

**Biomechanische Untersuchung der Materialparameter
des Parodontalligaments im Schweinemodell**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn**

**Khanh Ly Tran
aus Hanoi/Vietnam**

2013

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Andreas Jäger

Tag der Mündlichen Prüfung: 23.05.2013

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und
Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark
Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie
Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Meiner Mutter
und Hosea

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Literaturübersicht.....	7
1.1 Grundlagen der Zahnbewegung.....	8
1.1.1 Anatomie von Zahn und Zahnhalteapparat.....	8
1.1.2 Biomechanische Grundlagen.....	10
1.1.3 Die initiale Zahnbewegung.....	12
1.2 Literaturübersicht.....	15
1.2.1 Experimentelle Untersuchungen.....	15
1.2.1.1 In-vivo-Untersuchungen.....	15
1.2.1.2 In-vitro-Untersuchungen.....	17
1.2.2 Mathematische Untersuchungen.....	18
1.2.2.1 Analytische mathematische Verfahren.....	18
1.2.2.2 Numerische mathematische Verfahren.....	18
1.2.3 Kombinierte experimentelle und numerische Untersuchungen.....	20
2. Fragestellung und Zielsetzung.....	22
3. Material und Methode.....	23
3.1 Die Präparate.....	23
3.2 Das Hexapod-Mess-System.....	24
3.3 Das Untersuchungsprinzip.....	28
3.4 Erstellung der Finite-Elemente-Modelle.....	30
3.4.1 Die Mikro-Computertomographie.....	30
3.4.2 Die dreidimensionale Bildrekonstruktion.....	31
3.4.3 Die Volumenmodellgenerierung.....	33
3.5 Simulation der experimentellen Messungen.....	35
4. Ergebnisse.....	36
4.1 Ergebnisse des Schweinepräparates 1.....	36
4.2 Ergebnisse des Schweinepräparates 2.....	41
4.3 Ergebnisse des Schweinepräparates 3.....	46
4.4 Ergebnisse des Schweinepräparates 4.....	51
4.5 Ergebnisse des Schweinepräparates 5.....	56
4.6 Zusammenfassung der Maximalkräfte.....	61

4.7 Zusammenfassung der numerischen Ergebnisse.....	62
4.8 Mittelwerte der Materialparameter des PDLs.....	64
5. Diskussion.....	66
5.1 Diskussion von Material und Methoden.....	66
5.2 Vergleich mit anderen Studienergebnissen.....	68
5.3 Abschließende Wertung der Arbeit.....	73
6. Zusammenfassung.....	74
7. Literaturverzeichnis.....	75
8. Danksagung.....	83
9. Lebenslauf.....	84

1. Einleitung und Literaturübersicht

Die Kieferorthopädie ist ein Fachbereich der Zahnmedizin, der sich mit der Erkennung, Vorbeugung und Behandlung von Dysgnathien beschäftigt, d.h. mit allen sich aus einer falschen Kiefer- und Gebißentwicklung ergebenden Folgeerscheinungen (Gühring und Barth, 1992). Die kieferorthopädische Therapie erfolgt oft durch Stellungsänderung einzelner oder mehrerer Zähne im Kieferknochen. Diese Änderung ist abhängig von der Interaktion zwischen Zahn, Zahnhalteapparat und umgebendem Kieferknochen. Die Vorgänge zur Stellungsänderung sind wegen der Komplexität der beteiligten Gewebearten noch nicht vollständig erforscht.

Kieferorthopädische Apparaturen üben direkte oder indirekte Kräfte aus und werden für einen längeren Zeitraum permanent oder intermittierend eingesetzt. Die Zähne werden durch diese externen Kräfte zuerst dreidimensional innerhalb ihres Knochenfachs bewegt. Bei dieser initialen Zahnbewegung entstehen sogenannte Druck- und Zugzonen, in denen der Faserapparat, auch als Parodontalligament bezeichnet, gestaucht bzw. gestreckt wird (Kahl-Nieke, 2001). Bei kurz andauernder Kraftereinwirkung ist diese Stellungsänderung noch reversibel. Erst durch lang anhaltende oder intermittierende Kraftereinwirkung werden in den Druckzonen die Knochenresorption und in den Zugzonen die Knochenapposition aktiviert. Das Zusammenspiel aus Knochenresorption und -apposition bewirkt eine permanente Positionsänderung der belasteten Zähne im Kieferknochen. Das Parodontalligament verankert die Zahnwurzel im relativ starren Kieferknochen. Seine biomechanischen Eigenschaften, besonders die Elastizität, ermöglichen die Initialbewegung und die daraus folgenden Umbauvorgänge. Die bisher bestimmten Elastizitätsmoduln des Parodontalligaments weichen, aufgrund der Komplexität des Gewebes und unterschiedlichen Mess- und Bestimmungsmethoden, in der internationalen Literatur um den Faktor 10^5 voneinander ab (Dong-Xu et al., 2011).

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden in Vitro die Initialbewegung an zweiwurzeli- gen Schweinezähnen untersucht und anhand von Finite-Elemente-Modellen der gemessenen Präparate die Materialparameter des Parodontalligaments für unterschiedliche Zeiten bestimmt.

1.1 Grundlagen der Zahnbewegung

Die Zahnbewegung ist ein komplexer Prozess, der durch die Eigenschaften der beteiligten Gewebe bestimmt wird. Um diese besser zu verstehen, sind Kenntnisse über die Anatomie der beteiligten Strukturen sowie der physikalischen Grundlagen notwendig.

1.1.1 Anatomie von Zahn und Zahnhalteapparat

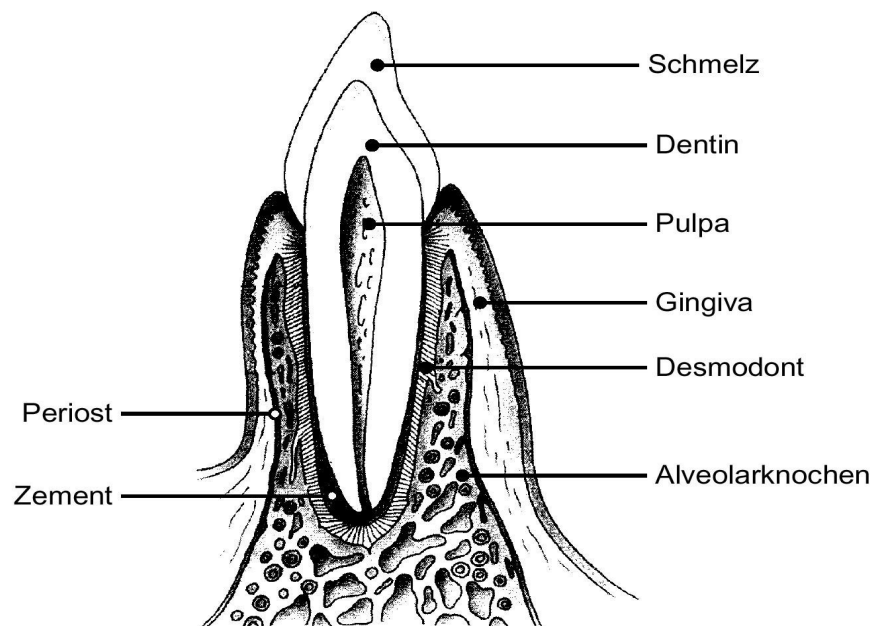


Abbildung 1: Vereinfachte Darstellung der Anatomie von Zahn und Zahnhalteapparat. Die einzelnen Komponenten sind bezeichnet (nach Göz, 2000).

