

**Konstruktion und Erprobung
eines intraoralen Belastungsgeräts
zur Bestimmung von
Kraft/Auslenkungszusammenhängen
von Zähnen im menschlichen Gebiss**

Dissertation

zur

Erlangung des Doktorgrades (Dr. rer. nat)

der

Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät

der

Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn

vorgelegt von

Marcel Drolshagen

aus

Bad Neuenahr-Ahrweiler

Bonn, April 2012

Angefertigt mit Genehmigung der Mathematisch-Naturwissenschaftlichen
Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. Christoph Bourauel
 2. Gutachter: Prof. Dr. Kai-Thomas Brinkmann
- Tag der Promotion: 06.09.12
Erscheinungsjahr: 2012

Inhaltsverzeichnis

Danksagung	1
Zusammenfassung	3
1 Einleitung	5
2 Grundlagen	7
2.1 Biomechanische Grundlagen	7
2.1.1 Zahn und Zahnhalteapparat	7
2.1.2 Biomechanik der Zahnbewegung	9
2.1.2.1 Initiale Zahnbeweglichkeit	9
2.1.2.2 Knochen und Knochenumbau	10
2.1.3 Erkrankungen des Zahnhalteapparats	12
2.1.3.1 Ursachen und Folgen von Parodontitis und Gingivitis	12
2.1.4 Frühzeitige Erkennung parodontaler Erkrankungen	13
2.1.4.1 Parodontaler Screening Index	13
2.2 Physikalische Grundlagen	15
2.2.1 Mechanik deformierbarer Körper	15
2.2.2 Finite-Elemente-Methode	20
2.2.2.1 Elementtypen	20
2.2.2.2 Vorgehensweise bei der Finite-Elemente-Analyse .	23
2.2.3 Sensorik	24
2.2.3.1 Piezoelektrische Sensoren	24
2.2.3.2 Magnetfeldsensoren	27
3 Material und Methoden	31
3.1 Aufbau der Belastungseinheit	32
3.1.1 Piezoelektrischer Aktuator und Spannungsverstärker	32
3.1.2 Druckkraftsensor und In-line-Messverstärker	34
3.1.3 Integration der Belastungseinheit	36
3.2 Aufbau der Messeinheit	37
3.2.1 Magnethaltevorrichtung	37

3.2.2	Sensor-Array	38
3.2.3	Kalibriermessungen	41
3.2.4	Bewegungsnachweis	43
3.3	Aufbau der Steuereinheit	45
3.3.1	Hardwareentwicklung	45
3.3.2	Softwareentwicklung mit <i>C</i>	50
3.3.2.1	Steuerprogramm für den Master	51
3.3.2.2	Steuerprogramm für die Slaves	59
3.3.3	Benutzeroberfläche mit <i>LabVIEW</i>	62
3.4	Systemintegration	64
3.5	Studienprotokoll	66
3.5.1	Befunderhebung für in-vitro-Anwendungen	66
3.5.2	Befunderhebung für in-vivo-Anwendungen	67
3.6	Konstruktion der Aufbissschiene	70
3.6.1	Aufbissschiene für Reproduktionsanwendungen	70
3.6.2	Aufbissschiene für in-vitro-Anwendungen	72
3.6.3	Aufbissschiene für in-vivo-Anwendungen	73
3.7	Durchführung experimenteller Versuche	74
3.7.1	Aktivierung der Zahnkrone	74
3.7.1.1	Stufenförmige Aktivierung	75
3.7.1.2	Dreieckige Aktivierung	75
3.8	Entwicklung numerischer Modelle	77
3.8.1	In-vitro-Modelle	77
3.8.2	In-vivo-Modelle	79
4	Ergebnisse	85
4.1	Experimentelle Ergebnisse	85
4.1.1	Experimentelle Ergebnisse der Reproduktionsanwendungen	85
4.1.2	Experimentelle Ergebnisse der in-vitro-Anwendungen . . .	87
4.1.3	Experimentelle Ergebnisse der in-vivo-Anwendungen	89
4.2	Numerische Ergebnisse	92
4.2.1	Numerische Ergebnisse der in-vitro-Modelle	92
4.2.2	Numerische Ergebnisse der in-vivo-Modelle	92
4.2.2.1	Translationen und Rotationen der Magnete	92
4.2.2.2	Numerische Identifikation der Materialparameter von humanem PDL	93
5	Diskussion	103
5.1	Intraorales Belastungsgerät	103

5.2	Vergleich mit anderen Studien	103
5.2.1	Experimentelle Ansätze in der PDL-Forschung	104
5.2.2	Numerische Ansätze in der PDL-Forschung	107
5.3	Analyse der experimentellen Anwendungen	108
5.4	Analyse der numerischen Modelle	112
	Literatur	115
	Lebenslauf	125
	Abkürzungsverzeichnis	127

Danksagung

An erster Stelle danke ich meinem Erstgutachter Herrn Prof. Christoph Bourauel für seine Unterstützung, seine Hilfsbereitschaft und das Gelingen dieser wissenschaftlichen Arbeit. Er stand mir nicht nur in fachspezifischen, sondern auch in privaten Gesprächen immer zur Seite.

Besonderer Dank gilt meinem Zweitgutachter Herrn Prof. Kai-Thomas Brinkmann, der immer ein offenes Ohr für mich hatte. Ich danke Ihm und Herrn Prof. Carsten Urbach für die gute Zusammenarbeit und die Betreuung.

Weiterer Dank gilt dem Leiter der Klinischen Forschergruppe 208 Herrn Prof. James Deschner und seiner Arbeitsgruppe für die gute Unterstützung.

Der Arbeitsgruppe in Lugano unter der Leitung von Prof. Rolf Krause danke ich ebenso wie Herrn M.Eng. Marco Favino für die gute Zusammenarbeit.

Der gesamten Arbeitsgruppe unter der Leitung von Prof. Bourauel danke ich für die Unterstützung. Meine Kollegen gaben mir mit Ihrem fundierten Fachwissen viele Anregungen für die Anfertigung meiner wissenschaftlichen Arbeit.

Besonders danke ich Herrn Dr. Ludger Keilig für seine Hilfsbereitschaft. Ich danke Ihm für die Anregungen bei der numerischen Modellentwicklung sowie seiner Unterstützung bei den Kalibriermessungen der beiden Sensor-Arrays.

Weiterer Dank gilt Frau Dr. Susanne Reimann, die mir durch Ihr Engagement bei praktischen und theoretischen Fragestellungen immer zur Seite stand. Ihre werkstoffkundlichen Fachkenntnisse waren bei der Planung und Konstruktion der Belastungseinheit in Zusammenarbeit mit dem Dipl.- Ing.(FH) Wilhelm Plett sehr hilfreich.

Ebenso danke ich Frau Dr. Istabak Hasan für Ihr Interesse am Entstehen dieser Arbeit und für Ihre Hilfsbereitschaft. Ihr zahnmedizinisches und biomechanisches Fachwissen gab mir zahlreiche Anregungen bei der Entwicklung der numerischen Modelle.

Herrn Cornelius Dirk danke ich für seine Unterstützung durch gute Programmierkenntnisse, die dazu beigetragen haben, den in dieser Arbeit entwickelten Quellcode zu optimieren. Außerdem danke ich Ihm für seine freundschaftliche Hilfe bei der Datenauswertung.

Bei der Chemisch-technischen Assistentin (CTA) Frau Anna Weber bedanke ich mich für Ihre Hilfsbereitschaft bei der Fertigung der humanen Aufbissschienen. Dem Leiter der Feinmechaniker Werkstatt der Universitätsklinik Bonn Herrn Forst und seinen Mitarbeitern spreche ich meinen Dank für die außerordentliche Leistung bei der Fertigung der mechanischen Komponenten aus. Besonderer Dank geht an Herrn Rolf Beck für die erbrachten Vorleistungen.

Weiterhin bedanke ich mich bei Frau Feininger für die Erstellung der Silikonabformungen und der Gipsmodelle.

Ich danke der Zahnärztin Frau Khan Ly Tran für die zahnärztlichen Voruntersuchungen sowie das Zerlegen der frischen Schweineunterkiefer.

Besonderer Dank gilt meinen Probanden ohne die meine Forschungsergebnisse nie hätten verwirklicht werden können.

Zuguterletzt danke ich meiner Ehefrau Dorothee, meinen Eltern Anni und Dieter, meinen Schwiegereltern Hildegard und Ferdinand sowie allen Beteiligten, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Zusammenfassung

Die Gingivitis und die Parodontitis haben meist eine schädigende Wirkung auf den Zahnhalteapparat und können die mechanischen Eigenschaften des Parodontalligaments (PDL) beeinflussen. Das Hauptziel dieser Studie war die Entwicklung eines intraoralen Belastungsgeräts, das die parodontalen Gewebeveränderungen vor, während und nach einer parodontalen Erkrankung durch die intraorale Messung der Zahnauslenkung bestimmen konnte. Unter Anwendung des intraoralen Belastungsgeräts erfolgten zeitabhängige Aktivierungen mit variierenden Auslenkungen in-vitro an Schweineprämolaren und in-vivo an humanen oberen linken ersten Schneidezähnen. Die Aktivierungen der Zähne wurde durch einen integrierten piezoelektrischen Aktuator mit einer maximalen Auslenkung von bis zu 0,20 mm realisiert. Außerdem registrierte ein in das Gerät integrierter Kraftsensor die auftretenden Kräfte von bis zu 200 N. Zeitgleich erfassten 16 Hall-Effekt-Sensoren die Verschiebungen zweier sich an der Zahnkrone befindlicher Zylindermagnete. Mit Hilfe der erfassten Daten konnten die resultierenden Zahnauslenkungen auf die Zahnbewegung zurückgerechnet werden.

Die experimentellen in-vivo-Untersuchungen erfolgten an den oberen linken ersten Schneidezähnen (Zahn 21) von fünf parodontal gesunden Probanden mit einer maximalen Auslenkung von 0,15 mm. Die maximalen Belastungszeiten betragen 0,1 s bis 5,0 s. Die experimentell ermittelten Ergebnisse wurden in die Entwicklung von patientenspezifischen Finite-Elemente-Modellen zur Simulation von Kraft/Auslenkungszusammenhängen einbezogen. Die Erzeugung der numerischen Probandenmodelle erfolgte unter Anwendung von Röntgenaufnahmen. Um die Aktivierungen der Zahnkrone in den Probandenmodellen zu simulieren und die Materialparameter des humanen PDL zu bestimmen, wurden die numerischen Kraft/Auslenkungskurven an die zuvor experimentell ermittelten Kurven angeglichen.

Bei der kürzesten Belastungszeit lagen die experimentell ermittelten Kräfte im Bereich von 12,6 N (0,1 s). Die numerisch berechneten Elastizitätsmoduln variierten zwischen 1,7 MPa (0,1 s) und 0,6 MPa (5,0 s). Bei Betrachtung der Kraftverläufe sanken die experimentell und numerisch ermittelten Kräfte mit steigender Belastungszeit.

Die durch die experimentellen Anwendungen des intraoralen Belastungsgeräts und die numerischen Berechnungen der erstellten Probandenmodelle gewonnenen Erkenntnisse geben ein verbessertes Verständnis über die biomechanischen Vorgänge innerhalb des Zahnhalteapparats und stützen die klinischen Untersuchungen.

Diese Studie wird von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG), Klinische Forschergruppe 208 (KFO208, TP5) finanziert.

1 Einleitung

In der heutigen Zeit gewinnt die Biomechanik in der Medizin immer mehr an Bedeutung. Mit ihrer Hilfe werden zum einen die Funktionen und Strukturen des menschlichen Bewegungsapparats und zum anderen die Bewegungen von biologischen Systemen untersucht. Besonders in der Zahnmedizin kommen neue Methoden zum Einsatz, um die biomechanischen Prozesse innerhalb des menschlichen Zahnhalteapparats durch vorgegebene Belastungen zu simulieren und zu untersuchen. Anregung dafür ist die in Deutschland und in vielen anderen Industrieländern beobachtete steigende Anzahl von Erkrankungen am Zahnhalteapparat. Zu diesen Parodontalerkrankungen gehört die Gingivitis, eine durch bakterielle Beläge verursachte Zahnfleischentzündung sowie die in verschiedenen Schweregraden verlaufenden Formen der Parodontitis. Diese Entzündung des Zahnhalteapparats ist mit der Bildung von Zahnfleischtaschen und Knochenabbau verbunden. Eine mittelschwere bis schwere Parodontitis zeigt meist eine schädigende Wirkung auf den Zahnhalteapparat. Sie kann langfristig durch den Abbau von Knochenmaterial eine Lockerung der Zähne oder den vollständigen Zahnverlust verursachen.

Um eine explizite Aussage über die Ursachen und die Folgen von Parodontalerkrankungen zu treffen, wurde 2009 die Klinische Forschergruppe 208 der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) im Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn etabliert. Das Hauptziel der Forschergruppe besteht darin, die Prävention von Parodontalerkrankungen zu verbessern, den Krankheitsverlauf zu überwachen und die Parodontitis zu therapieren. Damit ein besseres Verständnis für die Ursachen, die Folgen und die Prävention von Parodontalerkrankungen entsteht, beteiligen sich an dem Gesamtprojekt verschiedene Arbeitsgruppen aus medizinischen und naturwissenschaftlichen Bereichen.

Die Forschergruppe des Teilprojekts 5 beschäftigt sich mit der Entwicklung eines intraoralen Belastungsgeräts, mit dessen Hilfe kontrollierte physiologische Belastungen an gesunden oder parodontal erkrankten menschlichen Einzelzähnen erzeugt werden. Unter Anwendung verschiedener Belastungsgeschwindigkeiten wird der resultierende zeitliche Kraftverlauf und die resultierende Zahn-

auslenkung erfasst. Die Untersuchungen umfassen experimentelle in-vivo- und in-vitro-Anwendungen. Die bei den experimentellen Anwendungen gewonnenen Erkenntnisse über die zeitabhängigen Kraft/Auslenkungszusammenhänge geben Aufschluss über den parodontalen Zustand des untersuchten Zahnhalteapparats und stützen damit die klinischen Voruntersuchungen. Um verbesserte Aussagen über die biomechanischen Eigenschaften des Zahnhalteapparats und der umliegenden Gewebe treffen zu können, erfolgt die Entwicklung patientenspezifischer Finite-Elemente-Modelle. Die Modellentwicklung stützt sich auf zuvor durchgeführte Röntgenuntersuchungen, mit denen sich die geometrischen Eigenschaften des Zahns und seinem umliegenden Gewebe nachbilden lassen.

Um die Materialparameter der einzelnen Gewebe eindeutig zu bestimmen, werden die experimentell ermittelten Kraft/Auslenkungszusammenhänge in die numerischen Berechnungen der patientenspezifischen Modelle mit einbezogen. Durch diese Methode können für den Zahnhalteapparat und sein umliegendes Gewebe genauere mathematische Modelle entwickelt und neue Erkenntnisse über sein biomechanisches Verhalten gewonnen werden. Die mit dem intraoralen Belastungsgerät ermittelten Ergebnisse können herkömmliche Therapieformen einer Parodontalerkrankung unterstützen und zu schnelleren Heilungserfolgen führen.

In **Kapitel 2** werden alle biomechanischen und physikalischen Grundlagen behandelt, die zum Verständnis dieser Arbeit beitragen sollen. Die biomechanischen Grundlagen reichen von der Mechanik starrer Körper bis hin zu biomechanischen Reaktionen in humanen Parodontalgeweben. Weiterhin wird die allgemeine Vorgehensweise bei einer Finiten-Elemente-Analyse beschrieben. Die physikalischen Grundlagen geben Auskunft über die verwendeten Sensoren und elektrischen Schaltungen.

Kapitel 3 beschreibt ausführlich die Planung und die Konstruktion der im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Messeinrichtung zur Bestimmung des Kraft/Auslenkungsverhaltens von Zähnen unter physiologischen Belastungen. Das erstellte Studienprotokoll gibt Auskunft über die Methode der Befunderhebungen innerhalb verschiedener Anwendungen. Die Finite-Elemente-Analyse ermöglicht die Entwicklung individueller numerischer Modelle zur Simulation von physiologischen Belastungen des Zahnhalteapparats.

Kapitel 4 präsentiert die mit dem intraoralen Belastungsgerät experimentell ermittelten Messergebnisse sowie die mit der Finite-Elemente-Analyse berechneten numerischen Ergebnisse.

In **Kapitel 5** werden die in dieser Arbeit ermittelten Ergebnisse mit den Messergebnissen anderer Studien verglichen und diskutiert.

2 Grundlagen

2.1 Biomechanische Grundlagen

Die biomechanischen Grundlagen beschreiben den Aufbau von Zahn und Zahnhalteapparat. Sie geben einen Einblick in die Biomechanik der Zahnbewegung.

2.1.1 Zahn und Zahnhalteapparat

Der gesunde menschliche Zahn besteht aus einer Zahnkrone im sichtbaren Bereich und einer Zahnwurzel im nicht sichtbaren Bereich (Abbildung 2.1).

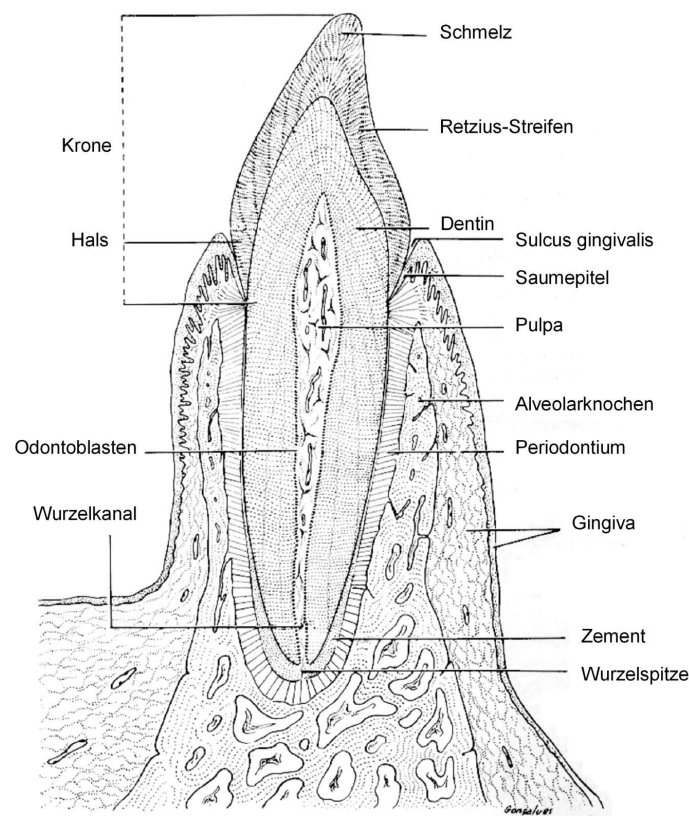


Abbildung 2.1: Schematische Darstellung der Anatomie von Zahn und Zahnhalteapparat (Junqueira und Carneiro, 1991).

Das Dentin bildet den Hauptbestandteil des Zahnes und wird im Bereich der Zahnkrone von Zahnschmelz und im Bereich der Zahnwurzel von Zement umgeben. Im Innern des Dentins befindet sich die aus dem Zahnmark bestehende Pulpa, die von der Krone bis in die Wurzel reicht.

Die stützende Wirkung der umliegenden Gewebe ermöglicht dem Zahn eine große Eigenbeweglichkeit. Der durch diese Gewebe definierte Zahnhalteapparat (Parodont oder auch Parodontium) beschreibt verschiedene Hart- und Weichgewebe, die eine strukturelle und funktionelle Einheit bilden. Die wesentlichen Bestandteile des Zahnhalteapparats sind Desmodont (Wurzelhaut, Periodontium oder parodontales Ligament), Zement, Alveolarknochen und Gingiva (Schroeder, 2000).

In dieser Arbeit wird ein besonderes Augenmerk auf den Aufbau des parodontalen Ligaments (PDL) gelegt. Das PDL befindet sich in dem ca. 0,20 mm breiten sanduhrförmigen Bereich zwischen Zahnwurzel und Alveolarknochen, dem sogenannten Parodontalspalt. Innerhalb dieses Spalts befindet sich eine komplexe Struktur aus kollagenen und oxytalanartigen Faserbündeln (53-74%). Die kollagenen Faserbündel sind mit einem Ende am Alveolarknochen und mit dem anderen Ende an der Zahnwurzel befestigt. Die Fasern ermöglichen dem Zahn eine intrinsische horizontale und vertikale Mobilität. Die restlichen Bestandteile des PDL sind freie Zellen, interstitielles Gewebe, Nerven und Gefäße (1-2%). Für einwurzelige Zähne ergibt sich ein Gesamtvolumen von 30-100 mm³ und für mehrwurzelige Zähne 65-150 mm³. Das PDL ermöglicht zum einen eine Befestigung des Zahnes in seiner Alveole und bewirkt zum anderen eine Abfederung und Verteilung der Kaubelastung auf den umliegenden Knochen (Schroeder, 2000).

Das Zement ist ein mineralisiertes Gewebe, das als eine variabel dicke Schicht das gesamte Wurzel dentin überzieht. Es dient adaptiven und reparativen Prozessen sowie der Befestigung der desmodontalen Faserbündel (Diedrich, 2000a, 2000b und Schroeder, 2000).

Der Alveolarknochen beschreibt eine knöchernen Alveolenwand, die der Größe, der Form und der Stellung der Zähne entspricht. Bei der Beschreibung des Alveolarknochens wird zwischen Spongiosa und Kortikalis unterschieden. Das schwammartige Gewebe Spongiosa, bestehend aus netzförmig angeordneten Knochenbälkchen, befindet sich im Inneren des Knochens und wird nach außen hin von der kompakteren, härteren Kortikalis umhüllt.

Die Gingiva (Zahnfleisch) bildet den epithelialen Bestandteil des Zahnhalteapparats. Zudem schützt sie den alveolären Knochen und beinhaltet zahlreiche Gefäße und Blutkapillare.

2.1.2 Biomechanik der Zahnbewegung

2.1.2.1 Initiale Zahnbeweglichkeit

Eine initiale Zahnbewegung ist ein rein mechanischer Vorgang und beschreibt die anfängliche Reaktion auf die an einer Zahnkrone angreifende äußere Kraft. Die Auslenkung des Zahns am Zahnhalteapparat erfolgt elastisch und reversibel. Bei dieser kurzzeitigen Zahnbewegung sind keine biologischen Umbauvorgänge des Knochens beteiligt. Die initiale Zahnbeweglichkeit ist von vielen Faktoren abhängig. Darunter fallen zum Beispiel die Breite des Parodontalspalts, die Wurzelanzahl und die Wurzelgeometrie. Neben diesen Faktoren spielen außerdem die Elastizitätseigenschaften der Gewebe, die Verteilung der kollagenen Faserbündel und die Belastungsgeschwindigkeit eine wichtige Rolle.

Die im gesamten Zahnhalteapparat vorkommenden Gewebe können durch ihre Elastizitätseigenschaften beschrieben und differenziert werden. So ist beispielsweise der Elastizitätsmodul des PDL geringer als der von Zahn und Knochen. Im Gegensatz zu den übrigen Geweben besitzt das PDL ein komplexes Materialverhalten. Da sich die Zahnauslenkung zur aufgebrachten Kraft nichtlinear und zeitabhängig verhält, ist das Materialverhalten des PDL sehr aufwendig zu beschreiben. Bei Belastung werden die kollagenen Faserbündel auf der einen Seite gedehnt und auf der gegenüberliegenden Seite gestaucht. Zudem kann eine Flüssigkeitsverschiebung in den Blutgefäßen und dem umliegenden Gewebe erfolgen. Das nichtlineare biomechanische Verhalten des PDL wurde bereits in mehreren Versuchen nachgewiesen (Christiansen und Burstone, 1969; Daly et al., 1974; Mühlemann und Zander, 1954; Picton und Wills, 1978; Siebers, 1999; Toms et al., 2002; Wills et al., 1972; Yoshida et al., 2001a).

Die Geschwindigkeit der Belastung ist entscheidend für das mechanische Verhalten des PDL. Bei Stoßbelastungen (traumatische Belastungen), kann eine starke Abdämpfung durch die Flüssigkeitsphase im PDL erfolgen (hydrodynamischer Polstereffekt der desmodontalen Gewebeflüssigkeit und des Gefäßnetzes).

Im Gegensatz dazu kommt es bei langsameren Belastungsgeschwindigkeiten zu einer Flüssigkeitsverschiebung innerhalb des Parodontalspalts. Während dessen nehmen Stauchung und Dehnung zeitabhängig zu, wobei Blut und andere Gewebeflüssigkeiten in den angrenzenden Knochenmarkraum verdrängt werden. Ebenso erfolgt eine initiale Streckung der kollagenen Faserbündel (Diedrich, 2000a, 2000b).

Allgemein können bei der initialen Zahnauslenkung Translationen von etwa 0,20 mm und Rotationen von etwa 2° erreicht werden. Bei der Betrachtung des Zahns als starrer Körper erfolgt die gesamte Auslenkung fast ausschließlich innerhalb

des weicheren PDL. Jedoch können Druck- bzw. Zugspannungen stellenweise elastische Deformationen innerhalb des alveolären Knochens verursachen. Bei kurzzeitigen Belastungen kehrt der ausgelenkte Zahn aufgrund des viskoelastischen Materialverhaltens des PDL nach einer bestimmten Relaxationszeit wieder in den Ausgangszustand zurück. Der gesamte Vorgang ist reversibel.

Die initiale Zahnbeweglichkeit ist eine rein physiologische Zahnbewegung, die eine Eigenbeweglichkeit der Zähne beschreibt. Diese Eigenbeweglichkeit spielt beispielsweise beim Kauen, Schlucken und Pressen eine wichtige Rolle.

Rateitschak und Wolf (2004) beschrieben die sogenannte *syndesmatische Aufhängung* des Zahns in seinem Zahnhalteapparat und die Elastizität des gesamten Alveolarfortsatzes. Gemeinsam gewährleisten sie eine messbare physiologische Zahnbeweglichkeit in horizontaler, vertikaler und rotatorischer Richtung. Die Aussage stützt sich in erster Linie auf das von Mühlemann (1967) entwickelte Periodontometer und auf das von Schulte et al. (1983) entwickelte Periotestgerät. Nach Himmel et al. (1957) schwankt die Zahnbewegung innerhalb eines 24-Stunden-Zyklus, wobei Zähne morgens beweglicher sind als abends. Zwischen parodontal gesunden Individuen bestehen Unterschiede in der Zahnbeweglichkeit. Aufgrund verschiedener Zahngattungen können Wurzelzahl, Wurzellänge und Wurzeldurchmesser variieren. Daraus resultiert eine Veränderung der Insertionsfläche der kollagenen Fasern im Zahnzement. Außerdem kann sich nach Rateitschak und Wolf (2004) die Zahnbeweglichkeit durch das okklusale Trauma oder durch quantitativen Knochenverlust bei einer Parodontitis erhöhen.

2.1.2.2 Knochen und Knochenumbau

Bei Menschen und bei Wirbeltieren bezeichnet das organische Material Knochen ein besonders hartes, skelettartiges Stützgewebe, das je nach Individuum in Anzahl, Größe und Form variieren kann. Innerhalb des menschlichen Bewegungsapparats übernimmt Knochen vorwiegend mechanische Aufgaben. Durch seine hohe Druck- und Zugfestigkeit gewährleistet er die aufrechte Haltung des Körpers (Stützfunktion) und ermöglicht Körperbewegungen (Bewegungsfunktion). Zudem schützt Knochen das Zentrale Nervensystem im Schädel (Gehirn) und im Wirbelkanal (Rückenmark).

Die Grundsubstanz Knochen besteht zu 70% aus knochenhärtenden anorganischen Bestandteilen. Darunter fallen überwiegend die Mineralien Kalzium und Phosphat. Der Rest des Knochens besteht zu 10% aus Wasser und zu 20% aus organischen Materialien. Zu diesen organischen Materialien gehört das Osteoid, das die Elastizität des Knochens gewährleistet. Darüber hinaus besitzt Knochen metabolische Funktionen, wie beispielsweise die Speicherung von lebensnot-

wendigem Kalzium (Linß und Fanghänel, 1989). Knochen besteht aus Periost (Knochenhaut), Kompakta (kompakte Knochenmasse), Spongiosa (kompakte Knochenmasse) und Medulla ossium (Knochenmark):

Periost: Das Periost legt sich als äußere Hülle um die kompakte Knochenmasse. Die darin enthaltenen Osteoblasten tragen, indem sie die Bildung neuer Knochenzellen ermöglichen, zum Wachstum und zur Regeneration des Knochens bei.

Kompakta: Unterhalb der Knochenhaut liegt eine Schicht aus dichtem Knochengewebe. In der Mitte eines Knochens ist sie besonders stark ausgeprägt. Im Bereich des Knochenschafts heißt diese Schicht Kompakta, an den Knochenenden Kortikalis (Rinde).

Spongiosa: Im Knocheninneren geht die Kortikalis in die Spongiosa über. Das Gerüstwerk aus kleinen Knochenbälkchen dient als schwammartiges Füllmaterial. Bei relativ geringem Gewicht gewährleistet diese Struktur eine große Stabilität des Knochens. In den Zwischenräumen der Knochenbälkchen befindet sich bei Erwachsenen überwiegend Fettgewebe.

Medulla ossium: Das Knochenmark ist in den Hohlräumen der großen Knochen eingelagert. Das fetthaltige Gewebe bildet die für den Sauerstofftransport notwendigen roten Blutkörperchen (Erythrozyten), die für die Gerinnung verantwortlichen Blutplättchen (Trombozyten) und verschiedene weiße Blutkörperchen (Leukozyten) für das Immunsystem.

Der Knochenstoffwechsel ermöglicht eine physiologische Erneuerung der Aktivität von vier morphologisch und funktionell verschiedenen Zelltypen. Zu diesen Zelltypen gehören Osteoblasten, junge Osteozyten, ältere Osteozyten und Osteoklasten (Schroeder, 2000).

Osteoblasten: Osteoblasten sind kuboide Zellen mit einem großen Kern. Sie befinden sich an der Knochenoberfläche und produzieren kollagene und nichtkollagene Bausteine der Knochenmatrix.

Junge Osteozyten: Junge Osteozyten befinden sich relativ nah an der Knochenoberfläche und entstehen aus Osteoblasten. Während ihrer Entwicklungsphase werden sie immer kleiner und sind innerhalb des neugebildeten Knochens lokalisiert. Zusätzlich regulieren sie die Ausreifung und Mineralisierung der neugebildeten Knochenmatrix.

Ältere Osteozyten: Nach der fortschreitenden Bildung von Knochenmaterial geraten die jungen Osteozyten immer tiefer in die neu gebildeten Knochenschichten und werden zu ausgereiften Osteozyten. Die älteren Osteozyten sind für den Mineralstoffwechsel, die Osteolyse (Abbau) und die Osteoplasie (Anbau) verantwortlich.

Osteoklasten: Diese großen mehrkernigen Zellen befinden sich in den Resorptionslakunen der Knochenoberfläche. Eine vermehrte Osteoklastentätigkeit kann durch einen übermäßig raschen Abbau der Knochensubstanz und Knochenstruktur zu einer Reduzierung der Knochendichte führen (Osteoporose).

2.1.3 Erkrankungen des Zahnhalteapparats

2.1.3.1 Ursachen und Folgen von Parodontitis und Gingivitis

Die Gingivitis ist eine Entzündung des Zahnfleischs (Gingiva) und wird meist durch bakterielle Beläge (Plaque) und der Entzündungsreaktion des menschlichen Körpers verursacht. Charakteristisch für die Gingivitis ist das gerötete und geschwollene Zahnfleisch, das bereits bei leichter Berührung zu bluten beginnt.



a)



b)

Abbildung 2.2: a) Patient mit einer Parodontitis, bei der ein Knochenabbau von außen nicht zu erkennen ist. b) Erst nach dem sogenannten *Aufklappen* des Zahnfleischs ist bei dem Patient eine schwere Parodontitis zu erkennen.

Die Gingivitis verursacht meistens keine Schmerzen und kann über viele Jahre bestehen bleiben, ohne sich zu einer Parodontitis zu entwickeln. Durch eine verbesserte Mundhygiene und professionelle Zahnreinigung ist die Gingivitis in den meisten Fällen reversibel. Davon zu unterscheiden sind gingivale Erkrankungen, die unabhängig von Plaque entstehen können.

Abbildung 2.2a zeigt einen Patienten mit einer chronischen Zahnfleischentzündung, bei der die bakteriellen Beläge bereits entfernt wurden. Auf den ersten Blick ist der Grad der Erkrankung noch nicht zu erkennen. Eine chronische Gingivitis kann eine Parodontitis verursachen, oder den Krankheitsverlauf einer bestehenden Parodontitis beschleunigen. Eine Parodontitis ist eine Entzündung des

Zahnhalteapparats, bei der neben Zahnfleischbluten, Mundgeruch und Schmerzen meist eine Schädigung und Zerstörung des Kieferknochens erfolgt. Eine fortgeschrittene und nicht behandelte Parodontitis kann zu Zahnverlust führen. Abbildung 2.2b zeigt die Folgen einer schweren Parodontitis mit Knochenverlust. Um eine frühere Aussage über den Erkrankungsgrad des Zahnhalteapparats treffen zu können, kommen in der Parodontologie spezielle Behandlungsmethoden zum Einsatz. Erst nach dem sogenannten *Aufklappen* des Zahnfleischs ist eine vollständige Beseitigung der bakteriellen Beläge möglich.

2.1.4 Frühzeitige Erkennung parodontaler Erkrankungen

Zu Beginn einer parodontalen Untersuchung wird die Behandlungsbedürftigkeit des Patienten festgelegt. Dabei stützen sich die in der Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn durchgeführten Untersuchungen auf eine vorgeschriebene Befunderhebung durch den sogenannten *Parodontalen Screening Index* (PSI).

2.1.4.1 Parodontaler Screening Index

Der Parodontale Screening Index wurde 1992 in den USA von der *American Academy of Periodontology* (AAP) in Zusammenarbeit mit der *American Dental Association* (ADA) entwickelt. Er gibt Auskunft über den Schweregrad einer Parodontalerkrankung. Aufgrund seiner hohen Aussagekraft gewinnt der PSI auch in Deutschland immer mehr an Bedeutung.

Zu Beginn der Untersuchung wird das Gebiss in sechs Gebiete (Sextanten) aufgeteilt. Alle Untersuchungen erfolgen an dem *Sulkus gingivae* (Zahnfleischfurche), der bei einem klinisch gesunden Menschen eine Vertiefung von bis zu 0,5 mm zwischen Gingivalsaum und Zahnoberfläche beschreibt (Schroeder, 2000).

Bei den Untersuchungen wird das gesamte Gebiss Zahn für Zahn an sechs Stellen (mesiovestibulär, vestibulär, disto-vestibulär, mesiooral, oral und distooral), unter Anwendung einer speziellen Parodontalsonde (WHO-Sonde), untersucht (Abbildung 2.3).

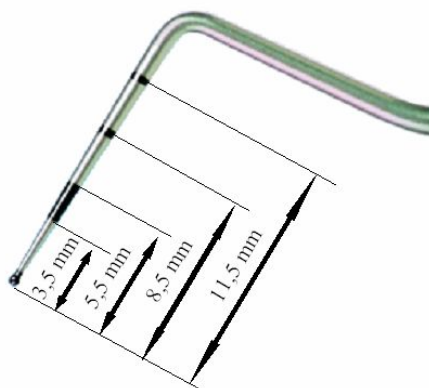


Abbildung 2.3: Parodontalsonde (WHO-Sonde) mit Sondenkodierung.

An der Spitze der Sonde befindet sich eine kleine Kugel mit einem Durchmesser von 0,5 mm. Diese Kugel verhindert Verletzungen und dient zusätzlich der Erfassung eventuell auftretender Rauigkeiten von überhängenden Füllungsrandern. Das 2 mm breite schwarze Band im Abstand von 3,5 mm bis 5,5 mm zur Kugel und die übrigen Markierungen kennzeichnen die Eindringtiefe der Parodontalsonde in den Sulkus. Die anschließende Befunderhebung richtet sich in erster Linie nach dieser speziellen Sondenkodierung, die in der nachstehenden Tabelle 2.1 dargestellt wird.

Nach der Bestimmung des parodontalen Status durch den PSI können weiterführende diagnostische und therapeutische Maßnahmen erfolgen.

Tabelle 2.1: Kodierung des Parodontalen Screening Index zur Befunderhebung.

Kodierung	0	1	2	3	4
Status	Gesund	Gingivitis	Gingivitis	Mittelschwere Parodontitis	Schwere Parodontitis
Schwarzes Band	sichtbar	sichtbar	sichtbar	teilweise sichtbar	nicht sichtbar

2.2 Physikalische Grundlagen

In diesem Kapitel wird die Mechanik deformierbarer Körper unter Einwirkung äußerer Kräfte und die Vorgehensweise einer numerischen Simulation durch die Finite-Elemente-Analyse näher beschrieben. Zudem werden die Messprinzipien der in dieser Arbeit verwendeten Aktoren und Sensoren behandelt.

2.2.1 Mechanik deformierbarer Körper

In der Mechanik beschreibt die Spannung σ eine im Inneren eines Festkörpers hervorgerufene Reaktionskraft, die eine Deformation bewirken kann.

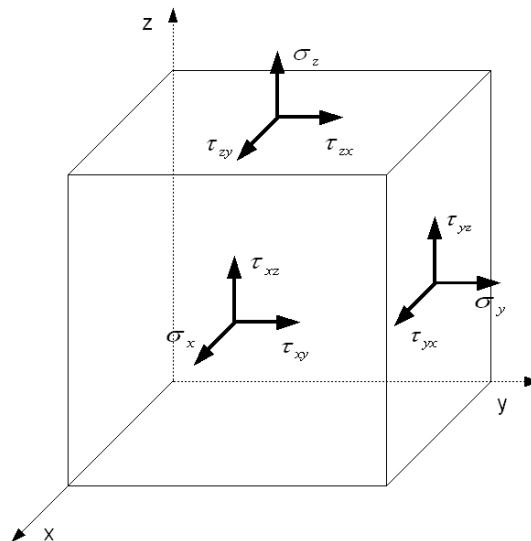


Abbildung 2.4: Dreiachsiger Spannungszustand mit drei Normalspannungen σ und sechs Tangentialspannungen τ .

Abbildung 2.4 zeigt einen würfelförmigen Körper, auf den mechanische Spannungen aus unterschiedlichen Raumrichtungen einwirken. Die senkrecht zur jeweiligen Fläche A eines Körpers wirkenden Normalspannungen σ bewirken Druck- oder Zugspannungen auf den Körper. Im Gegensatz dazu greifen die mechanischen Kräfte auch tangential an der Fläche A an und bewirken eine Scherung.

Zur Berechnung der Normalspannung σ und der Tangentialspannung τ gilt (Paus, 2007):

$$\sigma = \frac{F_n}{A} \quad \text{und} \quad \tau = \frac{F_t}{A} \quad . \quad (2.1)$$

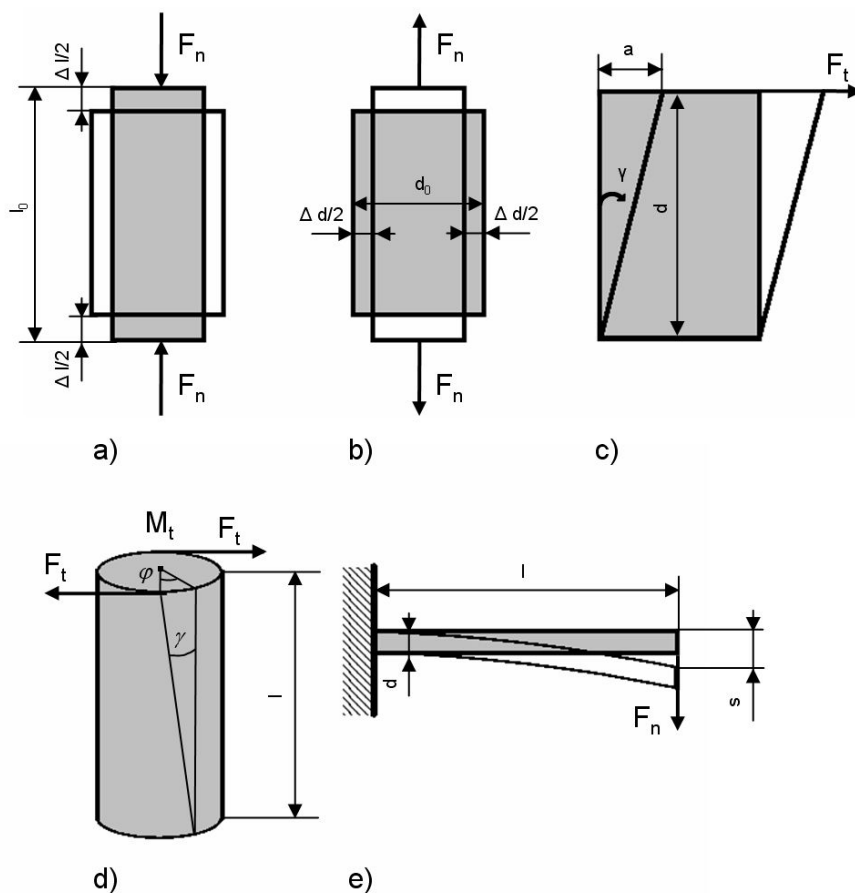


Abbildung 2.5: Schematische Darstellung typischer auf einen Körper einwirkender mechanischer Belastungen: a) Stauchung, b) Dehnung, c) Scherung, d) Torsion und e) Biegung.

Die Dehnung \mathcal{E} beschreibt die relative Änderung der Länge eines deformierbaren Körpers. Auf mechanische Belastungen reagiert der Körper in Richtung der angreifenden Kraft mit einer Längenänderung Δl . Demnach wird der Körper bei Zug gedehnt und bei Druck gestaucht (Abbildung 2.5a, b). Zur Berechnung der dimensionslosen Zahl \mathcal{E} gilt unter Berücksichtigung der Ausgangslänge l_0 :

$$\mathcal{E} = \frac{\Delta l}{l_0} \quad , \quad (2.2)$$

mit $\mathcal{E} > 0$ (Dehnung) und $\mathcal{E} < 0$ (Stauchung) .

Bei kleineren Belastungen im elastischen Bereich sind Spannung und Dehnung gemäß dem Hookeschem Gesetz proportional zueinander. Der Proportionalitätsfaktor wird durch den Elastizitätsmodul E (engl.: Young's Modulus) beschrieben. Die Einheit des Elastizitätsmoduls ist Pascal (Pa). Somit gilt für den Zusammenhang zwischen Dehnung und Elastizitätsmodul:

$$\mathcal{E} = \frac{\sigma}{E} \quad \text{und} \quad E = \frac{\sigma}{\mathcal{E}} \quad . \quad (2.3)$$

Analog zur Dehnung erfolgt bei Festkörpern eine Querkontraktion (Abbildung 2.5a, b). Dabei wird die Querabmessung d_0 um die Änderung der Querabmessung Δd bei Zug verringert und bei Druck vergrößert. Es wird angenommen, dass die relative Querdehnung $\Delta d/d_0$ proportional zur relativen Längsdehnung $\Delta l/l_0$ ist, wobei die Querkontraktionszahl (Poissonzahl) μ ein dimensionsloser Proportionalitätsfaktor ist. Es gilt:

$$\frac{\Delta d}{d_0} = -\mu \cdot \frac{\Delta l}{l_0} \quad . \quad (2.4)$$

Bei der Scherung werden die an einer Fläche tangential angreifenden Kräfte als Schubkräfte oder Scherkräfte bezeichnet (Abbildung 2.5c). Eine Schubkraft bewirkt eine Verkipfung des Körpers um den Schubwinkel γ . Für die Berechnung des Schubwinkels γ , der Schubspannung τ und des Schubmoduls G , gelten folgende Formeln:

$$\tan \gamma = \frac{a}{d}, \quad \tau = G \cdot \gamma \quad \text{und} \quad G = \frac{E}{2 \cdot (1 + \mu)} \quad . \quad (2.5)$$

Die Torsion beschreibt die Verdrehung eines Körpers (Abbildung 2.5d). Der Torsionswinkel ϕ wird durch das Torsionsmoment M_t , die Länge l , das polare Trägheitsmoment I_P und den Schubmodul G berechnet:

$$\phi = \frac{M_t \cdot l}{I_P \cdot G} \quad . \quad (2.6)$$

Bei der Biegung treten durch Krafteinwirkung senkrecht zur Balkenrichtung Stauchung und Dehnung gleichzeitig auf (Abbildung 2.5e). Die Senkung s lässt sich für einen fest eingespannten quaderförmigen Biegebalken mit der Länge l , der Breite b und der Dicke d wie folgt berechnen:

$$s = \frac{4 \cdot F_n \cdot l^3}{E \cdot b \cdot d^3} \quad (2.7)$$

Bei kleinen Spannungen wird angenommen, dass alle Verformungen elastisch sind und zwischen Spannung und Dehnung eine Linearität besteht. Dies gilt bei großen Spannungen nicht. Um die Materialeigenschaften von Festkörpern in allen Belastungsbereichen eindeutig zu bestimmen, wird das jeweilige Spannungs-Dehnungs-Diagramm im Zugversuch ermittelt (Seidel, 2007).

