnis

- 15) **Bishara S, Andreasen GF.** Third molars: A review. Am J Orthod 1983; 83: 131-137
- 16) **Bjork A, Skieller V.** Facial development and tooth eruption: an implant study at the age of puberty. Am J Orthod 1972; 66: 339-383
- 17) **Boese LR.** Increased stability of orthodontically rotated teeth following gingivectomy in *Macaca nemestrina*. Am J Orthod 1969; 56: 273-290
- 18) **Bourauel C, Freudenreich D, Vollmer D, Kobe D, Drescher D, Jager A.** Simulation of orthodontic tooth movements. A comparison of numerical models. J Orofac Orthop 1999; 60: 136-51
- 19) **Brain WE.** The effect of surgical transection of the free gingival fibres on the regression of orthodontically rotated teeth in the dog. Am J Orthod 1969; 55: 50-70
- 20) **Breitner C.** Experimentelle Veränderung der mesiodistalen Beziehungen der oberen und unteren Zahnreihen. Z Stomat 1930; 28: 134-154
- 21) **Bridges T, King G, Mohammed A.** The effect of age on tooth movement and mineral density in the alveolar tissues of the rat. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1988; 93 (3): 245-250
- 22) **Buck DL.** A histologic study of human tooth movement. Am J Orthod 1972; 62: 507-516
- 23) **Bumann A, Carvalho RS, Schwarzer CL, Yen EH.** Collagen synthesis from human PDL cells following orthodontic tooth movement. Eur J Orthod 1997; 19: 29-37
- 24) **Burstone CJ, Pryputniewicz RL, Bowley WW.** Holographic measurement of tooth mobility in three demensions. J Periodont Res 1978; 13: 283-294
- 25) **Caranza FA, Ubios AM.** The tooth supporting structures, in: Clinical Periodontology, hrsg. von Carranza FA, Newman MG. WB Saunders Company, Philadelphia 1996
- 26) **Christiansen RL, Burstone CJ.** Centers of rotation within the periodontal space. Am J Orthod 1969; 55: 353-369
- 27) **Cohn SA.** Disuse atrophy of the periodontium in mice. Arch oral Biol 1965; 10: 909-919
- 28) **Cohn SA.** Disuse atrophy of the periodontium in mice following partial loss of function. Arch oral Biol 1966; 11: 95-105
- 29) **Crum RE, Andreasen GF.** The effect of gingival fiber surgery on the retention of rotated teeth. Am J Orthod 1974; 65: 626-637

Literaturverzeichnis

- 30) **Dewel BF.** Clinical observations on the axial inclination of teeth. Am J Orthod 1949; 35: 98-115
- 31) **Dewey M.** Third molars in relation to malocclusion. Int J Orthod 1917; 3: 529
- 32) **Dreyfus J.** Le vibromètre dynamique, théorie et applications d'un nouvel instrument électrique de mesures mécaniques. Schweiz Arch Ang Wiss Technik 1949; 15: 338
- 33) **Driel van WD, van Leeuwen WD, von den Hoff JW, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM.** Time-dependent mechanical behaviour of the periodontal ligament. Proc Inst Mech Eng [H] 2000; 214: 497-504
- 34) **Edwards JG.** A study of the periodontium during orthodontic rotation of teeth. Am J Orthod 1968; 54: 441-461
- 35) **Edwards JG.** A long-term prospective evaluation of the circumferential supracrestal fiberotomy in alleviating orthodontic relapse. Am J Orthod Dentofac Orthop 1988; 93: 380-387
- 36) **Elbrecht.** Beitrag zur Bestimmung der Lockerungsgrade der Zähne. Parodontium 1939; 11: 138
- 37) **Erickson BE, Kaplan H, Aisenberg MS.** Orthodontics and transseptal fibers. Histologic interpretation of repair phenomena following the removal of first premolars with the retraction of anterior segments. Am J Orthod Oral Surg 1945; 31: 1-20
- 38) **Ewan SJ, Pasternak R.** Periodontal surgery – an adjunct to orthodontic therapy. Periodontics 1964; 2: 162-171
- 39) **Fehr C, Mühlemann HR.** Objektive Erfassung der Wirkung einer internen Parodontalthherapie („Biostimulin“). Parodontologie 1956; 10: 152
- 40) **Feneis H.** Gefüge und Funktion des normalen Zahnfleischgewebes. Dtsch zahnärztl Z 1952; 7: 467-476
- 41) **Fisk RO.** Normal mandibular arch changes between the ages of 9 and 16. CDA J 1966; 32: 652-658
- 42) **Forsberg CM.** Tooth size spacing, and crowding in the relation to eruption or impaction of third molars. Am J Orthod Dentofac Orthop 1988; 94: 57-62
- 43) **Foster TD, Hamilton MC, Lavelle CLB.** A study of dental arch crowding in four age groups. Dent Pract 1970; 21: 9-12
- 44) **Frost HM.** Tetracycline-based histological analysis of bone remodeling. Calcif Tissue Res 1969; 3: 211-237