Zähne werden einer hohen mechanischen Belastung ausgesetzt. Um dieser standhalten zu können, besteht die oberste Schicht der Zahnkrone aus Schmelz (Abbildung 1). Schmelz ist das härteste Material im menschlichen Körper. Er besteht zu 95-98 Gewichtsprozent aus anorganischem Material, überwiegend aus Hydroxylapatitkristallen, die aus Verbindungen von Kalzium und Phosphat bestehen. Im Schmelz sind nach dem Zahndurchbruch keine Zellen oder Fasern mehr, so dass er nicht mehr neu gebildet werden kann. Der Schmelz schützt das darunterliegende Dentin vor physikalischen und chemischen Noxen sowie vor dem Eindringen von Bakterien (Kahl-Nieke, 2001).

Das Dentin bildet den Hauptanteil des Zahnes. Der anorganische Anteil im Dentin beträgt ca. 70-75 Gewichtsprozent. Die restlichen 25-30 Gewichtsprozent sind kollagene Fasern und Wasser. Das Dentin ist elastischer als der Schmelz, es kann dadurch Spannungen ausgleichen, die auf den Zahn einwirken. Das gesamte Dentin wird von Dentinkanälchen durchzogen, die Fortsätze von Odontoblasten beinhalten. Diese Zellen liegen an der Dentin-Pulpa-Grenze und können Dentin nachbilden. Durch diese Kanälchen erfolgt somit eine direkte Verbindung zur Pulpa (Steiniger et al., 2010). Die Pulpa ist der Weichgewebeskern des Zahnes. Sie besteht aus zahlreichen kleinen Blutgefäßen, Nervenfasern, Lymphgefäßen und Zellen. Im Wurzelbereich ist das Dentin von einer Schicht Zement überdeckt. Das Zement dient zur Verankerung der kollagenen Fasern an der Zahnwurzel. Es ist ein Bestandteil des Zahnhalteapparats, der aus dem Parodontalligament (Desmodont), dem Alveolarknochen und der Gingiva besteht.

Das Parodontalligament (PDL) besteht vorwiegend aus einem straffen kollagenen Bindegewebe, welches in Faserbündeln geordnet (Abbildung 2) die Zahnwurzel allseitig umgibt und sie somit in dem Knochenfach (Alveole) befestigt (Steiniger et al., 2010). Kollagene Fasern machen den überwiegenden Anteil des PDLs aus. Da keine elastischen Fasern im PDL vorkommen, liegen die kollagenen Fasern im unbelasteten Zustand in gewellter Form vor (Berkovitz, 1990). Man nimmt an, dass sich bei einer Belastung die Fasern in der Zugzone entwellen. Außer den kollagenen Fasern beinhaltet das PDL noch interstitielle Flüssigkeit, Blut- und Lymphgefäße, verschiedenartige Zellen und Nervenfasern.

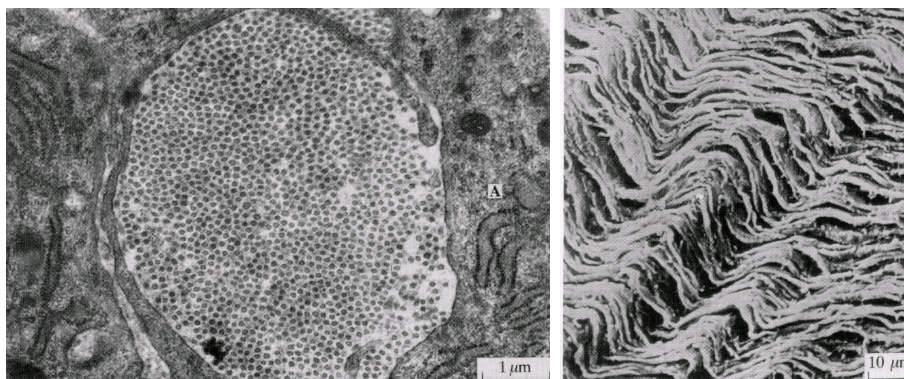


Abbildung 2: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme eines kollagenen Faserbündels im Querschnitt (linkes Bild) und in der Längsrichtung (rechtes Bild, Berkovitz, 1990).

1.1.2 Biomechanische Grundlagen

Die Biomechanik beschäftigt sich mit dem mechanischen Verhalten biologischer Systeme (Benedikt, 1911). In der kieferorthopädischen Therapie wird die optimale Zahnstellung durch Translation, Rotation, Kippung, Intrusion oder Extrusion der Zähne erreicht. Dabei sind viele Faktoren involviert, wie die Kraftgröße und -dauer, die Lage von Kraftangriffsort, die Wurzelgeometrie und -anzahl, die Lage von Rotations- und Widerstandszentrum, die alveolären Knochenverhältnisse, das Drahtmaterial und die Drahtqualität sowie die Friktion.

Der Zahn ist ein gestützter starrer Körper, da er nicht frei im Raum liegt, sondern von Parodont umgeben und im Knochen gelagert ist (Burstone, 1962). Die Lage des Widerstandszentrums und des Rotationszentrums bestimmen, welches Kraftsystem auf die Zahnkrone aufgebracht werden muss, um die gewünschte Zahnbewegung zu erzielen. Das Widerstandszentrum eines gelagerten Körpers ist das Analogat zum Massenschwerpunkt eines freien Körpers. Es ist von der Wurzelanatomie, -länge, -anzahl, -form und der Höhe des Alveolarknochens abhängig. Bei einwurzeligen Zähnen mit parabolischer Wurzelform liegt das Widerstandszentrum bei ca. 40 % apikal des marginalen Alveolarrandes in Bezug auf die im Knochen liegende Wurzellänge (Burstone und Pryputniewicz, 1980; Poppe, 2001; Poppe et al., 2002) und liegt bei einem mehrwurzeligen Zahn zwischen 40-44 % (Ziegler, 2004; Ziegler et al., 2005). Dabei wurde festgestellt, dass das Widerstandszentrum von mehrwurzeligen Zähnen weniger von der Lage der Furkation abhängig ist als bisher angenommen wurde (Ziegler, 2004; Ziegler et al., 2005).

Das kraft- und drehmomentabhängige Rotationszentrum ist die Drehachse, um die der Zahn bei horizontaler Krafteinwirkung auf die Zahnkrone kippt. Das Drehmoment ist die rotatorische Komponente, die neben der translatorischen Komponente immer dann entsteht, wenn die Kraftwirkungslinie der Kraft nicht durch das Widerstandszentrum geht. Die Größe des Drehmoments ist das Produkt aus der Kraftgröße und dem Abstand der Kraftwirkungslinie vom Widerstandszentrum (Harzer, 1999). Durch Variation des Verhältnisses zwischen der Größe des Drehmoments und der Größe der Kraft kann das

Rotationszentrum ermittelt und beliebig verschoben werden. Abbildung 3 zeigt die Zusammenhänge der genannten Faktoren und die daraus jeweils resultierende Zahnbewegung.