Abbildung 2.6 zeigt das Spannungs-Dehnungs-Diagramm eines allgemeinen Baustahls mit der Zugfestigkeit R_m , der oberen Streckgrenze R_{eH} , der unteren Streckgrenze R_{eL} , der Gleichmaßdehnung A_g und der Bruchdehnung A . Der Zugversuch wird in vier Phasen beschrieben. In der ersten Phase ist die Verformung elastisch (1). Die zweite Phase beschreibt den Bereich der Lüdersdehnung (2). In der anschließenden Phase findet die Gleichmaßdehnung statt (3). Die letzte Phase ist die Brucheinschnürung (4).

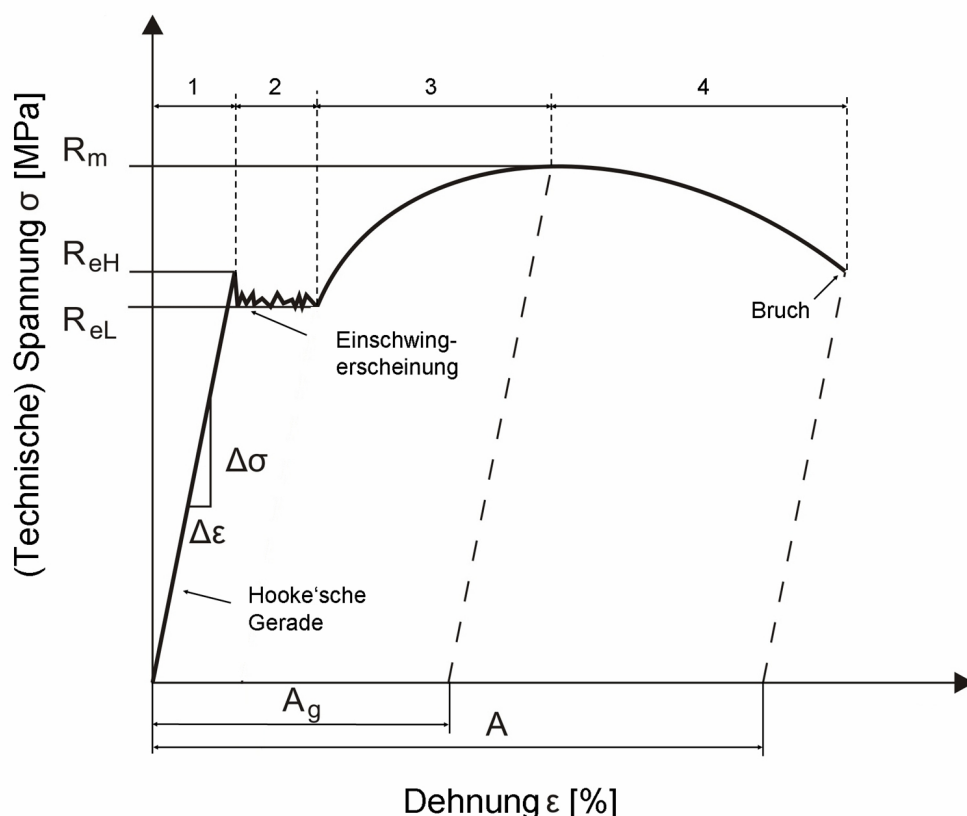


Abbildung 2.6: Schematisches Spannungs-Dehnungs-Diagramm eines allgemeinen Baustahls (Seidel, 2007).

Abbildung 2.7 zeigt ein weiteres Spannungs-Dehnungs-Diagramm eines Werkstoffes mit allmählichem Übergang vom elastischen zum plastischen Werkstoffverhalten. Dabei beschreibt der Schnittpunkt der parallel verschobenen Geraden mit der aufgenommenen Spannungs-Dehnungs-Kurve die Dehngrenze R_p . Der Betrag der plastischen Verformung wird üblicherweise mit $R_{p0,2} = 0,2\%$ angenommen.

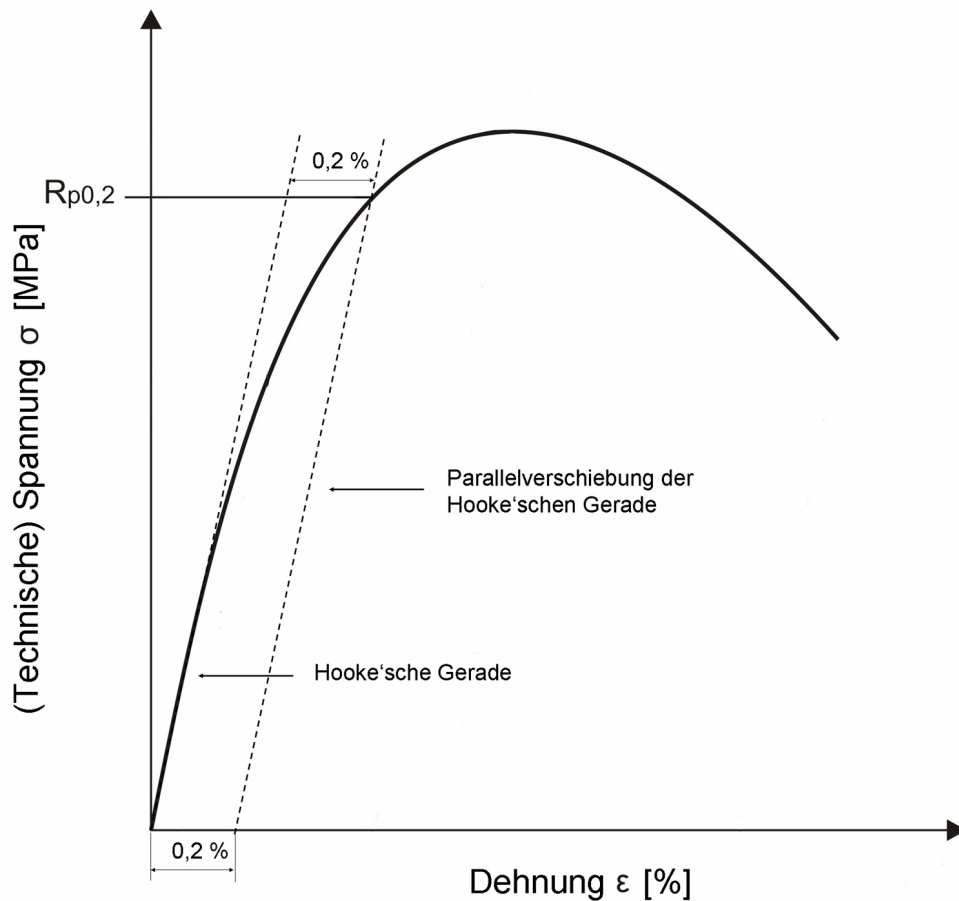


Abbildung 2.7: Schematisches Spannungs-Dehnungs-Diagramm eines Werkstoffes mit allmählichem Übergang vom elastischen zum plastischen Werkstoffverhalten (Seidel, 2007).

2.2.2 Finite-Elemente-Methode

Um das mechanische Verhalten von komplexen Körpern unter Anwendung von äußeren Kräften näher zu beschreiben, kommt die *Finite-Elemente-Methode* (FEM) oder auch *Finite-Elemente-Analyse* (FEA), zum Einsatz. Die FEM ist ein numerisches Berechnungsverfahren zur Gewinnung von Näherungslösungen für partielle Differentialgleichungssysteme. Die allgemeine Umsetzung der FEM erfordert die Erstellung eines angenäherten mathematischen Modells des Körpers. Es besteht aus einer endlichen (finiten) Anzahl an einfachen geometrischen Elementen, die grundsätzlich aus einer Vielzahl durch Kanten verbundener Knoten, mit klar definierten Materialeigenschaften gebildet werden. Eine Erhöhung der Elementanzahl bewirkt eine Annäherung des erstellten Modells an den komplexen Körper. Durch eine Erhöhung der Elementanzahl können hervorzuhebende Strukturen besser dargestellt werden. Dies erfordert einen steigenden Rechen- und Speicheraufwand.

2.2.2.1 Elementtypen

Die Auswahl der Elementtypen richtet sich nach der Anzahl der zur Verfügung stehenden Freiheitsgrade (DOFs).

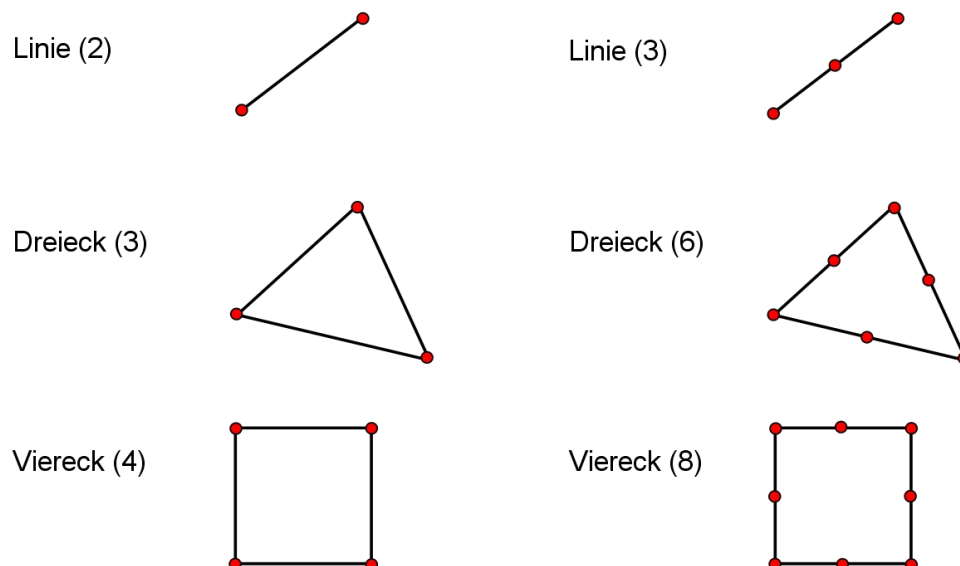


Abbildung 2.8: Typische, bei FE-Analyseprogrammen verwendete 1D-Linien- und 2D-Flächenelementtypen mit und ohne Zwischenknoten.

Abbildung 2.8 zeigt die Anordnung der gebräuchlichen 1-dimensionalen und 2-dimensionalen Elementtypen. Das Grundelement bildet das Linienelement mit den sich an seinen beiden Enden befindlichen Knoten.

Bei der Berechnung von 2D-Modellen kommen überwiegend dreieckige und viereckige Flächenelemente mit und ohne Zwischenknoten zum Einsatz. Dreieckige Flächenelemente eignen sich besonders für die Erfassung von Randkonturen, während viereckige Flächenelemente besser konvergieren (Klein, 2007).

Die besten Verformungsergebnisse bieten Elemente mit Zwischenknoten. Zudem sollten Dreiecke ohne Zwischenknoten nur bei einer feineren Aufteilung verwendet werden (Groth, 2002). Sobald Flächenelemente ein Volumen mit einer geschlossenen Oberfläche bilden, wird von einem 3D-Oberflächenmodell gesprochen.

Um numerische Berechnungen an 3D-Modellen durchzuführen, werden die zuvor erstellten 3D-Oberflächenmodelle in 3D-Volumenmodelle umgewandelt. Diese bestehen meist aus Tetraedern, Pentaedern oder Hexaedern, mit denen sich fast alle volumetrischen Strukturen verschiedener Güte modellieren lassen.

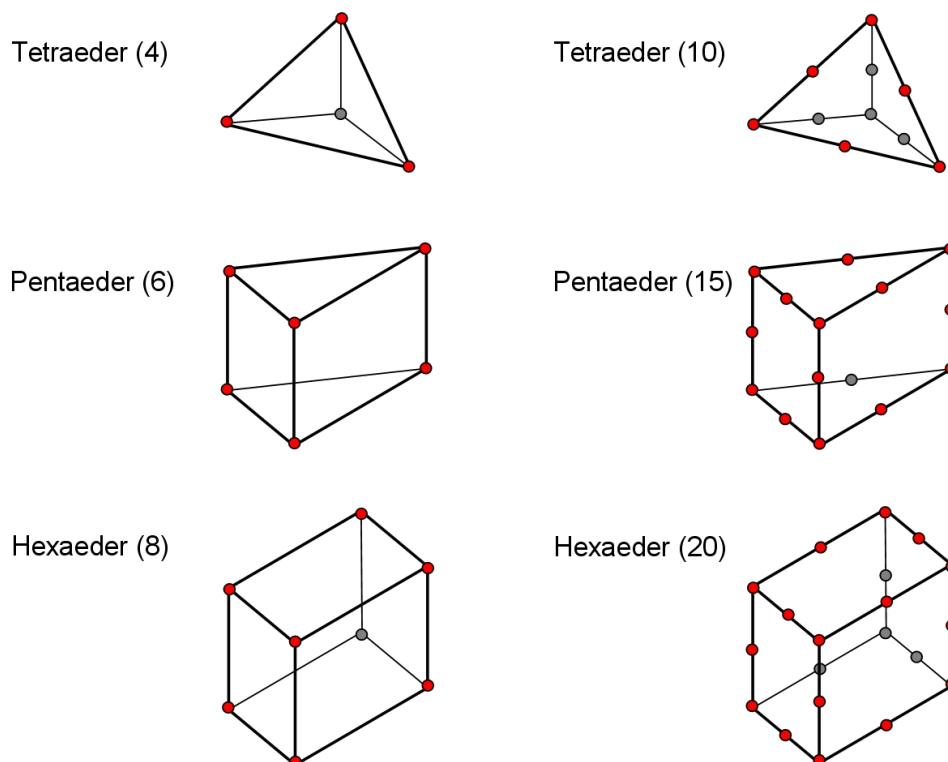


Abbildung 2.9: Typische, bei FE-Analyseprogrammen verwendete 3D-Volumenelementtypen.

Abbildung 2.9 zeigt typische, bei FE-Analyseprogrammen verwendete 3D-Volumenelementtypen, bei denen die Anzahl der Elemente wesentlich größer ist, als in vergleichbaren 3D-Oberflächenmodellen.

Das folgende Beispiel eines dreieckigen Flächenelements in Abbildung 2.10 zeigt ein Konstantelement (CST = constant strain triangle). In seinem Inneren liegen konstante Spannungen und Scherungen vor.

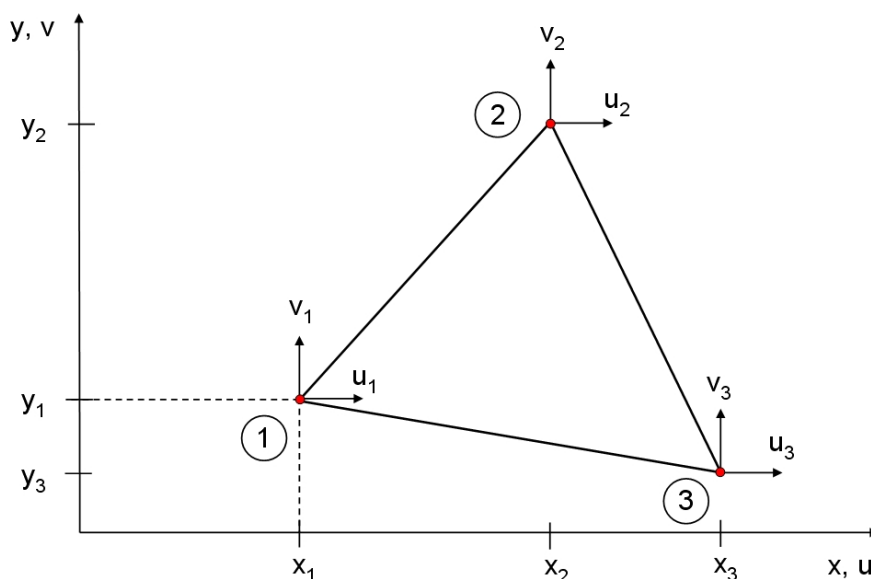


Abbildung 2.10: Schematische Darstellung eines linearen, dreieckigen Flächenelements (Klein, 2007).

Unter Anwendung des linearen Verschiebungssatzes gelten für jeden Knoten mit seinen korrespondierenden Freiheitsgraden folgende Ansätze:

$$u(x, y) = \alpha_1 + \alpha_2 \cdot x + \alpha_3 \cdot y \quad \text{und} \quad v(x, y) = \alpha_4 + \alpha_5 \cdot x + \alpha_6 \cdot y \quad . \quad (2.8)$$

Für die Berechnung der Scherungen jedes Knoten bei dreieckigen Flächenelementen gilt:

$$\epsilon_{x,x} = \frac{\delta u}{\delta x} = \alpha_2 \quad , \quad \epsilon_{y,y} = \frac{\delta v}{\delta y} = \alpha_6 \quad \text{und} \quad \gamma_{x,y} = \frac{\delta u}{\delta y} + \frac{\delta v}{\delta x} = \alpha_3 + \alpha_5 \quad . \quad (2.9)$$

Somit gilt für die drei Knoten eines dreieckigen Flächenelements mit den unbekannten Koeffizienten α_i folgender Zusammenhang:

$$\begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \\ - \\ u_4 \\ u_5 \\ u_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & x_1 & y_1 & | & 0 & 0 & 0 \\ 1 & x_2 & y_2 & | & 0 & 0 & 0 \\ 1 & x_3 & y_3 & | & 0 & 0 & 0 \\ - & - & - & - & - & - & - \\ 0 & 0 & 0 & | & 1 & x_1 & y_1 \\ 0 & 0 & 0 & | & 1 & x_2 & y_2 \\ 0 & 0 & 0 & | & 1 & x_3 & y_3 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \alpha_1 \\ \alpha_2 \\ \alpha_3 \\ - \\ \alpha_4 \\ \alpha_5 \\ \alpha_6 \end{bmatrix} = N \cdot \alpha \quad (2.10)$$

Für jedes in einem Oberflächenmodell vorkommende Flächenelement ist dieses Gleichungssystem zu berechnen.

2.2.2.2 Vorgehensweise bei der Finite-Elemente-Analyse

Die unter Anwendung der Finiten-Elemente-Analyse berechneten Modelle erfordern die Bereitstellung, Verwaltung und Auswertung von großen Datenmengen. Um eine verbesserte Kontrolle und eine vereinfachte Verwaltung zu ermöglichen, erfolgt die Berechnung in einzelnen Arbeitsschritten (Meinken, 2001).

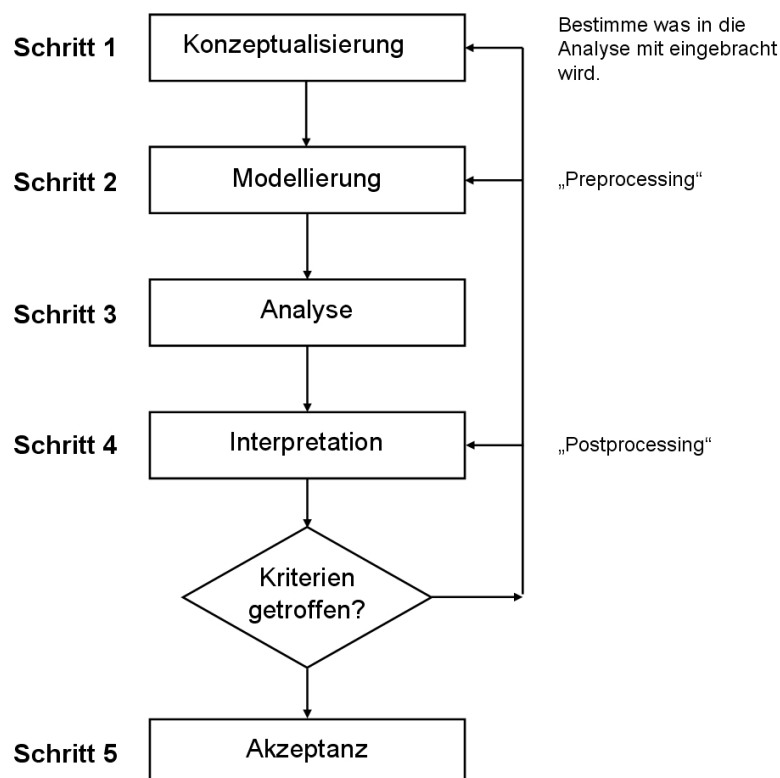


Abbildung 2.11: Prozess zur Modellerstellung mit dem Finite-Elemente-Analyse Programm *MSC.Marc Mentat* (MSC.Software, 2010).

Bei der in dieser Arbeit verwendeten Software *MSC.Marc Mentat* (MSC.Software Corporation, Santa Ana, Kalifornien, USA) geschieht der Modellerstellungsprozess in fünf aufeinanderfolgenden Arbeitsschritten (Abbildung 2.11).

Im Anschluss an die Planungsphase mit der *Konzeptualisierung* erfolgt die *Modellierung*. Dabei werden die geometrischen Eigenschaften, die Art der Vernetzung, die Randbedingungen und die Materialeigenschaften für das FE-Modell festgelegt. Während der *Analyse* werden die Modelle berechnet. In der anschließenden *Interpretation* werden die Modelle nachbearbeitet und grafisch dargestellt. Nach einer erfolgreichen Überprüfung aller Kriterien endet die Finite-Elemente-Analyse (MSC.Software, 2010) mit der *Akzeptanz*.

2.2.3 Sensorik

In der Sensortechnik wird zwischen aktiven und passiven Sensoren unterschieden. Aktive Sensoren erzeugen elektrische Signale, ohne eine elektrische Hilfsenergie zu benötigen. Im Gegensatz dazu enthalten passive Sensoren passive Bauteile, deren Parameter sich durch die Messgröße verändern lassen. Durch eine entsprechende Primärelektronik können diese Parameter in elektrische Signale umgeformt werden. Dabei wird eine von außen zugeführte Hilfsenergie benötigt.

2.2.3.1 Piezoelektrische Sensoren

Materialien wie Quarz, Turmalin, Seignettesalz, Weinsäure oder Zinkblende erzeugen bei einer äußeren Krafteinwirkung eine elektrische Spannung. Dieser physikalische Effekt wird als *direkter piezoelektrischer Effekt* bezeichnet. Im Gegensatz dazu entsteht der *inverse piezoelektrische Effekt* durch die geometrische Änderung eines Kristalls nach Anlegen einer elektrischen Spannung, wie in Abbildung 2.12 dargestellt wird (Hering et al., 2004).

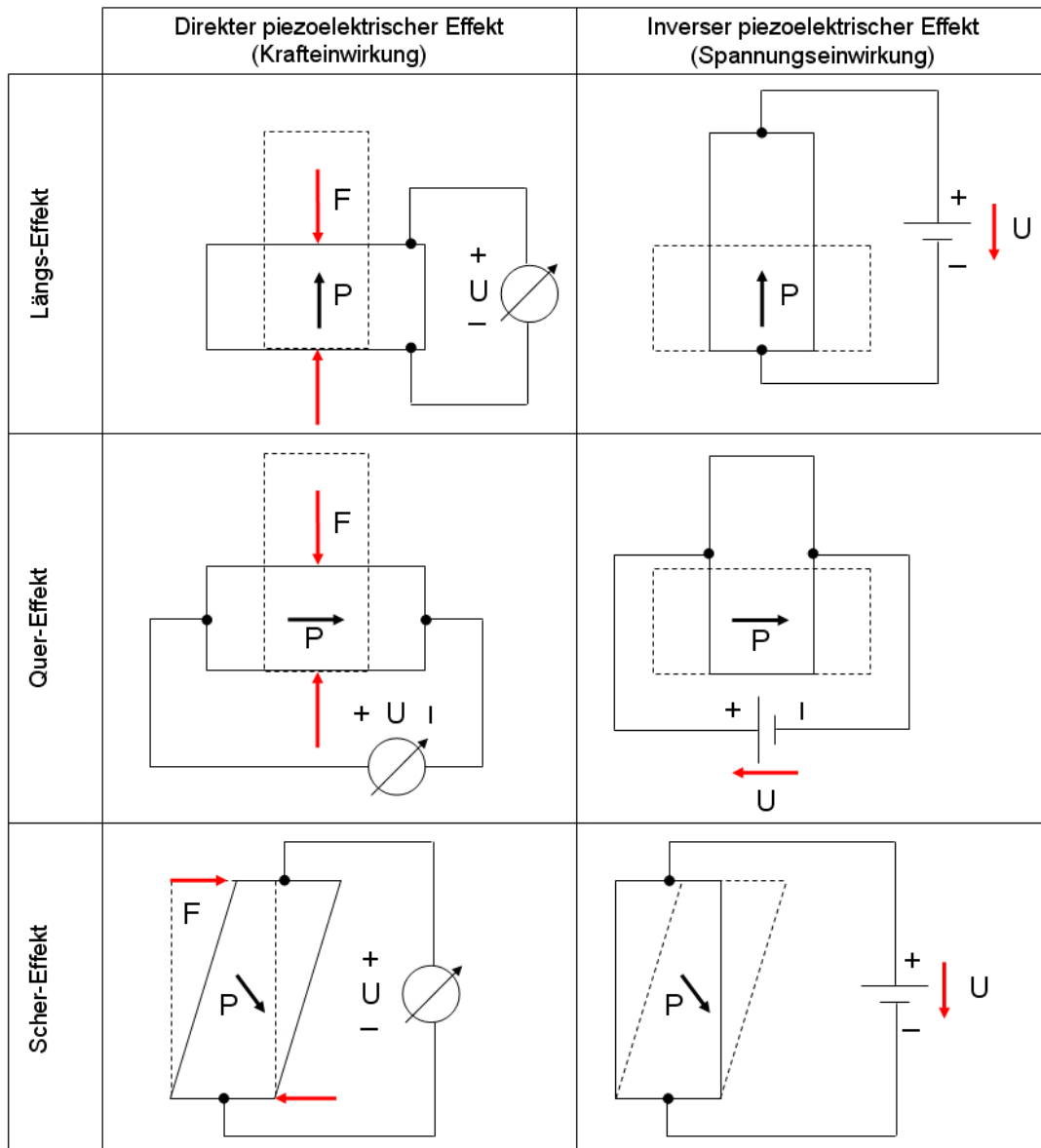


Abbildung 2.12: Überblick verschiedener Anwendungsmöglichkeiten des direkten und inversen piezoelektrischen Effekts (Hering et al., 2004).

Bedingt durch die geringe Ladungserzeugung bei monokristallinen Kristallen kommen vermehrt polykristalline ferroelektrische Keramiken aus *PZT* (Plumbum-Zirkonat-Titanat) zum Einsatz. Durch *PZT*-Festkörperaktuatoren in Form eines Stapels (Piezostapelaktuatoren) mit elektrisch kontaktierten Keramiksichten (Keramikscheiben), werden hohe Auslenkungen erreicht. Aufgrund der geringen Längenänderung einer einzelnen Keramikscheibe werden mehrere mit jeweils wechselnder Polarität übereinandergestapelt.

Abbildung 2.13 zeigt ein Beispiel für den schematischen Aufbau eines Piezostapelaktuator. Dabei verhält sich die Längenänderung Δl proportional zur Anzahl n der Keramikscheiben.

$$\Delta l \sim n \quad . \quad (2.11)$$

Der maximale Stellweg eines Piezostapelaktuator ist proportional zu seiner Baulänge l . Dabei betragen die erzielbaren Maximaldehnungen in etwa 1,0 ‰ bis 1,5 ‰ der Stapellänge l . Ein Stapelaktuator mit einer Länge von 50 mm besitzt einen maximalen Stellweg (Hub) von ca. 50 μm bis 70 μm (Piezomechanik, 2010).

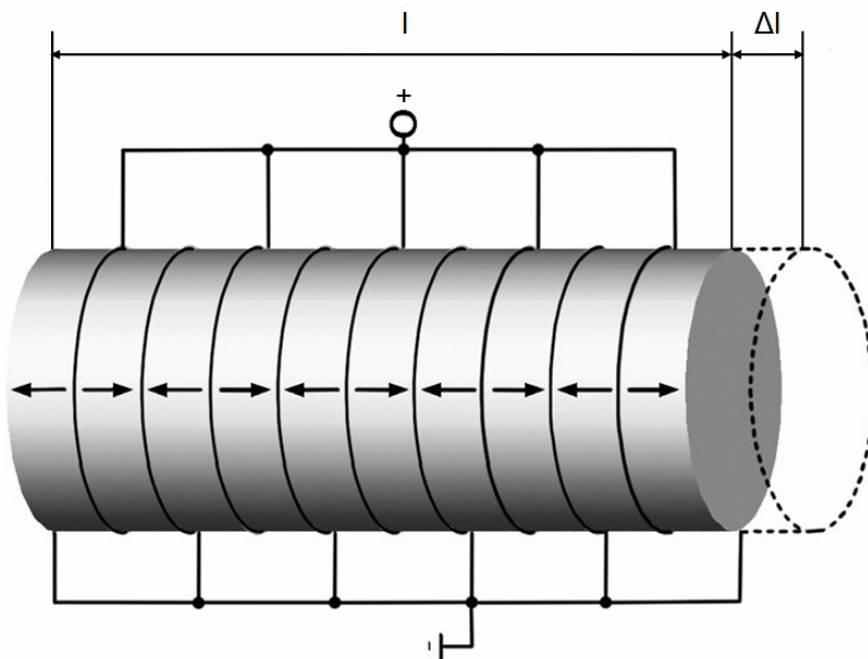


Abbildung 2.13: Schematischer Aufbau eines Piezostapelaktuator (Physik Instrumente, 2011).

Der Stellweg (Hub) ist abhängig von der maximal angelegten Betriebsspannung. Durch das zyklische Durchlaufen des Spannungsbereichs von U_0 bis U_{max} und wieder nach U_0 , entsteht die für den Stapelaktuator typische Hysteresekurve (Abbildung 2.14).

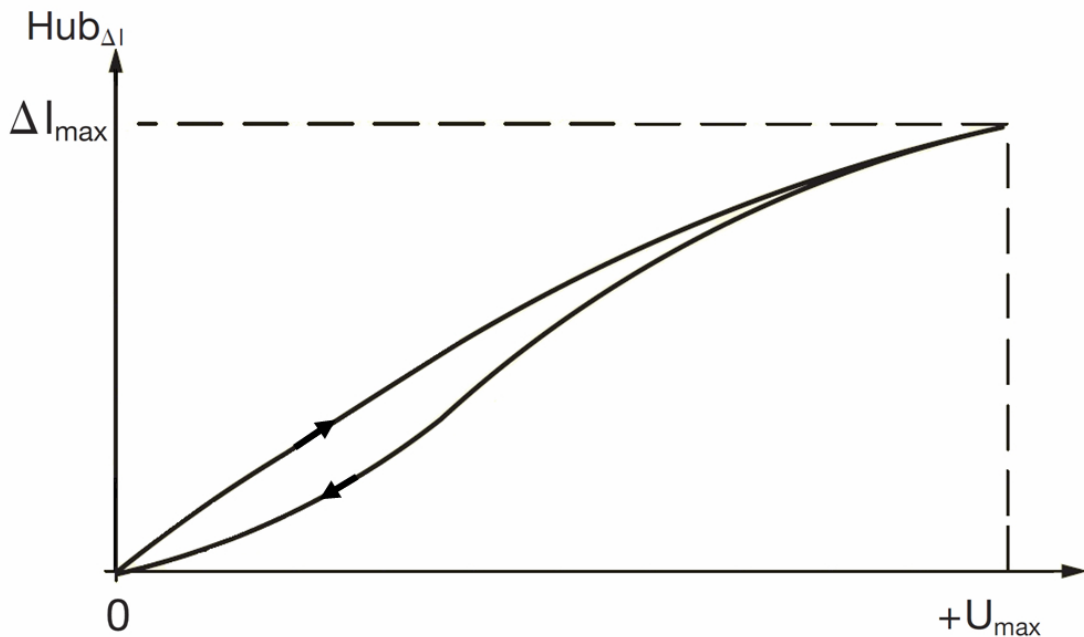


Abbildung 2.14: Schematische Darstellung einer typischen Hysteresekurve eines Piezostapelaktuators während eines Lade- und Entladezyklus (Piezomechanik, 2003, 2010).

Es besteht ein eindeutiger Zusammenhang zwischen der Zyklusdauer und der Form der Hysterese. Je länger die Zyklusdauer, desto ausgeprägter ist die Hysterese. Verantwortlich dafür ist die Überlagerung der momentanen Stellwegsreaktion des Aktuators mit zusätzlichen zeitabhängigen, elektrischen Nachpolungsvorgängen in der Piezokeramik. Eventuell auftretende Lageabweichungen des Piezostapelaktuators und Nichtlinearitäten der Hysterese werden über geregelte Systeme automatisch kompensiert (Piezomechanik, 2003, 2010).

2.2.3.2 Magnetfeldsensoren

Magnetfeldsensoren, wie beispielsweise Hall-Effekt-Sensoren, werden zur Umwandlung von magnetischen und elektrischen Feldern in elektrische Signale eingesetzt. Sie erzeugen eine elektrische Spannung, die proportional zur Stromdichte und zur magnetischen Induktion ist. Für die Fertigung der Halbleiterplättchen wird hochreines, kristallines Silizium als Grundmaterial eingesetzt.

Wie in Abbildung 2.15 dargestellt, fließt ein permanenter Steuerstrom I_x in x-Richtung durch das Halbleiterplättchen mit der Breite b und der Dicke d (Hering et al., 2004).

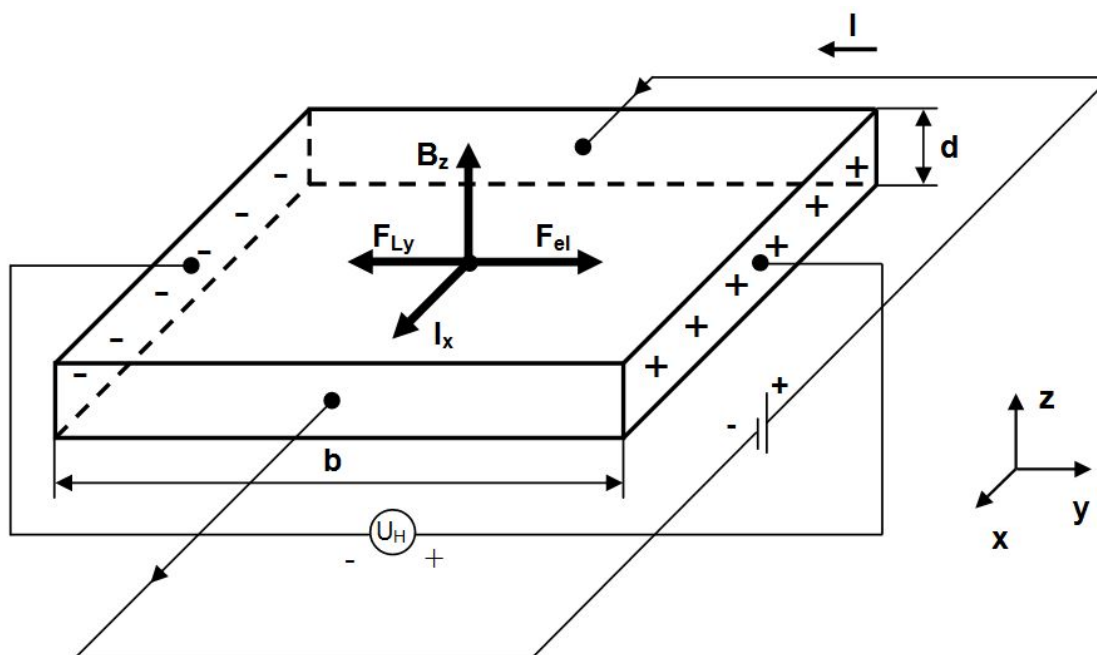


Abbildung 2.15: Schematische Darstellung des Hall-Effekts (Höfling, 1973).

Sobald das Halbleiterplättchen von einer magnetischen Induktion B_z senkrecht zum Steuerstrom I_x durchsetzt wird, werden die Elektronen des Steuerstroms aufgrund der Lorentz-Kraft F_{Ly} mit der Driftgeschwindigkeit v_x in x -Richtung abgelenkt. Es gilt:

$$F_{Ly} = -e \cdot v_x \cdot B_z \quad . \quad (2.12)$$

An der linken Seite des Halbleiterplättchens entsteht ein Elektronenüberschuss, dementsprechend an der rechten Seite ein Elektronenmangel. Zwangsläufig baut sich auf dem Plättchen ein elektrisches Gegenfeld auf, aus dem eine elektrische Gegenkraft F_{el} resultiert. Für die elektrische Gegenkraft F_{el} gilt:

$$F_{el} = -e \cdot E_y \quad . \quad (2.13)$$

Sobald die Verschiebung der Elektronen aufgrund der Lorentz-Kraft zum Stillstand kommt, liegt ein Kräftegleichgewicht zwischen der Lorentz-Kraft F_{Ly} und der elektrischen Gegenkraft F_{el} vor. Es gilt:

$$F_{el} = F_{Ly} \quad \Rightarrow \quad -e \cdot E_y = -e \cdot v_x \cdot B_z \quad . \quad (2.14)$$

In Folge dessen entsteht in y -Richtung die Spannung U_y , die sich durch folgende Gleichung berechnen lässt:

$$U_y = E_y \cdot b = B_z \cdot b \cdot v_x = U_H \quad . \quad (2.15)$$

Die daraus resultierende Spannung ist die Hallspannung U_H . Beim klassischen Hall-Effekt ist der Hall-Widerstand R_H das Verhältnis der seitlich anliegenden Hallspannung zum Strom. Es gilt daher:

$$U_H = R_H \cdot I_x \quad \Rightarrow \quad R_H = \frac{U_H}{I_x} \quad . \quad (2.16)$$

Hall-Effekt-Sensoren lassen sich durch externe Magnetfelder aktivieren und sind von der Richtung der magnetischen Feldlinien abhängig. Dabei ist zu beachten, dass die Feldlinien immer vom magnetischen Nordpol zum magnetischen Südpol fließen. Aufgrund dessen gibt es unipolare und bipolare Hall-Effekt-Sensoren. Unipolare Sensoren reagieren nur auf positive magnetische Felder (Südpol) und eignen sich besonders für Positionsbestimmungen. Bipolare Sensoren reagieren auf beide Polaritäten des Magnetfeldes und kommen überwiegend bei Drehzahlmessungen mit alternierenden Magnetfeldern zum Einsatz. Um die maximale Empfindlichkeit sicherzustellen, sollen die magnetischen Feldlinien immer senkrecht auf den Erfassungsbereich des Sensors treffen.

Bei der Detektion von magnetischen Feldern wird je nach Anwendung zwischen dem *Head-On-Modus* und dem *Slide-By-Modus* unterschieden (Ramsden, 2006).

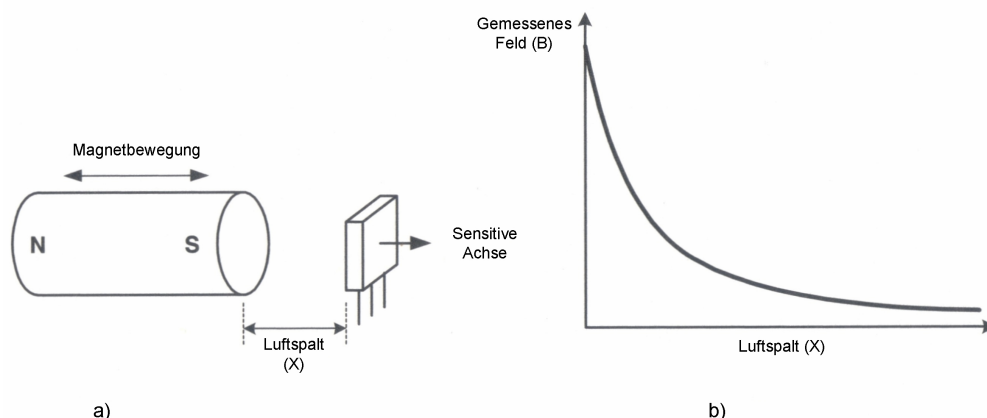


Abbildung 2.16: Schematische Darstellung des Head-On-Modus (Ramsden, 2006).

Im *Head-On-Modus* fungiert der Hall-Effekt-Sensor als Abstandsmesser. Zu Beginn liegt der Magnet auf der sensitiven Achse des Sensors, wie in Abbildung 2.16 zu sehen ist. Dabei bewegt sich der Magnet mit seinem magnetischen Südpol auf den Sensor zu oder von ihm fort. Entfernt sich der Magnet vom Sensor, so nimmt die Hallspannung exponentiell ab (Baumann, 2010).

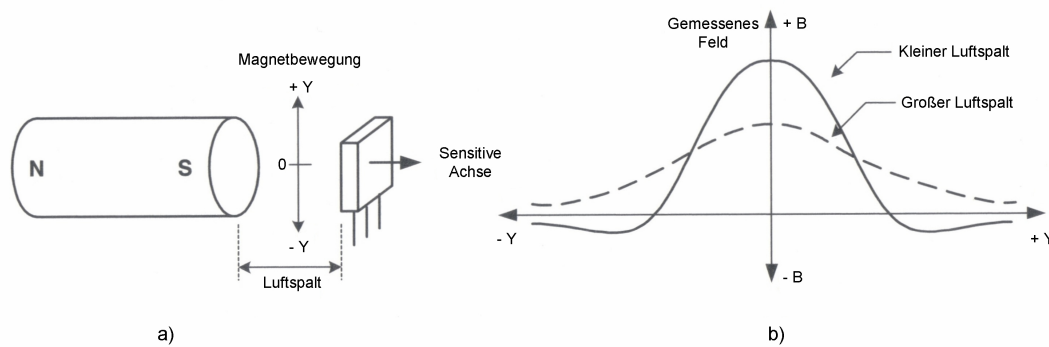


Abbildung 2.17: Schematische Darstellung des Slide-By-Modus (Ramsden, 2006).

Der *Slide-By-Modus* eignet sich besonders zur Positionsmessung von Magneten. Befindet sich der Magnet auf der sensitiven Achse des Sensors an der Position $y = 0$, dann erreicht die Hallspannung bei konstanter Luftspaltbreite ihren Höchstwert, wie in Abbildung 2.17 zu sehen ist. Der Verlauf der Hallspannung kann bei einer seitlichen Bewegung des Magneten zur sensitiven Achse an eine Gauß-Kurve angenähert werden (Baumann, 2010).