Literaturverzeichnis

- 45) **Fuhrmann R, Grave C, Diedrich.** In vitro evaluation of a measurement method to analyze the interdental, mesially directed force. J Orofac Orthop 1998; 59: 362-370
- 46) **Fuhrmann R, Grave C, Diedrich P.** Perioperative progress check of interdental forces following extraction of the third molars. J Orofac Orthop 2000; 61: 155-167
- 47) **Fullmer HM, Sheetz JH, Narkates AJ.** Oxytalan connective tissue fibres: A review. J oral Path 1974; 3: 291-316
- 48) **Garant PR, Cho M-I.** Autoradiographic evidence of the coordination of the genesis of Sharpey's fibers with new bone formation in the periodontium of the mouse. J Periodont Res 1979; 14: 107-114
- 49) **Göz G.** Die kieferorthopädische Zahnbewegung. Untersuchungen zur Biologie und Mechanik. Hanser, München – Wien 1987
- 50) **Goldman H.** The topography and role of the gingival fibres. J dent Res 1951; 30: 331-336
- 51) **Gould MSE, Picton DCA.** A study of pressures exerted by the lips and cheeks on the teeth of subjects with normal occlusion. Arch oral Biol 1964; 9: 469-78
- 52) **Gottlieb B, Orban B.** Die Veränderungen der Gewebe bei übermäßiger Beanspruchung der Zähne. Thieme, Leipzig 1931
- 53) **Grant D, Bernick S.** The periodontium of ageing humans. J Periodont 1972; 43: 660-667
- 54) **Grieve GW.** Anatomical and clinical problems involved where extraction is indicated in orthodontic treatment. Am J Orthod Oral Surg 1944; 30: 437-43
- 55) **Harry MR, Sims MR.** Root resorption in bicuspid intrusion. A scanning electron microscopic study. Angle Orthod 1982; 52: 235-258
- 56) **Harvey BLC, Zander HA.** Root surface resorption of periodontally diseased teeth. Oral Surg 1959; 12: 1439-1443
- 57) **Heller IJ, Nanda R.** Effect of metabolic alteration of periodontal fibers on orthodontic tooth movement. An experimental study. Am J Orthod 1979; 75: 239-258
- 58) **Henry JL, Weinmann JP.** The pattern of resorption and repair of human cementum. J Am dent Ass 1951; 42: 270-290
- 59) **Herzberg BL.** Bone changes incident to orthodontic tooth movement in man. J Am dent Ass 1932; 19: 1777-1788

Literaturverzeichnis

- 60) **Herzog H.** Zahnbeweglichkeitsverhältnisse bei asymmetrischer Kaufunktion. Diss Zürich 1957
- 61) **Himmel GK.** Das Verhalten der Zahnbeweglichkeit im Verlauf der 24-Stunden-Periode. Diss. Zürich 1957
- 62) **Himmel GK, Marthaler TM, Rateitschak KH, Mühlemann HR.** Experimental changes of Diurnal periodicity in the physical properties of periodontal structures. *Helv Odont Acta* 1957; 1: 16-18
- 63) **Hirschfelder U.** Follow-up study of the reaction of the marginal and apical periodontium under the continuous application of force. *Fortschr Kieferorthop* 1990; 51: 82-89
- 64) **Hirzel HC.** Biologische Aspekte des Desmodonts. *Inf Orthodont Kieferorthop* 1971; 2: 80-90
- 65) **Hotz R.** Wurzelresorptionen an bleibenden Zähnen. *Fortschr Kieferorthop* 1967; 28: 217-24
- 66) **Iwasaki LR, Haack JE, Nickel JC, Morton J.** Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000; 127: 175-183
- 67) **Jaworski ZFG. Bone Morphometry.** Proceedings of the First International Workshop. Ottawa, University of Ottawa Press, 1976
- 68) **Jespen A.** Tooth surface measurement and a method for x-ray determination of root surface area. *Acta odont scand* 1963; 21: 35-46
- 69) **Jonas J.** Histomorphologische Untersuchungen über das destruktive und restitutive Verhalten des Ligamentum parodontale unter kieferorthopädischen Zahnbewegungen. *Fortschr Kieferorthop* 1978; 39: 398-413
- 70) **Jonas IE, Riede UN.** Reaction of oxytalan fibers in human periodontium to mechanical stress. *J Histochem Cytochem* 1980; 28: 211-216
- 71) **Johnson AL, Appleton JL, Rittershofer S.** Tissue changes involved in tooth movement. *Int J Orthod* 1926; 12: 889-898
- 72) **Kaplan RG.** Mandibular third molars and postretention crowding. *Am J Orthod* 1974; 66: 411-430
- 73) **Kasahara K, Miura H, Kuriyama M, Kato H, Hasegawa S.** Observation of interproximal contact relations during clenching. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 289-294
- 74) **Keeling SD, King GJ, McCoy EA, Valdez M.** Serum and alveolar bone phosphatase changes reflect bone turnover during orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993; 103: 320-326