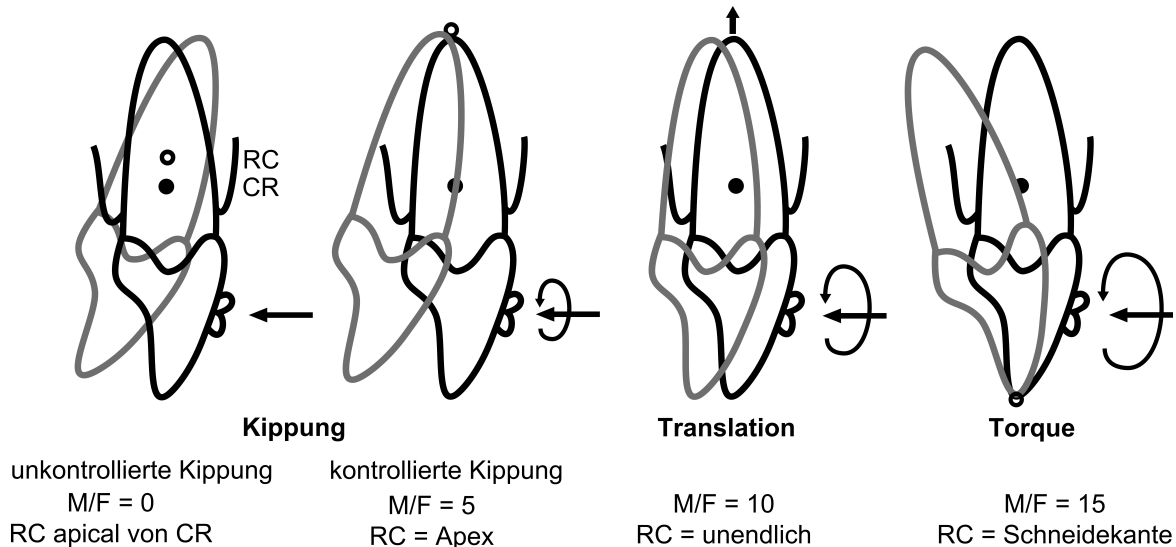


Abbildung 3: Vier grundlegende Formen der orthopädischen Zahnbewegung. Durch Veränderung des Drehmoment-Kraft-Verhältnisses am Bracket werden die unterschiedlichen Zahnbewegungen induziert. CR = Widerstandszentrum, RC = Rotationszentrum, F = Kraft am Bracket, M = Drehmoment am Bracket, SK = Schneidekante (Harzer, 1999).

Eine unkontrollierte Kippung entsteht bei einem Drehmoment-Kraft-Verhältnis von 0. Das Rotationszentrum liegt dabei im unteren Wurzeldrittel unterhalb des Widerstandszentrums. Bei Kraftapplikation werden die Zahnkrone in Krafrichtung und der apikale Wurzelbereich in die entgegengesetzte Richtung bewegt. Bei der kontrollierten Kippung wird nur die Zahnkrone bewegt. Das Rotationszentrum liegt an der Wurzelspitze, somit verändert die Wurzelspitze nicht ihre Position. Das Drehmoment beträgt etwa das Fünffache der angreifenden Kraft am Bracket. Bei einem Drehmoment-Kraft-Verhältnis von 10 liegt das Rotationszentrum über dem Apex im Unendlichen, somit wird keine Rotationswirkung auf den Zahn ausgeübt. Die einwirkende Kraft führt zu einer körperlichen Zahnbewegung (Translation). Erhöht sich das Drehmoment-Kraft-Verhältnis auf 15 so liegt das Rotationszentrum an der Schneidekante und eine Wurzelbewegung (Torque) kann durchgeführt werden (Harzer, 1999).

1.1.3 Die initiale Zahnbewegung

Die initiale Zahnbewegung wird als eine reversible Stellungsänderung des Zahnes innerhalb der Alveole beschrieben, die ohne gewebliche Umbauvorgänge abläuft. Dieser physiologische Mechanismus wird durch das PDL ermöglicht. Da Zahn und Knochen relativ starr sind, wird bei kurzandauernder Krafteinwirkung nur das PDL deformiert (Natali, 2003). Dies haben Mühlemann und Zander bereits 1954 erkannt, doch ihre Trennung, in Deformation des Weichgewebes in der initialen Zahnbewegung und zunehmender Deformation der Hartgewebe (Zahn und Knochen) in der sekundären Zahnbewegung, wurde in den darauffolgenden Untersuchungen nicht bestätigt. Die beteiligten Strukturen verhalten sich nichtlinear und es ist nicht möglich, verschiedene Linearitätsbereiche abzugrenzen (Christiansen und Burstone, 1969).

Als Folge der initialen Zahnbewegung entstehen in der Alveole Druck- und Zugzonen (Abbildung 4). Bei anhaltender Krafteinwirkung induzieren diese Zonen den Umbau des Knochens. In der Druckzone wird das PDL gestaucht. Diese Entlastung des Knochens führt zu einem Knochenabbau durch die Osteoklasten. In der Zugzone wird das PDL gestrafft. Diese Zugbelastung führt zu einem Knochenaufbau durch die Osteoblasten (Transformationsgesetz nach Wolff).

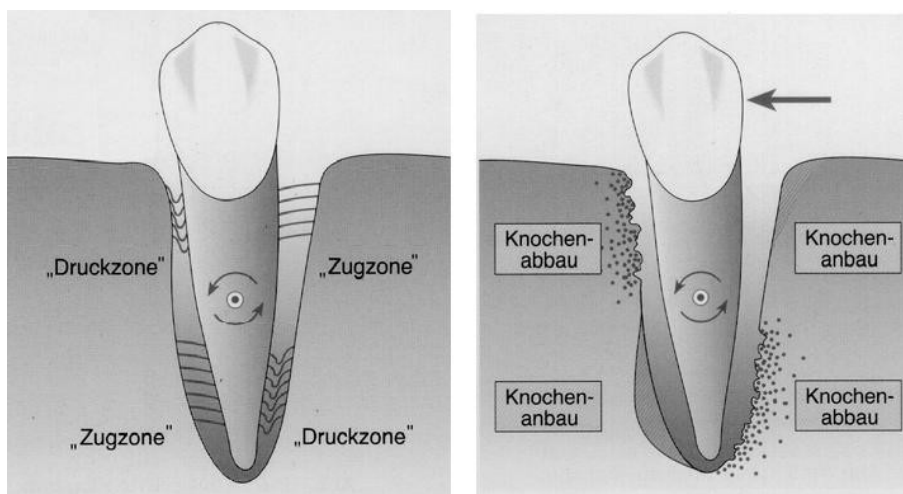


Abbildung 4: Vereinfachte Darstellung der Druck- und Zugzonen sowie daraus resultierender Aufbau und Abbau des Knochens (Kahl-Nieke, 2001).

Dieser induzierte Knochenumbau ermöglicht erst die kieferorthopädische Zahnbewegung. Von der kieferorthopädischen Zahnbewegung kann erst nach mindestens 4 bis 8 Stunden gesprochen werden (Proffit und Fields, 2000). Bei anhaltender Kraftereinwirkung erreicht die Zahnbewegung erst nach ungefähr fünf Stunden einen Dauerzustand (van Driel et al. 2000). Das PDL erwies sich als ein bedeutender Faktor bei der initialen Zahnbewegung und bei der darauf folgenden kieferorthopädischen Zahnbewegung. Die PDL-Eigenschaften Zeitabhängigkeit und Nichtlinearität konnten bereits 1954 von Mühlemann und Zander nachgewiesen werden.

Das PDL stellt eine syndesmatische Verbindung zwischen Zahnwurzel und Alveolarknochen dar. Die Form des PDLs ist sanduhrförmig. Die engste Stelle ist im Bereich der Wurzelmitte. Die Breite variiert bei gesunden Zähnen zwischen 150 µm und 230 µm. Die kollagenen Faserbündel (Sharpeysche Fasern) und ihre Zellen, die Fibroblasten, nehmen 53-74 % des PDLs ein. Zwischen den Fasern sind Gefäße, interstitielles Gewebe, Grundsubstanz, Nerven und freie Zellen, wie Osteoblasten, Osteoklasten, Zementoblasten, Mallassez-Epithelzellen und Leukozyten (Hellwig et al., 2006). Diese genannten Bestandteile werden auch als Flüssigkeitsphase zusammengefasst. Man nimmt an, dass diese Flüssigkeitsphase eine Pufferfunktion hat und schnelle Belastungen bis 10 Sekunden durch diese stark abgedämpft werden, während längere Belastungen zu einer Flüssigkeitsverschiebung innerhalb des PDLs und in den angrenzenden Knochenmarksräumen führen (Wills et al., 1972). Das PDL reagiert daher zeitabhängig auf Belastungen.