3 Material und Methoden

In diesem Kapitel erfolgt die ausführliche Beschreibung der Planung und der Konstruktion der Messeinrichtung zur Bestimmung des Kraft/Auslenkungsverhaltens von Zähnen unter physiologischen Belastungen. Abbildung 3.1 zeigt den elektrischen Aufbau einer Messeinrichtung nach Lerch (2010).

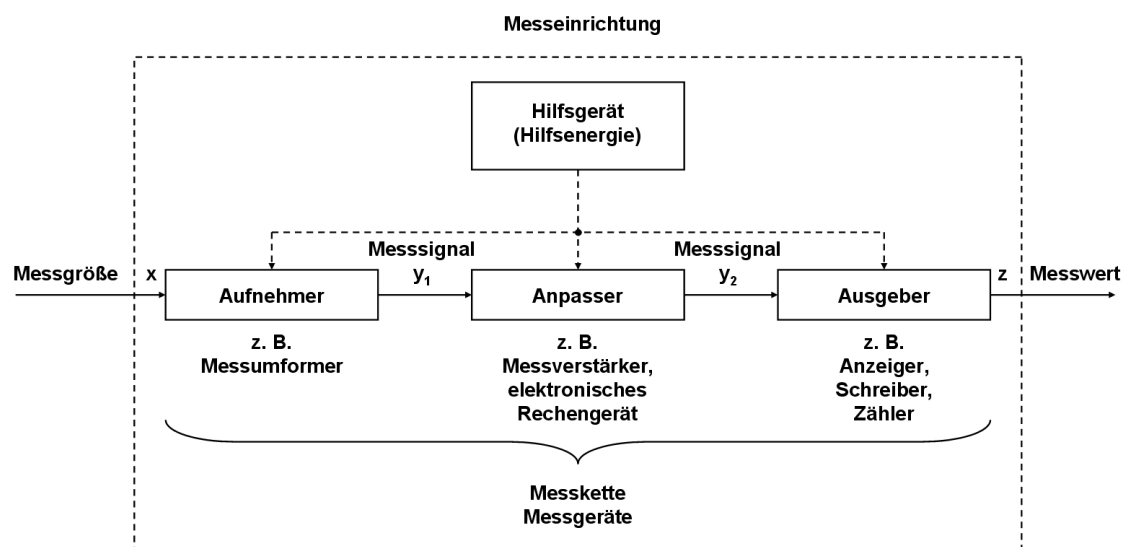


Abbildung 3.1: Struktur einer elektrischen Messeinrichtung nach VDI/VDE 2600 (Lerch, 2010).

Das in dieser Arbeit entwickelte intraorale Belastungsgerät bestand aus drei separat gefertigten Einheiten. Dabei bildeten die *Belastungseinheit*, die *Messeinheit* und die *Steuereinheit*, bestehend aus einem Zusammenschluss von geeigneten elektrischen, mechanischen und zahntechnischen Komponenten, das Herzstück der gesamten Messeinrichtung. Das zu entwickelnde intraorale Belastungsgerät sollte querkräftfreie physiologische Aktivierungen auf einen einzelnen menschlichen Zahn in der Größenordnung der Zahnbeweglichkeit (an der Zahnkrone bis zu 0,20 mm) in Belastungszeiten von unter einer Sekunde, bis hin zu mehreren Minuten, ermöglichen. Simultan sollten die auf den zu untersuchenden Zahn applizierten Druckkräfte mit einer Genauigkeit von 0,1 N gemessen werden.

Die resultierenden Zahnauslenkungen waren reibungsfrei mit einer Auflösung von $5\ \mu\text{m}$ und Abweichungen von $0,1^\circ$ zu erfassen. Weiterhin sollten die zum Einsatz kommenden Materialien biokompatibel sein.

3.1 Aufbau der Belastungseinheit

Die entwickelte Belastungseinheit bestand aus einem piezoelektrischen Aktuator (PSt 150/7/160 VS12, Piezomechanik GmbH, München, Deutschland) mit einer maximalen Auslenkung von $210\ \mu\text{m}$ und einem Ultraminiatur-Druckkraftsensor (Typ 8416-5200, Burster Präzisionsmesstechnik GmbH & Co. KG, Gernsbach, Deutschland) mit einem Messbereich von 200 N. Zur querkräftfreien Kraftübertragung wurden beide Komponenten in einem speziell angerfertigten Führungsrohr integriert.

3.1.1 Piezoelektrischer Aktuator und Spannungsverstärker

Für die Aktivierung der Zahnkrone wurde ein piezoelektrischer Aktuator verwendet. Dieser wirkte als axiales Druckelement, wobei sich die Bewegung nach einem vorgegebenen Spannungssignal richtete. Das Spannungssignal der Steuerspannung reichte von stationär bis hin zu sehr hohen Frequenzen. Der wartungs- und verschleißfreie *PSt 150/7/160 VS12* übte äußerst präzise Bewegungen mit sehr hohen Geschwindigkeiten (bis zu $3,148\ \text{m/s}$) unter Beibehaltung des Kraftpegels aus. Aufgrund der hohen Positioniergenauigkeit bis in den Nanometerbereich eignete sich der piezoelektrische Aktuator besonders für diese Anwendung (Piezomechanik, 2003, 2010).

Abbildung 3.2 zeigt den für die Belastungseinheit zum Einsatz kommende piezoelektrische Aktuator *PSt 150/7/160 VS12*. Zur axialen Kraftübertragung wurde zusätzlich ein spezieller Anschlag am Kopfstück des Aktuators befestigt.

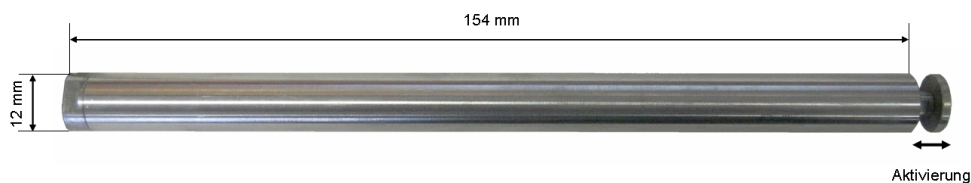


Abbildung 3.2: Piezoelektrischer Aktuator (PSt 150/7/160 VS12) von Piezomechanik mit angebrachtem Anschlag am Kopfstück.

Die technischen Daten des verwendeten piezoelektrischen Aktuators sind in der nachstehenden Tabelle 3.1 aufgeführt:

Tabelle 3.1: Technische Daten des piezoelektrischen Aktuators *PSt 150/7/160 VS12*.

Eigenschaften	
Betriebsspannungsbereich (semibipolar)	-30 V bis 150 V
Stellweg (unipolar)	0,16 mm
Stellweg (bipolar)	0,21 mm
Steifigkeit	6 N/ μm
Druckbelastung	1800 N
Zugbelastbarkeit	300 N
Resonanzfrequenz	5 kHz
Elektrische Kapazität	15 μF

Die Spannungsversorgung des piezoelektrischen Aktuators erfolgte über ein ausgeführtes Koaxialkabel, das mit einem Spannungsverstärker (SVR 150/1, Piezomechanik GmbH, München, Deutschland) über einen BNC-Stecker verbunden wurde.

Die Wahl des Spannungsverstärkers richtete sich nach dem Betriebsspannungsbereich des piezoelektrischen Aktuators (Piezomechanik, 2006a, 2006b). Um den maximal möglichen Stellweg von 0,21 mm zu erreichen, lieferte der Spannungsverstärker eine stufenlos einstellbare asymmetrische semibipolare Spannung von -30 V bis 150 V. Dabei bewirkte das Anlegen einer negativen Spannung eine Stauchung des Piezostapels und das Anlegen einer positiven Spannung eine Dehnung. Außerdem ließ sich die Spannungsverstärkung mit einem internen Verstärkungsfaktor von 30 manuell über ein stufenloses Potentiometer oder über ein externes Eingangssignal in einem Spannungsbereich von -1 V bis +5 V einstellen. Im Gegensatz zu einer manuellen Steuerung ermöglichte die Ansteuerung über ein externes Eingangssignal einen vollautomatischen Betrieb des piezoelektrischen Aktuators. Zusätzlich ließen sich durch schnelle Änderungen des externen Steuersignals schnelle Polarisationswechsel innerhalb des Aktuators realisieren, um somit hohe statische und dynamische Auslenkungsgeschwindigkeiten zu ermöglichen. Sofern der Spannungsverstärker den Strom und die Anstiegszeit nicht begrenzte, erreichte der piezoelektrische Aktuator seine minimale Auslenkungszeit. Diese entsprach in etwa 1/3 der Periode seiner Resonanzfrequenz (Physik Instrumente, 2011).

Mit einer Resonanzfrequenz $f_0 = 5000$ Hz galt zur Berechnung der minimal benötigten Auslenkungszeit T_{min} :

$$T_{min} = \frac{1}{3 \cdot f_0} \quad (3.1)$$

$$T_{min} = \frac{1}{3 \cdot 5000 \text{ Hz}} = 0,0000667 \text{ s} = 0,0667 \text{ ms}$$

Die Auslenkungsgeschwindigkeit v bei einer nominalen Auslenkung von 0,21 mm entsprach:

$$v = \frac{s}{T_{min}} = \frac{0,21 \text{ mm}}{0,0667 \text{ ms}} = 3,148 \text{ mm/ms} = 3,148 \text{ m/s}$$

3.1.2 Druckkraftsensor und In-line-Messverstärker

Zum Erfassen der resultierenden statischen und dynamischen Kräfte bis zu 200 N, eignete sich besonders der Ultraminiatur-Druckkraftsensor *Typ 8416-5200* der Firma Burster (Burster GmbH & Co. KG). Aufgrund seiner flachen zylindrischen Bauform, mit einem Durchmesser von 10,6 mm und einer Höhe von 4,5 mm, konnte er besonders unter räumlich beengten Einbauverhältnissen eingesetzt werden.

Die Kraftaufnahme erfolgte über einen speziellen Lasteinleitknopf, der die zu messende Kraft über einen integrierten Federkörper direkt in den Messkörper einleitete (Abbildung 3.3a, b).

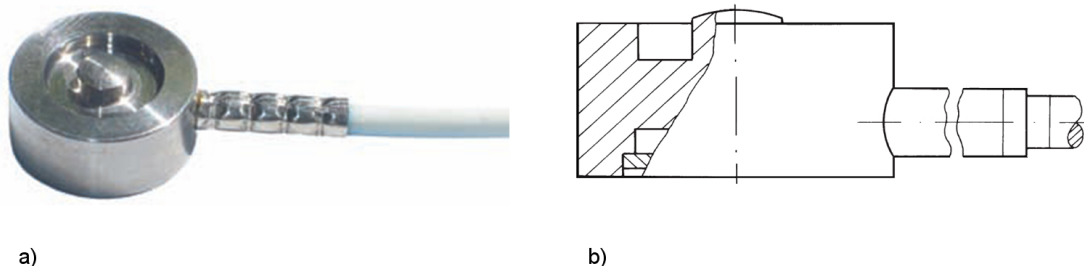


Abbildung 3.3: a) Ultraminiatur-Druckkraftsensor Typ 8416-5200 (Burster GmbH & Co. KG) und b) schematische Zeichnung mit waagrecht liegender Membran.

Der Federkörper war als waagerechte Membran ausgeführt und verformte sich bei einer anliegenden Kraft. Die auf der Unterseite der Membran angebrachte DMS-Vollbrücke lieferte eine zur Messgröße proportionale Brückenausgangsspannung. Der konstruktiv bedingte geringe Nennmessweg von $20\ \mu\text{m}$ bewirkte eine hohe Steifigkeit. Der Kraftsensor wurde mit einer Referenzspeisespannung von 5 V DC betrieben. Seine Resonanzfrequenz betrug 20 kHz.

Um eine präzise Messung zu gewährleisten, wurde der Druckkraftsensor bei der Montage mittels Sekundenkleber (Pluradent AG & Co KG, Offenbach, Deutschland) auf einer planen Seite des piezoelektrischen Aktuators befestigt. Um das Auftreten schwerwiegender Messfehler zu verhindern, wurde die zu messende Kraft zentrisch und querkräftfrei eingeleitet. Zusätzlich wurden alle elektrischen Anschlusskabel verstärkt und zugentlastet.

Die Spannungsversorgung des Druckkraftsensors erfolgte extern durch eine In-Line-Messverstärkerplatine (Typ 9235-V001, Burster Präzisionsmesstechnik GmbH & Co. KG, Gernsbach, Deutschland) (Abbildung 3.4). Diese wurde mit einer Versorgungsspannung von 15 V DC betrieben und erzeugte eine stabile Speisespannung von 2,5 V für den Kraftsensor. Um eine störungsfreie und verlustarme Übertragung aller aufgenommenen Messsignale des Kraftsensors (0 bis 5 mV) zu gewährleisten, wurden diese auf analoge Normsignale (0 bis 10 V) verstärkt. Auf der Platine angebrachte Potentiometer dienten der Verstärkung (Gain) und der Feineinstellung des Nullpunktes (Zero).

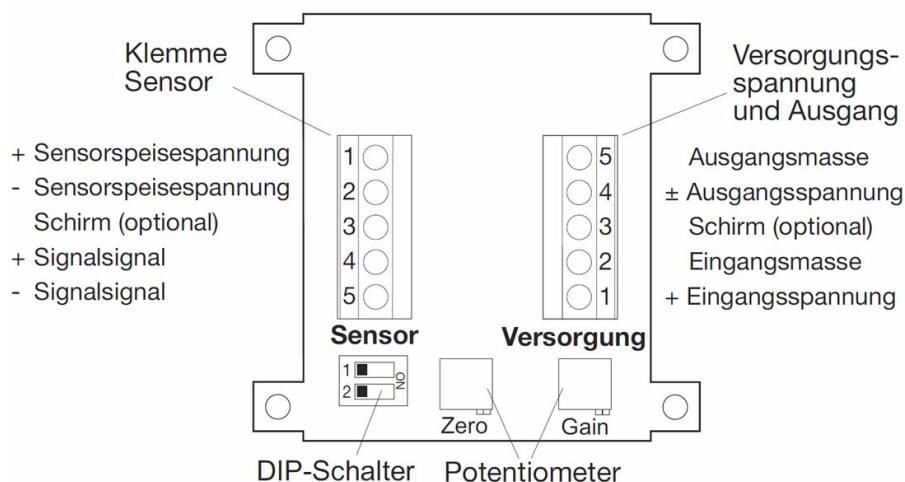


Abbildung 3.4: In-Line-Messverstärkerplatine Typ 9235-V001 der Firma Burster.

3.1.3 Integration der Belastungseinheit

Um die mechanischen Funktionen des piezoelektrischen Aktuators zu kontrollieren und eine querkräftfreie Kraftübertragung auf den Kraftsensor zu ermöglichen, erfolgte die Herstellung einer speziellen Führung in Form eines schützenden Rohres. Zur Reduzierung des Gesamtgewichts wurde Aluminium als Grundmaterial für das Führungsrohr verwendet (Tabelle 3.2).

Tabelle 3.2: Gewichte der verwendeten Komponenten.

Komponente	Gewicht [g]
Komponenten aus Aluminium (Führungsrohr, Justierschraube, usw.)	124
Piezoelektrischer Aktuator und Druckkraftsensor	87
Komponenten aus Edelstahl (Druckstempel)	6
Gesamtgewicht der Belastungseinheit	217

Abbildung 3.5 zeigt den schematischen Aufbau der Belastungseinheit, bestehend aus Führungsrohr mit Kraftsensor, piezoelektrischem Aktuator sowie Druckbolzen und Justierschraube. Am Kopfende des Führungsrohres befand sich ein aus Edelstahl (X5CrNi18-10) gefertigter Druckstempel mit der Werkstoffnummer 1.4301. Entsprechend der europäischen Norm für Stähle *EN10088-3* verfügte dieser nichtrostende austenitische Edelstahl über einen Chromanteil von 18 bis 19%, einen Nickelanteil von 8 bis 10% und einen Kohlenstoffanteil von maximal 0,07%. Aufgrund der hohen Beständigkeit gegen Feuchtigkeit und schwachen organischen und anorganischen Säuren eignete sich dieser Edelstahl besonders zur Herstellung eines Druckstempels für inraorale Anwendungen. Durch die abgerundete Fläche ($\varnothing 1,0$ mm) ermöglichte der 27 mm lange Druckstempel ($\varnothing 4,0$ mm) einen nahezu punktförmigen Kraftangriffspunkt an der Zahnkrone, ohne laterale Kräfte oder Momente auf diese zu übertragen. Mittels Justierschraube konnten alle bewegten Komponenten und somit der Druckbolzen an die zu untersuchende Zahnkrone angenähert werden.

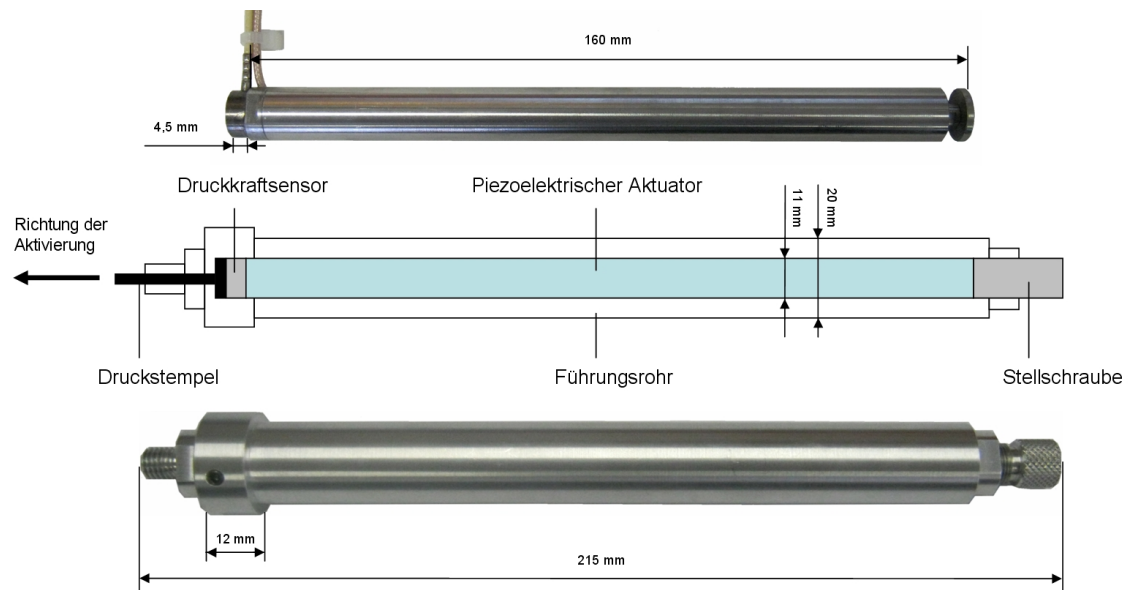


Abbildung 3.5: Schematischer Aufbau der querkraftfreien Belastungseinheit.

3.2 Aufbau der Messeinheit

Nach einer Aktivierung der Zahnkrone durch den piezoelektrischen Aktuator erfolgte eine simultane Messung der aktuellen Position des zu untersuchenden Zahns. Dabei registrierten zwei zur Messeinheit gehörende Sensor-Arrays, die sich während der Messung verändernden magnetischen Felder zweier Seltenerd-Zylindermagnete. Somit konnte die Amplitude und Richtung der resultierenden Zahnauslenkung bestimmt werden.

3.2.1 Magnethaltevorrichtung

Im Rahmen dieser Arbeit wurden für alle Anwendungen die selbe Magnethaltevorrichtung mit den gleichen Magneten (Seco 190/70, Magnetfabrik Bonn GmbH, Bonn, Deutschland) verwendet. Somit konnten eventuelle Abweichungen, bedingt durch Dimensionierung der Magnethaltevorrichtung und Toleranzen der Magnetfeldstärke, ausgeschlossen werden. Um die Translation und die Rotation der aktivierten Zahnkrone eindeutig zu bestimmen, wurde ein Magnet vor (labial) und einer hinter (palatinal) dem zu untersuchenden Zahn angebracht.

Abbildung 3.6 zeigt den schematischen Aufbau dieser Magnethaltevorrichtung. An den beiden gegenüberliegenden Enden des T-Stücks aus kaltpolymerisiertem Prothesenkunststoff (PalaXPress, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) wurde jeweils ein axial magnetisierter Seltenerd-Zylindermagnet eingelassen. Je-

der Magnet besaß eine Länge von 3 mm und einen Durchmesser von 4 mm. Der Abstand der Magnetmittelpunkte zueinander betrug 20 mm. Mit einer Remanenz B_r von 1,02 T und einem nahezu punktförmig gerichtetem Magnetfeld eigneten sich die Magnete besonders für diese Anwendung. Zusätzlich wurde darauf geachtet, dass der in dieser Arbeit verwendete Prothesenkunststoff über eine hohe Bruchsicherheit verfügte und sich für in-vivo-Anwendungen eignete. Gemäß *DIN EN ISO 10993* und *DIN EN ISO 7405* galt der verwendete Prothesenkunststoff als biokompatibel.

An das untere Ende des T-Stücks wurde eine kleine Zahnkappe aus Prothesenkunststoff geformt, die unter Anwendung von Zinkphosphatzement (Hoffmann, Dental Manufaktur GmbH, Berlin, Deutschland), eine passgenaue Befestigung an der zu untersuchenden Zahnkrone ermöglichte.

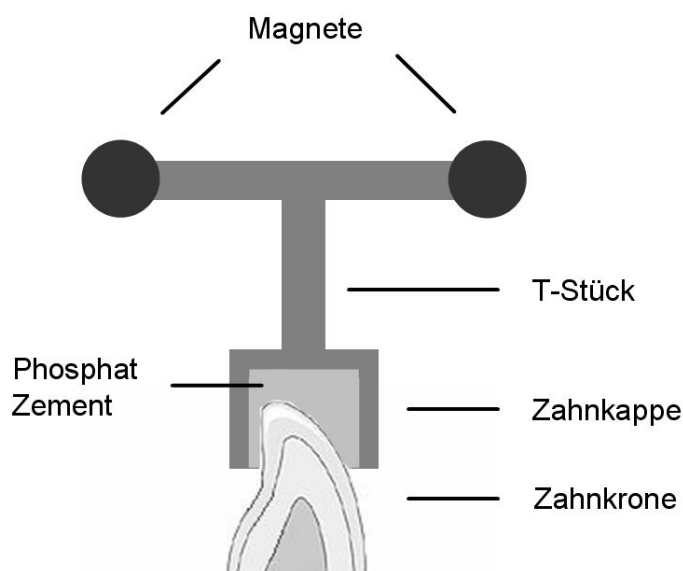


Abbildung 3.6: Schematischer Aufbau der Magnethaltevorrichtung.

3.2.2 Sensor-Array

Um die Bewegung der Magnete vor (labial) und hinter (palatinal) dem zu untersuchenden Zahn messen zu können, wurden zwei baugleiche Sensor-Arrays entwickelt. Jedes Sensor-Array bestand aus acht linearen Hall-Effekt-Sensoren (A1301, Allegro MicroSystems Incorporated, Worcester, Massachusetts, USA), bei denen das Ausgangssignal proportional zum angelegten magnetischen Feld war. Bei einer Empfindlichkeit von 2,5 mV/G lieferten sie ein rauscharmes Ausgangssignal. Zusätzlich verfügten sie über eine schnelle Einschaltzeit.

Abbildung 3.7 zeigt den elektrischen Aufbau eines Hall-Effekt-Sensors. Um die typischen Probleme bei der Übertragung kleiner analoger Signale zu minimieren, wurde das Hall-Element und der Linearverstärker auf einem Chip integriert. Die Betriebsspannung V_{CC} des Hall-Effekt-Sensors lag bei 5,0 V und die Ausgangsspannung V_{OUT} bei 2,5 V. Zudem konnte der robuste Sensor in einem Temperaturbereich von -40 bis 85°C betrieben werden.

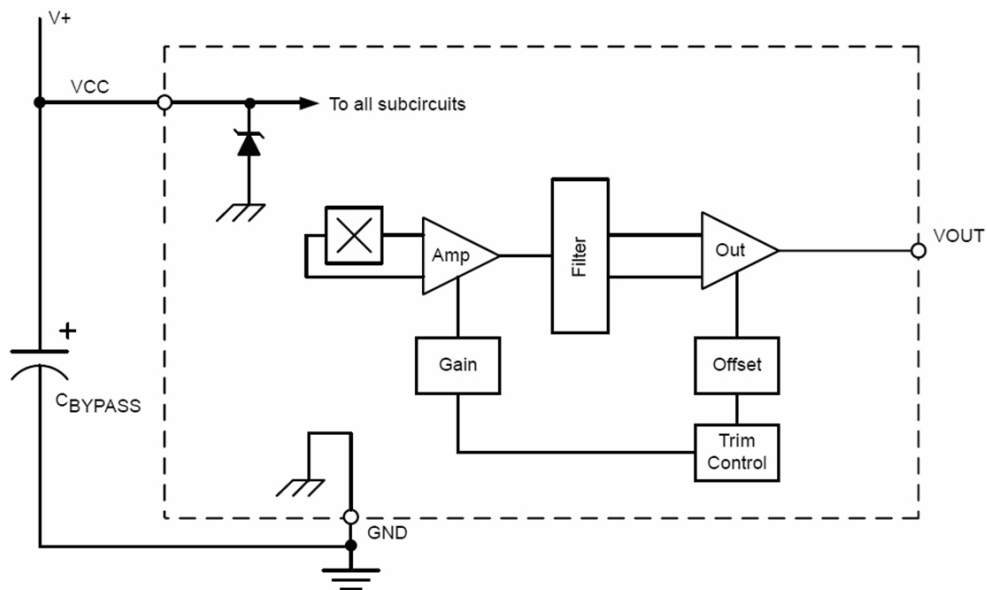


Abbildung 3.7: Schematischer Aufbau des Sensors A1301 mit integriertem Hall-Element und Linearverstärker (Allegro, 2012).

Bei der Entwicklung des Sensor-Arrays wurden folgende Kriterien beachtet:

- Die zum Einsatz kommenden Materialien durften nicht zu einer Verstärkung oder Abschwächung des magnetischen Feldes führen.
- Bei allen Anwendungen sollte die selbe Magnethaltevorrückung verwendet werden.
- Um die Eigenbeweglichkeit der Magnete nicht zu Beeinflussen, sollte zwischen jeder Seite der Magnete und den Hall-Effekt-Sensoren ein 3,5 mm breiter Luftspalt bestehen.
- Um die bei einem Patientenbetrieb geforderten Hygienevorschriften zu erfüllen, wurden nur biokompatible Werkstoffe verwendet.
- Aufgrund des Tragekomforts und des geringen Volumens der Mundhöhle wurde eine kompakte Bauform der beiden Sensor-Arrays gewählt.

Abbildung 3.8 zeigt die verwendeten Komponenten, die zum Erstellen eines Sensor-Arrays benötigt wurden. Für jedes Array wurden acht Hall-Effekt-Sensoren auf eine U-förmige Profilschiene aufgeklebt. Danach wurden die insgesamt 24 Anschlüsse (davon jeweils acht mal Versorgungsspannung, Masse und Ausgangsspannung) der Hall-Effekt-Sensoren auf eine selbstentwickelte, doppelseitige Platine gelötet. Durch den Zusammenschluss aller Versorgungsspannungen und Massen, konnte die Anzahl der benötigten Datenleitungen von 24 auf 10 reduziert werden.

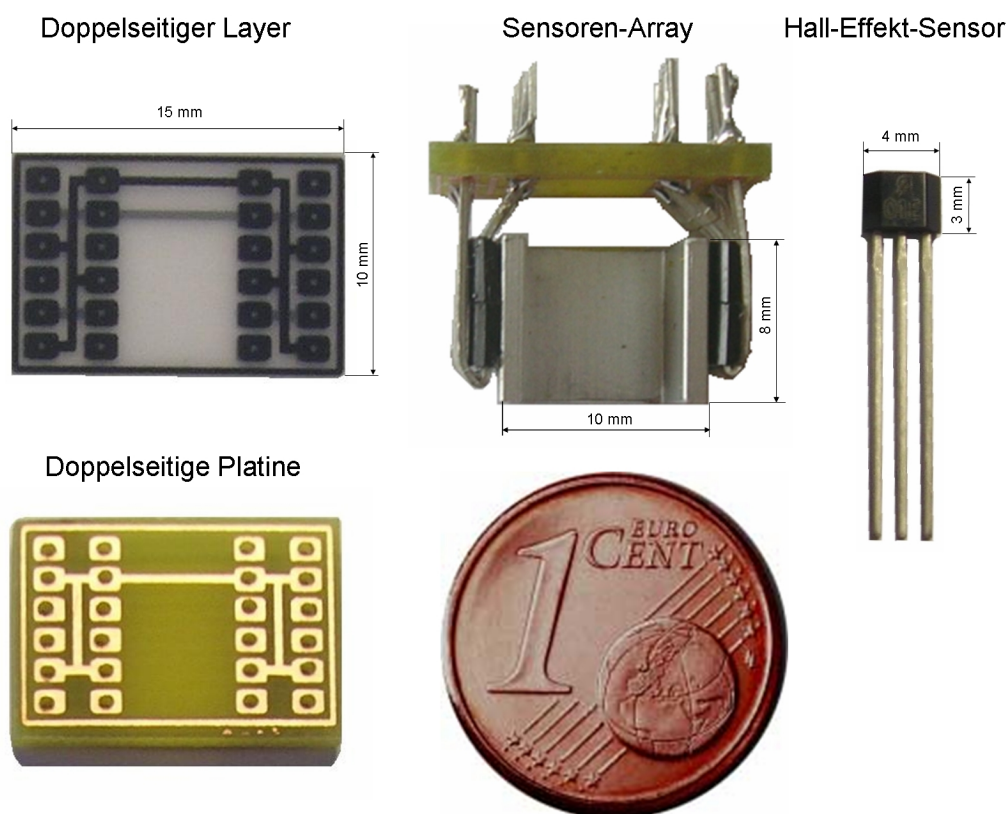


Abbildung 3.8: Benötigte Komponenten zum Erstellen eines Sensor-Arrays. Ein Euro-Cent Stück diente als Größenvergleich.

Abbildung 3.9 zeigt die zwei mit Prothesenkunststoff versiegelten Sensor-Arrays, die auf einer Aluminiumplatte gegenüberliegend befestigt wurden. Die große Bohrung ($\varnothing 12,0$ mm) zwischen den Sensor-Arrays ermöglichte die Befestigung der Magnethaltevorrichtung mit dem zu untersuchenden Zahn. Durch die kleine Bohrung ($\varnothing 4,5$ mm) konnte die gesamte Messeinheit mit einer Kunststoffschraube (M4) befestigt werden.

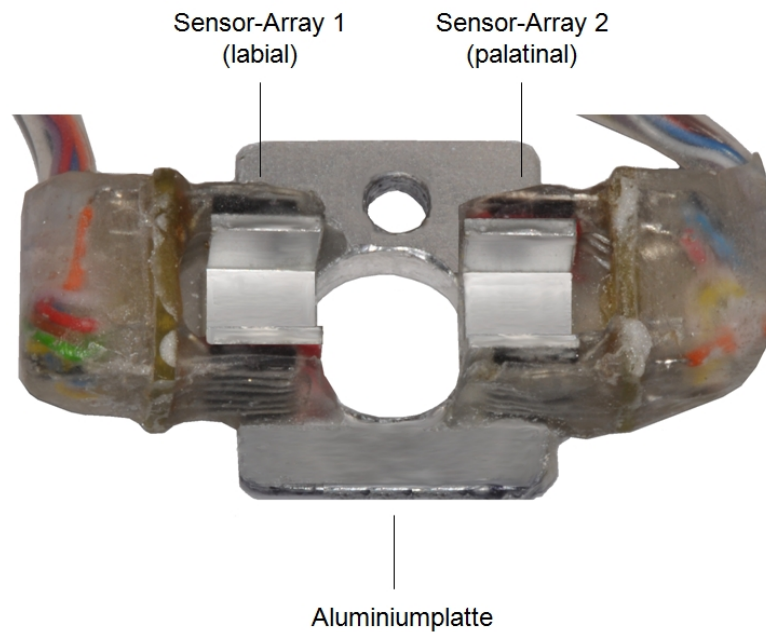


Abbildung 3.9: Kompletter Aufbau beider mit Prothesenkunststoff vergossenen Sensor-Arrays auf einer Aluminiumplatte.

3.2.3 Kalibriermessungen

Die Kalibrierung der beiden Sensor-Arrays erfolgte unter Benutzung des Hexapod-Mess-Systems *HexMeS* (Keilig et al., 2004). Bei diesem Positioniersystem wurden beide Sensor-Arrays an einer eigens für den Aufbau konstruierten Probenhalterung installiert, wie in Abbildung 3.10 dargestellt ist.

Anschließend wurde die Magnethaltervorrichtung mit beiden Magneten am oberen Tisch des 6-Achsen-Hexapoden (Hexapod M850.50, Physik Instrumente, Karlsruhe, Deutschland) befestigt. Während der Kalibrierung wurde die Magnethaltervorrichtung, mit Schrittweiten von 0,1 mm, mäanderförmig durch ein dreidimensionales Messfeld mit einem würfelförmigen Volumen von 2 mm^3 bewegt.

Im Rahmen der vollautomatischen Bewegung der Magnete durch das dreidimensionale Messfeld wurden mit Hilfe des Hexapoden insgesamt 9261 ($21 \times 21 \times 21$) Positionen angesteuert. Die Registrierung der Magnetbewegung und die daraus resultierende Datenerfassung der 16 Hall-Effekt-Sensoren erfolgte unter Anwendung von zwei *Mikrocontroller-Modulen phyCORE-ADuC812* der Firma Phytec (Phytec Technologie Holding AG, Mainz, Deutschland). Für jedes Sensor-Array wurden insgesamt 160 Sensorwerte ($8 \times 20 = 160$) in Form von Zählraten (0 bis 4095) pro Sekunde registriert. Die ermittelten Sensorwerte wurden anschließend an einen Steuerrechner übertragen und aufgezeichnet.

Die Haltezeit an einer Raumposition betrug 2 s und die durchschnittliche Zeit zum Positionswechsel 1 s. Um jeder Raumposition einen exakten Sensorwert zuzuordnen, wurde ein *C++*-Programm geschrieben (Microsoft Visual Studio 2008, Microsoft Deutschland GmbH, Unterschleißheim, Deutschland). Dieses mittelte alle aufgenommenen Sensorwerte einer Raumposition und sortierte nicht benötigte Daten, die während den Positionswechseln aufgezeichnet wurden, aus.

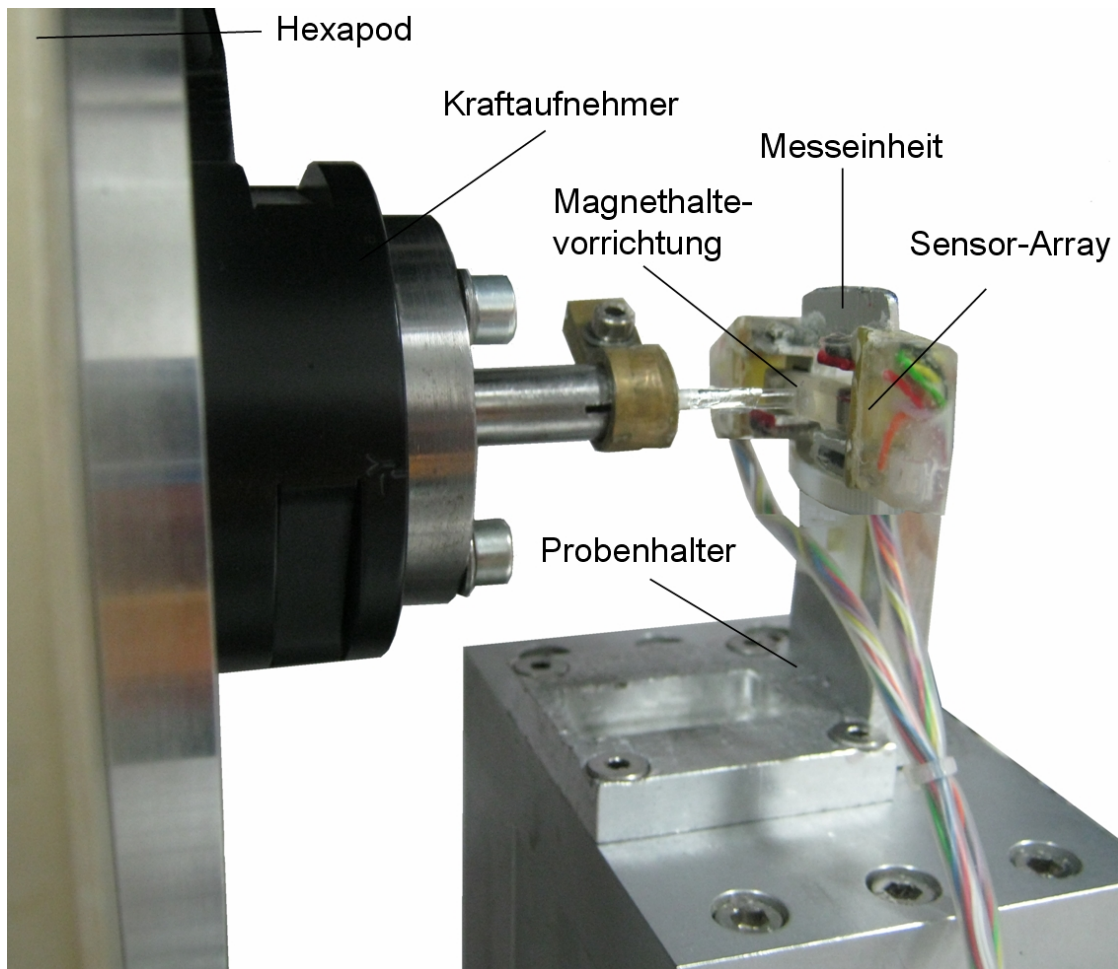


Abbildung 3.10: Kompletter Aufbau der Kalibrierung unter Anwendung des Hexapod-Mess-Systems *HexMeS* (Keilig et al., 2004).

Für jeden der beiden Sensor-Arrays wurde eine separate Entkopplungsmatrix erstellt, bei der jeder angesteuerten Raumposition eine Zählrate zugeordnet wurde. Das Ergebnis war eine Matrix mit 9261 Zuordnungen. Für die beiden Sensor-Arrays (SA1 und SA2) mit insgesamt 8 Hall-Effekt-Sensoren (S1 bis S8) wurden folgende Entkopplungsmatrizen aufgestellt:

- Entkopplungsmatrix für SA1:

$$SA1 = \begin{pmatrix} x_1 & y_1 & z_1 \\ x_2 & y_2 & z_2 \\ x_3 & y_3 & z_3 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ x_{9261} & y_{9261} & z_{9261} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} S1_1 & S2_1 & \dots & S7_1 & S8_1 \\ S1_2 & S2_2 & \dots & S7_2 & S8_2 \\ S1_3 & S2_3 & \dots & S7_3 & S8_3 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ S1_{9261} & S2_{9261} & \dots & S7_{9261} & S8_{9261} \end{pmatrix} \quad (3.2)$$

- Entkopplungsmatrix für SA2:

$$SA2 = \begin{pmatrix} x_1 & y_1 & z_1 \\ x_2 & y_2 & z_2 \\ x_3 & y_3 & z_3 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ x_{9261} & y_{9261} & z_{9261} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} S1_1 & S2_1 & \dots & S7_1 & S8_1 \\ S1_2 & S2_2 & \dots & S7_2 & S8_2 \\ S1_3 & S2_3 & \dots & S7_3 & S8_3 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ S1_{9261} & S2_{9261} & \dots & S7_{9261} & S8_{9261} \end{pmatrix} \quad (3.3)$$

3.2.4 Bewegungsnachweis

Unter Anwendung der Magnethaltevorrichtung und der beiden Sensor-Arrays wurden die Bewegungen der Zahnkrone synchron zu der vorgegebenen Aktivierung durch den piezoelektrischen Aktuator erfasst. Mit Hilfe der aus den beiden Entkopplungsmatrizen gewonnenen Daten ließ sich der Verlauf der Zahnverschiebung eindeutig bestimmen.

Die Abbildung 3.11 zeigt den Verlauf der Magnetbewegung im Zusammenhang mit der von einem Hall-Effekt-Sensor detektierten Hallspannung U_H . Die vorgegebene Aktivierung durch den piezoelektrischen Aktuator erfolgte in gleicher Richtung wie die erfasste Magnetbewegung.

Bei kleinen Magnetverschiebungen dx von 0,20 mm wurde der Verlauf der Magnetbewegung entlang der x-Achse als linear angenommen.

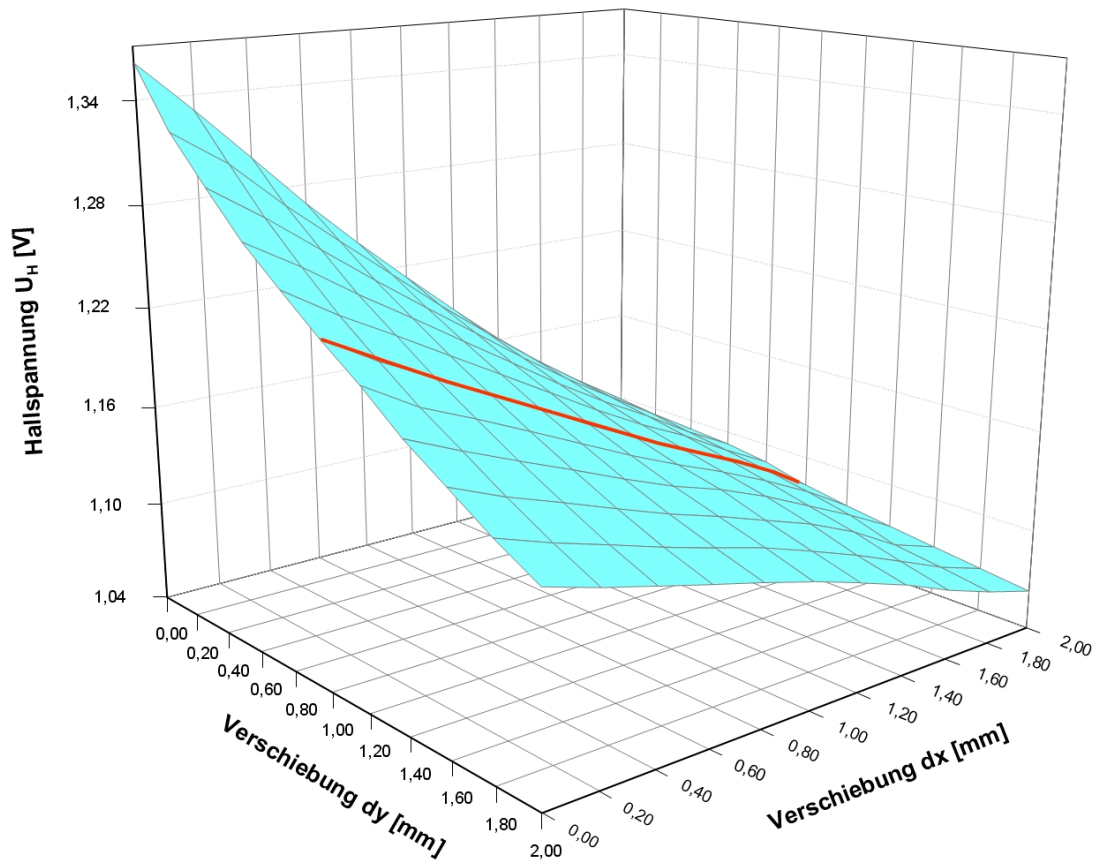


Abbildung 3.11: Beispiel für den nahezu linearen Verlauf einer durch einen Hall-Effekt-Sensor aufgezeichneten Magnetverschiebung dx entlang der x-Achse (rote Linie) in einem Messfeld von 2 x 2 mm. Die Hallspannung U_H wurde auf der z-Achse aufgetragen.