Literaturverzeichnis

- 75) **Ketcham AH.** A radiographic study of orthodontic tooth movement: a preliminary report. *J Am dent Ass* 1927; 14: 1577-1598
- 76) **Ketcham AH.** A progress report of an investigation of apical root resorption of vital permanent teeth. *Int J Orthod* 1929; 15: 310
- 77) **King GJ, Keeling SD, McCoy EA, Ward TH.** Measuring dental drift and orthodontic tooth movement in response to various initial forces in adult rats. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991; 99: 456-65
- 78) **Kronfeld R.** The biology of cementum. *J Am dent Ass* 1938; 25: 1451-1461
- 79) **Kurihara S, Enlow DH.** An electronmicroscopic study of attachments between periodontal fibers and bone during alveolar remodeling. *Am J Orthod* 1980 (A); 77: 516-531
- 80) **Kurihara S, Enlow DH.** A histochemical and electron microscopic study of an adhesive type of collagen attachment on resorptive surfaces of alveolar bone. *Am J Orthod* 1980 (B); 77: 532-546
- 81) **Kurol J, Owman-Moll P, Lundgren D.** Time-related root resorption after application of a controlled continuous orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 110: 303-310
- 82) **Langford SR, Sims MR.** Root surface resorption, repair, and periodontal attachment following rapid maxillary expansion in man. *Am J Orthod* 1982; 81: 108-115
- 83) **Lear CSG, Catz J, Grossman RC, Flanagan JB, Moorees CFA.** Measurement of lateral muscle forces on the dental arches. *Arch oral Biol* 1965; 10: 669-690
- 84) **Lear CSG, Mackay JS, Lowe AA.** Threshold levels for displacement of human teeth in response to laterally directed forces. *J dent Res* 1972; 51: 1478-1482
- 85) **Lear CSG, De Cou RE, Ng DH.** Threshold levels for displacement of human maxillary central incisors in response to lingually directed forces. *J dent Res* 1974; 53: 942
- 86) **Lindqvist B, Thilander B.** Extraction of third molars in cases of anticipated crowding in the lower arch. *Am J Orthod* 1982; 81: 130-139
- 87) **Little RM.** The irregularity index: a quantitative score of mandibular anterior alignment. *Am J Orthod* 1975; 68: 554-563
- 88) **Little RM.** Stability and Relapse of Dental Arch Alignment. *British Journal of Orthodontics* 1990; 17: 235-241
- 89) **Lundstrom A.** Changes in crowding and spacing of the teeth with age. *Dent Pract* 1969; 19: 218-224

Literaturverzeichnis

- 90) **Martinez RH, Johnson RB.** Effects of orthodontic forces on the morphology and diameter of Sharpey fibers of the alveolar bone of the rat. *Anat Rec* 1987; 219: 10-20
- 91) **Massler M, Malone AJ.** Root resorption in human permanent teeth. A roentgenographic study. *Am J Orthod* 1954; 40: 619-633
- 92) **Melcher AH.** The interpapillary ligament. *Dent Pract* 1962; 12: 461-462
- 93) **Melcher AH, Eastoe JE.** The connective tissues of the periodontium. In: Melcher AH, Bowen WH. *Biology of the Periodontium*. Academic Press, New York 1969: 167
- 94) **Melsen B.** Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement. *Angle Orthod* 1999; 69: 151-158
- 95) **Meunier PJ.** Bone Histomorphometry. Proceedings of the Second International Workshop. Paris, Armour Montagu (Distributor), 1977
- 96) **Meyer W.** Normale Histologie und Entwicklungsgeschichte der Zähne des Menschen. Lehmann, München 1932: 93
- 97) **Miura H.** A study on the interdental proximal contact relation. *J Jpn Prosthodont Soc* 1985; 29: 1134-1142
- 98) **Moss JP, Picton DCA.** Experimental mesial drift in adult monkeys (*Macaca irus*). *Arch oral Biol* 1967; 12: 1313-1320
- 99) **Moss JP, Picton DCA.** Mesial drift of teeth in adult monkeys (*Macaca irus*) when forces from the cheeks and tongue had been eliminated. *Arch oral Biol* 1970; 15: 979-986
- 100) **Moss JP, Picton DCA.** Short-term changes in the mesiodistal position of teeth following removal of approximal contacts in the monkey *macaca fascicularis*. *Arch oral Biol* 1982; 27: 273-278
- 101) **Moxham BJ, Berkovitz BKB.** The effects of axially directed extrusive loads on movements of the mandibular incisor of the rabbit. *Arch Oral Biol* 1979; 24: 759-763
- 102) **Mühlemann HR.** Periodontometry, a method for measuring tooth mobility. *Oral Surg Oral Med Oral Path* 1951 (A); 4: 1220-1233
- 103) **Mühlemann HR.** Die Beeinflussung des Parodonts mit den verschiedenen kieferorthopädischen Apparaten. *Dtsch zahnärztl Z* 1951 (B); 6: 1087-1099
- 104) **Mühlemann HR.** Tooth mobility. I. The measuring method. Initial and secondary tooth mobility. *J Periodontol* 1954 (A); 25: 22-29
- 105) **Mühlemann HR.** Zum Problem des okklusalen Traumas. *Zahnärztl Rdsch* 1954 (B); 63: 640--641