Die Bündel der Sharpeyschen Fasern können in Gruppen unterteilt werden (Abbildung 5). Die schrägen Faserbündel machen den Hauptanteil aus, sie wandeln die senkrecht einwirkende Druckbelastung auf die Zahnkrone in Zugbelastung um. Die krestalen, horizontalen und interradiikulären Bündel fixieren die Zahnwurzel und verhindern das Herausziehen des Zahnes aus der Alveole. Apikale Bündel verlaufen horizontal bis senkrecht und verhindern Bewegungen der Wurzelspitze (Steiniger et al., 2010).

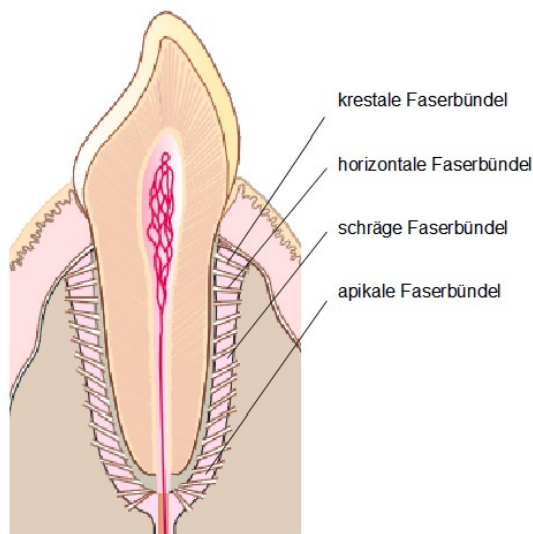


Abbildung 5: Schematischer Längsschnitt eines einwurzeligen Zahnes. Der Verlauf der Faserbündel ist dargestellt (Steiniger et al., 2010).

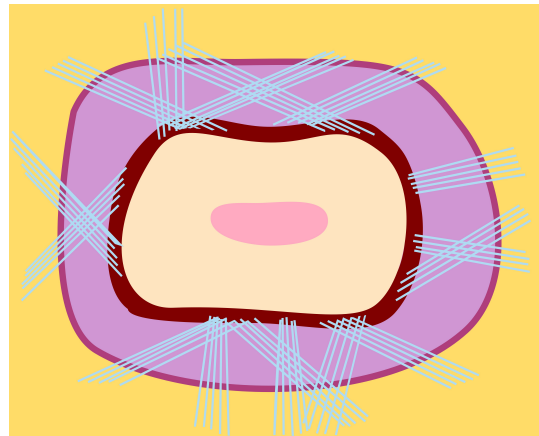


Abbildung 6: Schematischer Querschnitt eines einwurzeligen Zahnes: Alveolar-knochen (gelb), Sharpey-Fasern (blau), Zement (braun), Desmodont (lila), Dentin (beige) und Pulpahöhle (rosa) (Steiniger et al., 2010).

Die Querschnittansicht in Abbildung 6 lässt erkennen, dass die Sharpeyschen Fasern nicht nur senkrecht im Zement inserieren, sondern auch schräg. Diese schrägen und längeren Fasern ermöglichen dem Zahn eine Kippbewegung und eine geringe Rotationsbewegung um seine Längsachse. Die initiale Zahnauslenkung kann eine Rotation von 2° und die kieferorthopädische Zahnauslenkung von mehr als 10° erreichen. Die Inhomogenität des PDLs spiegelt sich in seiner Anisotropie. Belastungen aus unterschiedlichen Richtungen führen zu unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften.

Abgesehen von den mechanischen Eigenschaften des PDLs wird die initiale Zahnbewegung von weiteren Faktoren bestimmt, wie Wurzellänge, -querschnitt und -anzahl, der vom PDL bedeckten Wurzeloberfläche und den Elastizitätsmoduln von Dentin, PDL und Alveolarknochen. Die zahnbezogenen Faktoren rufen bei identischen Kraftsystemen unterschiedliche Bewegungen bei verschiedenen Zähnen hervor.

1.2 Literaturübersicht

Die Biomechanik der Zahnbewegung ist ein wichtiger Aspekt bei der kieferorthopädischen Therapie. Da das PDL eine bedeutende Rolle bei der Zahnbewegung spielt, wurden schon viele experimentelle und numerische Untersuchungen durchgeführt, um seine Materialeigenschaften zu bestimmen. Das Ziel ist die Zahnbewegung im kieferorthopädischen Kraftbereich vorhersagen zu können.

1.2.1 Experimentelle Untersuchungen

Für die in-vivo-Untersuchungen wurden meistens Tiere, wie Ratten und Hunde, als Versuchsobjekte genommen. Deren Zähne weisen, von der Zahnmorphologie und Eigenschaften der Zahnauslenkung her, Ähnlichkeiten mit den humanen Zähnen auf (Göz et al., 1992; Herring, 1976; Reitan, 1970). In-vivo-Untersuchungen an Menschen sind seltener (Dorow et al., 2002; Jones et al., 2001; Tanne et al., 1998; Yoshida et al., 2001). Der Vorteil von humanen zu tierexperimentellen Versuchen besteht darin, dass zusätzlich noch das Alter und der Parodontalstatus der Patienten in die Ergebnisse einfließen und diese so präzisieren. In-vitro-Untersuchungen werden meistens an künstlichen Zahnmodellen und an Kiefersegmenten von Tieren durchgeführt. An menschlichen Schädeln und einzelnen Zähnen wurde nur selten experimentiert (Dong-Xu et al., 2011; Reitan, 1967; Toms und Eberhardt, 2003).

1.2.1.1 In-vivo-Untersuchungen

Im Jahr 1954 haben Mühlemann und Zander durch ihre in-vivo-Untersuchungen an Affenzähnen erstmals das nichtlineare Verhalten der Zahnbewegung beschrieben. In ihren Untersuchungen wurden das Kraft-Auslenkungs-Verhalten verschiedener Zähne mittels mechanischer Messuhren ermittelt. Die Messuhren lieferten jedoch ungenaue Messergebnisse und die applizierten Kräfte ließen sich nicht präzise kontrollieren.

Das nichtlineare Verhalten wurde von Christiansen und Burstone (1969) bestätigt. Sie haben die Zahnbewegung sowohl in Vitro mit idealisierten Zahnmodellen als auch in Vivo an menschlichen Schneidezähnen untersucht. Die Zahnbewegung beschrieben sie

als eine logarithmische Funktion der applizierten Kraft. Die Messungen wurden ebenfalls mit mechanischen Messuhren durchgeführt, somit entstanden auch wieder größere Messungenauigkeiten.

Die ersten nicht invasiven, dreidimensionalen Messungen der Zahnbewegung erfolgten durch Burstone und Pryputniewicz (1980). Sie entwickelten eine auf der Laserholographie beruhende Messapparatur. Messungen wurden sowohl an vergrößerten Zahnmodellen als auch in Vivo an Patienten durchgeführt und die Ergebnisse lieferten eine genauere Bestimmung der Lage des Widerstandszentrums und des Rotationszentrums als in vorherigen Untersuchungen. Diese Technik war mit hohem apparativen Aufwand und Fachwissen in der Interpretation der Ergebnisse verbunden und eignete sich somit nicht für die klinische Anwendung.

Eine in-vivo-Studie von Picton (1988) an Affenzähnen beschäftigte sich mit der Frage, wie eine Veränderung der Quantität des Parodonts sich auf den Widerstand des Zahns bei einer Intrusionsbewegung auswirkt. Das Ergebnis der Studie zeigte, dass der Widerstand mehr von der Qualität des Parodonts abhängig ist, als von dessen Quantität.