3.3 Aufbau der Steuereinheit

3.3.1 Hardwareentwicklung

Das Kernstück der gesamten Steuereinheit bildeten drei *Development Boards phyCORE-LD 5V* (EURO-Format: 100 x 160 mm) der Firma Phyttec. Auf jedem Board wurde ein Phyttec *Mikrocontroller-Modul ADuC812* (Format: 55 x 60 mm) integriert. Jedes Board stellte die notwendigen Funktionen und Anschlüsse zur Verfügung, um die Kommunikation zwischen dem Steuerrechner und dem *Mikrocontroller-Modul ADuC812* zu ermöglichen.

Eine ausführliche Beschreibung der Anschlussbelegung des Boards wird in Abbildung 3.12a dargestellt. Die Spannungsversorgung erfolgte über ein mitgeliefertes Netzteil (+5 V DC geregelt, 500 mA) an der Kleinspannungsbuchse X1. Die Anschlüsse X2 ermöglichten den optionalen Betrieb einer Erweiterungsplatine (Expansion-Connection) zur Integration von externen Schaltkreisen. Anschluss X4 diente zum Spannungsabgriff für die optionale Versorgung externer Baugruppen. An Anschluss X5 konnte das Bezugspotential GND des Boards für Messzwecke abgegriffen werden. Die Stiftleiste X6 bezeichnete den sogenannten *phyCORE-Connector*, der zur Aufnahme des Moduls diente. Die Kommunikation zwischen Steuerrechner und dem Board erfolgte über die erste der beiden DB9-Buchsen P1A und P1B zum Anschluss serieller Schnittstellen nach RS-232 Standard.

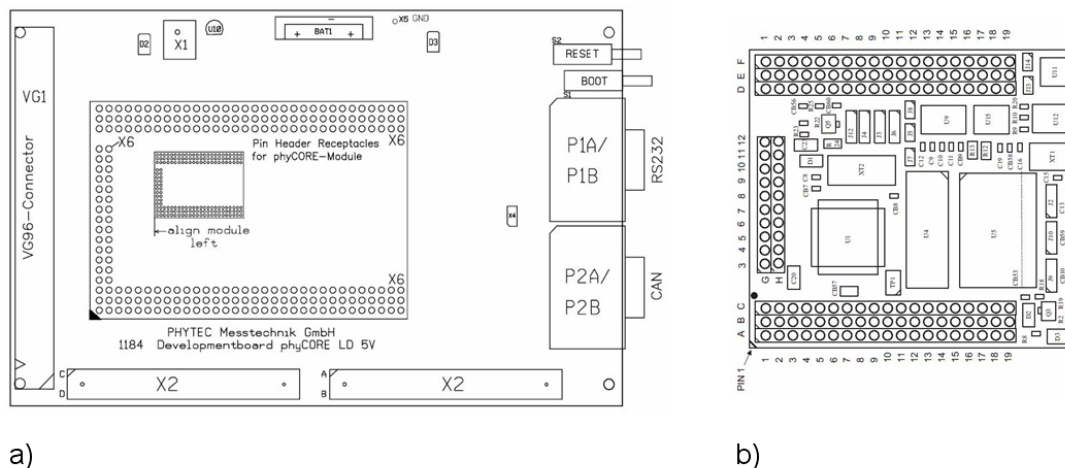


Abbildung 3.12: a) Anschlussbelegung des *Development Board phyCORE-LD 5V*. b) Vergrößerte Darstellung des *Mikrocontroller-Moduls phyCORE-ADuC812* (Phyttec, 2002a, 2002b).

Das in Abbildung 3.12b dargestellte Modul besaß einen 8 kByte *On-Chip Flash Programmspeicher* und einen 640 Byte *On-Chip EEPROM-Flash Datenspeicher*. Das Modul verfügte über einen integrierten Mikrocontroller *ADuC812* von Analog Devices (Analog Devices, Incorporated, Norwood, Massachusetts, USA). Dieser beinhaltete einen programmierbaren 8051 Kern mit einer internen Oszillatorfrequenz f_{osz} von 11,0592 MHz. Der programmierbare 8051 Kern der verwendeten Mikrocontroller *ADuC812* beinhaltete die in Abbildung 3.13 dargestellte *On-Chip-Peripherie*.

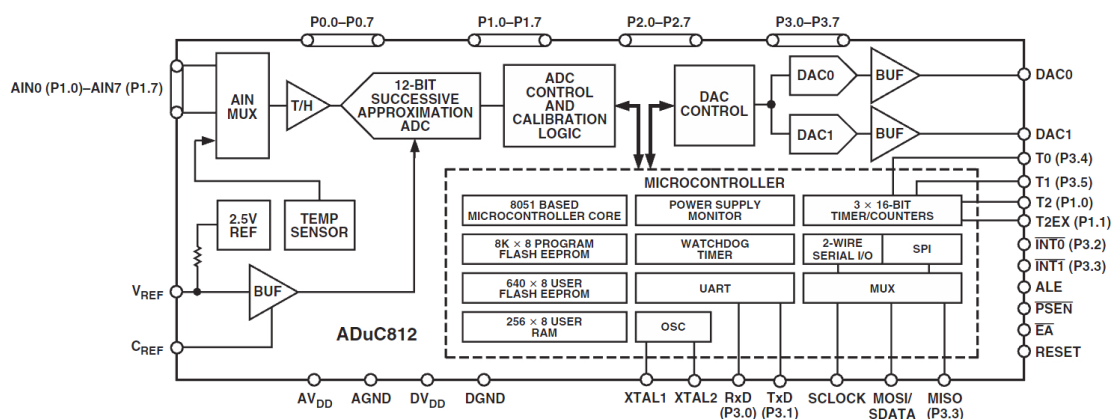


Abbildung 3.13: Funktionelles Block Diagramm des verwendeten Mikrocontrollers *ADuC812* (Analog Devices, 2003).

Zu dieser Peripherie gehörte eine integrierte Referenzspannungsquelle, ein Temperatursensor, ein 12-Bit 8 Kanal Analog/Digital-Wandler (A/D-Wandler) sowie zwei 12-Bit Digital/Analog-Wandler (D/A-Wandler). Die Wandlungszeit des A/D-Wandlers betrug $5 \mu s$ pro Kanal und die der beiden D/A-Wandler jeweils $15 \mu s$. Um das Abgreifen der Signale zu erleichtern, wurden alle ein- und ausgehenden Signale des Moduls auf Stiflleisten im Rastermaß von 2,54 mm an den Platinenrand des Moduls geführt.

Um eine Kommunikation zwischen den drei Mikrocontrollern *ADuC1*, *ADuC2* und *ADuC3* zu ermöglichen, erfolgte die Entwicklung eines vollautomatischen Programmablaufs, wie in Abbildung 3.14 dargestellt ist.

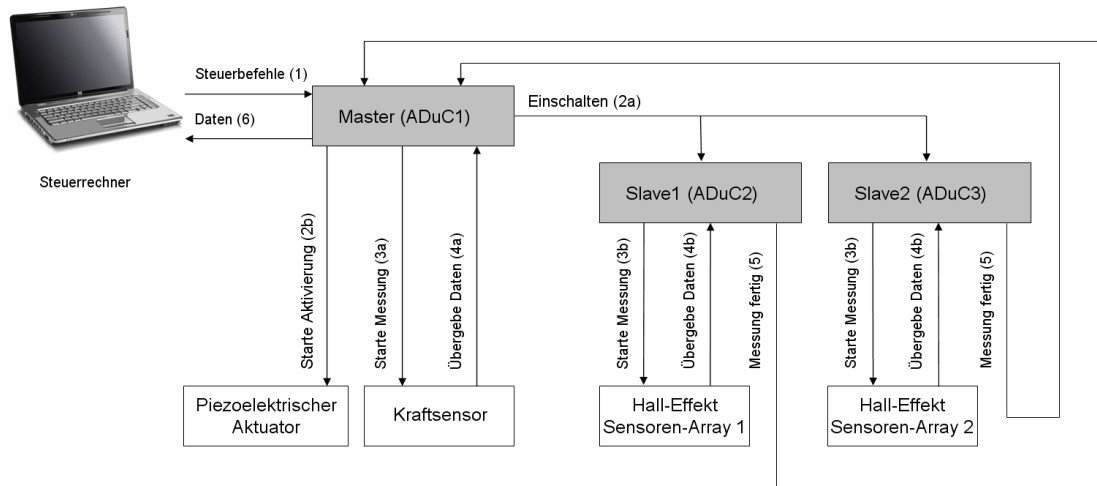


Abbildung 3.14: Schematische Darstellung des hierarchischen Programmablaufs.

Die bei der Steuerung des hierarchischen Programmablaufs strikt eingehaltene Hierarchie wurde durch den Master (ADuC1) und seine beiden Slaves (ADuC2 und ADuC3) gebildet. Zu Beginn sendete ein Steuerrechner (Personal Computer oder Laptop) alle Parameter der anwendungsspezifischen Steuerbefehle (1) über die serielle Schnittstelle an den Master. Der Master speicherte alle Parameter und übernahm alle weiteren Steuerfunktionen. Zuerst sendete er den beiden Slaves einen Impuls zum Einschalten (2a) und anschließend übergab er den Befehl an den piezoelektrischen Aktuator zum Starten der Aktivierung (2b). Anschließend begann die Messung des Kraftsensors (3a) und die Messung der beiden Sensor-Arrays (3b). Nach der Aufnahme aller Signale, wurden die ermittelten Daten des Kraftsensors an den Master übergeben (4a) und die der Sensor-Arrays an die entsprechenden Slaves (4b). Aufgrund der Anzahl der A/D-Wandlungen war der Master mit nur einer Wandlung für den Kraftsensor schneller als die beiden Slaves mit jeweils acht Wandlungen für die Hall-Effekt-Sensoren. Daher musste der Master solange auf die beiden Slaves warten, bis diese ihm einen Befehl gaben, dass sie mit der Messung fertig waren (5). War dies geschehen, so galt ein Schleifendurchlauf als beendet und alle ermittelten Daten wurden zur Programmoptimierung in dem Datenspeicher der jeweiligen *Mikrocontroller-Module* gespeichert. Anschließend übernahm der Master wieder die Steuerung und startete einen zweiten Schleifendurchlauf (2a und 2b). Dabei wurden so viele Schleifen durchlaufen, bis diese mit den vorgegebenen Parametern der Steuerbefehle (1) übereinstimmten. Zuguterletzt wurden alle Daten des Masters und der beiden Slaves sequentiell über die serielle Schnittstelle an einen Steuerrechner zur Weiterverarbeitung übergeben (6a, 6b und 6c).

Um die Datenübertragung zu vereinfachen, wurde die serielle Schnittstelle des Steuerrechners mit der seriellen Schnittstelle des Masters und der beiden Slaves in Serie miteinander verbunden. Dabei erfolgte die Verkettung aller Hardware-Komponenten in einer Reihenschaltung (daisy chain), die eine Reduktion der Anzahl von benötigten Schnittstellen an dem Steuerrechner ermöglichte.

Abbildung 3.15 zeigt den schematischen Aufbau der Verkettung der in dieser Arbeit verwendeten Hardware-Komponenten über die serielle Schnittstelle nach RS-232 Standard.

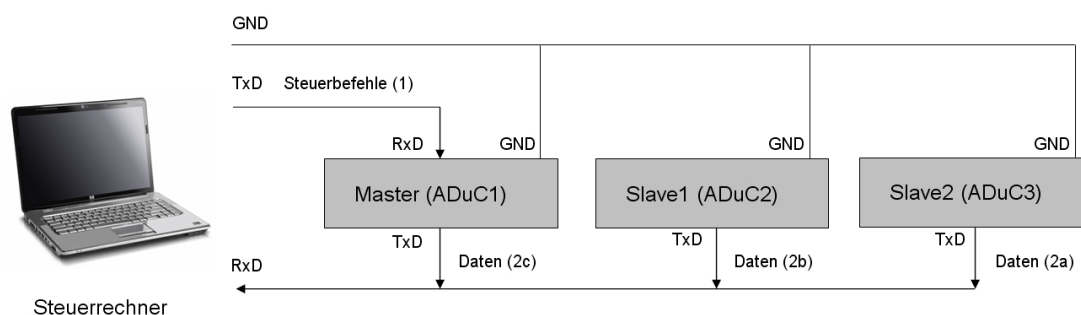


Abbildung 3.15: Schematischer Aufbau der Verkettung von Hardware-Komponenten.

Vor der Messung sendete der Steuerrechner alle Steuerbefehle (1) aus seinem Anschluss für ausgehende Daten *TxD* (Transmit Data) an den Anschluss für eingehende Daten *RxD* (Receive Data) des Masters. Nach der Messung sendete zuerst Slave2 (2a), dann Slave1 (2b) und zuguterletzt der Master (2c) seine Daten über den Anschluss für ausgehende Daten *TxD* an den Anschluss für eingehende Daten *RxD* des Steuerrechners. Zusätzlich wurden alle Hardware-Komponenten mit einer gemeinsamen Signalmasse (GND) verbunden.

Für die Kommunikation zwischen dem Steuerrechner und den drei Mikrocontrollern war die Art der Datenübertragung von wesentlicher Bedeutung. Weil bei jedem zu übertragenden Byte eine Synchronisation zwischen Sender und Empfänger erfolgen musste, wurde ein *Asynchrones Start-/Stop-Verfahren* verwendet (Vom Berg et al., 2007).

Bei dieser seriellen asynchronen Datenübertragung erfolgte nach jeder übertragene Bitgruppe eine Pause. Um eine Kommunikation zwischen dem Steuerrechner und den Mikrocontrollern zu ermöglichen, verfügte jede Hardware-Komponente über einen speziellen UART-Halbleiterbaustein (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter). In jedem Baustein war ein Sender und ein Empfänger für die serielle asynchrone Datenübertragung enthalten. Unter Anwendung dieses

Verfahrens wurden parallele *Nutzdatenbits* in Form von Bytes an die UART übergeben und in einen seriellen Zeichenstrom (Bitdatenstrom) umgewandelt. Dieser serielle Zeichenstrom wurde auch als *UART-Zeichen* bezeichnet und besaß einen nach *DIN 66020* genormten Aufbau mit zwei verschiedenen Signalpegeln. Spannungen im Bereich von -3 V bis -15 V entsprachen einer logischen 1 (HIGH-Pegel) und Spannungen zwischen +3 V und +15 V einer logischen 0 (LOW-Pegel). Um eine einwandfreie Datenübertragung zu garantieren, durften keine Spannungen zwischen -3 V und +3 V verwendet werden (verbotener Bereich).

Abbildung 3.16 zeigt die Übertragung einzelner Bits innerhalb eines UART-Zeichens mit Hilfe verschiedener Spannungspegel.

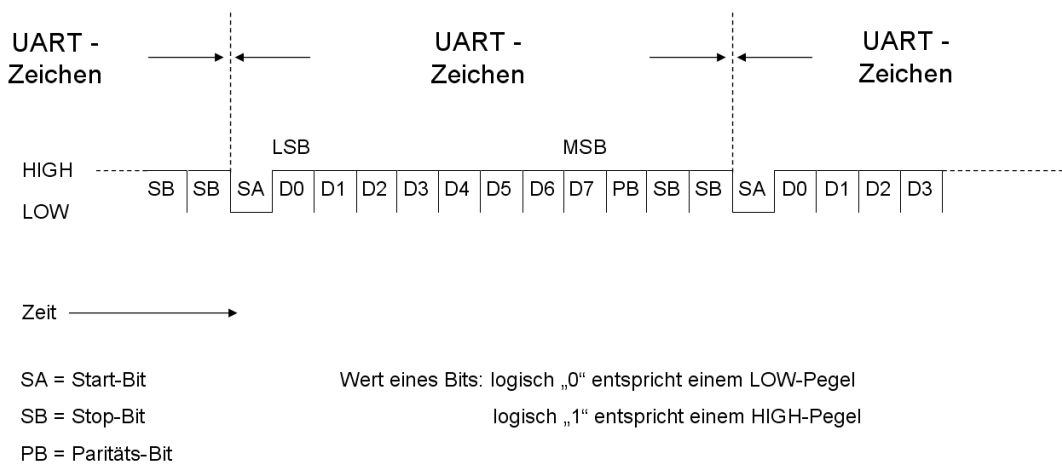


Abbildung 3.16: Schematischer Aufbau eines UART-Zeichens (Vom Berg et al., 2007).

Zu Beginn erfolgte die Übertragung eines Start-Bits (SA) durch einen LOW-Pegel. Folglich wurden die Nutzdatenbits von LSB (D0) bis MSB (D7) als HIGH-Pegel gesendet. Zur Fehlersicherung konnte je nach Bedarf noch ein Paritäts-Bit (PB) übertragen werden. Um eine Pause zwischen den einzelnen UART-Zeichen einzuhalten, wurden zuguterletzt Stopp-Bits (SB) übertragen. Je nach Länge der Pause betrug die Anzahl der Stopp-Bits entweder 1,0, 1,5 oder 2,0.

Die Geschwindigkeit der Datenübertragung der in dieser Arbeit verwendeten Hardware-Komponenten richtete sich nach dem zur Verfügung stehenden Taktgenerator (Baud-Rate-Generator) der einzelnen Komponenten. Dabei wurde die Datenübertragungsrate in der Einheit Baud (Bd, bzw. Bit pro Sekunde) angegeben. Zudem stand die Datenübertragungsrate in unmittelbarer Abhängigkeit mit der maximalen Datenübertragungsrate der seriellen RS-232 Schnittstellen-Parameter.

Um eine ordnungsgemäße Kommunikation über die serielle Schnittstelle zu gewährleisten, mussten Sender und Empfänger die gleiche Baudrate besitzen. Die maximale Datenübertragungsrate der verwendeten seriellen Schnittstelle für die Übertragung des entwickelten Quellcodes von dem Steuerrechner zum *On-Chip Flash Programmspeicher* des Mikrocontrollers betrug 57600 Baud (Bd). Im Gegensatz dazu war die Datenübertragung der mit dem intraoralen Belastungsgerät aufgenommenen Messergebnisse abhängig von der Oszillatorfrequenz und erfolgte mit 9600 Baud. Weiterhin war die gleiche Anzahl an Nutzdatenbits und an Stopp-Bits erforderlich. Außerdem musste beachtet werden, dass entweder keine oder die gleichen Paritäts-Bits verwendet wurden.

3.3.2 Softwareentwicklung mit C

Die Programmierung der Mikrocontroller *ADuC812* zur Steuerung des vollautomatischen Programmablaufs erfolgte unter dem Betriebssystem *Windows XP* (Microsoft Deutschland GmbH, Unterschleißheim, Deutschland) und unter Anwendung der Keil-Software *μVision2* (Keil Elektronik GmbH, Grasbrunn, Deutschland). Das Programm *μVision2* wurde als eine integrierte Entwicklungsumgebung zum Anlegen von Projekten, editieren von Quellcode sowie zum Diagnostizieren und Auffinden von Programmfehlern (debuggen) verwendet.

Abbildung 3.17a zeigt die in *μVision2* integrierten Komponenten, bestehend aus *C51 Compiler*, *A51 Assembler*, *BL51 Linker/Locator*, *LIB51 Librarian*, *OH51 Hex Converter* und den benötigten *Dynamic Link Libraries* (Phytec, 2002b).

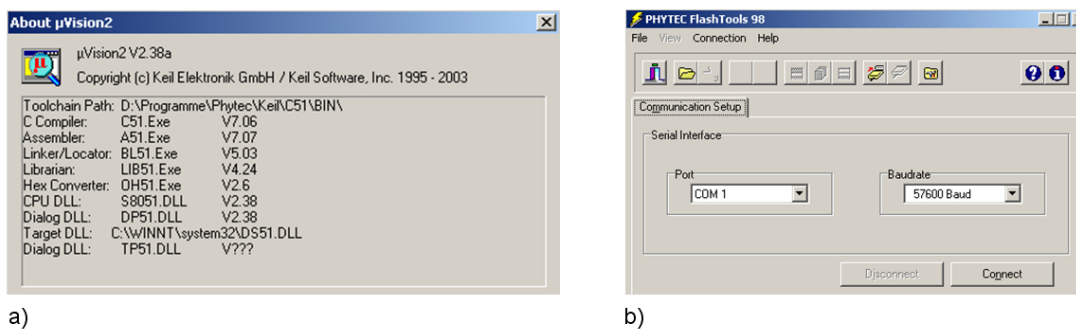


Abbildung 3.17: a) *μVision2* (Keil Elektronik GmbH) mit den dazugehörigen Komponenten und b) *FlashTools98* (PHYTEC Meßtechnik GmbH).

Zur Erstellung eines Quellcodes unterstützte *μVision2* die beiden Programmiersprachen *C* und *Assembler*. Die Kompilierung des Quellcodes erfolgte je nach

Programmiersprache durch den *C51 Compiler* oder den *A51 Assembler*. Bei diesem Übersetzungsvorgang wurden alle Quelldateien (source files) in Objektdateien (object files) umgewandelt, um einen für den Mikrocontroller lesbaren Objektcode zu erhalten. Nach dem Erstellen des Objektcodes verknüpfte der *BL51 Linker/Locator* einzelne Objektmodule mit verschiedenen Bibliotheksdateien und wies diesen eine feste Speicheradresse zu. Das Ergebnis war ein *absolute Objektmodul*. Danach konvertierte der *OH51 Hex Converter* das absolute Objektmodul in eine Intel-Hex-Datei (HEX-80 für 8051 Kerne), die unter Anwendung der Phytex Software *FlashTools98* über die serielle Schnittstelle in den Programmspeicher des Mikrocontrollers übertragen wurde (Abbildung 3.17b).

3.3.2.1 Steuerprogramm für den Master

Die Programmierung des Masters (ADuC1) erfolgte ausschließlich in der Programmiersprache *C*. Der *C51 Compiler* ermöglichte unter Anwendung von Zeigern, den Zugriff auf die in Tabelle 3.3 dargestellten verwendeten Datentypen.

Tabelle 3.3: Bei der Programmierung verwendete Datentypen (Keil, 2000).

Datentyp	Bits	Wertebereich
bit	1	0 bis 1
unsigned char	8	0 bis 255
unsigned int	16	0 bis 65535
sbit	1	0 bis 1
sfr	8	0 bis 255
sfr16	16	0 bis 65535

Die zur Hardware des Mikrocontrollers und zum *C51 Compiler* gehörenden Datentypen, wie *bit*, *sbit*, *sfr* und *sfr16* konnten nicht durch Zeiger erreicht werden. Sie gehörten zu einem *SFR* (Special Function Register), indem sich die Register der CPU, die Register des Interruptsystems und die Register der *On-Chip-Peripherie* befanden. Zu der *On-Chip-Peripherie* gehörten beispielsweise das Timer-Control-Register, die Port-Zustände, die A/D- und D/A-Wandler. Der Datentyp *sfr* ermöglichte einen Zugriff auf das Register, wobei das *sbit* einen Zugriff auf ein Bit innerhalb des Registers erlaubte. Durch die Verwendung des *SFR* konnten bestimmten Adressen sinnvolle Namen zugeordnet werden, um die Programmierung unter *C* zu vereinfachen. Der nachstehende Quellcode 3.1 zeigt einen Ausschnitt aus der in dieser Arbeit verwendeten Header-Datei *ADUC812.H*

der Firma Keil in der das *SFR* enthalten war. Innerhalb des Registers wurde der Hexadezimalzahl *0xEF* der Name *ADCCON1* zugewiesen. An dieser Stelle bezeichnete *ADCCON1* das für eine A/D-Wandlung benötigte *A/D-Kontrollregister 1*.

```

1  ...
2  sfr ADCCON1 = 0xEF; // A/D-Kontrollregister 1 //
3  ...

```

Quellcode 3.1: Aufruf des *A/D-Kontrollregisters 1* für die A/D-Wandlung.

Analog zur A/D-Wandlung standen auch für andere Komponenten der *On-Chip-Peripherie* Namen innerhalb des Registers zur Verfügung. So teilten sich beispielsweise die zwei zur Verfügung stehenden 8-Bit D/A-Wandler (DAC0 und DAC1) ein gemeinsames *D/A-Kontrollregister* mit insgesamt vier *Datenregistern* (DAC0H und DAC0L, DAC1H und DAC1L).

Der 8-Bit D/A-Wandler konnte insgesamt 256 verschiedene Signale ausgeben. Bei einem Ausgangsspannungsbereich von 0 V bis 2,5 V betrug die Spannungsdifferenz zwischen zwei aufeinanderfolgenden Werten:

$$\frac{2,5V}{256} = 0,00976 V \approx 10 mV$$

Durch die Verwendung des *D/A-Kontrollregisters* (DACCON) und die Benutzung der beiden *Datenregister* (DAC0H und DAC0L) wurde die Ansteuerung des piezoelektrischen Aktuators durch eine D/A-Wandlung (DAC0) ermöglicht (Quellcode 3.2).

```

1  #include <ADUC812.H>
2  unsigned int counter;
3  DACCON &= ~0x04; // CLR SYNC Bit //
4  DAC0H = counter >> 8; // HIGH Data Register //
5  DAC0L = counter & 0xFF; // LOW Data Register //
6  DACCON |= 0x04; // SET SYNC Bit //

```

Quellcode 3.2: Ansteuerung piezoelektrischer Aktuator über DAC0.

Analog dazu erfolgte, unter Benutzung des zweiten D/A-Wandlers (DAC1), die Ansteuerung der Slaves (ADuC2 und ADuC3) zum Starten der Messung. Dabei wurde das *D/A-Kontrollregister* (DACCON) und die dazugehörigen *Datenregister* (DAC0H und DAC0L) aufgerufen. Wie das nachstehende Beispiel (Quellcode 3.3) zeigt, wurde zuerst der Impuls ein- und ausgeschaltet.

```

1 // Sende Impuls über DAC1 [G12] an beide Slaves zum Starten der Messung //
2 void Impuls_an_Slaves()
3 {
4     unsigned int k = 0;
5     for (k = 4095; k < 4096; k++) // Impuls Ein //
6     {
7         DACCON &= ~0x04; // CLR SYNC Bit //
8         DAC1H = k >> 8;
9         DAC1L = k & 0xFF;
10        DACCON |= 0x04; // SET SYNC Bit //
11    }
12    for (k = 0; k < 1; k++) // Impuls Aus //
13    {
14        DACCON &= ~0x04; // CLR SYNC Bit //
15        DAC1H = k >> 8;
16        DAC1L = k & 0xFF;
17        DACCON |= 0x04; // SET SYNC Bit //
18    }
19 }

```

Quellcode 3.3: Ansteuerung der Slaves (ADuC2 und ADuC3) zum Starten der Messung.

Neben der Verwendung verschiedener Datentypen und Register, ermöglichte der *C51 Compiler* den Zugriff auf alle Speicherbereiche des Mikrocontrollers. Tabelle 3.4 zeigt die möglichen Speichertypen des Mikrocontrollers ADuC812.

Tabelle 3.4: Speichertypen des Mikrocontrollers ADuC812.

Speichertyp	Beschreibung
code	Programmspeicher (64 Kbytes)
data	Direkt adressierbarer interner Programmspeicher
idata	Indirekt adressierbarer interner Programmspeicher
bdata	Bit-adressierbarer interner Programmspeicher
xdata	Externer Programmspeicher (64 Kbytes)
pdata	Ausgelagerter externer Programmspeicher (256 bytes)

Unter Anwendung der vorgegebenen Speichertypen wurden die aufgenommenen Signale des Mikrocontrollers in dem externen Programmspeicher (xdata) abgelegt. Ohne den Programmablauf zu unterbrechen, konnten die Messdaten über die serielle Schnittstelle an den Steuerechner übertragen werden. Die Systemoptimierung ermöglichte einen schnelleren Programmablauf und eine höhere Messfrequenz.

Der nachstehende Quellcode 3.4 zeigt am Beispiel des Kraftsensors die Deklaration des externen Programmspeichers mit der selbsterzeugten Variablen *External_Memory*.

```

1 // Externen Programmspeicher deklarieren //
2 unsigned int xdata External_Memory;
3 // Starte Messung des Kraftsensors //
4 chan_2_convert = 0; //Kanal 0//
5 ADCCON2 = (ADCCON2 & 0xF0) | chan_2_convert ;
6 SCONV = 1;
7 while (ADCCON3 & 0x80);
8 // Lese A/D-Daten und schreibe diese in den externen Speicher //
9 channel = ADCDATAH >> 4;
10 convValue = ADCDATAL | ((ADCDATAH & 0x0F) << 8);
11 External_Memory[x] = convValue;

```

Quellcode 3.4: Deklaration des externen Programmspeichers.

Die Umwandlung der analogen Kraftsensordesignale erfolgte durch den Aufruf von *ADDCON1-3* des *SFR*. Dabei wandelte der A/D-Wandler die analogen Sensorsignale unter Anwendung von *ADCDATAH* und *ADCDATAL* in ein 12-Bit *word* um, wie in Abbildung 3.18 dargestellt ist. Die oberen vier bits des *ADCDATAH* beschrieben die Kanalnummer (Channel-ID), wobei die restlichen 12 Bits das Ergebnis beinhalteten.

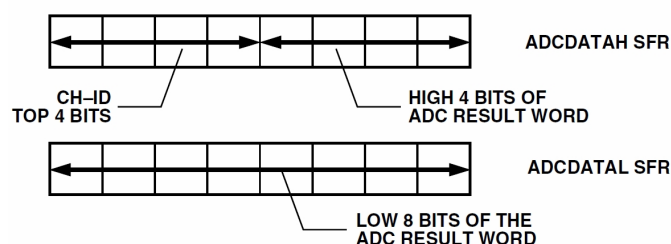


Abbildung 3.18: 12-Bit A/D-Wandler (Analog Devices, 2003).

Die Dauer einer A/D-Wandlung richtete sich nach dem von einem Quarz erzeugten Grundtakt (master clock) des verwendeten Mikrocontrollers *ADuC812* mit einer internen Oszillatorfrequenz f_{osz} von 11,0592 MHz. Bei einer Abtastrate von 200 kHz betrug die Wandlungsgeschwindigkeit in etwa $5 \mu s$ pro Kanal. Zusätzlich wurden weitere $5 \mu s$ für das Auslesen des Kanals und für die Speicherung der Daten zur Weiterverarbeitung benötigt (Analog devices, 2003). Bei einer Referenzspannung V_{ref} von 2,5 V und einer Auflösung von 12-Bit, betrug die Spannungsauflösung 0,61 mV.

Zusätzlich ermöglichte der *C51 Compiler* den Zugriff auf verschiedene *Timer/Counter* innerhalb des *SFR*. So teilten sich beispielsweise *Timer/Counter 0* und *Timer/Counter 1* das *Timer/Counter Control Register (TCON)* und das *Timer/Counter Mode Control Register (TMOD)* mit insgesamt vier *Datenregistern* (TH0 und TL0, TH1 und TL1). Zudem konnten beide Timer in vier verschiedenen Modi betrieben werden (Analog Devices, 2003).

- Modus 0 (13-Bit Timer/Counter)
- Modus 1 (16-Bit Timer/Counter)
- Modus 2 (8-Bit Timer/Counter mit Überlaufen (Auto Reload))
- Modus 3 (Zwei 8-Bit Timer/Counter)

Das Starten der Auslenkung des piezoelektrischen Aktuators, die Messung des Kraftsensors und die Impulserzeugung zum Starten der Messung der beiden Slaves (*ADuC1* und *ADuC2*), konnten unter Anwendung einer programminternen Unterbrechung durch einen *Interrupt* realisiert werden. Dieser Interrupt erfolgte durch den Aufruf von *Timer/Counter 0* im *Modus 2*, wie in Abbildung 3.19 zu sehen ist.

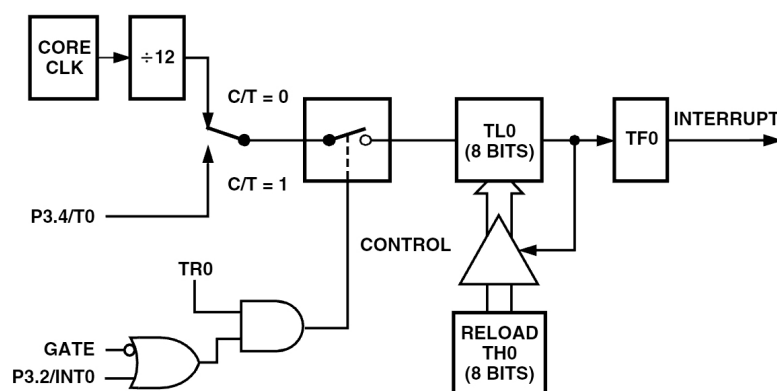


Abbildung 3.19: 8-Bit Timer/Counter mit *Auto Reload* (Timer/Counter 0, Modus 2) (Analog Devices, 2003).

In diesem Modus wurde das *Timer/Counter Control Register* zu einem *8-Bit Timer/Counter* mit einem automatischen Überlauf konfiguriert. Unter Berücksichtigung der Oszillatorfrequenz f_{osz} von 11.0592 MHz wurde zuerst die Dauer der Maschinenzklusfrequenz bestimmt. Da jeder Maschinenzklus (MZ) aus insgesamt 12 Perioden des Taktoszillators bestand, ließ sich die Dauer der Maschinenzklusfrequenz wie folgt berechnen:

$$\frac{f_{osz}}{12} = \frac{11,0592 \text{ MHz}}{12} = 0,9216 \text{ MHz} = 921600 \text{ Hz}$$

Anschließend wurde die Dauer eines Maschinenzklus berechnet.

$$1 \text{ MZ} = \frac{1}{921600 \text{ Hz}} = 0,00000185 \text{ s} = 1,085 \mu\text{s}$$

Im Anschluss wurde unter Berücksichtigung des *8-Bit Timer/Counter* eine sinnvolle Einstellzeit bis zu einem automatischen Überlauf gewählt. Dabei lief der Timer/Counter immer von einem variablen Voreinstellwert bis zu einem maximalen Wert von 8-Bit (0-255). Um eine Einstellzeit von 0,1 ms zu erhalten, ließ sich der Voreinstellwert für *TH0* wie folgt berechnen:

$$256 - 92 = 164 = TH0$$

$$92 \cdot 1,085 \mu\text{s} = 99,82 \mu\text{s} \approx 0,1 \text{ ms}$$

Nach jedem Überlauf wurde dieser Voreinstellwert nach *TL0* geladen (Quellcode 3.5). Zusätzlich wurden die Bits *ET0*, *TA0* und *EA0* auf logisch 1 gesetzt, damit der 8051 Kern den Interrupt aktivierte. Durch den Funktionsaufruf von *Timer 0 Modus 2* wurde jede 0,1 ms eine *Interrupt-Service-Routine* (ISR) aufgerufen, die einen Interrupt auslöste. Nach einem Reset wurden die beiden Register *TH0* und *TL0* gelöscht (Vom Berg et al., 2007 und Schultz, 2008).

```

1 void t0_init ()
2 {
3     TMOD = (TMOD & 0x0F) | 0x02;
4     TH0 = 256 - 92;           // Auto Reload von TL0 und zähle 92 Takte //
5     TL0 = TH0;              // (256 - 92 = 164) //
6     ET0 = 1;                // Timer 0 einschalten //
7     TR0 = 1;                // Starte Timer 0 //
8     EA = 1;                 // Alle Interrupts einschalten //
9 }
```

Quellcode 3.5: Funktionsaufruf von Timer 0 Modus 2 (8-Bit Timer mit Auto Reload).

Der Zugriff auf den Interrupt wurde durch den programminternen Funktionsaufruf von *Interrupt 1* ermöglicht. Sobald ein Interrupt erfolgte, wurde *t0_interrupt* auf logisch 1 gesetzt. Zusätzlich wurde der Zähler *overflow_count* aktiviert, um die Anzahl der Interrupts zu bestimmen. So entsprachen beispielsweise 10 *Overflow_counts* einer Wartezeit von 1 ms (Quellcode 3.6).

```

1 void it_timer0(void) interrupt 1 // Timer 0, Modus 2 //
2 {
3     TF0 = 0; // Lösche Interrupt Flag //
4     t0_interrupt = 1;
5     overflow_count++; // Zähle Überläufe //
6 }
```

Quellcode 3.6: Funktionsaufruf von Interrupt 1.

Die Kommunikation mit der seriellen Schnittstelle erfolgte ebenfalls über einen programminternen Interrupt unter der Einbindung der Dateien *sio.h* und *sio.c* der Firma Keil. Nach dem Funktionsaufruf für die serielle Schnittstelle wurden alle Variablen auf *logisch Null* gesetzt. Anschließend konnten die *UART Serial Mode Select Bits* (SM0, SM1 und SM2) so konfiguriert werden, dass die serielle Schnittstelle im *Modus 1* mit 8-Bit und einer variablen Baudrate betrieben werden konnte. Der Datenaustausch der seriellen Schnittstelle erfolgte über die *UART* bei der insgesamt 10-Bit (1 Startbit, 8 Datenbit, kein Paritätsbit und 1 Stoppbit) übertragen wurden.

Der Einstellwert für *TH1* bei einer Oszillatorfrequenz f_{osz} von 11,0592 MHz zum Erreichen einer Baudrate von 9600 ließ sich wie folgt berechnen:

$$TH1 = 256 - \left(\frac{f_{osz}}{384} \cdot \frac{1}{Baud} \right)$$

$$TH1 = 256 - \left(\frac{11059200 \text{ Hz}}{384} \cdot \frac{1}{9600 \text{ Bd}} \right)$$

$$TH1 = 256 - \left(\frac{28800 \text{ Hz}}{9600 \text{ Bd}} \right) = 256 - 3 = 253$$

Die serielle Schnittstelle ermöglichte die Kommunikation zwischen dem Steuerrechner und dem Master (Quellcode 3.7).

```

1 void Seriellen_COM_Port_initialisieren()
2 {
3     TMOD |= 0x20; // Setze Timer 1 in Modus 2 //
4     TH1 = 0xFD; // TH1 = 253 -> 9600 Baud //
5     TR1 = 1; // Starte Timer 1 //
6
7     PCON &= 0x7F; // Lösche Bit 7 des PCON Registers (SMOD1 = 0) //
8
9     SCON = 0x52; // Modus 1 -> Empfänger freigeben //
10 }

```

Quellcode 3.7: Funktionsaufruf für die serielle Schnittstelle.

Dabei erfolgte zuerst die Ansteuerung des Masters, indem der Steuerrechner Befehle in Form einzelner *Character* vom Datentyp *char* nacheinander an den Master sendete (Quellcode 3.8). Der Master setzte die einzelnen *Character* in Form einer Zeichenkette zusammen und begann erst nach dem Erhalt aller notwendigen Befehle mit der Messung.

```

1 int zahl = 0;
2 int c = 0;
3 // Abbruchbedingung ist eine Nichtzahl //
4 while ((c = getchar()) && (c >= '0') && (c <= '9'))
5 {
6     zahl = zahl*10 + c - '0';
7 }

```

Quellcode 3.8: Funktion zum Einlesen einer Zeichenkette für positive Ganzzahlen.

Am Ende der Messung erfolgte die Ausgabe der ermittelten Daten über die serielle Schnittstelle. Dabei wurden die Daten einer Messung als Dezimalzahl in Form einer Zeichenkette zeilenweise ausgegeben. Als Trennzeichen galt ein Semikolon.

Die nachstehende Tabelle 3.5 zeigt die Formatierung der Ausgabe des Masters mit dem Index $l = 3$. In den nachstehenden Spalten erfolgten die aufgenommenen Zählraten der vorgegebenen Auslenkung des piezoelektrischen Aktuators und der durch den Kraftsensor aufgenommenen Kräfte.

Tabelle 3.5: Datenübertragung des Masters über die serielle Schnittstelle.

I	Messung	Auslenkung	Kraft
3;	0000;	0000;	0000;
3;	0001;	0333;	0011;
3;	0002;	0666;	0035;
3;	0003;	0999;	0068;
⋮	⋮	⋮	⋮

Neben programminternen Interrupts bestand zusätzlich die Möglichkeit externe Interrupts einzubinden. Nachdem der Master (ADuC1) alle Messungen beendete, wartete er auf die beiden Slaves (ADuC2 und ADuC3). Sobald der Master einen Befehl (HIGH Level) über einen der beiden Eingänge *int0* und *int1* erhielt, wurde sofort ein externer Interrupt ausgelöst (Quellcode 3.9). Erfolgt beide Interrupts, so galt die Messung der beiden Slaves als beendet.

```

1 // Master bekommt über Eingang int0 einen Puls von Slave1 über DAC0 //
2 void ext_int0(void) interrupt 0
3 {
4     Slave_eins_ist_fertig = 1;
5 }
6 // Master bekommt über Eingang int1 einen Puls von Slave2 über DAC1 //
7 void ext_int1(void) interrupt 2
8 {
9     Slave_zwei_ist_fertig = 1;
10 }
```

Quellcode 3.9: Master (ADuC1) wartet auf Slave1 (ADuC2) und Slave2 (ADuC3).

3.3.2.2 Steuerprogramm für die Slaves

Analog zum Master (ADuC1) benötigten die beiden Slaves (ADuC2 und ADuC3) ebenfalls den *C51 Compiler* zur Ansteuerung der Register der CPU, der Register des Interruptsystems und der Register der *On-Chip-Peripherie*. Zu Beginn erhielt jeder der beiden Slaves einen Befehl zum Starten der Messung durch den Master über den externen Eingang *int1*. Dieser Befehl löste bei jedem Slave einen externen Interrupt aus, wie im folgenden Quellcode 3.10 zu sehen ist. Um die Anzahl der Interrupts festzustellen, wurde jeder registrierte Interrupt gezählt.

```

1 // Funktion für den Einsprungpunkt des externen Interrupts //
2
3 void ext_int1(void) interrupt 2
4 {
5     interrupt_da = 1;
6     interrupts++;      // Zähle Interrupts //
7 }

```

Quellcode 3.10: Impuls von Master DAC1 an int1 von Slave1 und Slave2.

Nachdem beide Slaves den Befehl zum Starten der Messung erhielten, erfolgte das Auslesen der Hall-Effekt-Sensoren durch den jeweiligen A/D-Wandler. Der nachstehende Quellcode 3.11 zeigt die Konversation und das sequentielle Auslesen der Hall-Effekt-Sensoren sowie das Schreiben der ermittelten Daten in einen externen Speicher.

```

1 // Laufe einmal die Schleife durch und nehme die 8 Kanäle auf //
2 for (counter = 0; counter <8; counter++)
3 {
4     unsigned char chan_2_convert;
5     {
6         // Starte Konversation und warte bis sie abgeschlossen ist //
7         chan_2_convert = (chan_2_convert + 1) % 8;
8         ADCCON2 = (ADCCON2 & 0xF0) | chan_2_convert;
9         SCONV = 1;
10        while (ADCCON3 & 0x80);
11        // Lese A/D Daten und schreibe sie in den externen Speicher //
12        channel = ADCDATAH >> 4;
13        conv_val = ADCDATAH | ((ADCDATAH & 0x0F) << 8);
14        Kanal[x] = channel;          // Schreibe in externen Speicher //
15        Sensor_Wert [x * 8] = conv_val; // Schreibe in externen Speicher //
16    }
17 }

```

Quellcode 3.11: Auslesen der Hall-Effekt-Sensoren durch Slave1 und Slave2.

3.3.3 Benutzeroberfläche mit *LabVIEW*

Unter Anwendung der visuellen Programmiersprache *LabVIEW* (National Instruments Germany GmbH, München, Deutschland) wurde eine benutzerfreundliche Oberfläche zur Bedienung des vollautomatischen Programmablaufs entwickelt. Dabei wurde der Quellcode mit Hilfe graphischer Elemente erzeugt, die in einer Art Flussdiagramm miteinander verbunden wurden und einen sequentiellen Programmablauf ermöglichten.