Literaturverzeichnis

- 106) **Mühlemann HR.** Tooth mobility. V. Tooth mobility changes through artificial trauma. J Periodontol 1954 (C); 25: 202
- 107) **Mühlemann HR.** Tooth mobility. II. The role of interdental contact points and of activation on tooth mobility. J Periodontol 1954 (D); 25: 125-138
- 108) **Mühlemann HR.** 10 years of tooth-mobility measurements. J Periodontol 1960; 31: 110-122
- 109) **Mühlemann HR.** Tooth mobility: a review of clinical aspects and research findings. J Periodontol 1967; 38: 686-713
- 110) **Mühlemann HR, Fehr C.** Zur Beurteilung des Parodonts vermittels Zahnbeweglichkeitsmessungen. Dtsch zahnärztl Z 1956; 11: 634-643
- 111) **Mühlemann HR, Hirt HA.** Diagnosis of bruxism by means of tooth mobility measurements. Parodontologie 1955; 9: 47-55
- 112) **Mühlemann HR, Zander HA.** Tooth mobility. III. The mechanism of tooth mobility. J Periodontol 1954; 25: 128-137
- 113) **Mühlemann HR, Herzog H, Vogel A.** Occlusal trauma and tooth-mobility. Rev mens suisse Odontol 1956; 66: 527
- 114) **Nakago T, Mitani S, Hijiya H, Hattori T, Nakagawa Y.** Determination of the tooth mobility change during the orthodontic tooth movement studied by means of Periotest and MIMD (the mechanical impedance measuring device for the periodontal tissue). Am J Orthod Dentofacial Orthop 1994; 105: 92-96
- 115) **Narayanan AS, Page RC.** Connective tissue of the Periodontium: A Summary of Current Work. Collagen Rel Res 1983; 3: 33-64
- 116) **Newcomb MR.** The anatomic and physiologic factors influencing denture arch form and a discussion of the part played by each. Angle Orthod 1936; 6: 39-46
- 117) **Nicholls JI, Daly CH, Kydd WI.** Root surface measurement using a digital computer. J dent Res 1974; 53: 1338-1341
- 118) **O'Leary TJ, Rudd KD.** An instrument for measuring changes in response to occlusal interferences. J Prosth Dent 1963; 30: 412-417
- 119) **Olive R, Basford K.** Reliability and validity of lower third molar space – assesement techniques. Am J Orthod 1981; 79: 45-53
- 120) **Oppenheim A.** Tissue changes, particularly of the bone, incident to tooth movement, Österr Vierteljahrsschr Zahnheilkd 1911; 27: 303-359
- 121) **Oppenheim A.** Orthodontia – Dentistry for Children. Int J Orthodontia 1934; 20: 542-554, 639-644, 759-769

Literaturverzeichnis

- 122) **Oppenheim A.** Human tissue response to orthodontic intervention of short and long duration. *Am J Orthod* 1942; 28: 263-301
- 123) **Orban B.** Resorption and repair on the surface of the root. *J Am dent Ass* 1928; 15: 1768-1777
- 124) **Orthlieb JD, Laurent M.** Influence of sagittal inclination of the teeth and the orientation of the occlusal plane on mesial drift in the dental arch. *Orthod Fr* 2000; 71: 287-294
- 125) **Osborn JW.** An investigation into the interdental forces occurring between the teeth of the same arch during clenching the jaws. *Arch Oral Biol* 1961; 5: 202-211
- 126) **Owman-Moll P, Kurol J, Lundgren D.** Continuous versus interrupted continuous orthodontic force related to early tooth movement and root resorption. *Angle Orthod* 1995; 65: 395-401; discussion: 401-402
- 127) **Page RC, Ammons WF, Schectman LR, Dillingham LA.** Collagen fibre bundles of the normal marginal gingiva in the marmoset. *Arch oral Biol* 1974; 19: 1039-1043
- 128) **Parfitt GJ.** The dynamics of a tooth in function. *J Periodont* 1961; 32: 102-107
- 129) **Pavlin D, Goldman ES, Gluhak-Heinrich J, Magness M, Zadro R.** Orthodontically stressed periodontium of transgenic mouse as a model for studying mechanical response in bone: The effect on the number of osteoblasts. *Clin Orthod Res* 2000; 3: 55-66
- 130) **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
- 131) **Picton DCA.** The effect of external forces on the periodontium. In: Melcher AH, Bowen WH: *Biology of the Periodontium*. Academic Press, New York 1969: 363-419
- 132) **Picton DCA, Moss JP.** The part played by the transseptal fibre system in experimental approximal drift of the cheek teeth of monkeys (*Macaca irus*). *Arch oral Biol* 1973; 18: 669-680
- 133) **Picton DCA, Moss JP.** The effect on approximal drift of altering the horizontal component of biting force in adult monkeys (*Macaca irus*). *Arch oral Biol* 1980; 25: 45-48
- 134) **Picton DCA; Wills DJ.** Viscoelastic properties of the periodontal ligament and mucous membrane. *J Prosthet Dent* 1978; 40: 263-272
- 135) **Pressecker O.** Beeinflussung des Periodontiums durch experimentelle Entlastung. *Z Stomat* 1931; 29: 442-446