Göz et al. (1992) untersuchten in Vivo die Eigenschaften des Parodontalligaments von Beagle-Hunden bei Kraffteinwirkungen bis maximal 20 N und in Messzeiträumen von 20 Minuten bis 7 Stunden. Um die Veränderungen im Parodontalligament festzustellen, wurden die Hunde nach den Messungen getötet und es wurden sowohl von belasteten als auch unbelasteten Zähnen vertikale histologische Schnitte hergestellt. Aus dem Vergleich der histologischen Schnitte konnte festgestellt werden, dass irreversible Schäden am PDL erst nach einer dreistündigen Belastungszeit eintraten, während kurze Belastungen mit hohen Kräften keine irreversiblen Umbauprozesse im PDL verursachten.

Tanne et al. (1995) haben in Vivo eine nichtinvasive Messmethode zur Bestimmung der initialen Zahnbeweglichkeit vor und nach einer kieferorthopädischen Zahnstellungsänderung in einer Patientenstudie angewandt. Das nichtlineare Verhalten des PDLs konnte bestätigt werden. Nach der kieferorthopädischen Zahnbewegung zeigten die Zähne eine erhöhte Zahnbeweglichkeit.

Yoshida et al. (2001) untersuchten die E-Moduln des PDLs an Oberkieferschneidezähnen von zwei Probandinnen und kamen zu dem Ergebnis, dass bei der initialen Zahnbewegung die E-Moduln sich nahezu exponentiell zu dem Belastungsanstieg erhöhten. Sie nahmen jedoch an, dass das PDL eine gleichmäßige Dicke und homogen isotrop elastische Eigenschaften hat.

Dorow et al. (2002) haben in Vivo mittels einer Materialprüfmaschine zwei humane Oberkieferschneidezähne belastet und die Zahnauslenkung mit einem Wirbelstromsensor berührungslos gemessen. Die Zähne zeigten eine erhöhte Steifigkeit bei höherer Belastungsgeschwindigkeit. Bei Be- und Entlastung der Zähne hat die Spannungs-Dehnungskurve die Form einer Hysterese. Mehrere aufeinander folgende Belastungen verringern das Spannungsmaximum bei gleichbleibender Dehnung bis ein stationärer Wert erreicht wurde. Dies wird Präkonditionierung genannt. Diese Eigenschaften deuten auf die Viskoelastizität des PDLs hin.

Jónsdóttir et al. (2006) untersuchten die PDL-Eigenschaften an zweiwurzigen Zähnen von sieben Beagle-Hunden. Die Zähne wurden mit Kräften von 50 cN, 100 cN und 300 cN jeweils 5 Stunden lang belastet. Aus den gemessenen Daten wurden individuelle Kraft-Auslenkungs-Kurven erstellt. Bei allen Messungen konnte unterschieden werden zwischen einer initialen Phase, in der eine sofortige schnelle Zahnauslenkung erfolgte, und einer zweiten Phase, in der restlichen Zeit bis zu fünf Stunden, in der nur noch eine langsame, kriechende Zahnauslenkung zu beobachten war.

1.2.1.2 In-vitro-Untersuchungen

Mehrere frühere Untersuchungen (Baeten, 1975; Dermaut et al., 1986; Nägerl et al., 1991) haben mit idealisierten Zahnmodellen und künstlichem PDL aus einer Silikonschicht oder photoelastischem Material versucht, die Zahnauslenkungseigenschaften zu erforschen. Diese Versuchsaufbauten waren unpräzise und haben die komplexen Verhältnisse im Zahnhalteapparat nicht berücksichtigt. Die Ergebnisse waren dementsprechend nicht sehr aussagekräftig.

Krstin et al. (2002) untersuchten an Unterkieferzähnen von Schweinen, die in 1-2 mm dicke transversale Scheiben zersägt wurden, die Materialeigenschaften des PDLs. Diese Scheiben wurden in eine Materialprüfmaschine eingespannt, mit konstanter Geschwindigkeit belastet und auftretende Spannungen und Dehnungen gemessen. Die Ergebnisse waren ähnlich wie die der in-vivo-Untersuchung von Dorow et al. (2002). Die Materialeigenschaften des PDLs, wie Geschwindigkeitsabhängigkeit, Hysterese und Präkonditionierung konnten bestätigt werden.

Pini et al. (2004) haben 2 mm dicke transversale Scheiben aus Front- und Backenzähnen von Rindern unter dem Rasterelektronen-Mikroskop untersucht und mit einer selbst hergestellten Prüfmaschine getestet. Die Morphologie des PDLs eines Rinds war der des Menschen sehr ähnlich. Bei Belastungen konnten die Effekte Präkonditionierung und Hysterese beobachtet werden. Die Echtzeitbeobachtung unter dem Rasterelektronen-Mikroskop zeigte, dass die Kollagenfasern des PDLs eine entscheidende Rolle beim mechanischen Verhalten einnehmen.

1.2.2 Mathematische Untersuchungen

1.2.2.1 Analytische mathematische Verfahren

Mathematische Untersuchungen zur qualitativen Bestimmung der Eigenschaften von Zahn und Zahnhalteapparat wurden seit den dreißiger Jahren durchgeführt. Anfangs wurde die Methode der analytischen Mechanik genutzt (Burstone, 1962; Davidian, 1971; Sutcliffe und Atherton, 1980; Syngé, 1933). Um die Berechnungen durchführen zu können, mussten die Geometrien und Materialverhalten bei dieser Methode sehr stark vereinfacht werden, was zu ungenauen Ergebnissen führte.

1.2.2.2 Numerische mathematische Verfahren

Die Finite-Elemente-Methode (FEM) ermöglicht die Zerlegung eines zu berechnenden Körpers in eine endliche (finite) Anzahl von Elementen. Jedes Element erhält dann die Materialeigenschaften und das physikalische Verhalten seiner zugehörigen Struktur.

Durch Gleichungssysteme wird das Verhalten aller Elemente miteinander verknüpft. Diese Gleichungssysteme werden in einem FEM-Programm gelöst. Komplexe Abläufe mit Materialien, die unterschiedliche mechanische Eigenschaften aufweisen, können dadurch untersucht werden. Eine genauere Beschreibung erfolgt in Kapitel 4.4.

In den siebziger Jahren wurden die ersten Untersuchungen mit der FEM durchgeführt. Die damals noch eingeschränkte Rechenkapazität der Computer erlaubte nur Berechnungen mit stark idealisierten Modellen. Tresher und Saito (1973) haben als zwei der Ersten Finite-Elemente-Rechnungen durchgeführt. Sie benutzten idealisierte zweidimensionale Modelle um die Spannungsverteilung innerhalb des Zahnes zu bestimmen. Auf dieser Basis wurden mehrere Untersuchungen durchgeführt, die die Wirkung von unterschiedlichen Kraftsystemen und Kraftangriffspunkten auf das Rotationszentrum des Zahnes und die Wirkung der Variation der Materialparameter beteiligter Strukturen auf das Ergebnis analysierten (Benuzzi et al., 1989; Takahashi et al., 1980; Yettram et al., 1977).

1981 entwickelten Atmaram und Mohammed ein FE-Modell, in dem federartige Elemente das PDL darstellten. Diese Elemente wurden entsprechend des Hauptverlaufs der Sharpey-Fasern im PDL ausgerichtet. Sie erhofften sich dadurch die Spannungsverteilung im PDL besser bestimmen zu können. An demselben Modell haben Siegele et al. (1986) versucht, die Elastizitätsparameter des PDLs zu bestimmen.