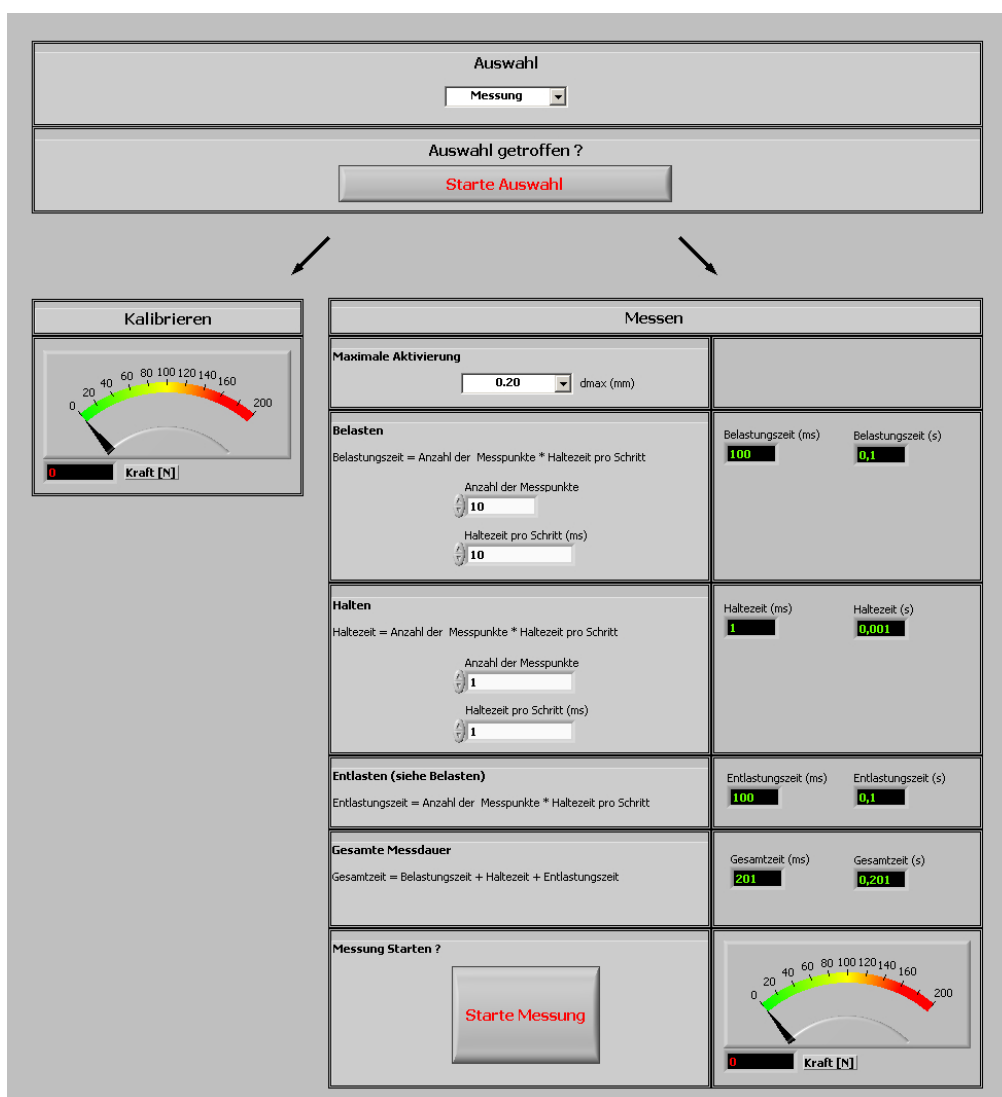


Abbildung 3.20: Die mit der visuellen Programmiersprache *LabVIEW* erstellte Benutzeroberfläche.

Bei der Anwendung wählt der Benutzer zwischen den beiden Optionen *Kalibrieren* und *Messen* (Abbildung 3.20). Während dem *Kalibrieren* wird der Druckstempel

via Stellschraube so lange an den zu untersuchenden Zahn geführt, bis der Kraftsensor eine minimale Kraft registriert. Die Kalibrierung wird nach fünf Sekunden automatisch beendet und kann beliebig oft wiederholt werden. Bei der Auswahl *Messung* können alle benötigten Parameter bezüglich Aktivierung der Zahnkrone, Belastungszeit, Haltezeit und Entlastungszeit manuell vom Benutzer eingegeben werden. Zudem werden alle Messzeiten in Echtzeit errechnet.

Nach dem *Starten der Messung* wurden alle vom Benutzer eingestellten Parameter (Ganzzahlen) in Zeichenketten umgewandelt und in einzelne Zeichen zerlegt. Diese wurden nacheinander über die serielle Schnittstelle an den Master *ADuC1* übergeben, wie in Abbildung 3.21 dargestellt ist.

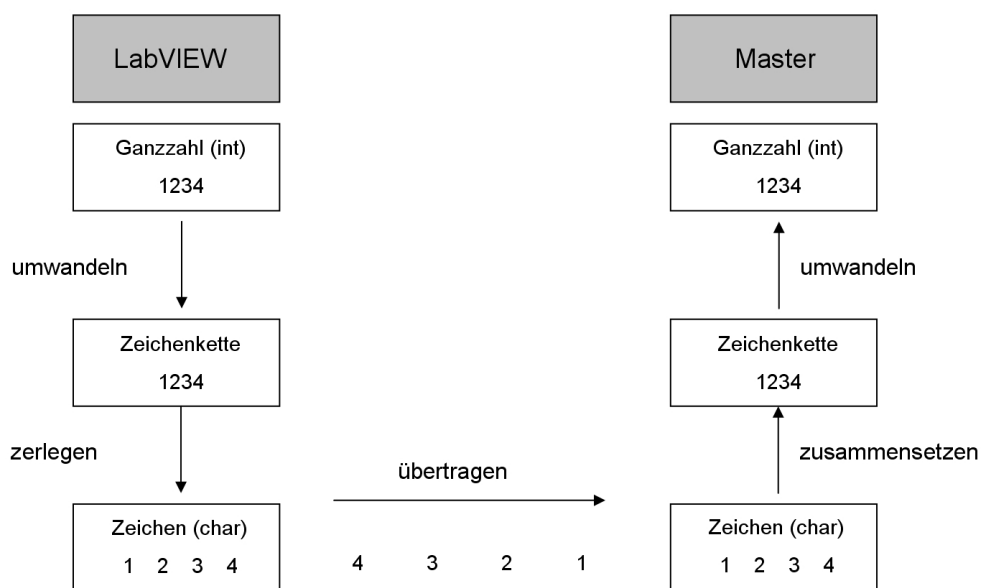


Abbildung 3.21: Schematischer Ablauf der Datenübertragung vom Steuerrechner zum Master über die serielle Schnittstelle (COM1).

Während der Datenübertragung setzte der Master *ADuC1* die Zeichen wieder zu einer Ganzzahl zusammen, bis er eine *Nichtzahl*, als Abbruchbedingung erhielt. Dieses Verfahren wurde so oft wiederholt, bis alle benötigten Parameter von dem Steuerrechner an den Master übergeben wurden. Die Anzahl der übertragenen Parameter richtete sich nach der durchzuführenden Operation des intraoralen Belastungsgeräts.

In der Zwischenzeit wartete der Steuerrechner bis zum Erhalt der durch die drei Mikrocontroller (*ADuC1*, *ADuC2* und *ADuC3*) ermittelten Daten, zu denen die resultierenden Druckkräfte und die Hallspannungen der einzelnen Hall-Effekt-Sensoren gehörten. Während der Datenübertragung über die serielle Schnittstelle

zerlegte das LabVIEW-Programm alle Zeichenketten und transformierte diese in gebräuchliche Messwerte, um zeitgleich notwendige Berechnungen durchzuführen und graphische Verläufe darzustellen. Danach wurden alle Messwerte gespeichert und für weitere Operationen bereitgestellt.

3.4 Systemintegration

Die zentrale Komponente des gesamten Belastungsgeräts bildete die in einem abgeschirmten Aluminiumgehäuse befindliche Steuereinheit. Das Gehäuse (Compac Pro 3HE 84TE 331T, Schroff GmbH, Straubenhardt, Deutschland) eignete sich besonders für vorgefertigte Einschubmodule im EURO-Format. Zusätzlich verschaffte das Gehäuse ausreichenden Platz für individuelle Elektronikausbau-ten auf doppelseitig durchkontaktierten Eurokarten. Eine detaillierte Beschreibung der in das Aluminiumgehäuse integrierten Komponenten ist in Abbildung 3.22 zu sehen.

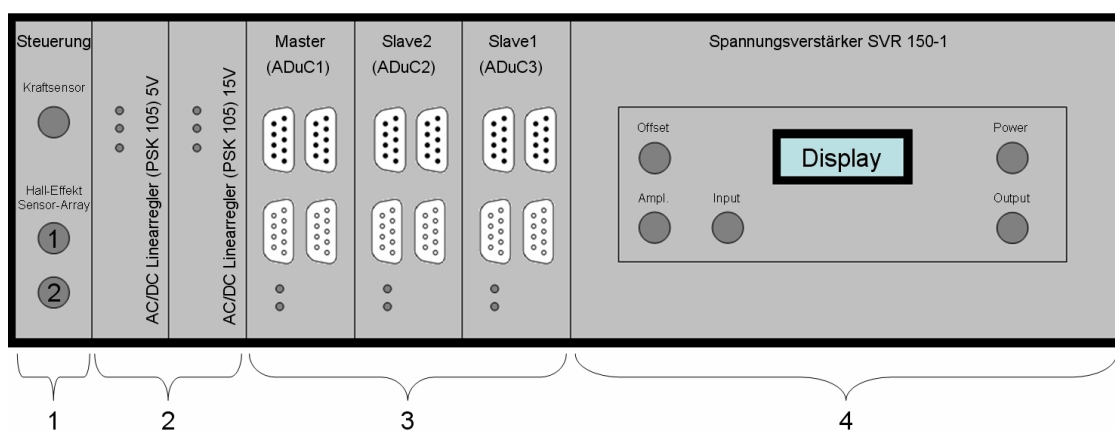


Abbildung 3.22: Schematischer Aufbau des Gehäuses in der Frontansicht.

Das verwendete Gehäuse beinhaltete folgende Komponenten:

1. Externe Ein- und Ausgänge zur Steuerung des Kraftsensors und der beiden Sensor-Arrays.
2. Zwei AC/DC Linearregler (PSK 105 und PSK 115) der Firma Schroff.
3. Drei Development Boards mit den dazugehörigen Mikrocontrollern (ADuC1, ADuC2 und ADuC3) der Firma Phytec.
4. Ein Spannungsverstärker SVR 150-1 der Firma Piezomechanik.

Um diverse elektrische Komponenten innerhalb des gesamten intraoralen Belastungsgeräts mit einer Kleinspannung zu versorgen, kamen die beiden AC/DC Linearregler als 19 Zoll Einschübe zum Einsatz. Durch eine Versorgungsspannung von 230 V AC (50 Hz), ließen sich die für das intraorale Belastungsgerät notwendigen geregelten Gleichspannungen erzeugen. In der nachstehenden Tabelle 3.7 sind die technischen Daten beider AC/DC Linearregler aufgeführt.

Tabelle 3.7: Technische Daten *PSK 105* und *PSK 115*.

AC/DC Linearregler	Spannung [V]	Strom [A]	Leistung [W]
PSK 105	5	1,5	8
PSK 115	15	1	15

Der AC/DC Linearregler PSK 105 lieferte eine geregelte Ausgangsspannung von 5 V DC zum Betreiben der 16 Hall-Effekt-Sensoren und ermöglichte den Betrieb einer separaten Verstärkerschaltung. Unter Anwendung dieser Schaltung konnte die zu geringe Ausgangsspannung des Masters (ADuC1) am Ausgang DAC0 von 2,5 auf 5 V angehoben werden, um die Steuerung des piezoelektrischen Aktuators zu ermöglichen. Abbildung 3.23 zeigt den schematischen Aufbau der verwendeten Spannungsverstärkerschaltung.

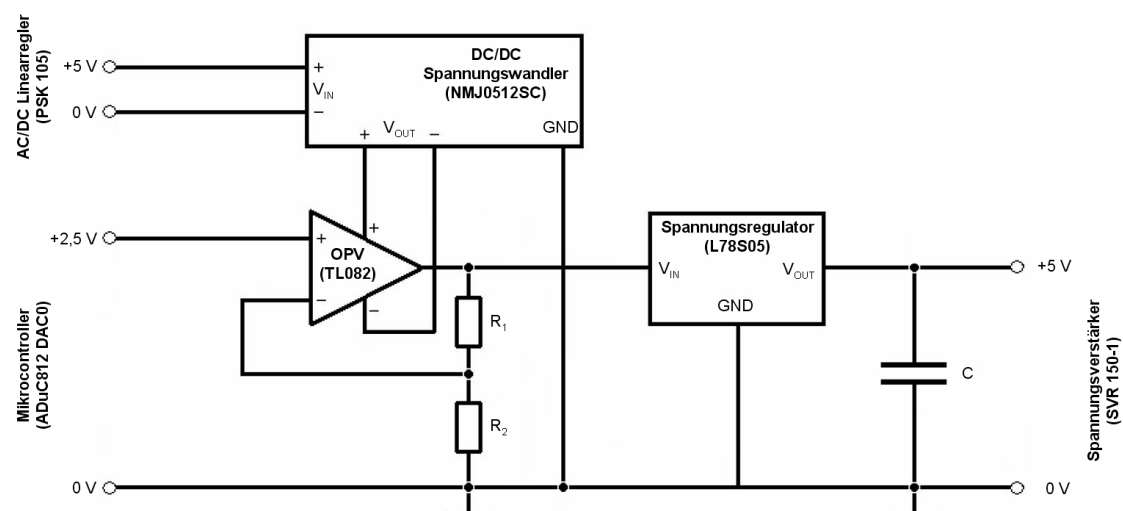


Abbildung 3.23: Schematischer Aufbau der entwickelten Spannungsverstärkerschaltung.

Der AC/DC Linearregler PSK 105 versorgte den DC/DC-Spannungswandler *NMJ0512SC* (Murata Power Solutions Incorporated, Mansfield, Massachusetts, USA.) mit einer Speisespannung von 5 V DC. Dieser erzeugte eine duale Spannungsquelle von ± 12 V für den Betrieb des Operationsverstärkers *TL082* (Texas Instruments Incorporated, Dallas, Texas, USA.), der die Ausgangsspannung des Masters auf maximal 5 V verstärkte und anschließend durch den Spannungsregulator *L78S05* (STMicroelectronics, Plan-Les-Ouates, Schweiz) regelte. Die verwendete Spannungsverstärkerschaltung lieferte eine Ausgangsspannung die proportional zur Auslenkung des piezoelektrischen Aktuators war. Die anschließende Überprüfung der Auslenkung des piezoelektrischen Aktuators erfolgte unter Anwendung eines digitalen Messschiebers *Mitutoyo 572-202-50* (Mitutoyo Messgeräte GmbH, Neuss, Deutschland) mit einem Messbereich von 0-500 mm und einer Auflösung von 0,01 mm.

3.5 Studienprotokoll

Um eine effiziente Planung, Überwachung und den Nachweis für alle mit dem intraoralen Belastungsgerät durchgeführten Untersuchungen zu ermöglichen, erfolgte die Anfertigung eines Studienprotokolls. Zu der Planung gehörte die Auswahl der zu untersuchenden Proben für die in-vitro-Anwendungen und die Auswahl der Probanden für die in-vivo-Anwendungen. Bei der Überwachung wurde darauf geachtet, dass die Reihenfolge der durchzuführenden Untersuchungen eingehalten wurde. Der Nachweis diente zur Dokumentation und Bewertung der durchgeführten Untersuchungen.

3.5.1 Befunderhebung für in-vitro-Anwendungen

Im Rahmen der Befunderhebung wurden die Prämolaren von fünf frischen Schweineunterkiefern ausgesucht. Die Prämolaren aus dem Milchzahngewebiss von Hauschweinen eigneten sich aufgrund der den humanen Zähnen ähnelnden Materialeigenschaften. Die Auswahl der fünf Proben richtete sich nach einem zuvor durchgeführten Röntgenbefund. Dieser verschaffte einen Überblick über Gewebedimensionen, Zahnstellungen und Wurzelgeometrien des zu untersuchenden Prämolaren und seiner umliegenden Gewebe. Während der Befunderhebung musste der Prämolare und seine angrenzenden Gewebe permanent mit einer Natriumchloridlösung (NaCl 0,9%) vor Austrocknung geschützt werden.

Abbildung 3.24 zeigt die Röntgenbefunde der fünf bereitgestellten Schweineunterkieferprämolaren. Die Auswahl der Proben für die Anwendung mit dem intraoralen

Belastungsgerät richtete sich nach den zuvor durchgeführten Röntgenuntersuchungen. Die ersten drei Proben eigneten sich besonders für experimentelle in-vitro-Anwendungen. Sie verfügten über lange ausgeprägte Wurzeln, die eine feste Verankerung des Zahns in der Alveole vermuten ließen. Aufgrund der Breite des PDL konnte eine maximale Aktivierung der Zahnkrone mit einer Auslenkung von bis zu 0,20 mm ermöglicht werden. Die letzten beiden Proben verfügten aufgrund der Knochenresorption im Bereich der Wurzelspitzen (Apex) sehr wahrscheinlich über eine schlechte Verankerung in der Alveole und waren deshalb für in-vitro-Anwendungen nicht geeignet.

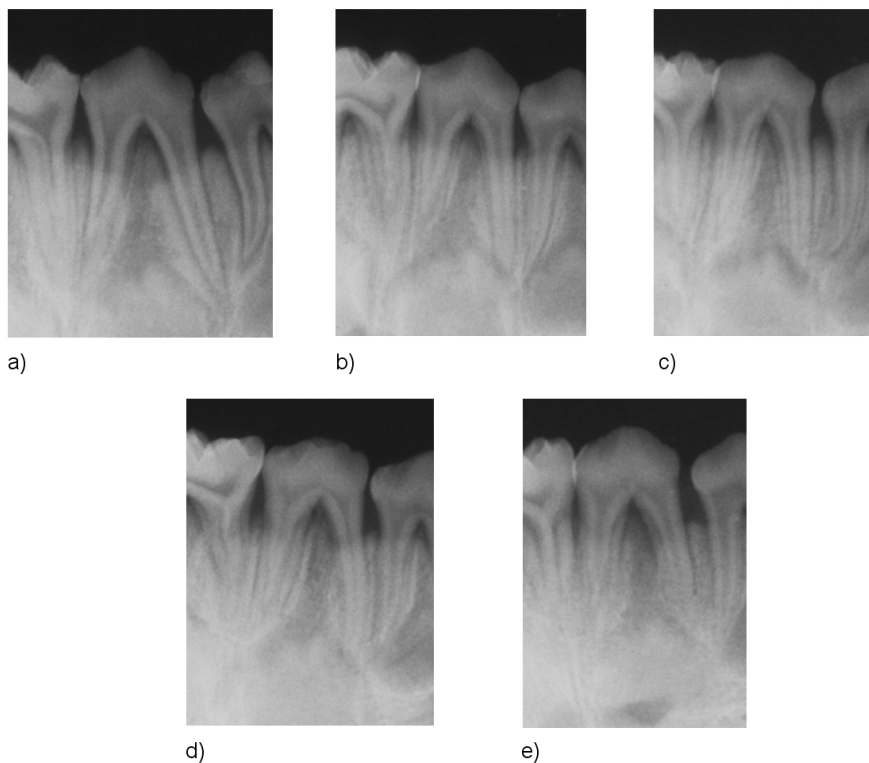


Abbildung 3.24: Röntgenbilder von fünf Proben. Die Milchzähne und die darunter liegenden bleibenden Zähne sind deutlich zu erkennen.

3.5.2 Befunderhebung für in-vivo-Anwendungen

Zu Beginn der in-vivo-Anwendungen folgte eine ausführliche Anamnese bei der fünf Probanden ausgewählt wurden. Dabei wurden eventuelle Vorerkrankungen sowie bestehende Erkrankungen des Probanden durch einen Zahnarzt abgeklärt. War der Proband gesund, so erfolgte eine anschließende Erhebung eines

Allgemeinbefunds, der Auskunft über den oralen Zustand gab. Um weitere Informationen über den zu untersuchenden Zahn und sein umliegendes Gewebe zu erhalten, wurde zusätzlich ein Röntgenbefund hinzugezogen.

Bei diesem Röntgenbefund wurde der obere linke erste Schneidezahn und die umliegenden Gewebe von insgesamt fünf Probanden mit einem intraoralen Röntgengerät der Firma Kavo (Oralix AC, KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland) mit 65 keV geröntgt. Aufgrund der dimensionsverfälschten Projektion des zu untersuchenden Schneidezahns auf dem Zahnfilm im Format 30 x 40 mm, wurde vor der Röntgenuntersuchung eine Referenzkugel aus Edelstahl mit einem Durchmesser von 5,0 mm unter Verwendung von *Peripherie Wachs* auf der labialen Seite der Zahnkrone angebracht. Abbildung 3.25 zeigt die Zahnfilme der humanen oberen linken ersten Schneidezähne von fünf Probanden, bei denen die Referenzkugel deutlich zu erkennen ist.

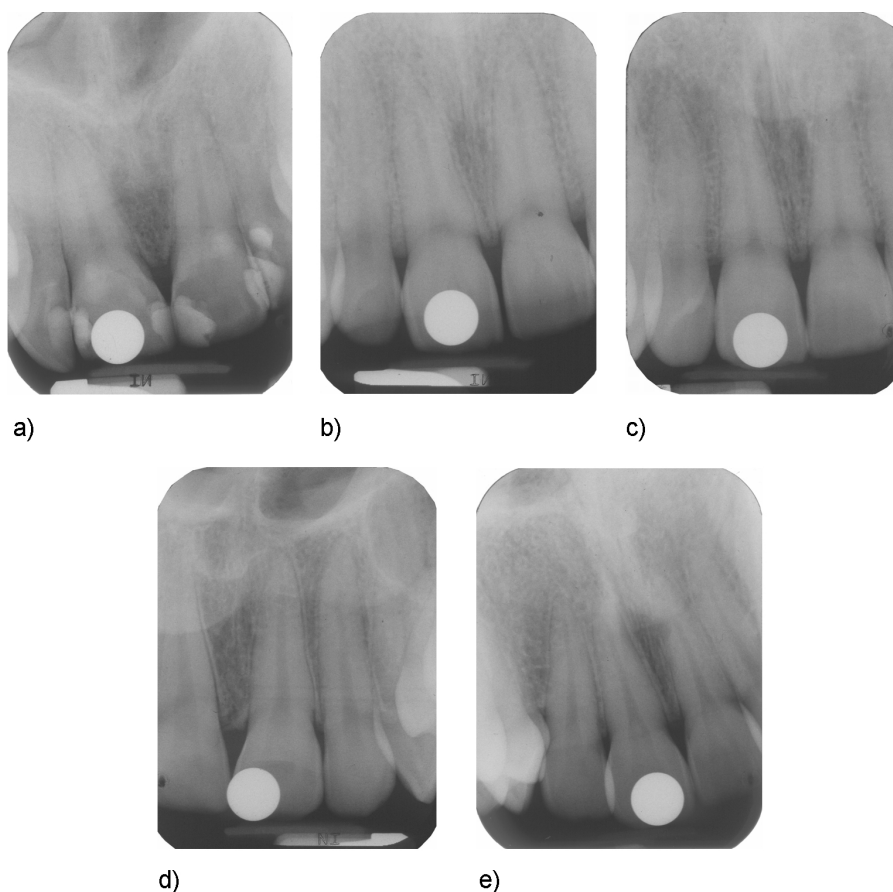


Abbildung 3.25: Zahnfilme der fünf Probanden mit der dazugehörigen Referenzkugel aus Edelstahl mit einem Durchmesser von 5,0 mm.

Durch den errechneten Umrechnungsfaktor konnten anschließend die realen Dimensionen aller benötigten Gewebe ermittelt werden. In der nachstehenden Tabelle 3.8 sind die berechneten Gewebedimensionen der einzelnen Probanden aufgeführt.

Tabelle 3.8: Gewebedimensionen der fünf Probanden.

Proband	1	2	3	4	5
Geschlecht	♂	♂	♂	♀	♂
Alter [Jahre]	33	27	25	21	24
Durchmesser der Referenzkugel im Röntgenbild [mm]	5,51	5,92	5,53	5,75	5,62
Breite der Incisalkante [mm]	8,66	7,89	7,76	7,29	7,35
Länge der Krone [mm]	9,83	10,92	10,87	9,32	9,59
Breite der Krone [mm]	9,15	8,57	8,30	7,77	7,80
Länge der Wurzel [mm]	14,99	16,42	17,59	14,26	13,14
Gesamtlänge des Zahns [mm]	24,14	27,34	28,47	23,58	22,75
Max. Breite des PDL [mm]	0,22	0,21	0,22	0,20	0,20

Nach den Umrechnungen der Röntgenbilder und dem Erhalt der realen Gewebedimensionen konnte belegt werden, dass sich alle Probanden für weiterführende in-vivo Anwendungen eignen. Die in dieser Arbeit vorliegende Befunderhebung erfolgte nach den Richtlinien des *Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde* des Universitätsklinikums Bonn.

3.6 Konstruktion der Aufbisschiene

Zur Befestigung der Belastungseinheit und der Messeinheit an der zu untersuchenden Zahnkrone, wurde für jede Anwendung eine individuelle Aufbisschiene hergestellt. Die Schiene benötigte eine hohe Stabilität, um allen installierten Komponenten einen ausreichenden Halt zu verschaffen. Um die Messung der resultierenden Kräfte zu gewährleisten, musste die vorgegebene Aktivierung der Belastungseinheit querkräftfrei auf die Zahnkrone übertragen werden.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden anwendungsspezifische Aufbisschienen aus dentalen warmgeformten Tiefziehschienen (Erkodent Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler, Deutschland) gefertigt. Die Befestigung der Komponenten erfolgte durch Prothesenkunststoff (PalaXPress, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland).

Die nachstehende Tabelle 3.9 zeigt die in dieser Arbeit zum Einsatz kommenden Tiefziehschienen der Firma Erkodent. Dabei handelte sich um ein biokompatibles Medizinprodukt der Klasse 1 (EG-Richtlinie 93/42/EWG), das die Norm *DIN EN 30993-1* erfüllte.

Tabelle 3.9: Übersicht der verwendeten Tiefziehschienen der Firma Erkodent.

	Erkolen	Erkodur
Bestellnummer	514210	524220
Eigenschaften	weich	hart
Durchmesser [mm]	120	120
Dicke [mm]	1,0	2,0
Heizzeit [min:sek]	1:00	1:25
Tiefziehtemperatur [° C]	165	155

3.6.1 Aufbisschiene für Reproduktionsanwendungen

Um einen Funktionstest des entwickelten intraoralen Belastungsgeräts und eine Abstimmung aller Komponenten zu ermöglichen, erfolgten die ersten Belastungen an einem selbstentwickelten idealisiertem Oberkiefermodell mit PDL-Ersatz. Als geometrische Vorlage diente ein Arbeitsmodell der Firma Frasco (Standardmodell ANA-4, Frasco GmbH, Tettngang, Deutschland). Das aus hartem verzugsfreiem Kunststoff bestehende Arbeitsmodell ähnelte dem natürlichen Gebiss eines Erwachsenen. Optional bestand die Möglichkeit jeden der insgesamt

28 aus Duroplast bestehenden Modellzähne innerhalb des Arbeitsmodells stabil zu fixieren oder zu entfernen.

Zu Beginn wurde der obere linke erste Schneidezahn (Zahn 21) aus dem Oberkiefer des Arbeitsmodells entfernt, um eine künstliche Alveole zu erhalten. Anschließend wurde eine Silikonabformung erstellt. Die Grobabformung erfolgte unter Anwendung des Silikons *Honigum Putty Soft* und die Feinabformung mit *Honigum Light Body* (Honigum, DMG America, Englewood, New Jersey, USA). Nach dem Ausgießen der Silikonabformung mit *Technovit 4004* (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland), einem transparenten 2-Komponenten-Einbettmittel auf Basis von Methylmethacrylat in Form von Pulver und Flüssigkeit, entstand ein Duplikat des Arbeitsmodells. Nach dem Aushärten des Duplikats wurde der Radius der Alveole des Schneidezahn (Zahn 21) um etwa 0,20 mm durch Auffräsen erweitert und ein idealisierter Modellzahn (Zahn 21) der Firma Frasco unter Anwendung von Silikon (*Honigum Light Body*) als PDL-Ersatz in die erweiterte Alveole eingebettet.

Nach Fertigstellung des idealisierten Oberkiefermodells erfolgte die Entwicklung einer speziellen Aufbissschiene zur Befestigung aller notwendigen Komponenten. Durch das *Thermoformen* konnte eine passgenaue 2,0 mm dicke Tiefziehschiene (hart) des idealisierten Oberkiefermodells mit ausreichender Stabilität erstellt werden. Anschließend wurde der zu untersuchende idealisierte Modellzahn (Zahn 21) freigestellt. Um die Anbringung der Belastungseinheit und der Messeinheit an der Aufbissschiene zu ermöglichen, wurde ein spezieller Baugruppenträger aus Prothesenkunststoff an der Oberseite der Schiene angebracht. Dieser Baugruppenträger bestand aus zwei vorgefertigten Kunststoffplatten, die unter Benutzung von Gussformen erstellt wurden. Durch diese Gussformen ließen sich jeweils fünf Kunststoffplatten für die Anbringung der Belastungseinheit und für die Anbringung der Messeinheit gleichzeitig erzeugen.

Nach Sicherstellung der notwendigen Stabilität erfolgte die Anbringung der Belastungseinheit und der Messeinheit an der nun fertigen Aufbissschiene, die in Abbildung 3.26 dargestellt ist.

Durch dieses idealisierte Oberkiefermodell konnte das intraorale Belastungsgerät erstmals auf Funktion und Reproduzierbarkeit getestet werden. Bei den Reproduktionsanwendungen erfolgten zwei Messreihen mit jeweils zehn Einzelmessungen. Die beiden Messreihen unterschieden sich in ihrer Messdauer. Nach jeder Messung wurde die Aufbissschiene mit allen dazugehörenden Komponenten von dem idealisierten Oberkiefermodell entfernt und anschließend wieder angebracht. Die Reproduktionsanwendungen dienten zur Bestimmung der Wiederholgenauigkeit.

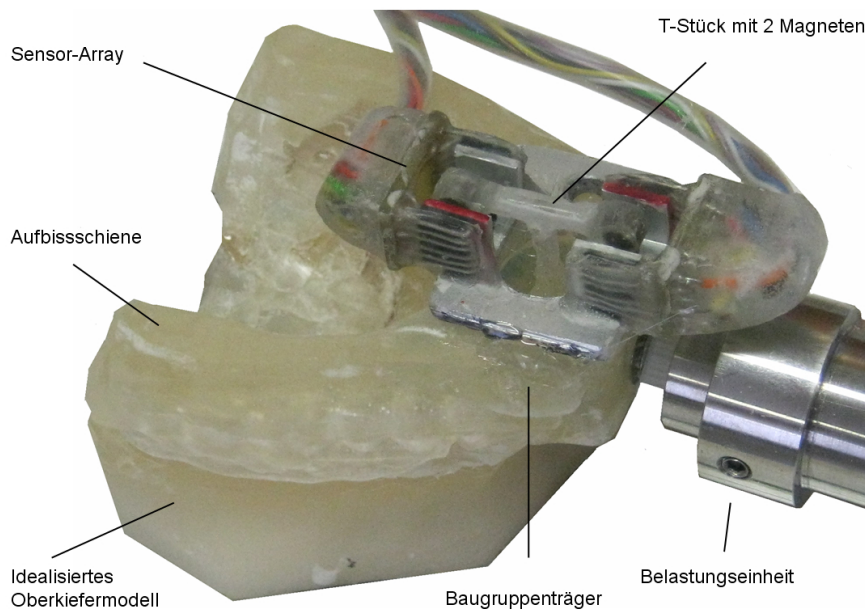


Abbildung 3.26: Aufbisschiene für Reproduktionsanwendungen am idealisierten Zahnmodell mit allen benötigten Komponenten.

3.6.2 Aufbisschiene für in-vitro-Anwendungen

Im Anschluss an die Reproduktionsanwendungen erfolgten die ersten in-vitro-Anwendungen an den Prämolaren von fünf frischen Schweineunterkiefen. Aufgrund ihrer Größe wurden alle Unterkiefer in kleinere Segmente (50 x 50 x 20 mm) zerlegt. Um einen ausreichenden Halt für die Aufbisschiene zu ermöglichen mussten die beiden benachbarten Zähne der zu belastenden Zahnkrone erhalten bleiben. Zudem musste der zu untersuchende Zahn und das umliegende Gewebe mit einer Natriumchloridlösung (NaCl 0,9%) vor Austrocknung geschützt werden. Im nächsten Schritt wurde für jedes Segment unter Anwendung einer Silikonabformung ein Duplikat in Form eines Gipsmodells erstellt. Mit Hilfe der Hartgipsmodelle wurden kleine 2,0 mm dicke Tiefziehschienen gefertigt, die im weiteren Verlauf passgenau auf die Segmente gesetzt werden konnten. Danach wurde der zu untersuchende Prämolare innerhalb der Tiefziehschiene freigestellt. Ein spezieller Baugruppenträger aus Prothesenkunststoff an der Oberseite der Tiefziehschiene ermöglichte die Befestigung aller Komponenten (Abbildung 3.27).

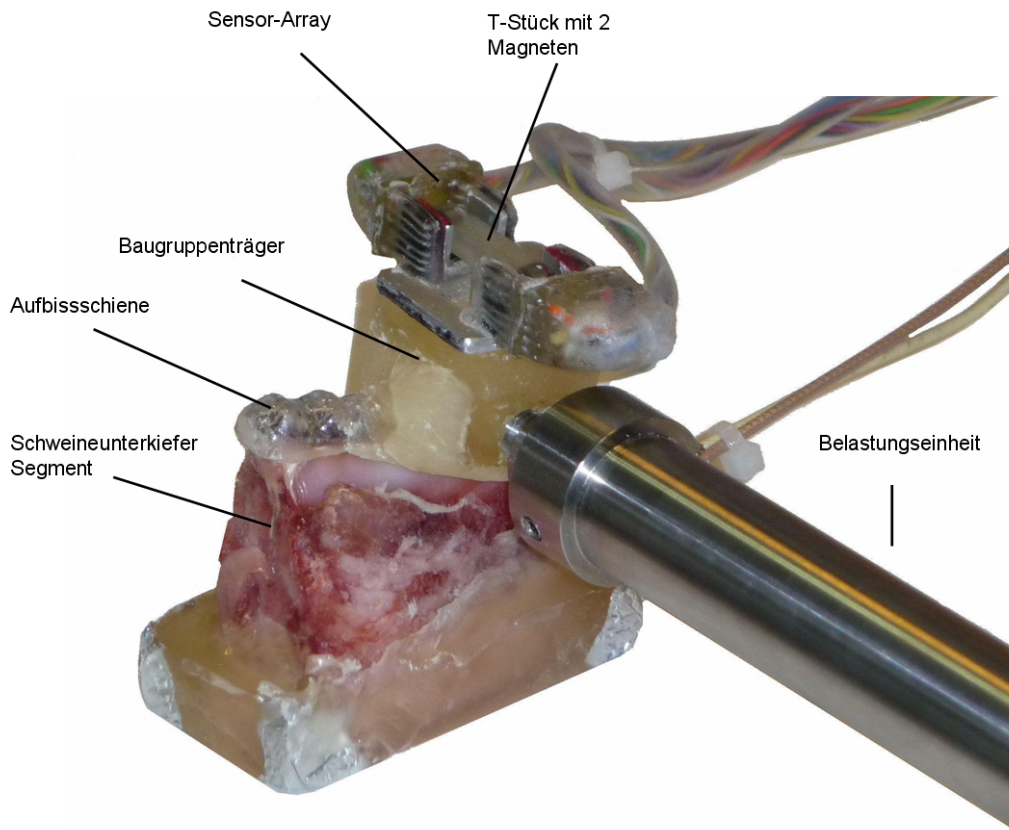


Abbildung 3.27: Aufbissschiene für in-vitro-Anwendungen.

3.6.3 Aufbissschiene für in-vivo-Anwendungen

Analog zu den zuvor behandelten in-vitro-Anwendungen, wurde auch für in-vivo-Anwendungen eine spezielle Aufbissschiene gefertigt. Jedoch musste dabei auf die Biokompatibilität der zum Einsatz kommenden Materialien geachtet werden. Zu Beginn erfolgte eine Abformung des menschlichen Oberkiefers unter Anwendung eines dentalen Abformmaterials auf Alginatbasis (Cavex Orthotrace, Cavex Holland BV, Haarlem, Niederlande) mit dessen Hilfe sich ein Hartgipsmodell erstellen ließ.

Aufgrund des Tragekomforts wurde bei in-vivo-Anwendungen zuerst eine 1,0 mm dicke weiche Tiefziehschiene gefertigt und diese mit einer 2,0 mm dicken harten Tiefziehschiene überzogen, ohne die Stabilität zu verschlechtern. Im Anschluss wurde der zu untersuchende obere linke erste Schneidezahn (Zahn 21) freigestellt und ein spezieller Baugruppenträger aus Prothesenkunststoff an der Oberseite der Schiene angebracht, wie in Abbildung 3.28 dargestellt. Bei der Dimensionierung des Baugruppenträgers musste auf die Größe der Mundöffnung geachtet werden.

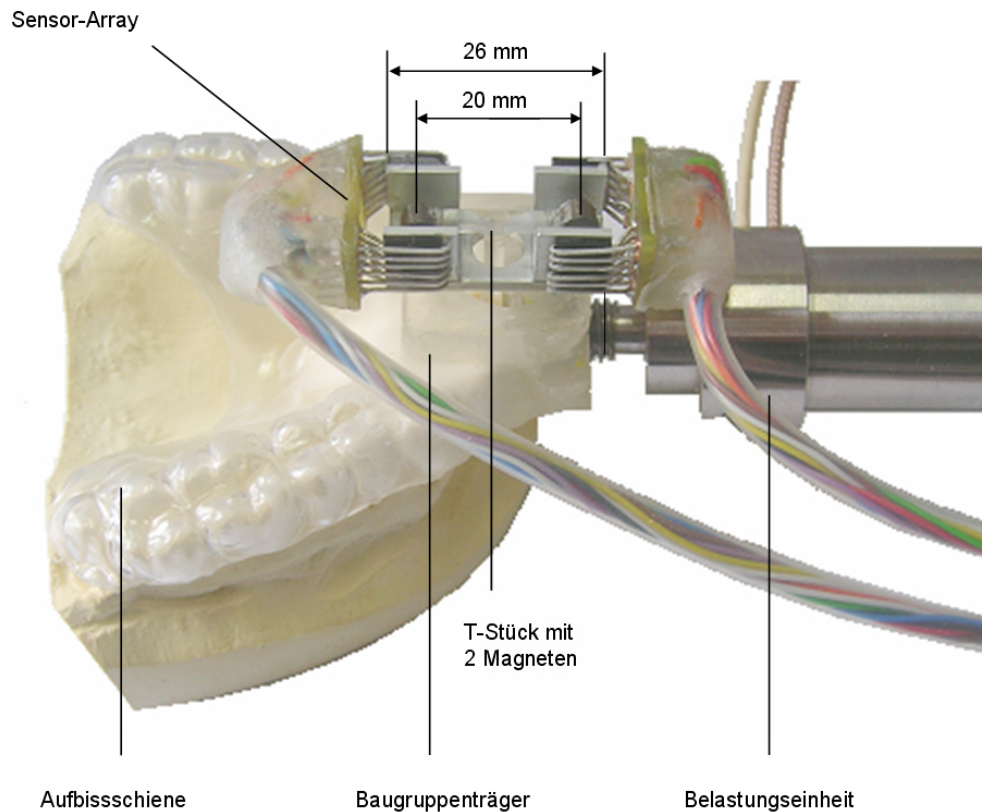


Abbildung 3.28: Aufbissschiene für in-vivo-Anwendungen.

3.7 Durchführung experimenteller Versuche

Im Anschluss an die Fertigung der Aufbissschienen und Anbringung aller Komponenten wurden die Proben und die Probanden auf die Untersuchungen mit dem intraoralen Belastungsgerät vorbereitet.

3.7.1 Aktivierung der Zahnkrone

Um das biomechanische Verhalten von tierischem und humanem PDL zu beschreiben und diese Erkenntnisse mit den Ergebnissen anderer Studien vergleichen zu können, wurden verschiedene Aktivierungsformen der Zahnkrone unter Anwendung des piezoelektrischen Aktuators durchgeführt. Bei in-vitro- und in-vivo-Anwendungen erfolgten stufenförmige und dreieckige Aktivierungen, wobei sich die Reproduktionsanwendungen ausschliesslich auf dreieckige Aktivierungen stützten.

3.7.1.1 Stufenförmige Aktivierung

Diese Aktivierung erfolgte ausschließlich bei ersten in-vitro- und in-vivo-Anwendungen, wobei die Zahnkrone mit zwei aufeinanderfolgenden Aktivierungen belastet wurde. Wie in Abbildung 3.29 zu erkennen, begann ein Aktivierungszyklus durch den piezoelektrischen Aktuator innerhalb einer Belastungszeit t_{Belasten} bis zum Erreichen der Hälfte der maximalen Aktivierung $d_{\text{max}/2}$.

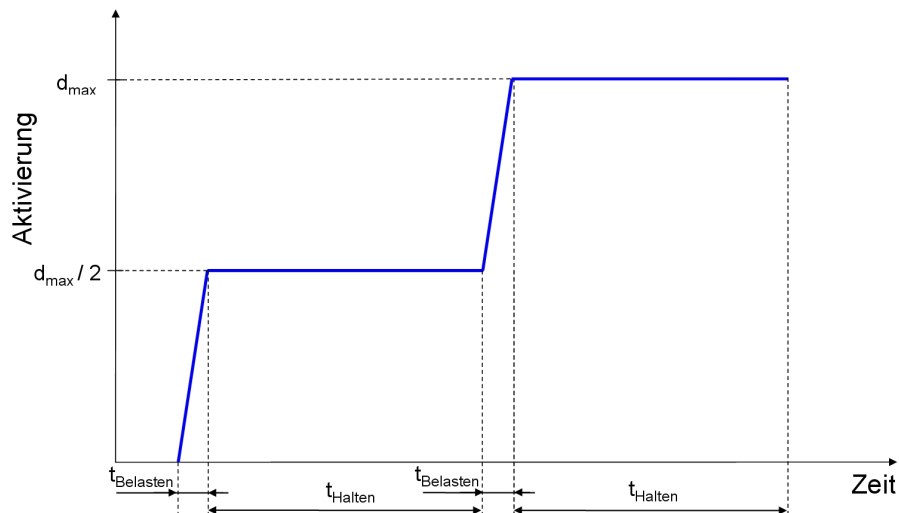


Abbildung 3.29: Stufenförmige Aktivierung.

Anschließend wurde bis zum Verstreichen der Haltezeit t_{Halten} gewartet. Danach erfolgte die nächste Aktivierung innerhalb der Belastungszeit t_{Belasten} bis zum Erreichen der maximalen Aktivierung d_{max} . Wiederum wurde bis zum Verstreichen der Haltezeit t_{Halten} gewartet.

3.7.1.2 Dreieckige Aktivierung

Die dreieckige Aktivierung ermöglichte einen direkten Vergleich der maximal erfassten Kräfte bei unterschiedlichen Belastungszeiten und die Bestimmung der Materialeigenschaften der belasteten Gewebe. Wie in Abbildung 3.30 dargestellt, wurde die dreieckige Aktivierung in zwei verschiedenen Modi betrieben.