Literaturverzeichnis

- 136) **Provenza DV.** Oral Histology. Inheritance and Development. Lippincott, Philadelphia 1964: 289
- 137) **Pryputniewicz RJ, Burstone CJ.** The effect of time and force magnitude on orthodontic tooth movement. J Dent Res 1979; 58: 1754-1764
- 138) **Pryputniewicz RJ, Burstone CJ, Bowley WW.** Determination of arbitrary tooth displacements. J Dent Res 1978; 57: 663-674
- 139) **Redlich M, Shoshan S, Palmon A.** Gingival response to orthodontic force. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1999; 116: 152-158
- 140) **Reitan K.** The initial tissue reaction incident to orthodontic tooth movement. Acta odont scand 1951; Suppl 6
- 141) **Reitan K.** Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. Am J Orthod 1957; 43: 32-45
- 142) **Reitan K.** Tissue rearrangement during retention of orthodontically rotated teeth. Angle Orthod 1959; 29: 105-113
- 143) **Reitan K.** Tissue behaviour during orthodontic tooth movement. Am J Orthod 1960; 46: 881-900
- 144) **Reitan K.** Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone types. Angle Orthod 1964; 34: 244-255
- 145) **Reitan K.** Clinical and histologic observation on tooth movement during and after orthodontic treatment. Am J Orthod 1967; 53: 721-745
- 146) **Reitan K.** Biochemical principles and reactions. In: Graber TM: Current Orthodontic Principles and Techniques vol. I. Saunders, Philadelphia 1969: 56
- 147) **Reitan K.** Initial tissue behaviour during apical root resorption. Angle Orthodont 1974; 44: 68-82
- 148) **Reitan K.** Biomechanical principles and reactions. In: Graber TH, Swain BF: Orthodontics current principles and techniques. The C.V. Mosby Company, St. Louis – Toronto – Princeton 1985: 101
- 149) **Reitan K, Skillen WF.** Tissue changes following rotation of teeth in the dog. Angle Orthodontist 1940; 10: 140-147
- 150) **Richardson ME.** Late lower arch crowding: facial growth or forward drift? Eur J Orthod 1979; 1: 219-225
- 151) **Richardson ME.** Late lower arch crowding in relation to primary crowding. Angle Orthod 1982; 52: 300-312
- 152) **Richardson ME.** The role of the third molar in the cause of late lower arch crowding. a review. Am J Orthod Dentofac Orthop 1989; 95: 79-83

Literaturverzeichnis

- 153) **Richardson ME.** Late lower arch crowding: The effect of second molar extraction. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990; 98: 242-246
- 154) **Robinson J.** The causes of irregularities of the teeth. *Dent Rev* 1959; 268. In: Weinberger BW, ed. *Orthodontics: an historical review of its origin and evolution*. Vol 1. St. Louis: CV Mosby, 1926: 324
- 155) **Roberts WE, Goodwin WC Jr, Heiner SR.** Cellular response to orthodontic force. *Dent Clin North Am* 1981; 25: 3-17
- 156) **Ross GG, Lear CS, DeCou R.** Modeling the lateral movement of tooth. *J Biomech* 1976; 9: 723-734
- 157) **Rygh P.** Ultrastructural changes in pressure zones of human periodontium incident to orthodontic tooth movement. *Acta odont scand* 1973; 31: 109-122
- 158) **Rygh P.** Ultrastructural changes in tension zones of rat molar periodontium incident to orthodontic tooth movement. *Am J Orthod* 1976; 70: 269-281
- 159) **Rygh P.** Orthodontic root resorption studied by electron microscopy. *Angle Orthodont* 1977; 47: 1-16
- 160) **Sandstedt C.** Einige Beiträge zur Theorie der Zahnregulierung. *Nord Tand Tidsskr* 1904; 5: 236
- 161) **Sandstedt C.** Einige Beiträge zur Theorie der Zahnregulierung. *Nord Tand Tidsskr* 1905; 6: 1
- 162) **Schour I.** *Noyes' Oral Histology and Embryology*, 8th ed. Lea & Febiger, Philadelphia 1960: 157
- 163) **Schroeder HE.** The Periodontium. *Handbook of Microscopic Anatomy*, vol. 5. Springer, Berlin 1986
- 164) **Schroeder, HE.** Entwicklung und Struktur des Zahnhalteapparats. In: *Orale Strukturbiologie. Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart- und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenks*. 4. überarbeitete Auflage. Georg Thieme Verlag; Stuttgart, New York 1992: 187-292
- 165) **Schwarz AM.** Über die Bewegung belasteter Zähne. *Z Stomat* 1928; 26: 40-83
- 166) **Schwarz AM.** Die Gewebsveränderungen bei orthodontischen Maßnahmen. *Fortschr Orthod* 1931; 1: 381-407
- 167) **Schwarz AM.** Die Gewebsveränderungen bei orthodontischen Maßnahmen. *Fortschr Orthod* 1932 (A); 2: 11-35
- 168) **Schwarz AM.** Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. *Int J Orthod* 1932 (B); 18: 331-352