Tanne (1983) untersuchte als erster die Zahnauslenkung anhand eines idealisierten dreidimensionalen FE-Modells. Die Materialparameter für die Rechnungen wurden aus klinischen Messungen abgeleitet. An diesem Modell konnte gezeigt werden, dass unterschiedliche Wurzelformen zu unterschiedlichen Spannungsverteilungen im PDL führen. Ein linear-elastisches Verhalten des PDLs wurde angenommen.

1.2.3 Kombinierte experimentelle und numerische Untersuchungen

Andersen et al. (1991) haben erstmals versucht, ein individuelles detailgetreues Finite-Elemente-Modell aus einem zuvor experimentell gemessenen Präparat herzustellen und

damit den E-Modul des PDLs zu bestimmen. Die Geometrie des Modells war jedoch noch zu ungenau und lieferte keine guten Ergebnisse.

Siebers (1999) hat die Zahnauslenkung an mehreren oberen Eckzähnen von Schweinen mit einem Mobilitäts-Mess-System (MOMS) gemessen. Die Belastung erfolgte in 80 Schritten, bis der Endpunkt von ca. 0,20 mm erreicht wurde. Zwischen den einzelnen Schritten wurde eine Beruhigungszeit von 30 s bis 60 s eingehalten. Anschließend wurden die Präparate als Vorbereitung für die FE-Rechnungen zersägt, fotografiert und dreidimensional rekonstruiert. Die Ergebnisse zeigten, dass das Auslenkungsverhalten des PDLs mit bilinear-elastischen Materialparametern gut beschrieben werden kann.

Kawarizadeh (2002) und Kawarizadeh et al. (2003) hat an frischen und gefrorenen Rattenzähnen die Materialparameter des PDLs untersucht. Dabei wurde ebenfalls das MOMS benutzt. Pro Messung wurden bis zu 150 Schritte durchgeführt, dazwischen lagen jeweils Beruhigungszeiten von 40 s. Die Annahme des bilinear-elastischen Verhaltens des PDLs konnte ebenfalls gute Ergebnis liefern.

Toms und Eberhardt (2003) haben transversale Scheiben des menschlichen Unterkieferprämolaren mittels einer Materialprüfmaschine untersucht und zwei zweidimensionale Finite-Elemente-Modelle aus den digitalen Fotos der Scheiben modelliert. Dabei wurde die Dicke des PDLs variiert. Beim ersten Modell wurde die Dicke detailgetreu dem untersuchten Präparat nachempfunden, im zweiten Modell hatte das PDL eine einheitliche Dicke. Sowohl lineare, als auch nichtlineare mechanische Eigenschaften des PDLs wurden in den Berechnungen angewandt. Es zeigte sich, dass das erste Modell in Kombination mit nichtlinearen mechanischen Eigenschaften eine deutlich höhere Spannung im Apexbereich vorhersagt als das zweite Modell. Somit spielt die Modellierung der Dicke des PDLs eine wichtige Rolle in den numerischen Berechnungen.

Qian et al. (2009) untersuchten die Spannungs- und Dehnungszonen im PDL. Dafür benutzten sie in Längsrichtung aufgeschnittene, 2 mm dicke Schweineunterkiefersegmente. Die Belastung erfolgte durch eine Werkstoffprüfmaschine. Innerhalb von 20 s wurden die Zähne 0,20 mm intrudiert und weitere 5 Minuten in dieser Position gehalten. Wäh-

rend der ganzen Belastungszeit wurden die Präparate digital fotografiert. Aus diesen Bildern wurden FE-Modelle rekonstruiert. Die FE-Analyse ergab, dass die maximale Dehnung im PDL, im Bereich des Apex und der Furkation lag. Ein Vergleich zwischen bilinear-elastischen und hyperelastischen Materialparametern zeigte, dass beide die nichtlinearen Eigenschaften des PDLs gut beschreiben können.

Dong-Xu et al. (2011) untersuchten in Vitro das Kraft-Auslenkungs-Verhalten acht humaner oberer mittlerer Schneidezähne mittels eines Electronic Speckle Pattern Interferometers (ESPI). Die Zähne wurden danach eingescannt und rekonstruiert. Die numerischen Ergebnisse zeigten, dass mit bilinear-elastischen Materialparametern die nichtlinearen Eigenschaften des PDLs gut beschrieben werden können.

Fill et al. (2011 a) und Fill et al. (2011 b) haben Literaturübersichten über die bisherigen experimentellen und analytischen Untersuchungen erstellt. In den Literaturübersichten fiel auf, dass der Aufbau und die Methodik der Untersuchungen, sowie die Spezies und die Zahnart der untersuchten Proben sehr unterschiedlich waren. Die Ergebnisse konnten dadurch nur begrenzt mit einander verglichen werden, da diese sich oft auch widersprachen. Das biomechanische Verhalten des PDLs zeigte sich als zeitabhängig und sehr komplex. Bisher konnte noch keine geschlossene Lösung gefunden werden.

2. Fragestellung und Zielsetzung

Ziel dieser in-vitro-Untersuchung war:

- Bestimmung des zeitabhängigen Verhaltens und Ermittlung der biomechanischen Parameter des PDLs in einem ausgewählten Geschwindigkeitsbereich. Hierfür sollten im Detail die folgenden Schritte durchgeführt werden:
 1. Die experimentelle Bestimmung des Kraft-Auslenkungs-Verhaltens des PDLs von Zähnen im Schweinemodell, bei einer Auslenkung von 0,20 mm und Belastungszeiten von 0,2 Sekunden bis 10 Sekunden.
 2. Die Erstellung der individuellen FE-Modelle der gemessenen Präparate anhand von Mikro-CT-Scan-Bildern.
 3. Die numerisch-mathematische Bestimmung der Materialparameter des PDLs für die einzelnen Belastungszeiten der Präparate.
 4. Vergleich der Ergebnisse mit bisherigen Untersuchungen.

3. Material und Methode

Das folgende Kapitel erläutert die Vorgehensweise bei der experimentellen und numerischen Bestimmung der Materialparameter des PDLs bei initialer Zahnbewegung. Im Folgenden wird ein Überblick über die Aufbereitung der Präparate, den Aufbau des Messsystems sowie die Erstellung der Finite-Elemente-Modelle und die numerische Simulation der Zahnbewegung gegeben.

3.1 Die Präparate

Die Versuche wurden an insgesamt fünf Unterkieferprämolaren im Milchgebiss von Hausschweinen durchgeführt. Diese eignen sich aufgrund ihrer ähnlichen Wurzelgeometrie zu humanen Unterkiefermolaren für derartigen Untersuchungen. Zuerst wurde der gesamte Unterkiefer freigelegt und in gekühlten Behältern zum Labor transportiert. Als Vorbereitung für die Messungen wurden die Kieferhälften direkt geröntgt, um den Resorptionsgrad der Milchzähne zu beurteilen (Abbildung 7). Als geeignet erwiesen sich die zweiten Milchprämolaren, da sie röntgenologisch noch nicht so deutlich resorbiert wurden wie die ersten Milchprämolaren. Kiefersegmente mit dem zweiten und dritten Milchprämolaren wurden aus dem Unterkiefer herausgesägt (Abbildung 8).

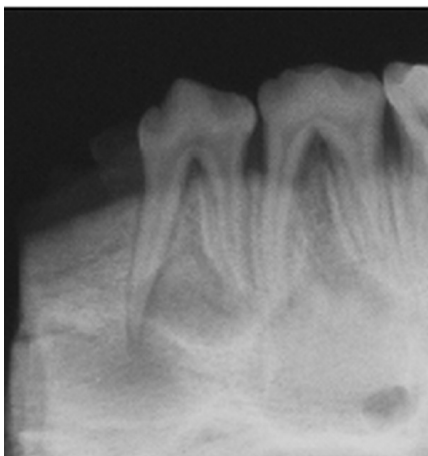


Abbildung 7: Röntgenologische Bestimmung des Resorptionsgrades der zweiten und dritten Milchprämolaren von Präparat 1. Man sieht die noch nicht resorbierten Wurzeln und die Zahnfollikeln.