Im ersten Modus erfolgte eine Aktivierung durch den piezoelektrischen Aktuator bis zum Erreichen der maximalen Aktivierung d_{max} während einer Belastungszeit t_{Belasten} . Dabei gab es keine Haltezeit ($t_{\text{Halten}}=0$). Im Anschluss verringerte sich die Aktivierung während einer Entlastungszeit $t_{\text{Entlasten}}$, bis zum Erreichen der Ausgangsposition des piezoelektrischen Aktuators.

Analog dazu begann im zweiten Modus ein Aktivierungszyklus durch den piezoelektrischen Aktuator mit einer Belastungszeit t_{Belasten} bis zum Erreichen der maximalen Aktivierung d_{max} . Jedoch wurde bis zum Verstreichen der Haltezeit t_{Halten} gewartet. Im Anschluss erfolgte eine Entlastungszeit $t_{\text{Entlasten}}$.

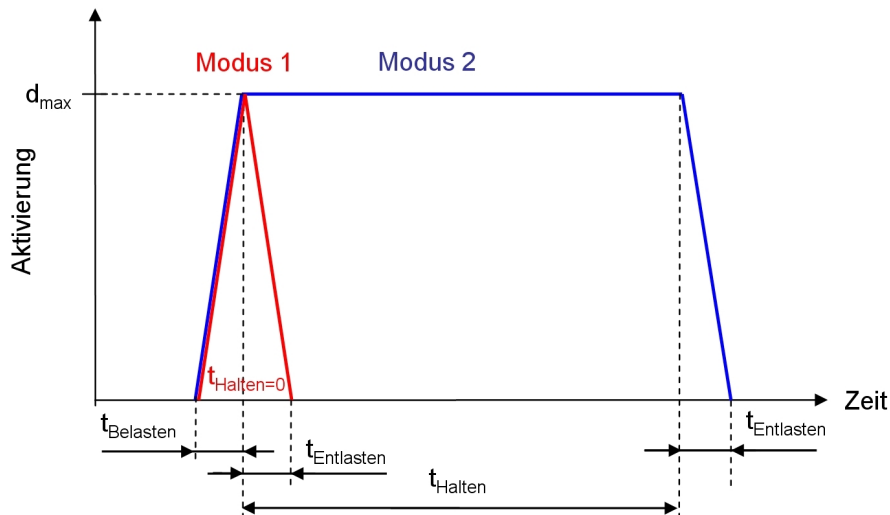


Abbildung 3.30: Dreieckige Aktivierung.

Die bei den dreieckigen Aktivierungen eingestellten Parameter können aus der nachstehenden Tabelle 3.10 entnommen werden.

Tabelle 3.10: Bei dreieckigen Aktivierungen eingestellte Parameter.

Belastungsform	Belastungszeit [s]	Entlastungszeit [s]
Dreieck	0,1	0,1
	0,2	0,2
	0,5	0,5
	1,0	1,0
	2,0	2,0
	5,0	5,0
	10,0	10,0

3.8 Entwicklung numerischer Modelle

Die Motivation für die Entwicklung individueller numerischer Modelle bestand darin, den komplexen Aufbau des Zahnhalteapparats und der umliegenden Gewebe zu idealisieren und die inneren Vorgänge nach einer vorgegebenen Aktivierung der Zahnkrone zu simulieren. Durch das Einbringen der aus den in-vitro- und in-vivo-Anwendungen gewonnenen Erkenntnisse in die numerischen Modelle, konnten die Materialparameter der einzelnen Gewebe bestimmt werden. Dabei wurden die numerisch gewonnenen Kraftverläufe an die experimentell ermittelten Kraftverläufe angenähert.

Die Entwicklung der numerischen Modelle erfolgte unter Anwendung des Finite-Elemente-Programms *MSC.Marc Mentat 2007* (MSC.Software Corporation, Santa Ana, Kalifornien, USA).

3.8.1 In-vitro-Modelle

Um die Vorgehensweise zur Erstellung der in-vitro-Modelle zu beschreiben, wurde eine von fünf Proben für die Modellierung bereitgestellt. Bei der Modellierung erfolgte die Rekonstruktion eines einzelnen Schweineprämolaren und seiner umliegenden Gewebe (Probe 1). Zu den rekonstruierten Geweben zählten der Zahn, das PDL und der Knochen. Um weitere Gewebeinformationen zu erhalten, wurde aus dem gesamten Schweineunterkiefersegment ein 2 cm breites und 3 cm hohes Segment herausgeschnitten und anschließend mit einem μ CT 1174 der Firma *Skyscan* (Skyscan, Kontich, Belgien) geröntgt.

Die aus den Röntgenuntersuchungen resultierenden Schnittebenen ermöglichten eine Konturextraktion der einzelnen Gewebeschichten. Anschließend wurden diese mit dem Vernetzungs-Programm *ADOR3D* (Rahimi et al., 2004) zu einem 3D-Oberflächenmodell vernetzt. Durch die Festlegung der jeweiligen Gewebeabgrenzungen ließ sich unter Anwendung von *MSC. Marc Mentat 2007* ein in sich geschlossenes 3D-Oberflächenmodell erstellen.

Tabelle 3.11: Die in den in-vitro-Modellen verwendeten Materialparameter nach Vollmer et al. (1999).

Material	E [MPa]	μ
Zahn (nicht differenziert)	20.000	0,30
Knochen (nicht differenziert)	2.000	0,30
PDL	Bilinear, elastisch	0,30

Für die weitere Durchführung einer nichtlinearen Finite-Elemente-Analyse (FEA) wurde das Oberflächenmodell in ein Volumenmodell, das auf Tetraedern basierte, umgewandelt. Nach Einstellung der Randbedingungen (Angriffspunkt, Aktivierung und Aufbau der künstlichen Hebelarme der beiden Magnete (M_1 und M_2)), wurden die Materialparameter von Zahn, Knochen und PDL nach Vollmer et al. (1999) in die Modellierung mit eingebracht (Tabelle 3.11).

Abbildung 3.31 zeigt das mit *MSC.Marc Mentat 2007* erstellte Volumenmodell eines Schweineprämolaren mit seinen umliegenden Gewebe. Das gesamte Modell wurde durch mehrere Festlager gelagert. An der Zahnkrone wurde die Magnethaltevorrichtung mit den beiden Magneten (M_1 und M_2) modelliert. Die durch den Kraftvektor dargestellte Aktivierung erfolgte in negativer z-Richtung (von bukkal nach lingual).

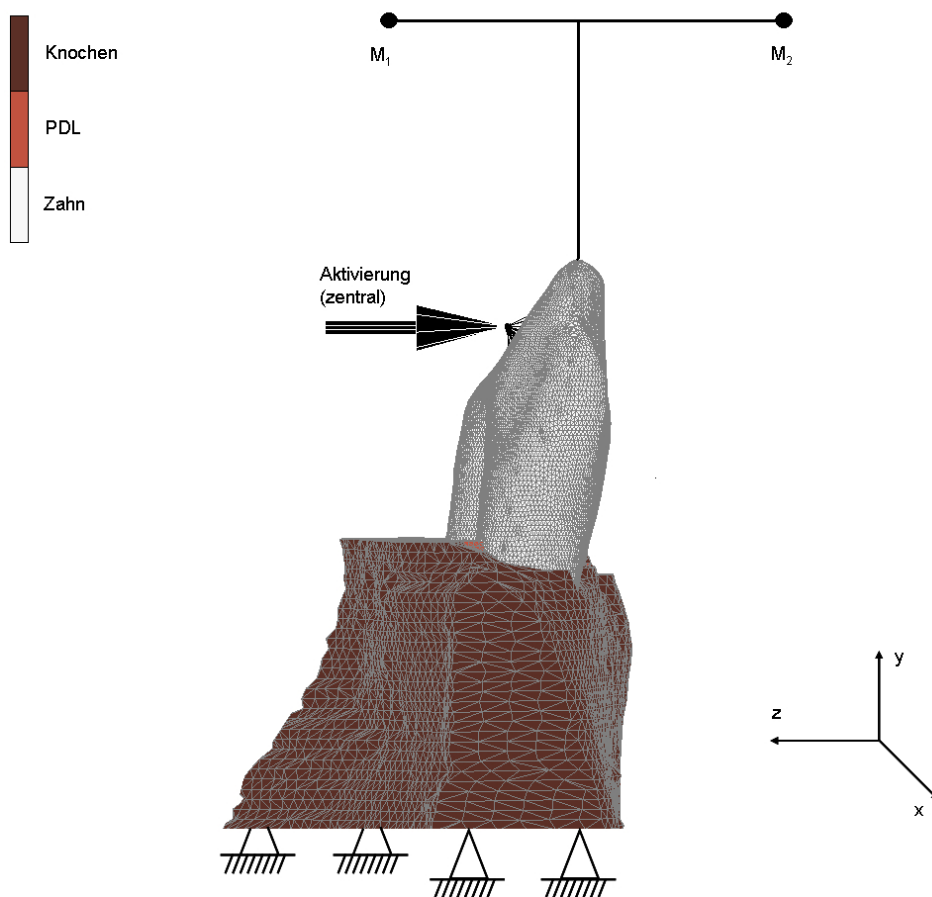


Abbildung 3.31: Gelagerertes und belastetes Volumenmodell eines Schweineprämolaren mit seinen umliegenden Gewebe (Probe 1). Das Modell besteht aus 552.061 Elementen (Knochen: 157.233, PDL: 219.423 und Zahn: 175.404).

3.8.2 In-vivo-Modelle

Zu Beginn der Modellierung wurden die Gewebegeometrien jedes Probanden unter Anwendung von *MSC.Marc Mentat 2007* individuell in ein idealisiertes Oberflächenmodell eingebracht. Somit bestand jedes Probandenmodell aus den vier unterschiedlichen Geweben Zahn, Kortikalis, Spongiosa und PDL. Die bei den Berechnungen verwendeten Materialparameter wurden aus der Studie von Poppe et al. (2002) entnommen (Tabelle 3.12).

Tabelle 3.12: Materialparameter in-vivo nach Poppe et al. (2002).

Material	E [MPa]	μ
Zahn	20.000	0,30
Kortikalis	20.000	0,30
Spongiosa	2.000	0,30
PDL	Bilinear, elastisch	0,30

Unter Berücksichtigung der Gewebegeometrien der einzelnen Probanden wurden mit *MSC.Marc Mentat 2007* aus den fünf Oberflächenmodellen insgesamt fünf individuelle Volumenmodelle erstellt (Abbildung 3.32).

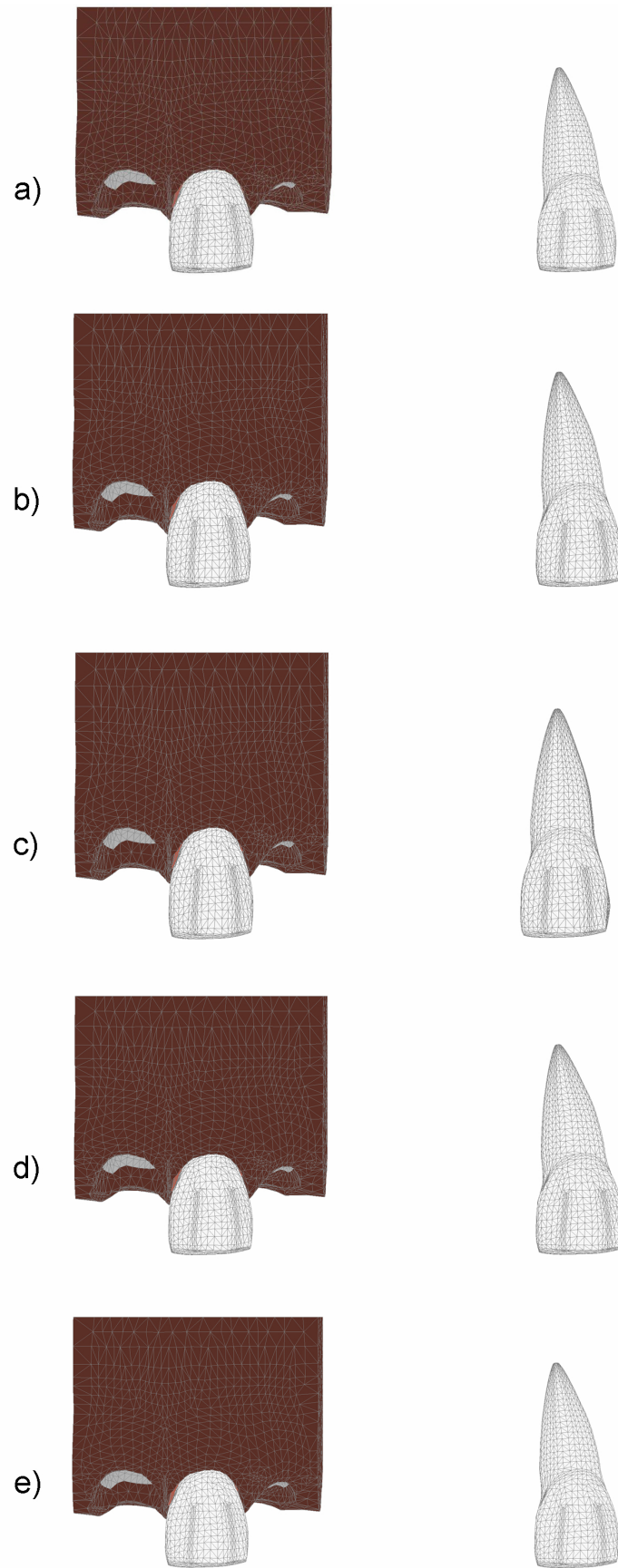


Abbildung 3.32: Individuelle Volumenmodelle aller fünf Probanden.

Abbildung 3.33 zeigt ein mit *MSC.Marc Mentat 2007* erstelltes Volumenmodell eines humanen Oberkiefersegments (Proband 1), in dem ein oberer linker erster Schneidezahn (Zahn 21) enthalten ist.

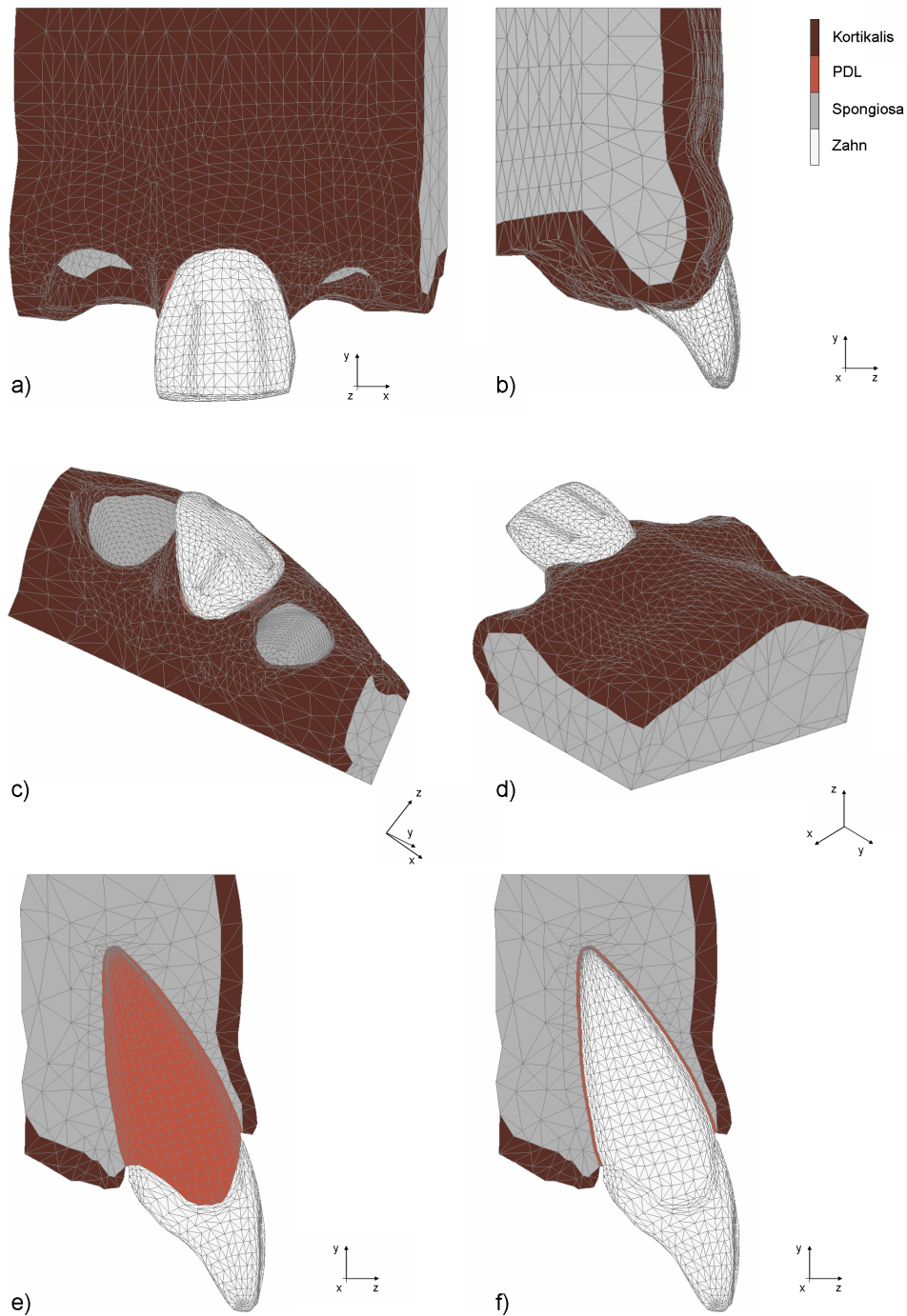


Abbildung 3.33: Volumenmodell eines humanen Oberkiefersegments (Proband 1) in verschiedenen Perspektiven.

Abbildung 3.34 zeigt das Volumenmodell eines Schneidezahns (Zahn 21) mit seinen umliegenden Gewebe von Proband 1. Um eine ausreichende Fixierung zu gewährleisten, wurde das Modell durch mehrere Festlager gelagert. An der Zahnkrone wurde die Magnethaltevorrichtung mit den beiden Magneten (M_1 und M_2) modelliert. Die durch den Kraftvektor dargestellte Aktivierung richtete sich auf die Mitte der Zahnkrone in negativer z-Richtung.

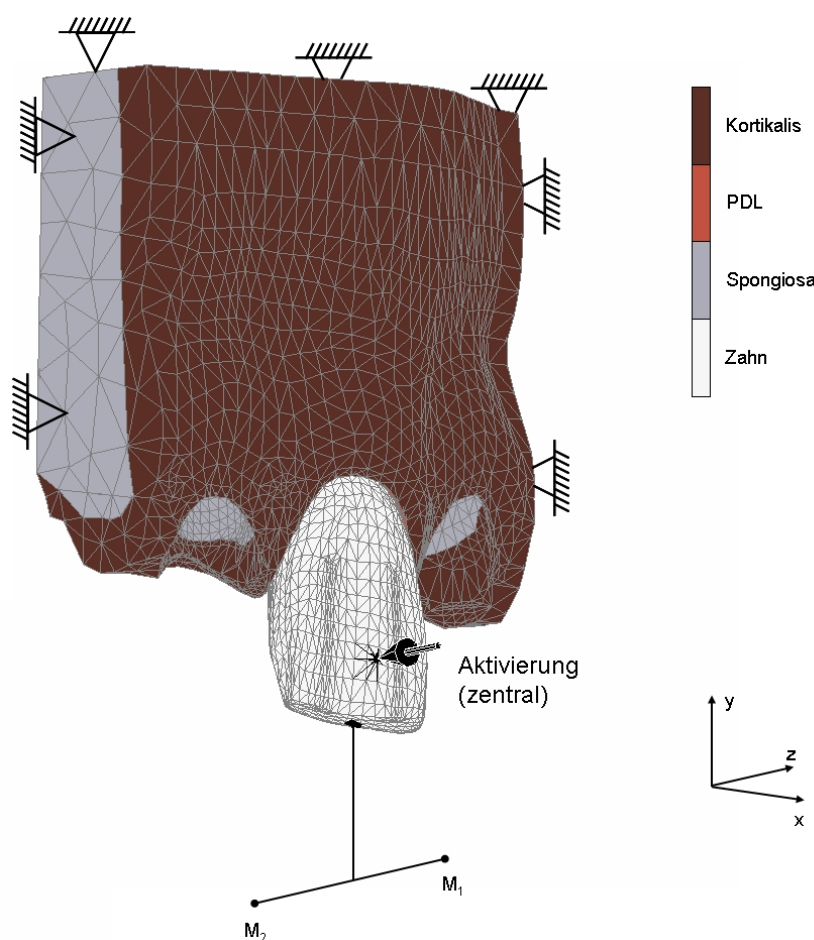


Abbildung 3.34: Volumenmodell eines Schneidezahns (Zahn 21) mit seinen umliegenden Gewebe von Proband 1. Das Modell besteht aus 49.186 Elementen (Kortikalis: 9.233, PDL: 5.900, Spongiosa: 22.893 und Zahn: 11.160).

Um den Einfluss eines abweichenden Angriffspunkts der Belastungseinheit auf die Messergebnisse näher abschätzen zu können, erfolgten mesiale (zur Mitte des Zahnbogens), zentrale und distale (zur Seite des Zahnbogens) Aktivierungen der Zahnkrone mit Auslenkungen bis zu 0,20 mm (Abbildung 3.35). Bei diesen Simulationen wurden neben den Bewegungen der Zahnkrone auch die Translationen und Rotationen der beiden Zylindermagnete mitberücksichtigt.

Um die Breite des PDL von etwa 0,20 mm nicht zu überschreiten, beschränkten sich die Simulationen zur Identifikation der Materialparameter von humanen PDL auf Aktivierungen mit einer Auslenkung von 0,15 mm.

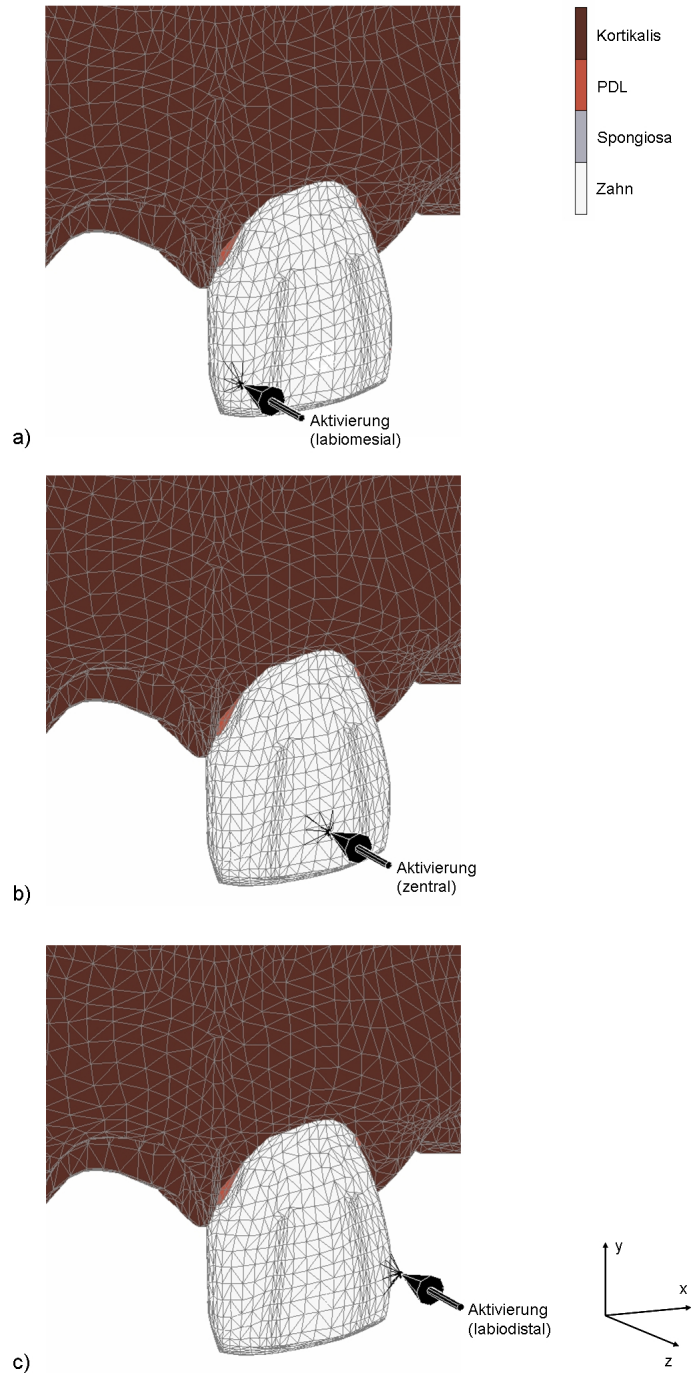


Abbildung 3.35: Darstellung eines durch eine vorgegebene Aktivierung belasteten oberen linken ersten Schneidezahns von Proband 1. a) Labiomediale Aktivierung, b) zentrale Aktivierung und c) labiodistale Aktivierung.

4 Ergebnisse

Dieser Teil der Arbeit präsentiert die mit dem intraoralen Belastungsgerät ermittelten experimentellen Ergebnisse und die numerischen Ergebnisse der berechneten Zahnmodelle.

4.1 Experimentelle Ergebnisse

Die experimentellen Ergebnisse beinhalten Kraftverläufe des intraoralen Belastungsgeräts, die bei Reproduktionsanwendungen am Dummymodell in in-vitro-Anwendungen an Schweineprämolaren und in in-vivo-Anwendungen an humanen Schneidezähnen aufgezeichnet wurden.

4.1.1 Experimentelle Ergebnisse der Reproduktionsanwendungen

Innerhalb der Reproduktionsanwendungen wurden zwei Messreihen mit unterschiedlichen Haltezeiten t_{Halten} durchgeführt. Jede Messreihe bestand aus zehn Einzelmessungen, bei denen eine dreieckige Aktivierung mit einer Auslenkung von 0,20 mm erfolgte. Zwischen jeder Einzelmessung wurde eine Relaxationszeit des Silikons von 15 Minuten eingehalten.

Abbildung 4.1 zeigt die mit dem intraoralen Belastungsgerät aufgenommenen Kraftverläufe von zehn Einzelmessungen. Während einer Haltezeit von einer Sekunde ist ein deutlicher Kraftabfall von etwa 7 N zu erkennen.

Analog dazu zeigt Abbildung 4.2 die aufgenommenen Kraftverläufe von zehn Einzelmessungen bei einer Haltezeit von 10 Sekunden. Der Kraftabfall während der Haltezeit beträgt etwa 8 N und ist in der ersten Sekunde am größten. In den restlichen neun Sekunden bleibt die Kraft nahezu konstant.

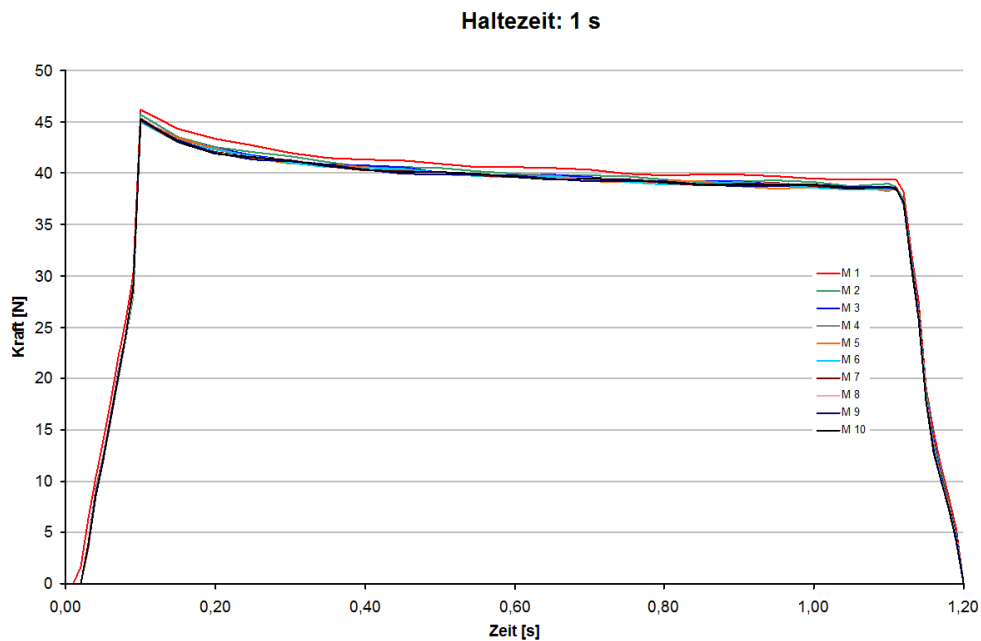


Abbildung 4.1: 10 Einzelmessungen (Belastungszeit: 0,1 s; Haltezeit: 1,0 s; Entlastungszeit: 0,1 s; Mittelwert am Maximum: 45,31 N; Standardabweichung am Maximum: 0,41 N).

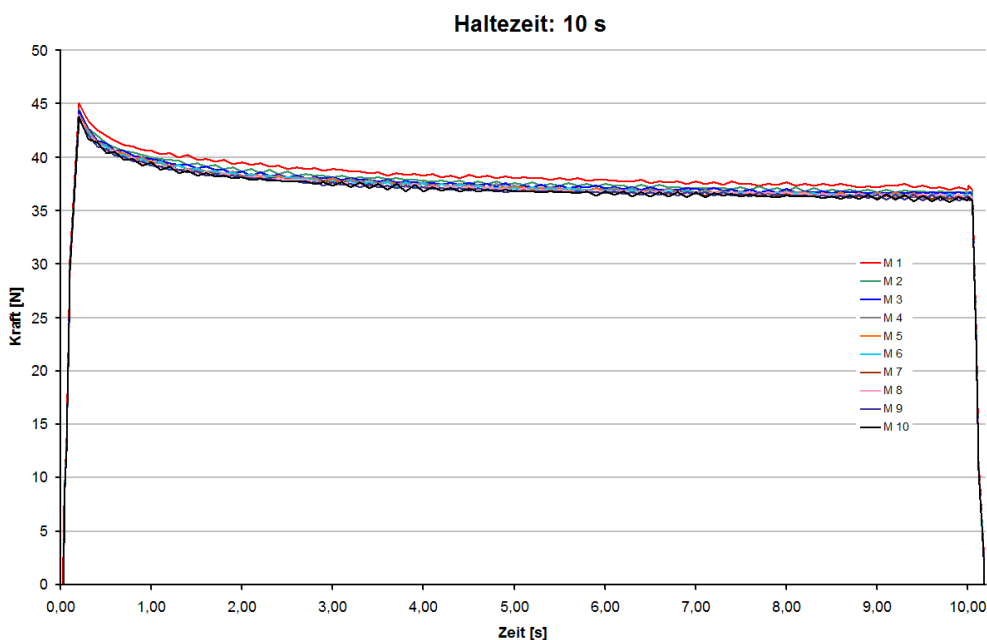


Abbildung 4.2: 10 Einzelmessungen (Belastungszeit: 0,1 s; Haltezeit: 10,0 s; Entlastungszeit: 0,1 s; Mittelwert am Maximum: 44,06 N; Standardabweichung am Maximum: 0,33 N).

4.1.2 Experimentelle Ergebnisse der in-vitro-Anwendungen

Insgesamt wurden drei Proben unter Anwendung verschiedener Aktivierungen von bis zu 0,20 mm Auslenkung mit dem intraoralen Belastungsgerät untersucht. Die erste in-vitro-Anwendung erfolgte mit zwei aufeinanderfolgenden stufenförmigen Aktivierungen (0,10 mm und 0,20 mm) bei variierenden Gesamtmesszeiten von 0,5 s bis 10,0 s (Abbildung 4.3). Bei einer Gesamtmesszeit von 0,5 s betrug die aufgenommene Kraft am Ende der ersten Stufe 13,5 N und am Ende der zweiten Stufe 21,2 N.

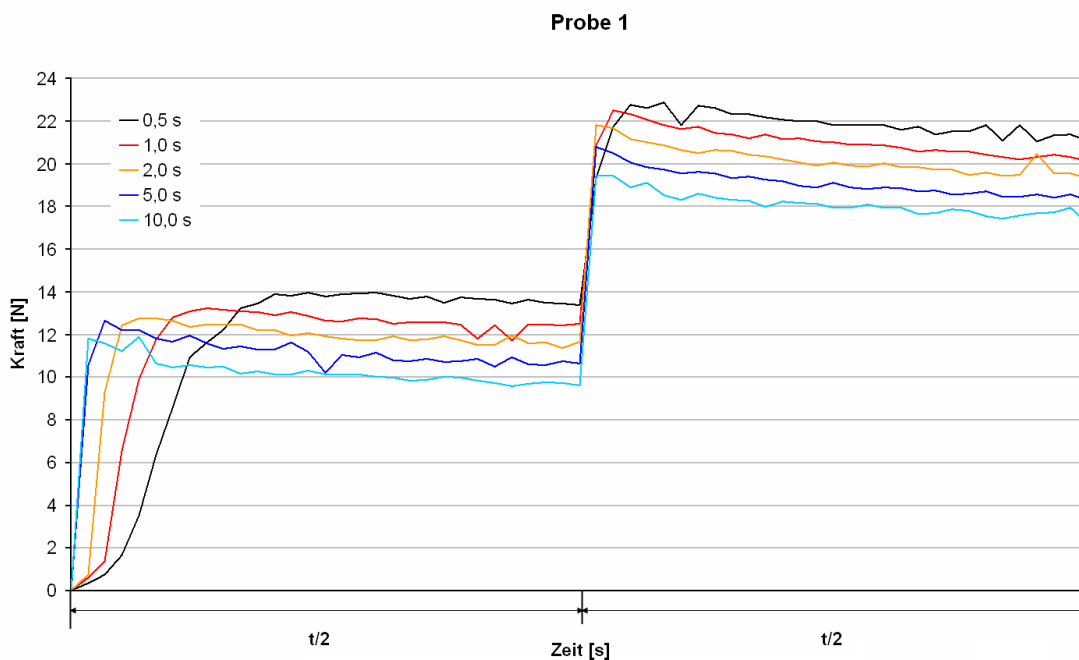


Abbildung 4.3: Kraftverlauf für zwei aufeinanderfolgende stufenförmige Belastungen mit Aktivierungen von 0,10 mm und 0,20 mm Auslenkung bei variierenden Gesamtmesszeiten (0,5 s bis 10,0 s) an Probe 1.

Bei der zweiten und dritten Probe erfolgten 16 sequentielle, dreieckige Aktivierungen mit variierenden Belastungs- und Entlastungszeiten von 0,5 s bis 540 s. Abbildung 4.4 zeigt den zeitlichen Kraftverlauf der Aktivierungen von 0,20 mm Auslenkung. Nach jeder Aktivierung wurde eine Relaxationszeit des Gewebes von 15 Minuten eingehalten. Die Relaxationszeit des Gewebes wurde in den Graphen nicht dargestellt.

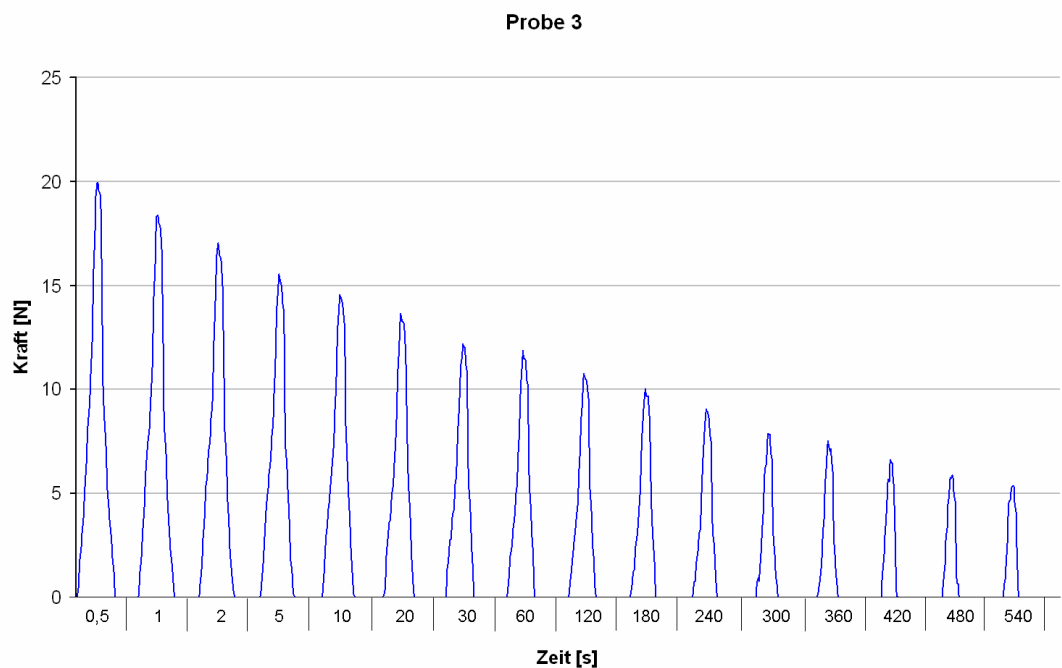
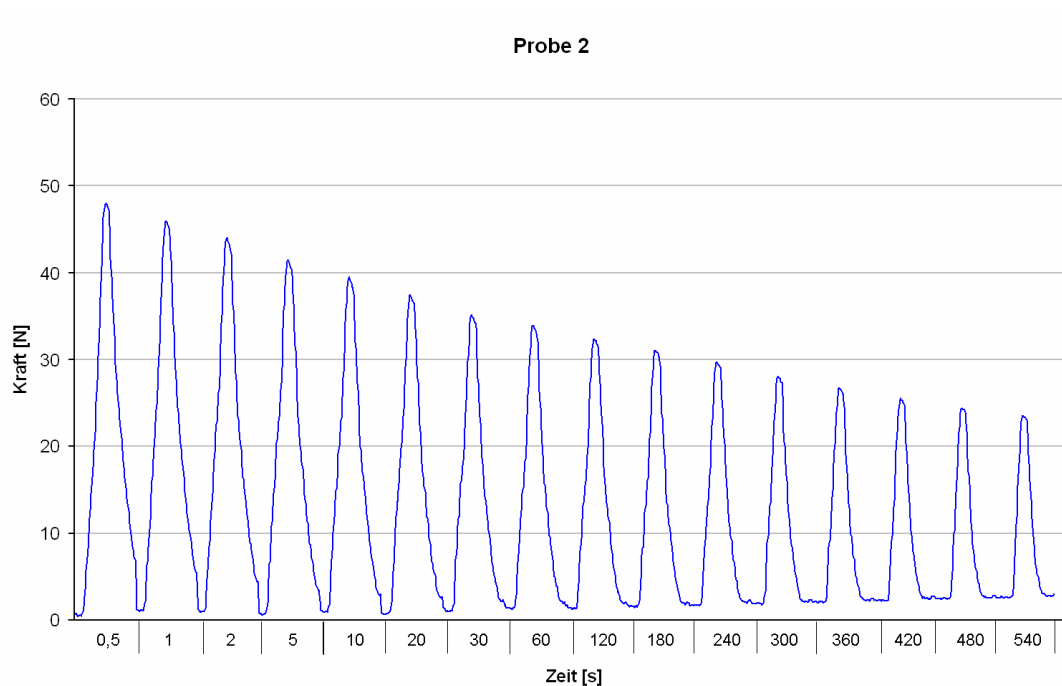


Abbildung 4.4: 16 aufeinanderfolgende dreieckige Aktivierungen (ohne Haltezeit).

Bei der zweiten Probe wurden resultierende Kräfte von 48 N (schnellste Aktivierung) und 24 N (langsamste Aktivierung) aufgenommen. Die Kräfte der dritten Probe reichten von 20 N (schnellste Aktivierung) und 5,5 N (langsamste Aktivierung).

4.1.3 Experimentelle Ergebnisse der in-vivo-Anwendungen

Im Rahmen der in-vivo-Anwendungen wurden die Zahnkronen von fünf Probanden nacheinander mit zeitlich variierenden dreieckigen Aktivierungen (Modus 1, keine Haltezeit) bis zu 0,15 mm Auslenkung belastet. Zur Identifikation der Materialparameter von humanen PDL wurden ausschließlich die Kraftverläufe der Belastungszeiten t_{Belasten} von 0,1 s bis zu 5,0 s benötigt (Abbildung 4.5 bis 4.9).

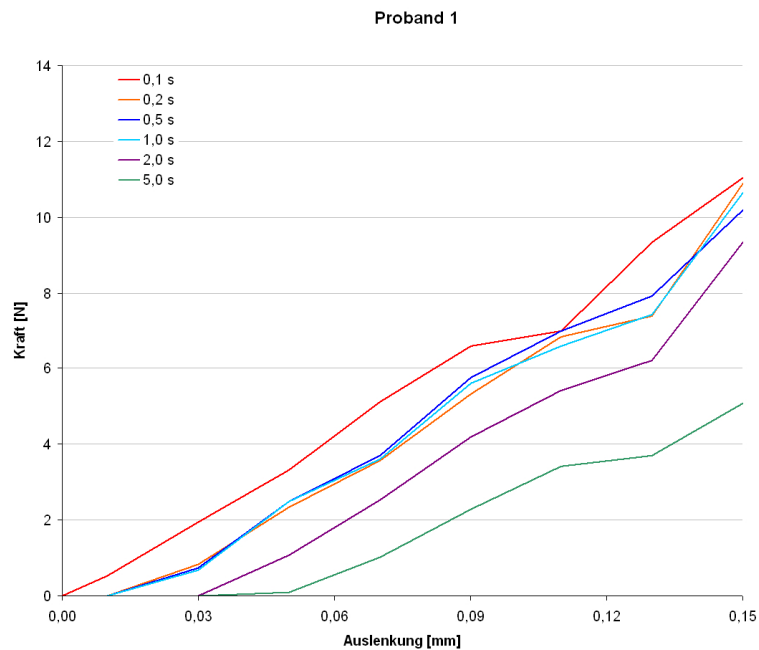


Abbildung 4.5: Resultierende Kraftverläufe von Proband 1. Bei der schnellsten Belastungszeit betrug die Maximalkraft 11,0 N und bei der langsamsten 5,1 N.

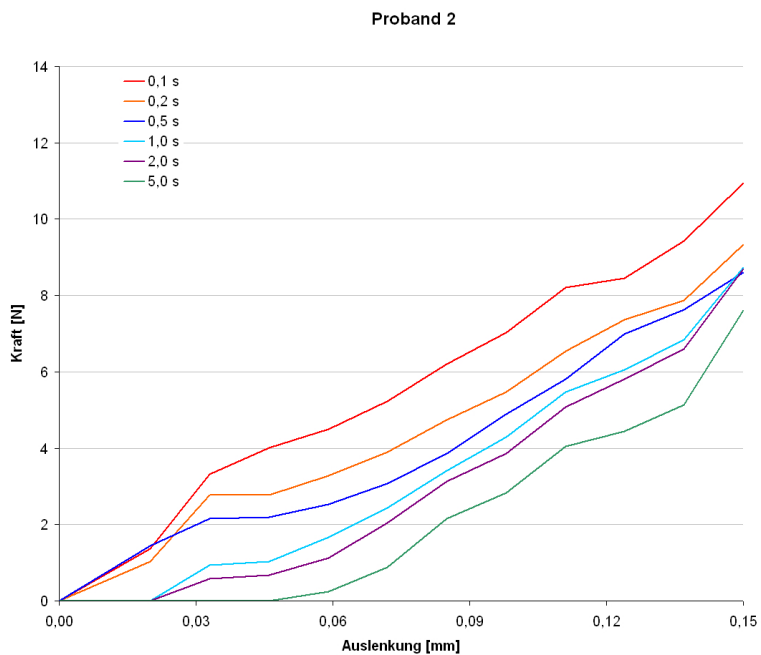


Abbildung 4.6: Resultierende Kraftverläufe von Proband 2. Bei der schnellsten Belastungszeit betrug die Maximalkraft 10,9 N und bei der langsamsten 7,6 N.