Literaturverzeichnis

- 169) **Schwarze CW.** Ist die Mesialwanderung der Seitenzähne meßbar? Dtsch zahnärztl Z 1968; 23: 1366-1369
- 170) **Schwarze CW.** Hat die Keimentfernung der Weisheitszähne Einfluß auf die Spätform des Zahnbogens? Fortschr Kieferorthop 1973; 34: 387-400
- 171) **Schwarze CW.** The influence of third molar germectomy – a comparative long-term study. London: Transactions of the third International Orthodontic Congress 1975: 551-562
- 172) **Shanley LS.** The influence of mandibular third molars on mandibular anterior teeth. Am J Orthod 1962; 48: 786-787
- 173) **Shapiro P.** Mandibular dental arch form and dimension. Am J Orthod 1974; 66: 58-70
- 174) **Sicher H, Bhaskar SN.** Orban's Oral Histology and Embryology, 7th ed. Mosby, St. Louis 1972: 160
- 175) **Sims MR.** Oxytalan-vascular relationships observed in histologic examination of the periodontal ligaments of man and mouse. Arch oral Biol 1975; 20: 713-716
- 176) **Sims MR.** Reconstitution of the human oxytalan system during orthodontic tooth movement. Am J Orthod 1976; 70: 38-58
- 177) **Sinclair P, Little R.** Maturation of untreated normal occlusions. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1983; 83: 114-123
- 178) **Sinclair P, Little R.** Dentofacial maturation of untreated normals. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1985; 88: 146-156
- 179) **Smith RK, Roberts WE.** Cell kinetics of the initial response to orthodontically induced osteogenesis in rat molar periodontal ligament. Calcif Tissue Int 1980; 30: 51-56
- 180) **Smukler H, Dreyer CJ.** Principal fibres of the periodontium. J periodont Res 1969; 4: 19-25
- 181) **Sodek J.** A comparison of the rates of synthesis and turnover of collagen and non-collagen proteins in adult rat periodontal tissues and skin using a microassay. Archs oral Biol 1977; 22: 655-665
- 182) **Sodek J.** A comparison of collagen and non-collagenous protein metabolism in rat molar and incisor periodontal ligaments. Arch oral Biol 1978; 23: 977-982
- 183) **Southard TE, Behrents RG, Tolley EA.** The anterior component of occlusal force. Part 1: Measurement and distribution. Am J Orthod Dentofac Orthop 1989; 96: 493-500

- 184) **Southard TE, Behrents RG, Tolley EA.** The anterior component of occlusal force. Part 2: Relationship with dental malalignment. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990 (A); 97: 41-44
- 185) **Southard TE, Southard KA, Stiles RN.** Factors influencing the anterior component of occlusal force. *J Biomech* 1990 (C); 23: 1199-1207
- 186) **Southard TE, Southard KA, Tolley EA.** Variation of approximal tooth contact tightness with postural change. *J Dent Res* 1990 (B); 69: 1776-1779
- 187) **Southard TE, Southard KA, Tolley EA.** Periodontal force: A potential cause of relapse. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1992; 101 (3): 221-227
- 188) **Southard TE, Southard KA, Weeda LW.** Mesial force from unerupted third molars. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 99: 220-225
- 189) **Stallard H.** The anterior component of the force of mastication and its significance to the dental apparatus. *Dental Cosmos* 1923; 65: 457-474
- 190) **Steigman S, Michaeli Y, Yitschaky M, Schweizer B.** Dynamics of tissue changes found after mechanical loading of the rat incisor. I. A three-dimensional longitudinal study of the morphologic aspects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 99: 533-542
- 191) **Storey E.** The nature of tooth movement. *Am J Orthod* 1973; 63: 292-314
- 192) **Stubley R.** The influence of transseptal fibers on incisor position and diastema formation. *J Orthodont* 1976; 70: 645-662
- 193) **Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ.** Patterns of initial tooth displacements with various root lengths and alveolar bone heights. *Am J Orthod Dentofacial orthop* 1991; 100: 66-71
- 194) **Tanne K, Inoue Y, Sakuda M.** Biomechanical behavior of the periodontium before and after orthodontic tooth movement. *Angle Orthod* 1995; 65: 123-128
- 195) **Tanne K, Sakuda M.** Initial stress induced in the periodontal tissue at the time of the application of various types of orthodontic force: three-dimensional analysis by means of the finite element method. *J Osaka Univ Dent Sch* 1983; 23: 143-171
- 196) **Tanne K, Sakuda M.** An analytic technique to simulate bone remodeling during orthodontic tooth movement. *Jpn J Oral Biol* 1994; 36: 71-76
- 197) **Ten Cate AR, Deporter DA, Freeman E.** The role of fibroblast in the remodeling of periodontal ligament during physiologic tooth movement. *Am J Orthod* 1976; 69: 155-168
- 198) **Ten Cate AR.** *Oral Histology.* Mosby, 4. Aufl. St. Louis 1994