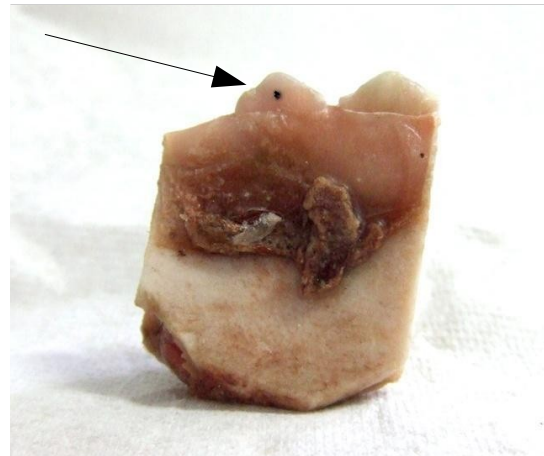


Abbildung 8: Zugeschnittene Probe 1 für die experimentelle Messung mit markierter Mulde als Kraftangriffspunkt. Die Gingiva wurde als Schutz vor Austrocknung belassen.

Um die Unversehrtheit des PDLs zu gewährleisten, wurde eine Distanz von mindestens 1 cm mesial, distal und apikal des zweiten Milchprämolaren eingehalten und sowohl Gingiva als auch Alveolarknochen wurden belassen. Die unteren 0,5 cm der Präparate wurden in Kunststoff (Technovit 4004, Heraeus Kulzer, Deutschland) eingebettet, um bei der Messung eine stabile Verankerung zu gewährleisten. Zudem sollte die Beeinflussung der physiologischen Zahnbewegung durch Auslenkung des Präparates so ausgeschlossen werden. Eine kleine Mulde wurde jeweils bukkal in der Mitte der Zahnkrone mit einem runden Diamantbohrer geschaffen, um dem Kraftarm des Messaufbaus eine eindeutige Position zu geben. Ein Ausrutschen des Kraftarms, und damit verbunden die Verfälschung der Ergebnisse, sollte damit vermieden werden.

Die Präparate wurden bis zur Messung auf -28 °C eingefroren. Am Tag der Messung wurden die Präparate zuerst in mit 0,9 % Natriumchloridlösung (NaCl) getränkte Tücher gewickelt und innerhalb von vier Stunden schonend auf Zimmertemperatur aufgetaut. Bei der gesamten Messung wurde durch Nachtropfen der NaCl-Lösung die Austrocknung der Präparate verhindert. Die biomechanischen Eigenschaften des PDLs, des Knochens und der Zahnwurzel sollten dadurch erhalten bleiben.

3.2 Das Hexapod-Mess-System

Das Hexapod-Mess-System (HexMeS) ist ein optomechanischer Messaufbau, der hochauflösende Aufnahmen von Kraft-Auslenkungs-Diagrammen ermöglicht. Die Biomechanik dentaler Materialien und Apparaturen, wie in diesem Fall die Materialparameter des PDLs, können mit diesem Messsystem ermittelt werden (Keilig et al., 2004). Die Kraft-Auslenkungs-Diagramme können zur Validierung numerischer Simulationen mit der Finite-Elemente-Methode herangezogen werden.

Ein optischer, berührungsloser Bewegungsnachweis, eine Belastungseinheit und eine Kraftaufnahme sind die drei Hauptkomponenten des Hexapod-Mess-Systems. Abbildung 9 stellt diese Komponenten schematisch dar, Abbildung 10 zeigt ein Foto des Hexapoden mit den CCD-Kameras. Auf das optische Nachweissystem kann bei kleinen Kräften (bis ca. 10 N) und einer starren Verbindung zwischen Probe und Hexapod ver-

zichtet werden, da die hohe Steifigkeit des Hexapoden es ermöglicht, die Bewegungsdaten des Hexapoden direkt in die Bewegungsinformationen der Probe umzurechnen (Keilig et al., 2004). Die Mehrzahl der in dieser Arbeit gemessenen Maximalkräfte lagen unter 10 N, deswegen wurde auf das optische Nachweissystem verzichtet.

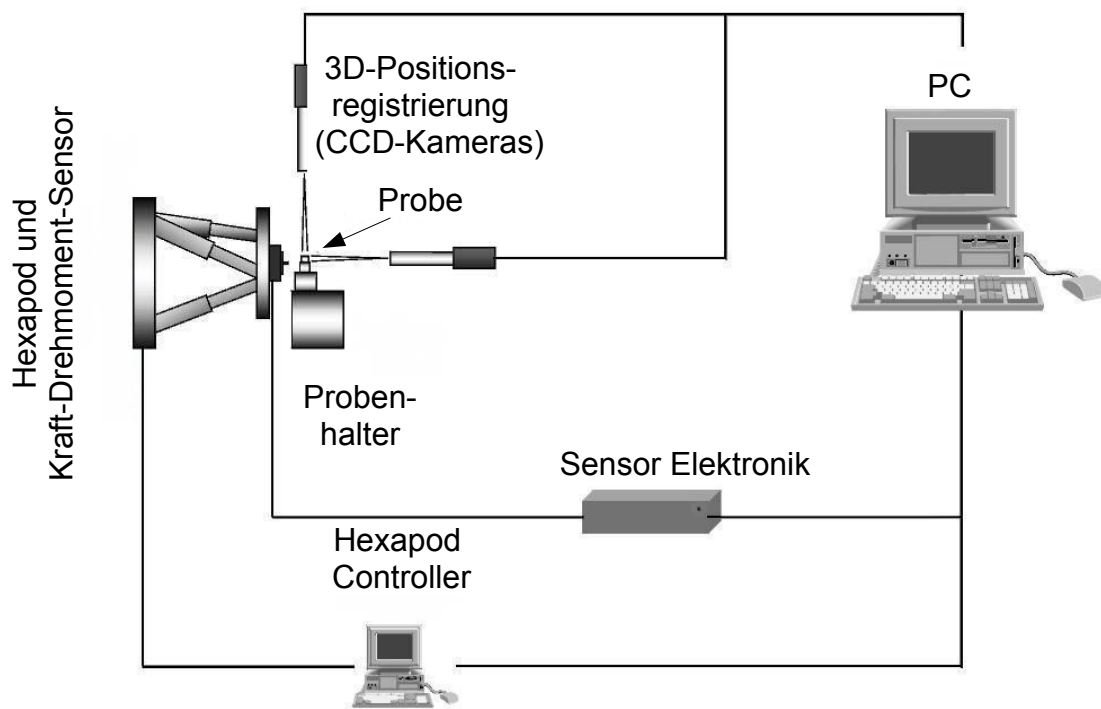


Abbildung 9: Schematischer Aufbau des Hexapod-Mess-Systems. Die Probe wird durch den Hexapoden belastet, dabei werden Positionsänderungen durch die Kameras sowie auftretende Kräfte und Drehmomente durch den Sensor registriert und an den Computer weitergeleitet (Keilig et al., 2004).