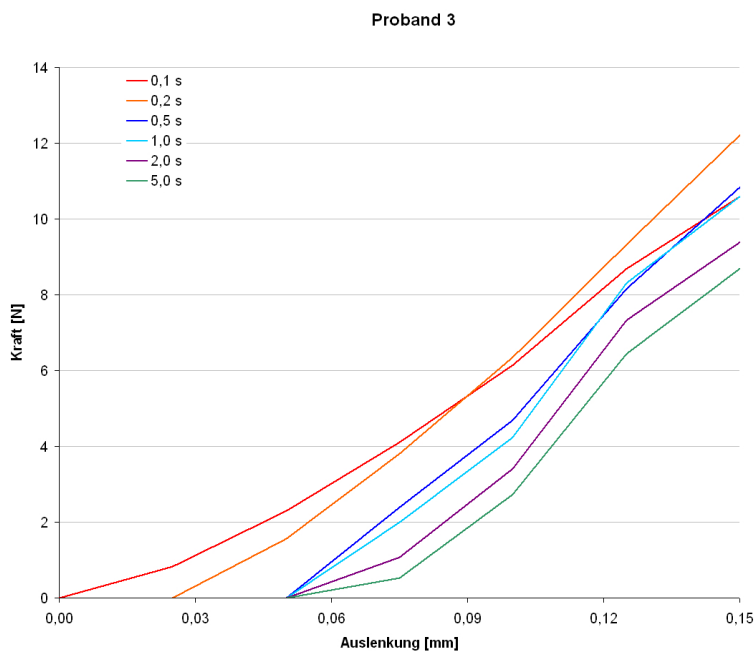


Abbildung 4.7: Resultierende Kraftverläufe von Proband 3. Bei der schnellsten Belastungszeit betrug die Maximalkraft 10,6 N und bei der langsamsten 8,7 N.

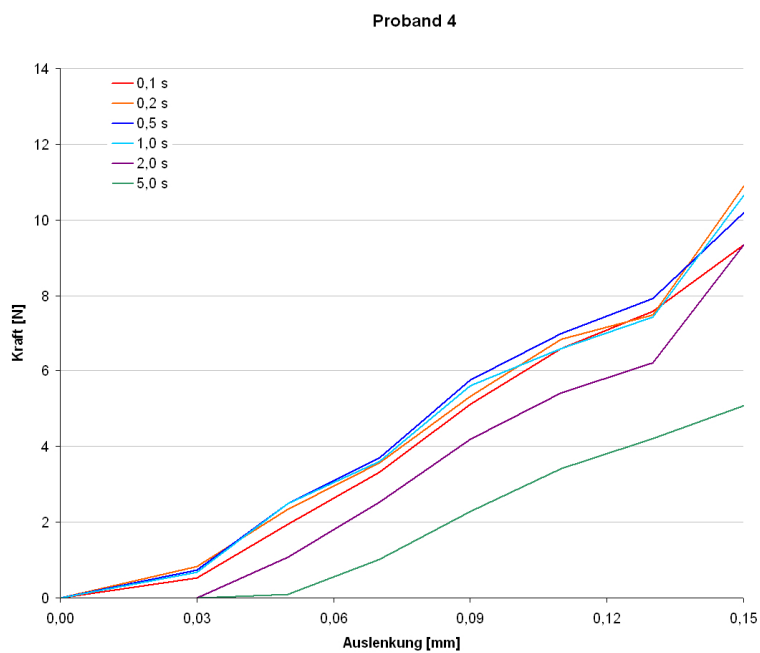


Abbildung 4.8: Resultierende Kraftverläufe von Proband 4. Bei der schnellsten Belastungszeit betrug die Maximalkraft 9,3 N und bei der langsamsten 5,1 N.

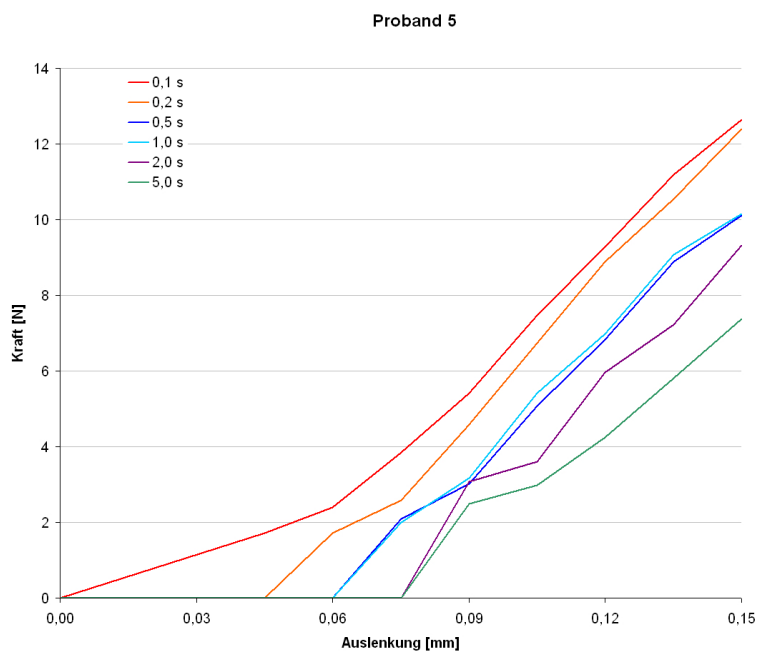


Abbildung 4.9: Resultierende Kraftverläufe von Proband 5. Bei der schnellsten Belastungszeit betrug die Maximalkraft 12,6 N und bei der langsamsten 7,3 N.

4.2 Numerische Ergebnisse

In diesem Teil der vorliegenden Arbeit werden ausschließlich die numerischen Ergebnisse der mit dem Finite-Elemente-Analyseprogramm *MSC.Marc Mentat 2007* erstellten in-vitro- und in-vivo-Modelle präsentiert.

4.2.1 Numerische Ergebnisse der in-vitro-Modelle

Im Rahmen der in-vitro-Modelle beschränkten sich die numerischen Berechnungen auf die Simulation der Translationen und Rotationen der beiden Zylindermagnete. Die zentrale Aktivierung des Modellzahns erfolgte mit einer Auslenkung von 0,20 mm in negativer z-Richtung.

Die ermittelten Translationen der Magnete lagen bei $z = -0,467$ mm. Aufgrund des achssymmetrischen Hebelarmes war die Rotation beider Magnete M_1 und M_2 identisch. Bei der Rotation der Magnete bewirkte die Aktivierung mit einer Auslenkung von 0,20 mm eine maximale Rotation um $0,90^\circ$ um die x-Achse. Die Rotationen um die y-Achse ($0,038^\circ$) und um die z-Achse ($-0,027^\circ$) waren sehr gering und konnten vernachlässigt werden.

4.2.2 Numerische Ergebnisse der in-vivo-Modelle

Dieser Teil der vorliegenden Arbeit zeigt die Ergebnisse der simulierten Magnetbewegungen an allen Probandenmodellen. Außerdem werden die Ergebnisse der numerischen Identifikation der Materialparameter des humanen PDL präsentiert.

4.2.2.1 Translationen und Rotationen der Magnete

Tabelle 4.1 zeigt die Magnettranslationen aller Probanden in Abhängigkeit des Angriffspunkts bei einer maximalen Aktivierung des Modellzahns von 0,20 mm Auslenkung in negativer z-Richtung.

Tabelle 4.1: Magnettranslationen in Abhängigkeit des Angriffspunkts (Auslenkung: 0,20 mm).

Proband	Angriffspunkt	Translation M_1 [mm]			Translation M_2 [mm]		
		x	y	z	x	y	z
1	labiomesial	-0,055	-0,167	-0,346	0,156	0,061	-0,346
1	zentral	0,029	-0,218	-0,462	0,003	0,078	-0,462
1	labiodistal	0,099	-0,154	-0,325	-0,156	0,053	-0,325
2	zentral	0,028	-0,194	-0,435	0,002	0,064	-0,435
3	zentral	0,024	-0,196	-0,438	0,005	0,068	-0,438
4	zentral	0,027	-0,240	-0,481	0,002	0,080	-0,481
5	zentral	0,028	-0,245	-0,487	0,001	0,083	-0,487

Tabelle 4.2 zeigt die Magnetrotation aller Probanden in Abhängigkeit des Angriffspunkts bei einer maximalen Aktivierung von 0,20 mm Auslenkung des Modellzahns von 0,20 mm Auslenkung in negativer z-Richtung.

Tabelle 4.2: Magnetrotation in Abhängigkeit des Angriffspunkts (Auslenkung: 0,20 mm).

Proband	Angriffspunkt	Magnetrotation [°]		
		x	y	z
1	labiomesial	0,651	-0,603	0,201
1	zentral	0,840	0,074	0,016
1	labiodistal	0,592	0,731	-0,181
2	zentral	0,730	0,075	0,012
3	zentral	0,750	0,042	0,056
4	zentral	0,910	0,042	0,014
5	zentral	0,939	0,078	0,014

4.2.2.2 Numerische Identifikation der Materialparameter von humanem PDL

Die Ergebnisse der numerischen Identifikation der Materialparameter lieferten bei allen fünf Probanden ein bilineares Materialverhalten von humanem PDL. Dabei beschrieb E_1 den Elastizitätsmodul der Flüssigkeitsphase und E_2 den Elastizitätsmodul der Faserbündel. Im Punkt ε_{12} (in %) änderte sich die Steigung der Kurve. Die nachstehenden Abbildungen (Abbildung 4.10 bis 4.12) zeigen

die experimentellen und die numerischen Kraftverläufe am Beispiel des ersten Probanden zu verschiedenen Belastungszeiten zwischen 0,1 s bis zu 5,0 s. Die Aktivierungen der Modellzähne erfolgten mit einer Auslenkung von 0 mm bis 0,15 mm.

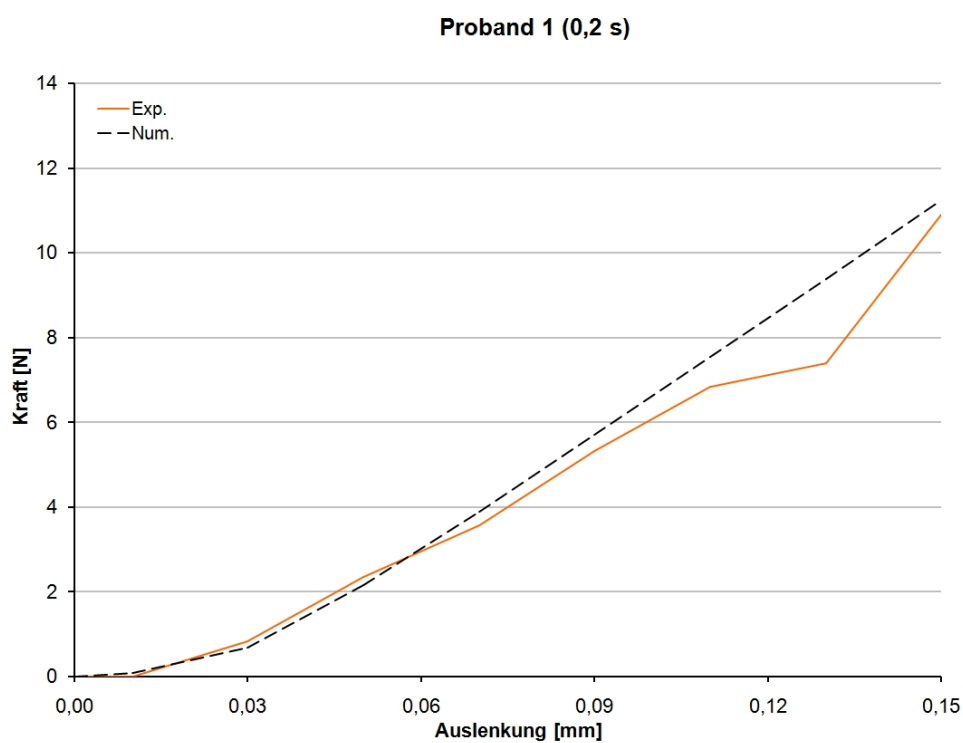
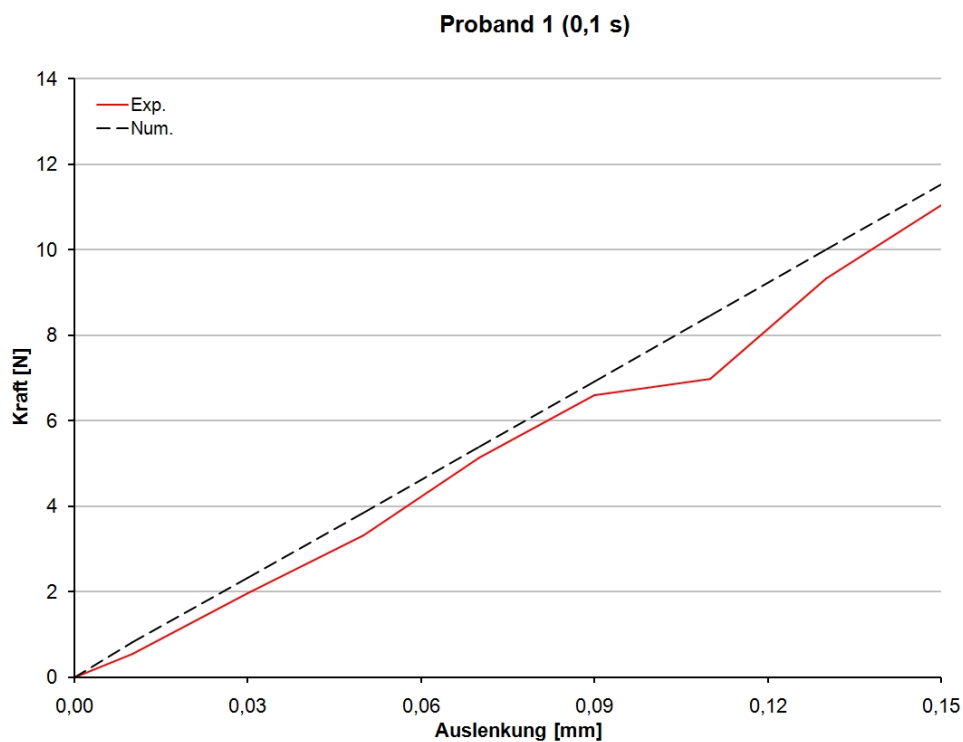


Abbildung 4.10: Experimentell und numerisch ermittelte Kräfte von Proband 1 bei einer Auslenkung von 0,15 mm und bei Belastungszeiten von 0,1 s und 0,2 s.

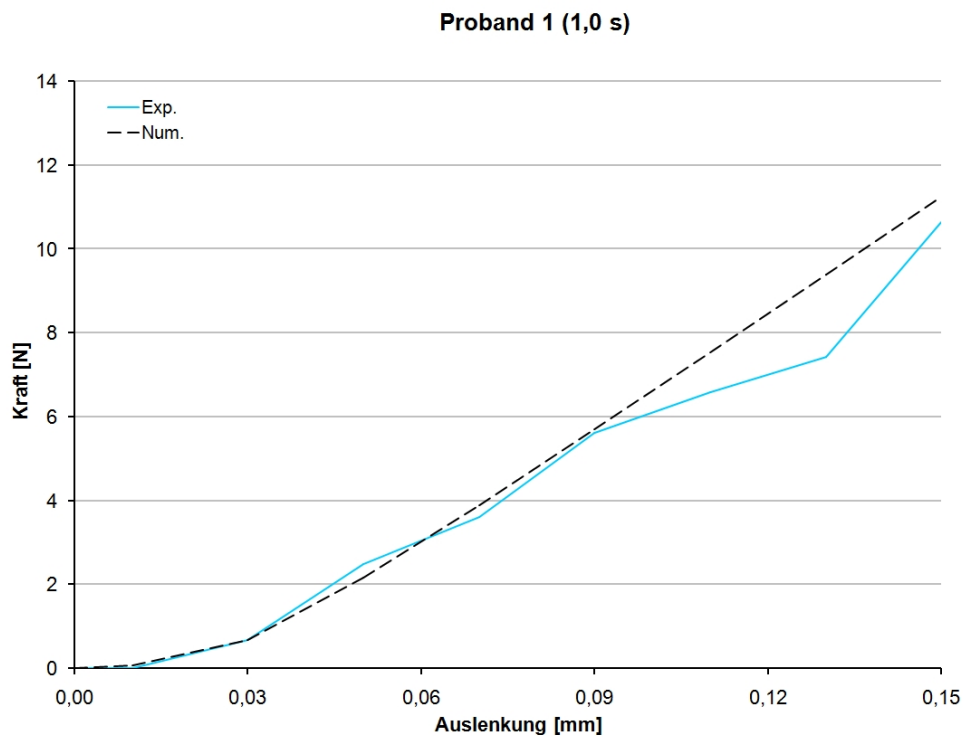
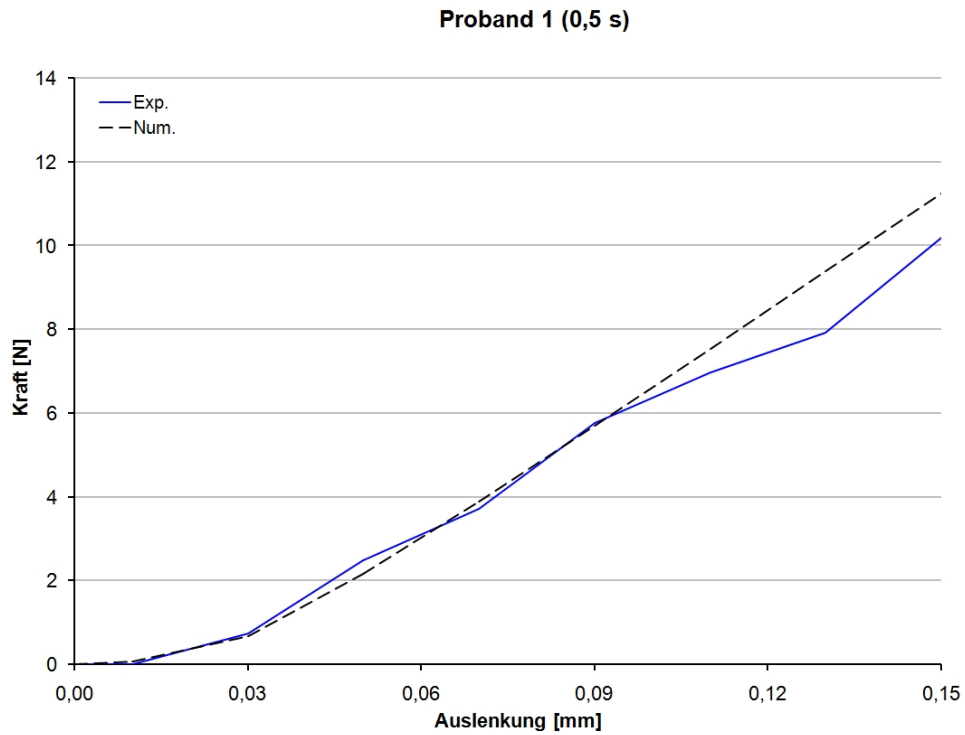


Abbildung 4.11: Experimentell und numerisch ermittelte Kräfte von Probant 1 bei einer Auslenkung von 0,15 mm und bei Belastungszeiten von 0,5 s und 1,0 s.

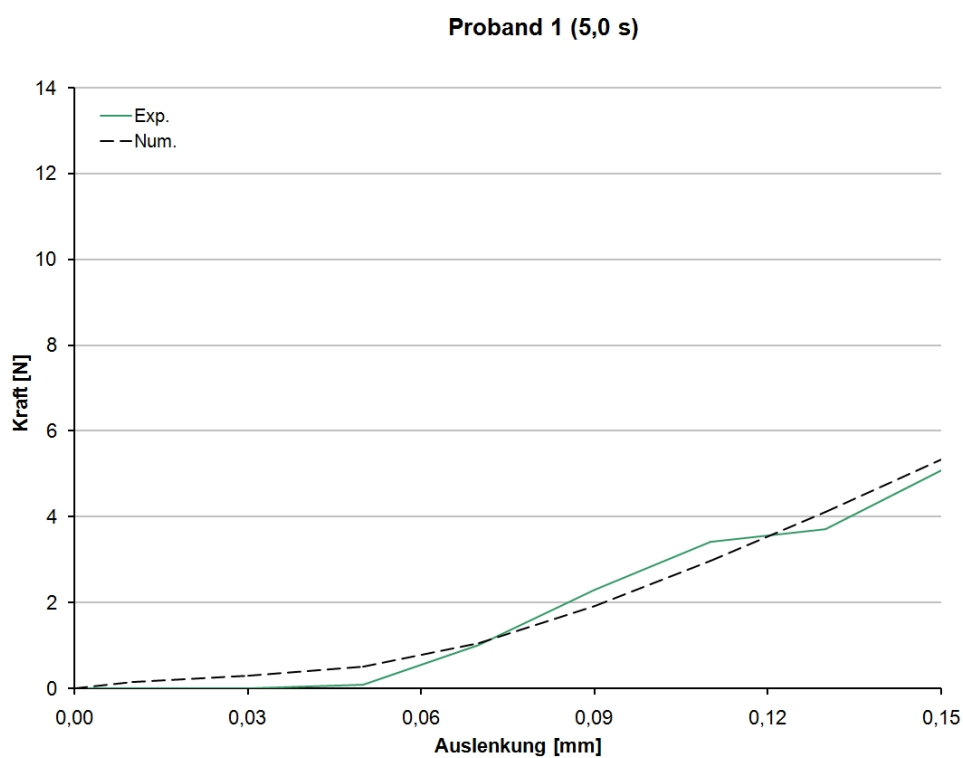
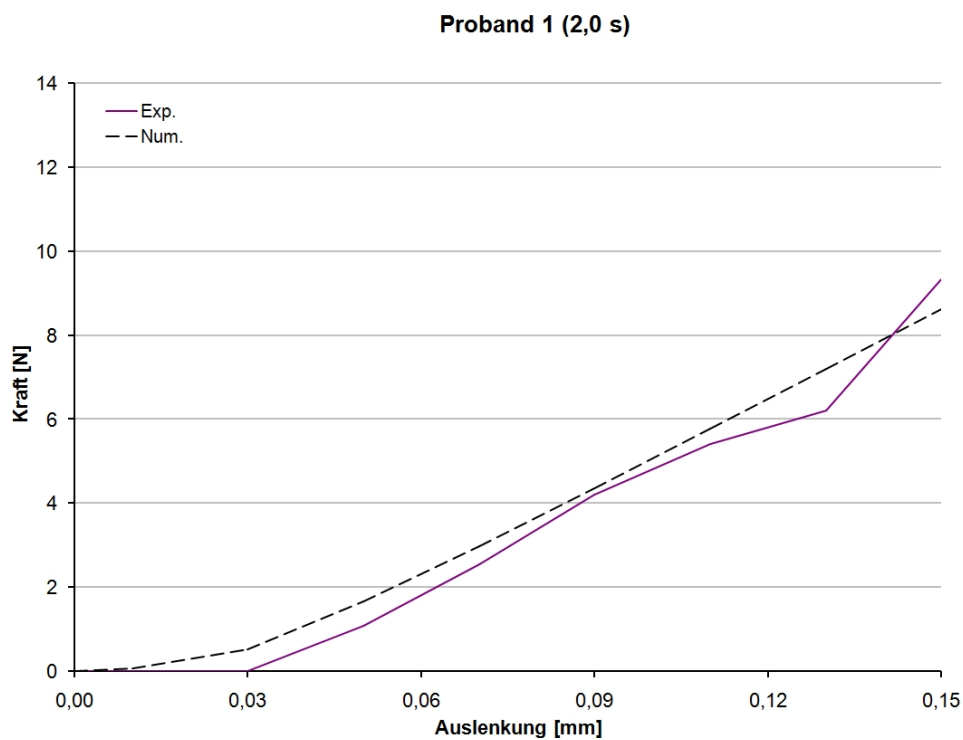


Abbildung 4.12: Experimentell und numerisch ermittelte Kräfte von Proband 1 bei einer Auslenkung von 0,15 mm und bei Belastungszeiten von 2,0 s und 5,0 s.

Die nachstehenden Abbildungen (Abbildung 4.13 und 4.14) präsentieren die experimentellen und die numerischen Maximalkräfte von allen Probanden bei einer Auslenkung von 0,15 mm.

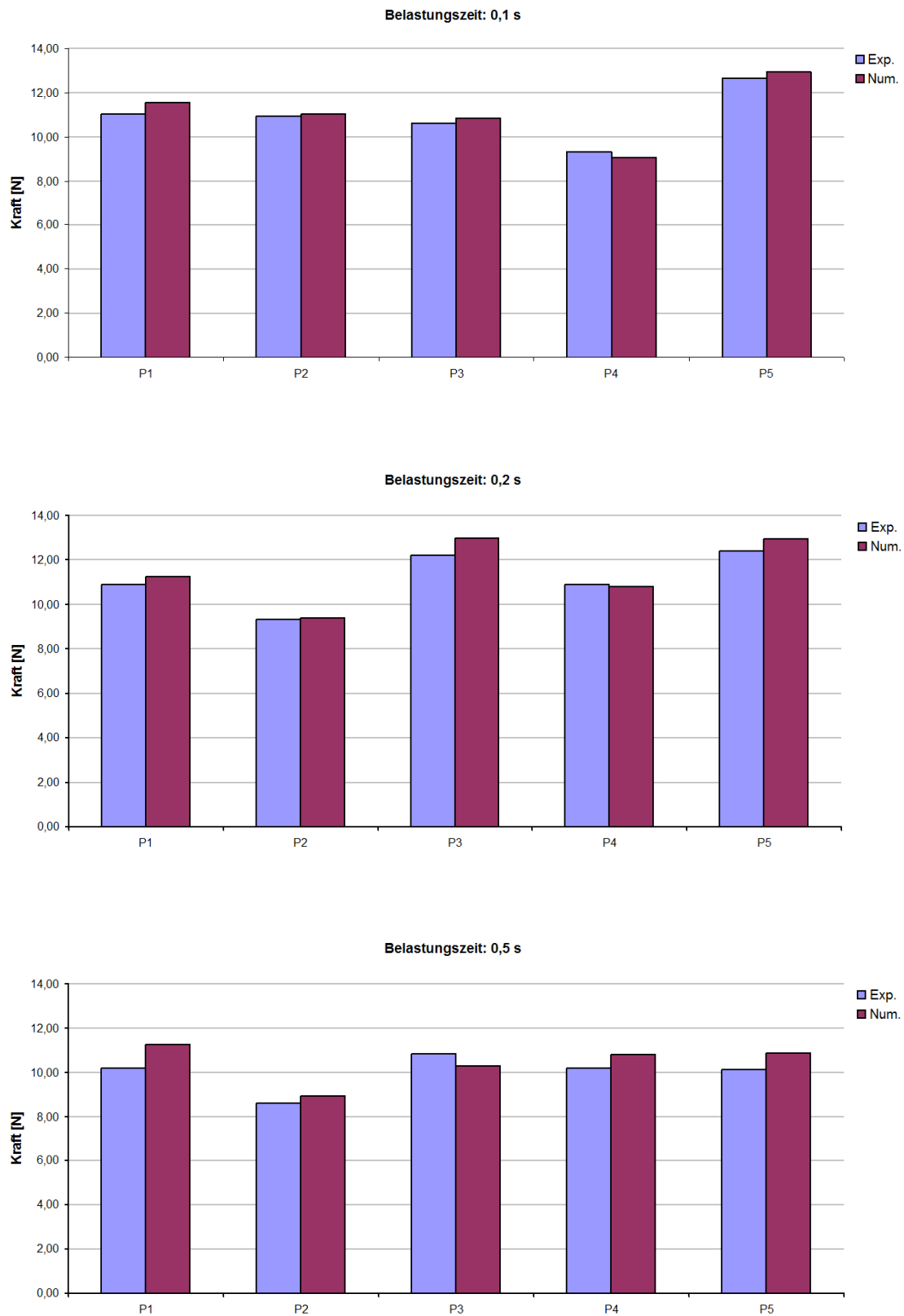


Abbildung 4.13: Experimentell und numerisch ermittelte Kräfte aller Probanden bei einer Auslenkung von 0,15 mm und Belastungszeiten zwischen 0,1 s und 0,5 s.

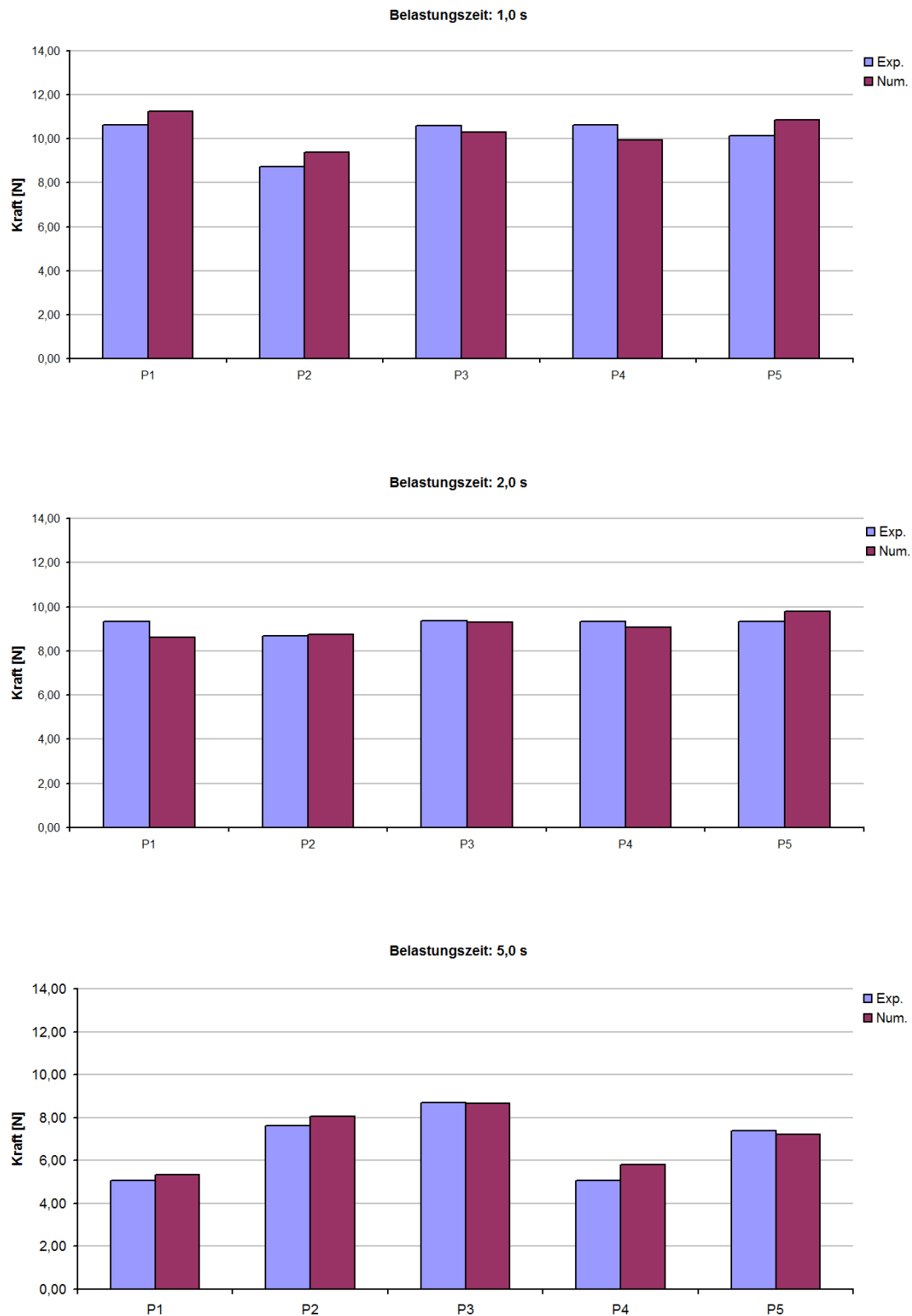


Abbildung 4.14: Experimentell und numerisch ermittelte Kräfte aller Probanden bei einer Auslenkung von 0,15 mm und Belastungszeiten zwischen 1,0 s und 5,0 s.

Durch die Annäherung der numerisch entwickelten Kraftverläufe an die experimentellen, konnten für jeden Probanden die Elastizitätsmoduln von humanem PDL für eine Aktivierung von 0,15 mm bestimmt werden (Tabelle 4.3).

Tabelle 4.3: Ermittelte Materialparameter von humanen PDL.

Proband	Belastungszeit [s]	E_1 [MPa]	E_2 [MPa]	ε_{12} %
1	0,10	0,07	1,65	0,8
	0,20	0,06	1,60	4,0
	0,50	0,06	1,60	4,0
	1,00	0,06	1,60	4,0
	2,00	0,05	1,20	4,0
	5,00	0,12	1,10	9,0
2	0,10	0,16	1,20	1,0
	0,20	0,16	1,00	0,9
	0,50	0,16	1,30	0,7
	1,00	0,15	1,00	0,9
	2,00	0,15	1,20	4,0
	5,00	0,04	1,10	4,0
3	0,10	0,20	1,10	9,0
	0,20	0,15	1,40	9,0
	0,50	0,10	1,10	9,0
	1,00	0,10	1,10	9,0
	2,00	0,07	1,00	9,0
	5,00	0,11	0,90	9,0
4	0,10	0,40	1,00	8,0
	0,20	0,40	1,00	8,0
	0,50	0,40	1,00	8,0
	1,00	0,20	1,00	8,0
	2,00	0,20	0,90	8,0
	5,00	0,06	0,60	8,0
5	0,10	0,20	1,00	1,0
	0,20	0,20	1,00	1,0
	0,50	0,07	1,00	5,0
	1,00	0,07	1,00	5,0
	2,00	0,06	1,00	5,0
	5,00	0,06	0,80	9,0

Die für verschiedene Belastungszeiten berechneten Mittelwerte und die dazugehörigen Standardabweichungen der beiden Elastizitätsmoduln E_1 und E_2 aller Probanden, sind in der nachstehenden Tabelle 4.4 aufgelistet.

Tabelle 4.4: Mittelwert und Standardabweichung der beiden Elastizitätsmoduln E_1 und E_2 aller Probanden für verschiedene Belastungszeiten.

Belastungszeit [s]	\overline{E}_1 [MPa]	\overline{E}_2 [MPa]	$\sigma(E_1)$ [MPa]	$\sigma(E_2)$ [MPa]
0,1	0,21	1,19	0,11	0,11
0,2	0,19	1,20	0,11	0,25
0,5	0,16	1,20	0,13	0,23
1,0	0,11	1,14	0,05	0,23
2,0	0,11	1,06	0,06	0,12
5,0	0,08	0,90	0,03	0,19

5 Diskussion

5.1 Intraorales Belastungsgerät

Das Ziel dieser Studie war die Entwicklung und Anwendung eines intraoralen Belastungsgeräts zur Messung des zeitabhängigen Kraft/Auslenkungsverhaltens von PDL.

Bei der Planung und Konstruktion des intraoralen Belastungsgeräts wurden neben den geometrischen Eigenschaften des zu untersuchenden Zahns und der umliegenden Gewebe, auch die biomechanischen Eigenschaften des PDL mitberücksichtigt. Um physiologische Belastungen während des Kauens, Schluckens oder Pressens zu simulieren, erfolgten bei experimentellen Anwendungen dynamische zeitabhängige Aktivierungen der Zahnkrone. Durch die Einhaltung einer ausreichenden Relaxationszeit konnten sich die belasteten Gewebe vollständig regenerieren. Während einer kontrollierten Aktivierung der Zahnkrone wurden die resultierenden Kräfte aufgezeichnet. Um die zeitabhängigen Materialeigenschaften von PDL zu bestimmen, wurden die aus den experimentellen Anwendungen gewonnenen Erkenntnisse in die Entwicklung individueller numerischer Modelle miteinbezogen.

5.2 Vergleich mit anderen Studien

Das intraorale Belastungsgerät erweiterte in erster Linie den Aufbau von Yoshida et al. (2001a), um dynamische Auslenkungen bei in-vitro- und in-vivo-Anwendungen mit variierenden Belastungszeiten zu ermöglichen. In früheren in-vivo-Studien wurden entweder nur quasistatische Kräfte appliziert (Yoshida et al., 2001a) oder die resultierenden Zahnbewegungen konnten nicht bestimmt werden (Tohill et al., 2009).

5.2.1 Experimentelle Ansätze in der PDL-Forschung

Innerhalb der PDL-Forschung erfolgten zahlreiche tierexperimentelle in-vitro- und in-vivo-Untersuchungen. Diese Untersuchungen wurden überwiegend an Ratten, Hunden und Schweinen (Chiba et al., 1981; Pilon et al., 1996 und Qian et al., 2009) durchgeführt. In den Studien wurde das biomechanische Verhalten des PDL in Bezug auf variierende Belastungszeiten untersucht. Die Kräfte wurden dabei mit mittleren bis langsamen Geschwindigkeiten appliziert. Um mögliche Aussagen über die Veränderungen innerhalb des PDL nach einer vorgegebenen Aktivierung treffen zu können, wurde der Nachweis meist durch die Anfertigung histologischer Schnitte erbracht.

Analog dazu erfolgte die Mehrheit der humanen Untersuchungen in-vivo unter Berücksichtigung von Alter und Parodontalstatus (Tanne et al., 1998; Jones et al., 2001 und Yoshida et al., 2001a, 2001b). Wenige Studien (Reitan, 1967 und Toms et al., 2002) beschäftigten sich mit in-vitro-Untersuchungen innerhalb menschlicher Kadaverstudien.

Mühlemann und Zander (1954) sammelten in in-vivo-Untersuchungen grundlegende Erkenntnisse über das Verhalten von Zahnbewegungen bei Affen. Unter Anwendung von mechanischen Kraftmessern ermittelten sie das Kraft/Auslenkungsverhalten verschiedener Zahntypen. Ihnen gelang erstmals der Nachweis, dass die Zahnbewegung in Relation zur applizierten Kraft ein nichtlineares Verhalten aufweist. Jedoch ließen sich die Kräfte nicht querkräftfrei applizieren. Zudem waren die mit den verwendeten Kraftmessern ermittelten Ergebnisse sehr ungenau.

Christiansen und Burstone (1969) untersuchten zu Beginn ihrer Studie das Kraft/Auslenkungsverhalten von idealisierten Zahnmodellen unter Berücksichtigung von Translation und Rotation. Dabei wollten sie in erster Linie die Präzision ihres entwickelten Messaufbaus prüfen. Um eine Simulation des PDL zu ermöglichen, wurden die Zähne mit einem Gummischlauch (engl.: rubber tubing, 1/4 inch) ummantelt. Die anschließende Belastung erfolgte nach Einbettung der Zahnwurzel in einen Gipsblock mit einem mechanischen Kraftmesser. Danach testeten sie den Messaufbau in-vivo an sechs Probanden (ein Mädchen und fünf Jungen) im Alter von 12 bis 17 Jahren. Sie bestätigten eine Nichtlinearität der Zahnbewegung und beschrieben diese als logarithmische Funktion der applizierten Kraft. Außerdem stellten sie in ihren Untersuchungen fest, dass das PDL innerhalb der gesamten Wurzellänge einen sanduhrförmigen Verlauf mit variierender Dicke besaß.

Burstone und Pryputniewicz (1980) untersuchten ebenfalls das Kraft/Auslenkungsverhalten von idealisierten Zahnmodellen. Sie verwendeten die vereinfach-

te Geometrie eines humanen mittleren Oberkieferschneidezahns nach Haack (1968). Jedoch wurde das Zahnmodell in einem vergrößerten Maßstab von 10:1 gefertigt. Die Wurzel bestand aus Aluminium und besaß die Form eines Rotationsparaboloids, der von einem viskoelastischen Silikonschlauch mit konstanter Dicke von 2,29 mm umgeben war. Der Alveolarknochen wurde aus Gips geformt. Nach der Belastung der Zahnkrone wurde die resultierende Zahnbewegung unter Anwendung der Hologramminterferometrie gemessen. Dabei wurde ein coherenter und monochromatischer Lasersstrahl in zwei Strahlen aufgeteilt. Ein Strahl traf auf die Probe und einer diente als Referenz. Anschließend verglichen sie die entstandenen Interferenzmuster und bestimmten die Abweichungen der Wellenfronten zueinander. Die ermittelten Ergebnisse gaben Aufschluss über das Rotationszentrum innerhalb der Zahnwurzel. Dieses lag bei $1/3$ des Abstandes vom Alveolarkamm zur Wurzelspitze. Jedoch kam diese Methode nicht beim Patientenbetrieb zum Einsatz und war für in-vivo-Anwendungen nicht geeignet. Berkovitz und Moxham (1982) untersuchten die Auswirkungen von kleinen physiologischen Belastungen der Zähne (bis zu 20 N) mit normalem und experimentell verändertem Parodontalgewebe bei Tieren und Menschen. Die Ergebnisse korrespondierten mit den in dieser Studie ermittelten Kräften bei langsamer Krafteinwirkung. Im Gegensatz zu Berkovitz und Moxham (1982) und Göz et al. (1992), erfolgten in dieser Studie variierende dynamische Zahnauslenkungen, bei denen die resultierenden Kräfte gemessen wurden.

Göz et al. (1992) untersuchten die Molaren von mehreren Beagle Hunden mit einer maximalen Kraft von 20 N in einem Zeitraum von 20 Minuten bis zu 7 Stunden. Zehn Minuten vor dem Ende der Messungen wurden die Hunde getötet. Anschließend wurden vertikale histologische Schnitte von belasteten und unbelasteten Zähnen angefertigt und das PDL miteinander verglichen. Sie stellten fest, dass das parodontale Gewebe von Zähnen erst nach dreistündiger Belastung irreversible Schäden aufwies. Aufgrund des sanduhrförmigen Verlaufs ähnelte das parodontale Gewebe der Beagle Hunde dem parodontalen Gewebe des Menschen. Außerdem belegten sie eine Resistenz des parodontalen Gewebes gegenüber hohen Kräften, die über einen kurzen Zeitraum einwirkten. Dies erklärt, warum physiologische Belastungen keine irreversiblen Umbauprozesse verursachen. Somit konnten irreversible Schäden des parodontalen Gewebes bei der in dieser Studie durchgeführten physiologischen Belastungen ausgeschlossen werden.

Chiba und Komatsu (1993) belasteten die Unterkieferschneidezähne von getöteten Ratten unter Anwendung eines durch einen Pulsoszillator gesteuerten Schrittmotors. Zeitgleich wurden die resultierenden Kräfte von einer Kraftmess-

zelle aufgenommen und die Auslenkungen von einem Detektor bestimmt. Sie folgerten, dass die auftretenden Spannungen innerhalb des PDL während einer axialen Belastung sehr aufwendig zu beschreiben sind.

Tanne et al. (1995) untersuchten nichtinvasiv das biomechanische Verhalten des PDL vor und nach einer kieferorthopädischen Zahnbewegung in einer Patientenstudie. Sie stellten fest, dass sich der Parodontalspalt während einer kieferorthopädischen Belastung vergrößerte und sich die Zahnbeweglichkeit nach einer Zahnstellungsänderung erhöhte. Bei den in dieser Studie durchgeführten physiologischen Belastungen erhöhte sich die Zahnbeweglichkeit nur dann, wenn keine ausreichende Relaxationszeit der Gewebe eingehalten wurde.