Literaturverzeichnis

- 199) **Tenshin S, Tuchiashi M, Sou K, Lew HS, Hayashi H, Tanimura I, Kawata T.** Remodeling mechanisms of transseptal fibers during and after tooth movement. *Angle Orthod* 1995; 65: 141-150
- 200) **Thompson HE.** Speculations on the potentialities of connective tissue fibers. *Am J Orthodontics* 1955; 41: 718-789
- 201) **Thompson HE.** Preliminary macroscopic observations concerning the potentialities of supra-alveolar collagenous fibers in orthodontics. *Am J Orthodontics* 1958; 40: 485-497
- 202) **Thompson HE.** Orthodontic relapses analyzed in the study of connective tissue fibers. *Am J Orthod* 1959; 45: 93-109
- 203) **Tran van P, Vignery A, Baron R.** Cellular kinetics of the bone remodeling sequence in the rat. *Anat Rec* 1982; 202: 445-451
- 204) **Vego LA.** A longitudinal study of mandibular arch perimeter. *Angle Orthod* 1962; 32: 187-192
- 205) **Verna C, Dalstra M, Melsen B.** The rate and the type of orthodontic tooth movement is influenced by bone turnover in a rat model. *Eur J Orthod* 2000; 22: 343-352
- 206) **Vignery A, Baron R.** Dynamic histomorphometry of alveolar bone remodeling in the adult rat. *Anat Rec* 1980; 196: 191-200
- 207) **Waldron R.** Reviewing the problem of retention. *Am J Orthod Oral Surg* 1942; 28: 770-791
- 208) **Weinstein S.** Minimal forces in tooth movement. *Am J Orthod* 1967; 53: 881-903
- 209) **Werner V.** Vergleichende Untersuchungen verschiedener Parodontose-Behandlungen mittels einer neuen metrischen Methode. *Paradentium* 1942; 43: 14
- 210) **Wills DJ, Picton DCA, Davies WIR.** An investigation of the viscoelastic properties of the periodontium in monkeys. *J Periodont Res* 1972; 7: 42-51
- 211) **Wiser GM.** Resection of the supra-alveolar fibers and the retention of orthodontically rotated teeth. *Am J Orthod* 1966; 62: 855-856
- 212) **Yee JA.** Response of periodontal ligament cells to orthodontic force: ultrastructural identification of proliferating fibroblasts. *Anat Rec* 1979; 194: 603-614

Literaturverzeichnis

- 213) **Yokoya K, Sasaki T, Shibasaki Y.** Distributional changes of osteoclasts and pre-osteoclastic cells in periodontal tissues during experimental tooth movement as revealed by quantitative immunohistochemistry of H(+)-ATPase. J Dent Res 1997; 76: 580-587

8 Lebenslauf

Name:	Frank Heller	
Geburtsdatum:	13.02.1964	
Geburtsort:	Krefeld	
Eltern:	Engeline und Wolfgang Heller	
Konfession:	evangelisch-freikirchlich	
Familienstand:	ledig	
Schulbildung:	1970 – 1974	Grundschule
	1974 – 1983	Gymnasium Fabritianum (Krefeld)
Zivildienst:	1983 – 1985	St. Josefshospital (Krefeld)
Studium:	1985 – 1986	Sprachstudium in New York, Toronto und Tours
	1986 – 1993	Medizinstudium in Düsseldorf, Nantes und Madrid
	1993 – 1996	Zahnmedizinstudium in Mainz und Gießen
Abschlüsse:	21.05.93	ärztliche Prüfung
	21.11.96	zahnärztliche Prüfung
Promotion: (Humanmedizin)	1995	„Dosierung, Effektivität und Komplikationen der Phenprocoumontherapie im Kindesalter“
Facharzt- ausbildung:	1997 – 1998	Abteilung für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie; Technische Universität München; Klinikum rechts der Isar (Direktor: Prof. Dr. Dr. Dr. Horch)
	1999 – 2001	Abteilung für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie; St. Josefshospital Krefeld (Chefarzt: Prof. Dr. Dr. Bull)
Facharztprüfung:	25.04.2001	Anerkennung als Facharzt für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie durch die Ärztekammer Nordrhein
April 2001 bis Juni 2002:		wissenschaftliche Arbeit als Doktorand in der Poliklinik für Kieferorthopädie (Direktor: Univ.-Prof. Dr. D. Drescher) Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde; Westdeutsche Kieferklinik; Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
seit Juli 2002:		Weiterbildung in der Abteilung für plastische und rekonstruktive Chirurgie am Chang Gung Memorial Hospital in Taipei / Taiwan