Qian et al. (2009) untersuchten die Zahnbewegung an einem Schweineunterkiefersegment eines erwachsenen Schweins. Dabei wurde der Schweinekiefer in Längsrichtung aufgeschnitten, sodass der untersuchte Zahn mit seinen umliegenden Gewebe sichtbar wurde. Unter Anwendung einer Werkstoffprüfmaschine wurde der zu untersuchende Zahn bis zu einer maximalen Auslenkung von 0,20 mm belastet. Danach wurde die Auslenkung für 5 Minuten gehalten. In der Zwischenzeit wurde der in Längsrichtung aufgeschnittene Kiefer permanent digital fotografiert, um Modelle für weiterführende FE-Berechnungen zu erstellen. Jedoch konnte die resultierende Zahnauslenkung nicht direkt gemessen werden. Die Methode eignete sich nicht für die in dieser Studie durchgeführten in-vivo-Anwendungen.

Tohill et al. (2009) entwickelten ein Gerät zur Bestimmung der Materialeigenschaften des PDL unter Berücksichtigung der Geweberelaxation nach einer kurzzeitigen Aktivierung. Zu Beginn belasteten sie die Prämolaren von insgesamt vier Schweineunterkiefern unter Anwendung eines linearen Aktors (Schrittmotor) und registrierten die resultierenden Kräfte mit einem in Reihe geschalteten Kraftsensor. Anschließend wurde die Relaxation des Gewebes über einen Zeitraum von bis zu 35 s gemessen. Die Aktivierungsgeschwindigkeit richtete sich explizit nach der Geschwindigkeit des Schrittmotors. Zudem konnten die resultierenden Zahnbewegungen nicht bestimmt werden.

Nach unserem derzeitigen Wissen gibt es bislang kein anderes intraorales Belastungsgerät zur Bestimmung von Kraft/Auslenkungszusammenhängen von Zähnen bei in-vivo-Anwendungen unter dynamischer Belastung.

5.2.2 Numerische Ansätze in der PDL-Forschung

Um ein Verständnis für das mechanische Verhalten von Zahnwurzel und der umliegenden Gewebe zu erhalten, wurden im Rahmen der PDL-Forschung zahlreiche Elastizitätsmodelle entwickelt. Unter Anwendung von 2D- und 3D-Finite-Elemente-Analysen (2D-FEA, 3D-FEA) konnten die biomechanischen Eigenschaften des PDL beschrieben werden.

Nach Fill et al. (2011b) wurde bisweilen zwischen vier grundlegenden Elastizitätsmodellen unterschieden.

- Tanne et al. (1987), Andersen et al. (1991), Tanne et al. (1998), Vollmer et al. (1999), Provatidis (2001) und Cattaneo et al. (2005), beschrieben das Spannungs-Dehnungs-Verhalten des PDL in einem isotropisch linear elastischen Modell. In nachfolgenden Studien sprachen Clement et al. (2004), Kawarizadeh et al. (2003, 2004) und Poppe et al. (2002) von einem bilinearen isotropischen Materialverhalten.
- Im Gegensatz dazu verwendeten Pietrzak et al. (2002), Limbert et al. (2003) sowie Qian et al. (2009) ein hyperelastisches Modell mit einem nichtlinearen Spannungs-Dehnungs-Verhalten.
- Van Driel et al. (2000), Toms et al. (2002) und Natali et al. (2004) beschrieben die biomechanischen Eigenschaften des PDL in einem nichtlinearen viskoelastischen Modell.
- Natali et al. (2002) entwickelten ein lineares, nichtlineares sowie isotropisches und homogenes Mehrphasenmodell. Im Gegensatz dazu verwendete Bergomi et al. (2011) ein poroelastisches, homogenes und isotropisches Mehrphasenmodell.

Nach Fill et al. (2011a) beschrieben die meisten Finite-Elemente-Studien bei Betrachtung der mechanischen Spannung ein linear elastisches Materialverhalten mit einem variierenden E-Modul von 0,07 MPa (Andersen et al., 1991 und Tanne et al., 1987) bis hin zu 100 MPa (Wilson et al., 1994).

In nachfolgenden Studien (Provatidis, 2000 und Qian et al. 2001) wurde von einem anisotropischen Materialverhalten berichtet, bei dem der kollagene Faseranteil innerhalb des PDL eine besondere Schlüsselfunktion besaß.

Des Weiteren entwickelten Natali et al. (2007, 2008) Modelle mit visco-hyperelastischen Materialeigenschaften um das zeitabhängige mechanische Verhalten des PDL zu analysieren.

Unter Berücksichtigung aller Elastizitätsmodelle richtete sich die Modellentwicklung in dieser Studie in erster Linie nach den durch das intraorale Belastungsgerät ermittelten Ergebnissen. Aufgrund der durchgeführten Belastungen wurde ein

bilineares und hyperelastisches Modell für alle finite Elemente Berechnungen entworfen.

Nach bisherigem Wissensstand lagen bis zu diesem Zeitpunkt keine Informationen über mögliche Materialeigenschaften des PDL bei der in dieser Studie durchgeführten Belastungen vor.

Die in Tabelle 5.1 aufgeführten Referenzen galten als Orientierung für die Bestimmung der Elastizitätsparameter E und die Querkontraktionszahl μ .

Tabelle 5.1: Aus experimentellen Untersuchungen vorheriger Studien ermittelte bilineare Materialeigenschaften des PDL.

Referenz	E_1 [MPa]	E_2 [MPa]	μ	Spezie	Zahn
Siebers (1999)	0,05	0,22	0,30	Schwein	Eckzahn
Poppe et al. (2002)	0,05	0,28	0,30	Mensch	Schneide-, Eckzahn

5.3 Analyse der experimentellen Anwendungen

Die Auswahl der Proben und die Analyse der experimentell ermittelten Ergebnisse stützte sich auf die zuvor durchgeführten Röntgenuntersuchungen. Unter Anwendung der Röntgenbilder konnte ein erster Eindruck der vorliegenden Gewebe und deren Dimensionen gewonnen werden.

Bei den Reproduktionsanwendungen wurde belegt, dass bei Silikon als PDL-Ersatz der größte Teil der Kraft in einem Zeitraum von einer Sekunde abfiel und bei längerer Haltezeit nahezu stagnierte. Zudem waren die Mittelwerte am Maximum der Belastung nahezu identisch und die Standardabweichung sehr gering. Die bei den Reproduktionsanwendungen aufgenommenen Kraftverläufe bestätigten eine vollständige Reproduzierbarkeit der Messungen mit dem intraoralen Belastungsgerät.

Bei der ersten Probe betragen die gemessenen Kräfte 0 N bis 23 N (stufenförmige Aktivierung von 0,10 mm und 0,20 mm sowie variierende Belastungszeiten von 0,5 s bis 10,0 s). Der beobachtete Kraftabfall während der vorgegebenen Aktivierungen stimmte mit dem viskoelastischen Verhalten in zuvor beschriebenen Studien (Qian et al., 2009 und Tohill et al., 2009) überein. Abbildung 5.1 zeigt die Maximalkraft am Ende der Haltezeit jeder Stufe. Bei allen Belastungszeiten ist ein deutlicher Kraftabfall zu erkennen.

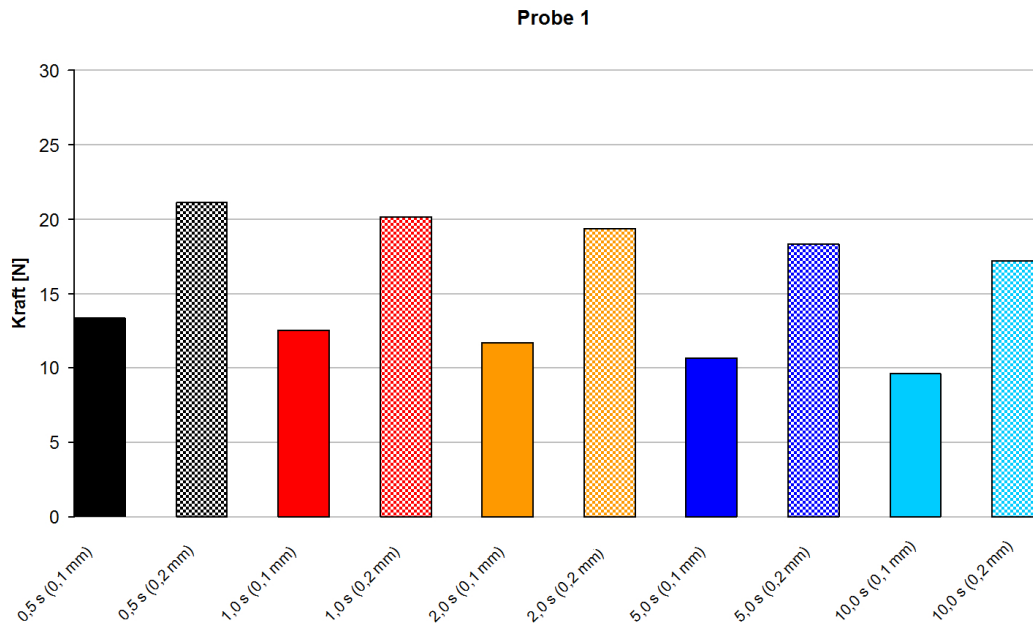


Abbildung 5.1: Vergleich der Kräfte am Ende jeder Stufe.

Die experimentell ermittelten Kraftverläufe der zweiten Probe betragen bei der schnellsten Aktivierung 48 N und bei der langsamsten 24 N. Bei der Betrachtung des gesamten Kraftverlaufs war ein deutlicher Kraftabfall zu erkennen. Bei einem Vergleich der aufgenommenen maximalen Kräfte beider Aktivierungen, reduzierte sich die Maximalkraft auf die Hälfte. Dennoch könnte der relativ hohe Kraftverlauf auf die in dieser Probe vorliegenden Gewebegeometrien zurückzuführen sein. Sehr wahrscheinlich überschritt die Zahnauslenkung mit 0,20 mm die Breite des PDL. Dabei stieß die Wurzel an den Alveolenrand, die mit einer hohen Kraft entgegenwirkte.

Die ermittelten Kraftverläufe der dritten Probe ergaben bei der schnellsten Aktivierung 20 N und bei der langsamsten 5,5 N. Bei der Betrachtung des gesamten Kraftverlaufs war ein deutlicher Kraftabfall zu erkennen. Bei einem Vergleich der aufgenommenen maximalen Kräfte beider Aktivierungen, reduzierte sich die Maximalkraft auf ein Viertel. Diese Ergebnisse stimmten mit den Ergebnissen der ersten Probe überein.

Bei der Analyse der in-vivo-Anwendungen wurden die variierenden Gewebegeometrien der Probanden mitberücksichtigt. Um mögliche Kollisionen der Zahnwurzel mit dem Alveolenrand zu vermeiden, wurde die Zahnkrone mit einer Auslenkung von 0,15 mm aktiviert. Die axial auf die Zahnkrone eingeleiteten Aktivierungen ermöglichten eine querkräftfreie Messung der resultierenden Kräfte. Die Belastungszeiten betragen 0,1 s bis 5,0 s.

Damit die experimentellen Ergebnisse aller Probanden verglichen werden konnten, wurden alle Anwendungen an den gleichen Zähnen (Zahn 21) und zu den gleichen Tageszeiten durchgeführt. Weil die Zähne morgens beweglicher sind als abends (Himmel et al. 1957), erfolgten die Anwendungen am Vormittag. Dennoch konnten bei in-vivo-Anwendungen mögliche Bewegungsartefakte nicht ausgeschlossen werden.

Beim Vergleich der resultierenden Kraftverläufe war zu erkennen, dass die mit dem intraoralen Belastungsgerät ermittelten Ergebnisse der ersten vier Probanden übereinstimmten. Bei einer Auslenkung der Zahnkrone von 0,15 mm lagen die aufgezeichneten Kräfte im Bereich von etwa 11 N (0,1 s) bis zu 5 N (5,0 s). Die einzige Abweichung erfolgte beim fünften Proband. Bei diesem reichten die aufgezeichneten Kräfte von über 12 N (schnellste Belastung) bis nahezu 9 N (langsamste Belastung). Die von den anderen Probanden abweichenden Kräfte könnten auf eine leichte Zahnfehlstellung im Frontschneidezahnbereich zurückzuführen zu sein, wobei der aktivierte Zahn einen Nachbarzahn während der Anwendung leicht berührte.

Unter Einbehaltung einer konstanten Aktivierung der Zahnkrone mit einer Auslenkung von 0,15 mm, bestätigten die mit dem intraoralen Belastungsgerät ermittelten Ergebnisse den vermuteten Kraftabfall bei steigender Belastungszeit.

Bei humanen in-vivo-Anwendungen konnte ein weiterer Effekt mit dem intraoralen belastungsgerät festgestellt werden. Unter Anwendung von zwei sequentiellen dreieckigen Aktivierungen mit Haltezeit über einen Zeitraum von fünf Sekunden stellte sich heraus, dass die resultierenden Kräfte während der Haltezeit sanken und sich bei jeder weiteren Aktivierung verringerten. Bei einer Auslenkung von 0,05 mm konnten maximale Kräfte bis zu 5,7 N und bei einer Auslenkung von 0,10 mm bis zu 12,8 N aufgenommen werden. Bei einer Auslenkung von 0,10 mm waren die maximalen Kräfte fast doppelt so hoch, wie bei einer Auslenkung von 0,05 mm. Die Kraftverläufe der beiden in-vivo-Anwendungen sind in Abbildung 5.2 dargestellt.

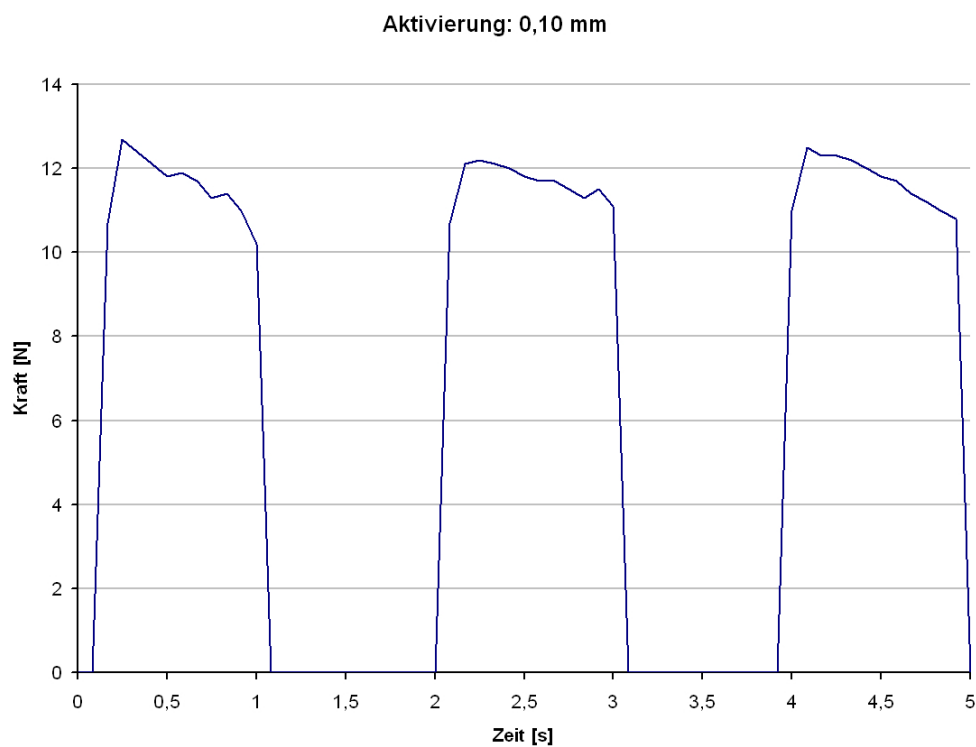
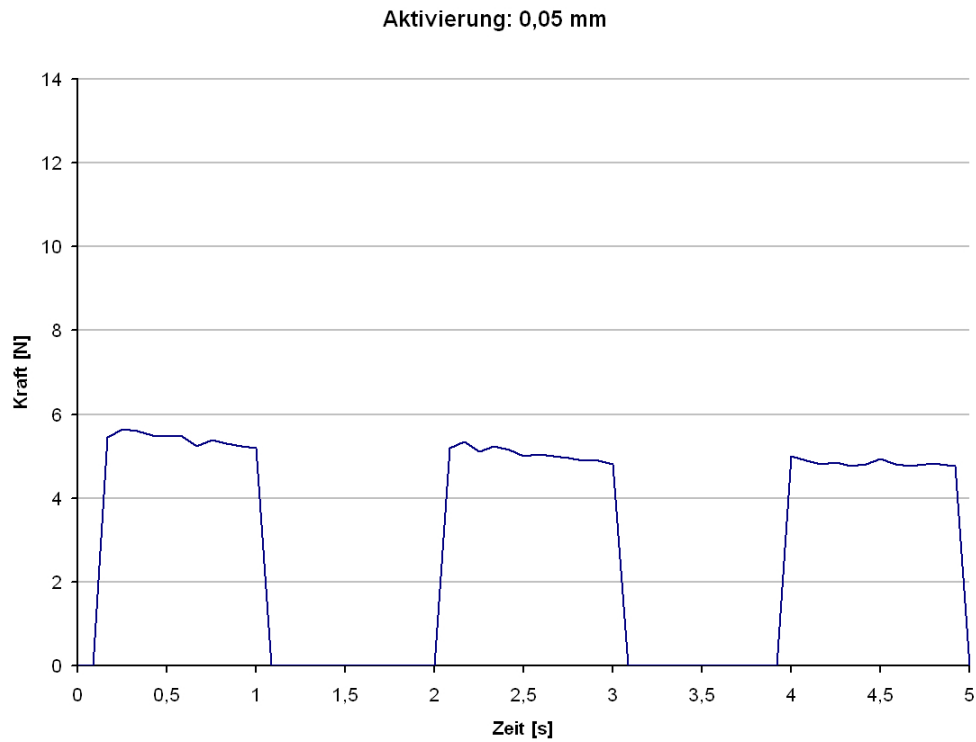


Abbildung 5.2: Resultierende Kraftverläufe von Proband 1 bei unterschiedlichen Aktivierungen von 0,05 mm und 0,10 mm (Belastungszeit: 0,1 s; Haltezeit: 0,8 s; Entlastungszeit: 0,1 s und Relaxationszeit: >1,0 s).

5.4 Analyse der numerischen Modelle

Die Berechnung der numerischen Modelle erfolgte hauptsächlich an Probandenmodellen. Dabei wurden neben den Translationen und den Rotationen der zu untersuchenden Zahnkrone und der beiden Magnete auch die Materialparameter für das PDL bestimmt.

Bei den zentralen Aktivierungen mit einer Auslenkung von 0,20 mm in negativer z-Richtung, variierten die maximalen Translationen bei allen Probandenmodellen geringfügig zwischen $z=-0,435$ und $z=-0,487$ mm. Alle Komponenten in x- und y-Richtung waren nahezu identisch. Bei einer mesialen oder distalen Aktivierung von 0,20 mm Auslenkung, verringerte sich die Translation in negativer z-Richtung um etwa 25% beim ersten Proband. Bei Betrachtung der Magnettranslationen, konnte zudem der Einfluss der Zahngeometrien auf die Magnettranslationen nachgewiesen werden. Je kürzer die Zahnwurzeln, desto größer waren die Translationen.

Die größte Magnetrotation wurde bei Proband fünf mit $0,939^\circ$ gemessen. Dies bedeutete, dass alle Rotationen um die x-Achse bei einer zentralen Aktivierung der Zahnkrone von 0,20 mm Auslenkung im Bereich $<1^\circ$ erfolgten. Außerdem waren die Rotationen um die y- und die z-Achse aufgrund ihrer geringen Größe bei allen zentralen Aktivierungen vernachlässigbar. Bei einer mesialen Aktivierung konnte beim ersten Proband eine negative Rotation um die y-Achse nachgewiesen werden und bei einer distalen Aktivierung eine positive Rotation.

Die numerischen Berechnungen erfolgten bei allen fünf Probandenmodellen mit einer zentralen Aktivierung der Zahnkrone von 0,15 mm Auslenkung und standen mit den Ergebnissen der experimentellen Anwendung überein. Um für jede Belastungszeit zwischen 0,1 s bis 5,0 s eine durchschnittliche Maximalkraft zu erhalten, wurden zum einen die experimentellen Ergebnisse und zum anderen die numerischen Ergebnisse aller Probanden gemittelt und anschließend verglichen (Abbildung 5.3). Es wurde festgestellt, dass die experimentell und numerisch gemittelten Kräfte bei jeder Belastungszeit nah beieinander lagen.

Als Ausgangspunkt für die Parameterfindung von humanen PDL dienten die aus den in-vivo-Anwendungen gewonnenen experimentellen Ergebnisse der Belastungseinheit. Um die Elastizitätsmoduln für das PDL des Schneidezahns bei allen Probanden zu bestimmen, wurden die numerisch ermittelten Kraftverläufe der Probandenmodelle an die experimentellen Ergebnisse der in-vivo-Anwendungen angenähert.

Da die numerischen Ergebnisse in Übereinstimmung mit den experimentellen Ergebnissen lagen, konnte eine Parameterbestimmung des humanen PDL für jeden Probanden erfolgen.

Die numerisch berechneten Elastizitätsmoduln variierten zwischen 1,7 MPa (0,1 s) und 0,6 MPa (5,0 s). Bei Betrachtung der Kraftverläufe sanken die experimentell und numerisch ermittelten Kräfte mit steigender Belastungszeit.

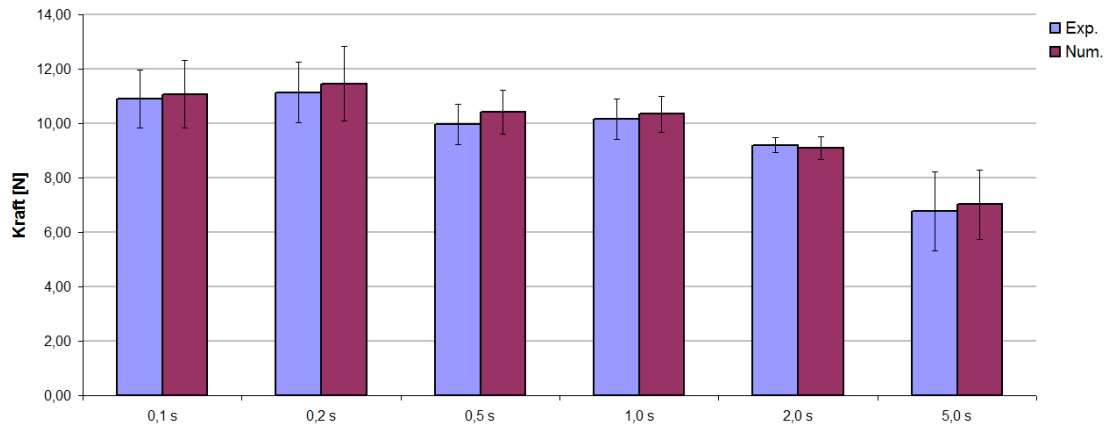


Abbildung 5.3: Mittelwert und Standardabweichung der experimentell und numerisch ermittelte Kräfte aller Probanden bei einer Auslenkung von 0,15 mm für Belastungszeiten zwischen 1,0 s und 5,0 s.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde bei allen Probanden ein bilineares Materialverhalten für das humane PDL festgestellt. Dabei beschrieb E_1 den Elastizitätsmodul der Flüssigkeitsphase und E_2 den Elastizitätsmodul der Faserbündel. Im Punkt ε_{12} (in %) änderte sich die Steigung der Kurve.

Bei Betrachtung der Materialparameter von humanen PDL aller Probanden, sanken die Elastizitätsmoduln E_1 und E_2 mit steigender Belastungszeit. Für eine Belastungszeit von 0,1 s lagen die ermittelten Elastizitätsmoduln für E_1 bei maximal 0,40 MPa und für eine Belastungszeit von 5,0 s bei 0,04 MPa. Die Elastizitätsmoduln für E_2 reichten von 1,65 MPa (0,1 s) bis zu 0,60 MPa (5,0 s). Im Gegensatz dazu stieg ε_{12} mit steigender Belastungszeit von 0,7 % (0,1 s) bis zu 9,0 % (5,0 s).

Anhand der aus den in dieser Arbeit gewonnenen Erkenntnisse, wurde bei allen fünf Probanden ein bilineares Materialverhalten des humanen PDL nachgewiesen. Durch die Kombination aus experimentellen Anwendungen und numerischen Berechnungen konnten für jeden Probanden die Materialparameter von humanen PDL für verschiedene Belastungszeiten zwischen 0,1 s und 5,0 s eindeutig

bestimmt werden. Die dabei gewonnenen Erkenntnisse gaben Auskunft über das biomechanische Verhalten von humanen PDL unter Berücksichtigung der individuellen Gewebegeometrien.

Bei der individuellen Modellentwicklung wurden die Gewebegeometrien der einzelnen Probanden aus den zuvor durchgeführten Röntgenuntersuchungen abgeleitet und manuell in die Probandenmodelle miteingebracht. Um den Arbeitsaufwand zu minimieren, könnten für alle mit dem intraoralen Belastungsgerät messbaren Zähne, vorgefertigte Modelle mit variabel einstellbaren Gewebegeometrien entwickelt werden.

Bislang erfolgten alle in-vitro-Anwendungen an parodontal gesunden Probanden im Alter zwischen 21 und 33 Jahren. Um das Anwendungsspektrum zu erweitern, sollten weitere Studien an parodontal gesunden und an parodontal erkrankten Probanden unterschiedlichen Alters erfolgen.

Die in dieser Arbeit gewonnenen Erkenntnisse belegen, dass das intraorale Belastungsgerät zukünftig als diagnostisches Hilfsmittel bei der Parodontitis-Therapie eingesetzt werden kann. Dabei lassen sich die klinischen Untersuchungen durch die mit intraoralen Belastungsgerät gewonnenen Erkenntnisse deuten und bestätigen. Zudem können durch den Vergleich der ermittelten Materialparameter verbesserte Aussagen über den Grad der Schädigung des erkrankten Zahnhalteapparats vor, während und nach einer parodontalen Behandlung getroffen werden.

Literatur

Allegro, 2012. Allegro MicroSystems Incorporated. A1301-2-Datasheet. Continuous-Time Ratiometric Linear Hall Effect Sensor ICs. (<http://www.allegromicro.com>). Letzter Abruf: 1. September 2012.

Analog Devices, 2003. Analog Devices, Incorporated. MicroConverter, Multichannel 12-Bit ADC with Embedded Flash MCU. <http://www.analog.com/> Letzter Abruf: 1. September 2012.

Andersen, K.L., Mortensen, H.T., Pedersen, E.H., Melsen, B., 1991. 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. *Journal of Biomedical Engineering* 13, 293-303.

Baumann, P., 2010. Sensorschaltungen. Simulation mit PSPICE. 2. Auflage. GWV Fachverlage GmbH, Wiesbaden.

Berg vom, B., Groppe, P., Klein, J., 2007. C-Programmierung für 8051er. Band 2: Die ON-Chip-Peripherie. 2. Auflage. Elektor Verlag Aachen.

Bergomi, M., Cugnoni, J., Galli, M., Botsis, J., Belser, U.C., Wiskott, H.W., 2011. Hydro-mechanical coupling in the periodontalligament: a porohyperelastic finite element model. *Journal of Biomechanics* 44, 34-38.

Berkovitz, B.K., Moxham, B.J., 1982. Introductory remarks. The effects of external forces on the periodontal ligament. The response to axial loads. The effects of external forces on the periodontal ligament. The response to horizontal loads. In: Berkovitz, B.K., Moxham, B.J., Newmann, H.N. (Eds.), *The Periodontal Ligament in Health and Disease*. Pergamon Press, Oxford, pp. 253-275.

Burstone, C.J., Pryputniewicz, R.J., 1980. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics* 77, 396-409.

Cattaneo, P.M., Dalstra, M., Melsen, B., 2005. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *Journal of Dental Research* 84, 428-433.

Clement, R., Schneider, J., Brambs, H.J., Wunderlich, A., Geiger, M., Sander, F.G., 2004. Quasi-automatic 3D finite element model generation for individual single-rooted teeth and periodontal ligament. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 73, 135-144.

Chiba, M., Kuroda, T., Ohshima, S., 1981. Effects of adrenocorticoids on impeded and unimpeded eruption rates and on the mechanical properties of the periodontium in the rat mandibular incisor. *Archives of Oral Biology* 26, 577-583.

Chiba, M., Komatsu, K., 1993. Mechanical responses of the periodontal ligament in the transverse section of the rat mandibular incisor at various velocities of loading in vitro. *Journal of Biomechanics* 26, 561-570.

Christiansen, R.L., Burstone, C.L., 1969. Centers of rotation within the periodontal space. *American Journal of Orthodontics* 55, 353-369.

Daly, C.H., Nicholls, J.I., Kydd, W.L., Nansen, P.D., 1974. The response of the human periodontal ligament to torsional loading. I. Experimental methods. *Journal of Biomechanics* 7, 517-522.

Diedrich, P., 2000a. *Praxis der Zahnheilkunde. Kieferorthopädie I.* 4. Auflage. Urban & Fischer Verlag, München, Jena.

Diedrich, P., 2000b. *Praxis der Zahnheilkunde. Kieferorthopädie II.* 4. Auflage. Urban & Fischer Verlag, München, Jena.

Driel van, W.D., van Leeuwen, E.J., VondenHoff, J.W., Maltha, J.C., Kuijpers-Jagtman, A.M., 2000. Time-dependent mechanical behaviour of the periodontal ligament. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers-Part H: Journal of Engineering in Medicine* 214, 497-504.

Fill, T.S., Carey, J.P., Toogood, R.W., Major, P.W., 2011a. Experimentally Determined Mechanical Properties of, and models for, the Periodontal Ligament: Critical Review of Current Literature. *Journal of Dental Biomechanics* 10. doi: 4061/2011/312980(ArticleID312980).

Fill, T.S., Toogood, R.W., Major, P.W., Carey, J.P., 2011b. Analytically determined mechanical properties of, and models for the periodontal ligament: Critical review of literature. *Journal of Biomechanics*. Epub ahead of print.

Göz, G.R., Rahn, B.A., Schulte-Mönting, J., 1992. The effects of horizontal tooth loading on the circulation and width of the periodontal ligament - an experimental study on Beagle dogs. *European Journal of Orthodontics* 14, 21-25.

Groth, P., 2002. FEM-Anwendungen. Statik-, Dynamik- und Potenzialprobleme mit professioneller Software lösen. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York.

Haack, D.C, 1968. An Analysis of Stresses in a Model of the Periodontal Ligament. Dissertation (Kansas State University).

Hering, E., Martin, R., Stohrer, M., 2004. Physik für Ingenieure. 9. Auflage Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York.

Himmel, G.K., 1957. Das Verhalten der Zahnbeweglichkeit im Verlauf der 24-Stunden-Periode. Dissertation. Zürich.

Höfling, O., 1973. Physik II. Teilband 2. Elektrizität-Magnetismus-Optik-Relativitätstheorie. 10. Auflage. Ferd. Dümmlers Verlag.

Jones, M.L., Hickman, J., Middleton, J., Knox, J., Volp, C., 2001. A validated finite element method study of orthodontic toothmovement in the human subject. *Journal of Orthodontics* 28, 29-38.

Junqueira, L.C., Carneiro, J., 1991. Histologie. Springer-Verlag, 1991.

Kawarizadeh, A., Bourauel, C., Jäger, A., 2003. Experimental and numerical determination of initial tooth mobility and material properties of the periodontal ligament in rat molar specimens. *European Journal of Orthodontics* 25, 569-578.

Kawarizadeh, A., Bourauel, C., Zhang, D., Götz, W., Jäger, A., 2004. Correlation of stress and strain profiles and the distribution of osteoclastic cells induced by orthodontic loading in rat. *European Journal of Oral Sciences* 112, 140-147.

Keil, 2000. Getting Started and Creating Applications with μ Vision2 and the C51. *Microcontroller Development Tools. User's Guide 06.2000.* (<http://www.keil.com/>)
Letzter Abruf: 1. September 2012.

Keilig, L., Bourauel, C., Grüner, M., Hültenschmidt, R., Bayer, S., Utz, K.H., Stark, H., 2004. Design and testing of a novel measuring system for use in dental biomechanics - principles and examples of measurements with the hexapod measuring system. *Biomedizinische Technik* 49, 208-215.

Klein, B., 2007. FEM. Grundlagen und Anwendungen der Finiten-Elemente-Methode im Maschinen und Fahrzeugbau. 7. Auflage. Friedr. Vieweg & Sohn Verlag | GWV Fachverlage GmbH, Wiesbaden.

Lerch, R., 2010. Elektrische Messtechnik. Analoge, digitale und computergestützte Verfahren. 5. Auflage. Springer-Verlag Berlin Heidelberg.

Linß, W., Fanghänel, J., 1989. Zytologie, allgemeine Histologie, mikroskopische Anatomie. Berlin; New York; de Gruyter.

Limbirt, G., Middleton, J., Laizans, J., Dobelis, M., Knets, I., 2003. A transversely isotropic hyperelastic constitutive model of the PDL. *Analytical and computational aspects. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 6, 337-345.

Meinken, A., 2001. Finite Elemente in der Praxis. Grundlagen und Beispiele für die Anwendung von MARC/MENTAT. Expert Verlag GmbH.

Mühlemann, H.R., Zander, H.A., 1954. Tooth mobility. III. The mechanism of tooth mobility. *Journal of Periodontology* 1954, 128-137.

Mühlemann, H.R., 1967. Tooth mobility: a review of clinical aspects and research findings. *Journal of Periodontology* 1967, 686-713.

MSC.Software, 2010. MSC.Software Corporation: MSC.Marc User's Guide, Version 2010.

Natali, A.N., Pavan, P.G., Schrefler, B.A., Secchi, S., 2002. A multi-phase media formulation for biomechanical analysis of periodontal ligament. *Meccanica* 37, 407-418.

Natali, A.N., Pavan, P.G., Scarpa, C., 2004. Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. *Dental Materials* 20, 623-629.

Natali, A.N., Carniel, E.L., Pavan, P.G., Bourauel, C., Ziegler, A., Keilig, L., 2007. Experimental-numerical analysis of minipig's multi-rooted teeth. *Journal of Biomechanics* 40, 1701-1708.

Natali, A.N., Carniel, E.L., Pavan, P.G., Sander, F.G., Dorow, C., Geiger, M., 2008. A visco-hyperelastic-damage constitutive model for the analysis of the biomechanical response of the periodontal ligament. *Journal of Biomechanical Engineering* 130, 031004.

Paus, J., 2007. *Physik in Experimenten und Beispielen*. 3. Auflage. Carl Hanser Verlag München.

Physik Instrumente, 2011. Physik Instrumente (PI) GmbH & Co. KG. *PI_Tutorium_Piezoaktuatoren_in_der_Nanopositionierung_c.pdf*. (<http://www.physikinstrumente.com>) Letzter Abruf: 1. September 2012.

Phytec, 2002a. PHYTEC Meßtechnik GmbH 2002. phyCORE-ADuC812. Hardware Manual. L-461_2. Ausgabe April 2002. PHYTEC Meßtechnik GmbH 2002. (<http://www.phytec.de>). Letzter Abruf: 1. September 2012.

Phytec, 2002b. PHYTEC Meßtechnik GmbH 2002. phyCORE-ADuC812. Quick-Start Instructions. L-461_2. Ausgabe Juli 2002. (<http://www.phytec.de>). Letzter Abruf: 1. September 2012.

Picton, D.C.A., Wills, D.J., 1978. Viscoelastic properties of the periodontal ligament and mucous membrane. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 40, 263-272.

Pilon, J.J., Kuijpers-Jagtman, A.M., Maltha, J.C., 1996. Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement. An experimental study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 110, 16-23.

Piezomechanik, 2003. Dr. Lutz Pickelmann GmbH. Piezo-Mechanics: An Introduction. Stand: September 2003. (<http://www.piezomechanik.com>). Letzter Abruf: 1. September 2012.

Piezomechanik, 2006a. Dr. Lutz Pickelmann GmbH. Electronic Supplies for Piezomechanics. Technical Data. Stand: März 2006. (<http://www.piezomechanik.com>). Letzter Abruf: 1. September 2012.

Piezomechanik, 2006b. Dr. Lutz Pickelmann GmbH. Electronic Supplies for Piezomechanics. An Introduction. Stand: Mai 2006. (<http://www.piezomechanik.com>). Letzter Abruf: 1. September 2012.

Piezomechanik, 2010. Dr. Lutz Pickelmann GmbH. Einstieg in die Piezoaktork. Stand: April 2010. (<http://www.piezomechanik.com>). Letzter Abruf: 1. September 2012.

Poppe, M., Bourauel, C., Jäger, A., 2002. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the centre of resistance of single-rooted teeth. A study of autopsy specimens and their conversion into finite element models. *Journal of Orofacial Orthopedics* 63, 358-370.

Pietrzak, G., Curnier, A., Botsis, J., Scherrer, S., Wiskott, A., Belser, U., 2002. A nonlinear elastic model of the periodontal ligament and its numerical calibration for the study of tooth mobility. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 5, 91-100.

Provatidis, C.G., 2000. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Medical Engineering & Physics* 22, 359-370.

Provatidis, C.G., 2001. An analytical model for stress analysis of a tooth in translation. *International Journal of Engineering Science* 39, 1361-1381.

-
- Qian, H., Chen, J., Katona, T.R., 2001. The influence of PDL principal fibres in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 120, 272-279.
- Qian, L., Todo, M., Morita, Y., Matsushita, Y., Koyano, K., 2009. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. *Dental Materials* 25, 1285-1292.
- Rahimi, A., 2004. Diplomarbeit: 3D-Rekonstruktion numerischer Modelle aus 2D-Schichtaufnahmen. Institut für Informatik, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 2004.
- Ramsden, E., 2006. *Hall-Effect Sensors. Theory and Application*. Elsevier Incorporated.
- Rateitschak, K.H., Wolf, H.F., 2004. *Farbatlant der Zahnmedizin 1. Parodontologie*. 3. Auflage. 1984, 2004 Georg Thieme Verlag.
- Reitan, K., 1967. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics* 53, 721-745.
- Schroeder, H.E., 2000. *Orale Strukturbioogie: Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart- und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenks*. Ausgabe 5. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York, 2000.
- Schulte, W., d'Hoedt, B., Lukas, D., Mühlbrandt, L., Scholz, F., Bretsch, J., Frey, F., Gudat, H., König, M., Markl, M., Quante, F., Schief, A., Topkaya, A., 1983. Periotest - neues Messverfahren der Funktion des Parodontiums. *Zahnärztliche Mitteilungen* 73, 1229-1239.
- Schultz, T., 2008. *C and the 8051*. 4th Edition. Wood Island Prints.
- Seidel, W., 2007. *Werkstofftechnik. Werkstoffe-Eigenschaften-Prüfung-Anwendung*. 7. Auflage. Carl Hanser Verlag München Wien.
- Siebers, G., 1999. The influence of the root geometry on the initial tooth mobility. Ph.D. Thesis, University of Bonn, Bonn, Germany.

Tanne, K., Sakuda, M., Burstone, C.J., 1987. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 92, 499-505.

Tanne, K., Inoue, Y., Sakuda, M., 1995. Biomechanical behavior of the periodontium before and after orthodontic tooth movement. *Angle Orthodontist* 65, 123-128.

Tanne, K., Yoshida, S., Kawata, T., Sasaki, T., Knox, J., Jones, M.L., 1998. An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects. *British Journal of Orthodontics* 25, 109-115.

Tohill, R., Hien, M., Mc Guinness, N., Chung, L., Reuben, R.L., 2009. Measurement of the short-term viscoelastic properties of the periodontal ligament using stress relaxation. In: Magjarevic, R., Haueisen, J., Nagel, J.H., Nyssen, M., van der Sloten, J., Verdonck, P. (Eds.), *Proceedings of the 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering (IFMBE)*, vol. 22. Springer, Berlin Heidelberg New York, 1467-1470.

Toms, S.R., Dakin, G.J., Lemons, J.E., Eberhardt, A.W., 2002. Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. *Journal of Biomechanics* 35, 1411-1415.

Vollmer, D., Bourauel, C., Maier, K., Jäger, A., 1999. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. *European Journal of Orthodontics* 21, 633-648.

Wills, D.J., Picton, D.C.A., Davies, W.I.R., 1972. An investigation of the viscoelastic properties of the periodontium in monkeys. *Journal of Periodontal Research* 7, 42-51.

Wilson, A.N., Middleton, J., Jones, M.L., Mc Guinness, N.J., 1994. The finite element analysis of stress in the periodontal ligament when subject to vertical orthodontic forces. *British Journal of Orthodontics* 21, 161-167.

Yoshida, N., Koga, Y., Peng, C.L., Tanaka, E., Kobayashi, K., 2001a. In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. *Medical Engineering and Physics* 23, 567-572.

Yoshida, N., Jost-Brinkmann, P.G., Koga, Y., Mimaki, N., Kobayashi, K., 2001b. Experimental evaluation of initial tooth displacement, center of resistance, and center of rotation under the influence of an orthodontic force. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 20, 190-197.

Lebenslauf

Publikationen

Drolshagen, M., Keilig, L., Hasan, I., Reimann, S., Deschner, J., Brinkmann, K.T., Krause, R., Favino, M., Bourauel, C., 2011. Development of a Novel Intraoral Measurement Device to Determine the Biomechanical Characteristics of the Human Periodontal Ligament. *Journal of Biomechanics* 44, 2136-2143.

Drolshagen, M., Plett, W., Reimann, S., Keilig, L., Bourauel, C., 2010. Construction and Testing of a Device for the Intraoral Measurement of Force/Displacement Characteristics of Teeth. 9th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering in Valencia. Proceeding ISSN.

Favino, M., Gross, C., Drolshagen, M., Keilig, L., Deschner, J., Bourauel, C., Krause, R., 2012. Validation of a heterogenous elastic-biphasic model for the numerical simulation of the PDL. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. (online).

Abkürzungsverzeichnis

DV_{dd}	Digitale Positive Spannungsversorgung (3 V oder 5 V Nominal).
AV_{dd}	Analoge Positive Spannungsversorgung (3 V oder 5 V Nominal).
V_{ref}	Referenzspannungsquelle für den ADC. Die nominale interne Referenzspannung beträgt 2,5 V.
AGND	Analoge Masse (Analog Ground). Massenreferenzpunkt für die analogen Schaltkreise.
ADC0 - ADC7	8 Analoge Eingänge. Die Kanalwahl erfolgt über <i>ADCCON2 SFR</i> .
DAC0	Spannungsausgang des Digital/Analog Wandlers 0.
DAC1	Spannungsausgang es Digital/Analog Wandlers 1.
R_xD	Asynchroner Dateneingang des Empfängers (Receiver Data Input (Asynchronous)).
T_xD	Asynchroner Datenausgang des Senders (Tranceiver Data Output (Asynchronous)).
INT0	Externer Interrupt 0 an Pin P3.2.
INT1	Externer Interrupt 1 an Pin P3.3.
DGND	Digitale Masse (Digital Ground). Massenreferenzpunkt für die digitalen Schaltkreise.

f_{osz}	Oszillatorfrequenz (11,0592 MHz).
X1	Kleinspannungsbuchse zum Anschluss der Versorgungsspannung.
X2	Expansion-Connector zum Anschluss einer Erweiterungsplatine.
X4	Spannungsabgriff für die Versorgung externer Baugruppen.
X5	GND-Anschluss für Messzwecke.
X6	PhyCORE-Connector zur Aufnahme des PhyCORE-Moduls.
P1	DB-9 Buchsen zum Anschluss serieller Schnittstellen nach RS-232 Standard.
P2	DB-9 Stecker zum Anschluss von Feldbussen nach CAN und RS-485 Standard.
VG1	VG96-Leiste.
BAT1	Anschluss für eine optionale Pufferbatterie.