Abstract

ENTWICKLUNG UND KLINISCHE ERPROBUNG EINER MESSAPPARATUR ZUR UNTERSUCHUNG DER HORIZONTALEN INTERDENTALEN KRÄFTE BEI KIEFERORTHOPÄDISCHEN PATIENTEN verfasst von: Frank Heller

Horizontale interdentale Kräfte stehen im Verdacht, für den nicht primären Frontengstand sowie für Rezidive nach kieferorthopädischer Therapie verantwortlich zu sein. Eine Methode, mit der die hier wirkenden Kräfte in einem einfachen Verfahren gemessen werden können, lag jedoch bisher nicht vor.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde eine Messapparatur entwickelt und getestet, die eine Bestimmung dieser Kräfte bei kieferorthopädischen Patienten ermöglicht. Hauptkomponenten der Messapparatur waren eine Einbaumessschraube vom Typ 164-171 der Firma „Mitutoyo®“ sowie ein Miniaturkraftaufnehmer vom Typ XFTC-101-M5 der Firma „GS Sensors®“. Über zwei Kraftarme, die an benachbarten kieferorthopädischen Attachments ansetzen, erlaubte die Einbaumessschraube eine kontinuierliche mikrometergenaue Aufdehnung des Approximalbereichs der Zähne, während gleichzeitig die Kraft, die dieser Aufdehnung entgegenwirkt, mit dem Miniaturkraftaufnehmer mit einer Genauigkeit von einem Zentinelton gemessen wurde.


Die Wertepaarkurven (Aufdehnung *versus* Kraft) wurden nach graphischer Auftragung mit Hilfe der Regressions- und Kurvenanalyse ausgewertet und über die errechneten Koeffizienten der Regressionsgleichung Aussagen über die im Approximalbereich wirkenden Kräfte gewonnen.

Zur Prüfung der Messapparatur auf ihre Eignung im klinischen Einsatz wurden bei fünf Patienten an zehn zufällig ausgewählten Approximalräumen die interdentalen Kräfte und biomechanischen Veränderungen in diesem Bereich in den ersten beiden Wochen der kieferorthopädischen Therapie untersucht.

Die graphische Auftragung der Werte für die Aufdehnung des Approximalraums auf der x-Achse und der Werte der entgegenwirkenden Kraft auf der y-Achse zeigte eine zweiphasige Beziehung dieser Parameter. Nach einer initialen Phase mit einem relativ flachen Anstieg der Kurve folgte eine sekundäre Phase mit einer größeren Steigung. In der Kurvenanalyse konnte für alle untersuchten Wertepaarkurven das höchste Signifikanzniveau für die Anpassung an eine quadratische Funktion nachgewiesen werden (Bestimmtheitsmaß: $0,99 \pm 0,007$, $p < 0,001$). Geringfügig schlechter aber ebenfalls noch hochsignifikant war eine Annäherung an eine lineare und eine exponentielle Funktion möglich (Bestimmtheitsmaß: $0,95 \pm 0,02$, $p < 0,001$ bzw. $0,90 \pm 0,07$, $p < 0,001$).

Die Untersuchung der approximalen Kontaktkräfte im Seitenzahnbereich zeigte neben großen inter- und intraindividuellen Unterschieden eine Abnahme der hier wirkenden Kräfte von durchschnittlich $37 \pm 16,8$ cN auf 17 ± 4 cN in den ersten beiden Wochen der kieferorthopädischen Therapie. Gleichzeitig verringerte sich auch die Steigung der Kraft / Weg - Kurven der hier betroffenen Zahnhalteapparate signifikant. Dieser Befund steht in Einklang mit den bekannten Umbauprozessen als Folge der kieferorthopädischen Zahnbewegung. In der Unterkieferfront, wo es im Rahmen der Therapie häufiger zu einer ungünstigen indirekten Resorption mit einer Hyalinisierung der betroffenen Gewebe kommt, wurde bei zwei Patienten eine Zunahme der Steigung in den Kraft / Weg - Kurven beobachtet. Weitere Untersuchungen werden hier notwendig sein, um zu klären, inwieweit die nachweisbaren biomechanischen Veränderungen im Zahnhalteapparat eine Interpretation hinsichtlich morphologischer Veränderungen erlauben.

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass die entwickelte Messapparatur in der Lage ist, die approximalen Kontaktkräfte zu bestimmen und Veränderungen der horizontalen interdentalen Kräfte als auch Veränderungen der biomechanischen Eigenschaften des Zahnhalteapparats als Folge der kieferorthopädischen Therapie quantitativ zu erfassen. Für zukünftige Studien steht somit eine Messapparatur zur Verfügung, die eingesetzt werden kann, den Einfluss der im Approximalbereich wirkenden Kräfte auf die kieferorthopädische Therapie weiter zu erforschen. Die Messmethode ist einfach in der Handhabung und kann ohne großen Aufwand auch in der klinischen Praxis angewendet werden.


Univ.-Prof. Dr. D. Drescher