Der Hexapod M-850.50 der Physik Instrumente (PI) GmbH & Co. KG aus Karlsruhe (siehe Abbildung 11) wird als Belastungseinheit verwendet. Er bietet eine hohe Auflösung, eine hohe Wiederholgenauigkeit der Positionierung und einen großen Bewegungsraum (Physik Instrumente, 2013, Tabelle 1). Die aufgegebenen Kraftsysteme können durch die hohe Positioniergenauigkeit genau dosiert werden. Auch große Kräfte können auf die Proben übertragen werden. Die hohe Steifigkeit des Hexapoden gestattet diese Übertragung, ohne dass es zu wesentlichen mechanischen Deformationen des Belastungssystems kommt.

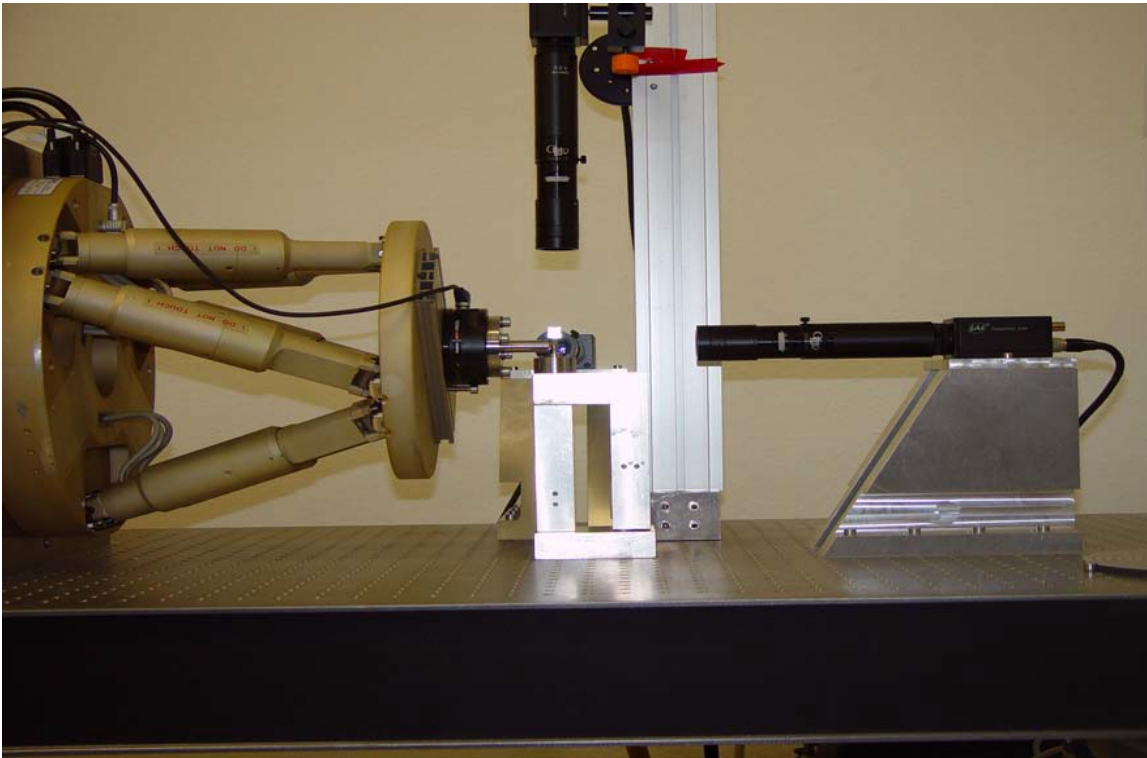


Abbildung 10: Foto des HexMeS mit dem Hexapoden, der Probe auf dem Probenhalter und den Kameras (Keilig et al., 2004).



Abbildung 11: Der Hexapod M-850.50 der Fa. Physik Instrumente dient als Belastungseinheit im HeXMeS. Belastungen können in allen sechs Freiheitsgraden durchgeführt werden (Physik Instrumente, 2013).

Bewegung	$\Delta X, \Delta Y$ ΔX $\Delta \Theta_x, \Delta \Theta_y$ $\Delta \Theta_z$	± 50 mm ± 25 mm $\pm 15^\circ$ $\pm 30^\circ$
Auflösung	dX, dY dZ $d\Theta_x, d\Theta_y, d\Theta_z$	1 μm 0,5 μm 5 μrad
Wiederholgenauigkeit	x, y z $\Theta_x, \Theta_y, \Theta_z$	± 2 μm ± 1 μm ± 10 μrad
Steifigkeit	k_x, k_y k_z	3 N/ μm 100 N/ μm

Tabelle 1: Technische Spezifikationen des Hexapoden.

Die auf die Probe aufgebrachten Kraftsysteme werden von dem Kraft-Drehmoment-Sensor ATI FT Nano 12/0.12 (Schunk Spann- und Greiftechnik GmbH & Co. KG, Lauffen/Neckar, Deutschland) erfasst, der an der oberen Montageplattform des Hexapoden angebracht ist. Auftretende Kräfte sowie Drehmomente werden jeweils in einem dreidimensionalen Koordinatensystem dargestellt. Das Wechseln zwischen Kraft-Drehmoment-Sensoren mit verschiedenen Messbereichen wird durch die modulare Bauweise des HexMeS erlaubt. Die technischen Spezifikationen des Sensors sind in der Tabelle 2 gezeigt.

	Messbereich	Auflösung
Kraft	± 12 N	0,0125 N
Drehmoment	± 120 Nmm	0,0625 Nmm

Tabelle 2: Technische Spezifikationen des Kraft-Drehmoment-Sensors ATI FT Nano 12/0.12.

3.3 Das Untersuchungsprinzip

Die schematische Abbildung 12 stellt den gesamten Ablauf, von der Durchführung der experimentellen Messung, über die Modellherstellung, bis zu den numerischen Berechnungen der Materialparameter des PDLs dar. Nach dem schonenden Auftauen eines Präparates wurden Messungen am HexMeS durchgeführt. Der Kraftarm des Kraft-Drehmoment-Sensors fuhr eine definierte Wegstrecke von 0,2 mm innerhalb von 0,2 s, 0,5 s, 1 s, 2 s, 5 s und 10 s. Nach Erreichen von 0,2 mm wurde die Belastung weitere 10 s aufrechterhalten und die Kraft gemessen.

Der Kraft-Drehmoment-Sensor registrierte die Daten aus den Messungen und übertrug diese an den Steuercomputer. Zwischen den einzelnen Lastzeiten wurden 30 Minuten Beruhigungszeit eingehalten, damit sich das PDL wieder komplett zurückstellen konnte.

Für die komplette Messung eines Präparates waren über 3 Stunden notwendig. Nach der Messung wurden die Präparate in einem Micro-Computertomographen (μ CT) gescannt. Bis zum Einscannen wurde das Präparat nach den Messungen wieder auf -28 °C eingefroren.

Der μ CT-Scanner 1174 der Firma Skyscan (Skyscan, Kontich, Belgien) erzeugte virtuelle Schnittebenen der Präparate. Die Konturen der einzelnen Gewebeschichten konnten aus diesen Schnittebenen mittels des Rekonstruktionsprogramms ADOR-3D (Rahimi, 2004; Rahimi et al., 2005) extrahiert und zu 3D-Oberflächenmodellen vernetzt werden. Die Oberflächenmodelle wurden mit dem Programm Remesh 2 (Marco Attene, IMATI-GE/CNR) von Fehlern bereinigt. Mit dem Finite-Elemente-Programm MSC.Marc/Mentat 2007 (MSC.Software Corporation, Santa Ana, Kalifornien, USA) wurden aus den Oberflächenmodellen FE-Volumenmodelle erstellt und numerische Berechnungen durchgeführt. Die Ergebnisse wurden in Form von Kraft-Auslenkungs-Diagrammen dargestellt und mit den Kraft-Auslenkungs-Diagrammen der Messungen verglichen, indem die zwei Kurven aufeinander gelegt wurden.

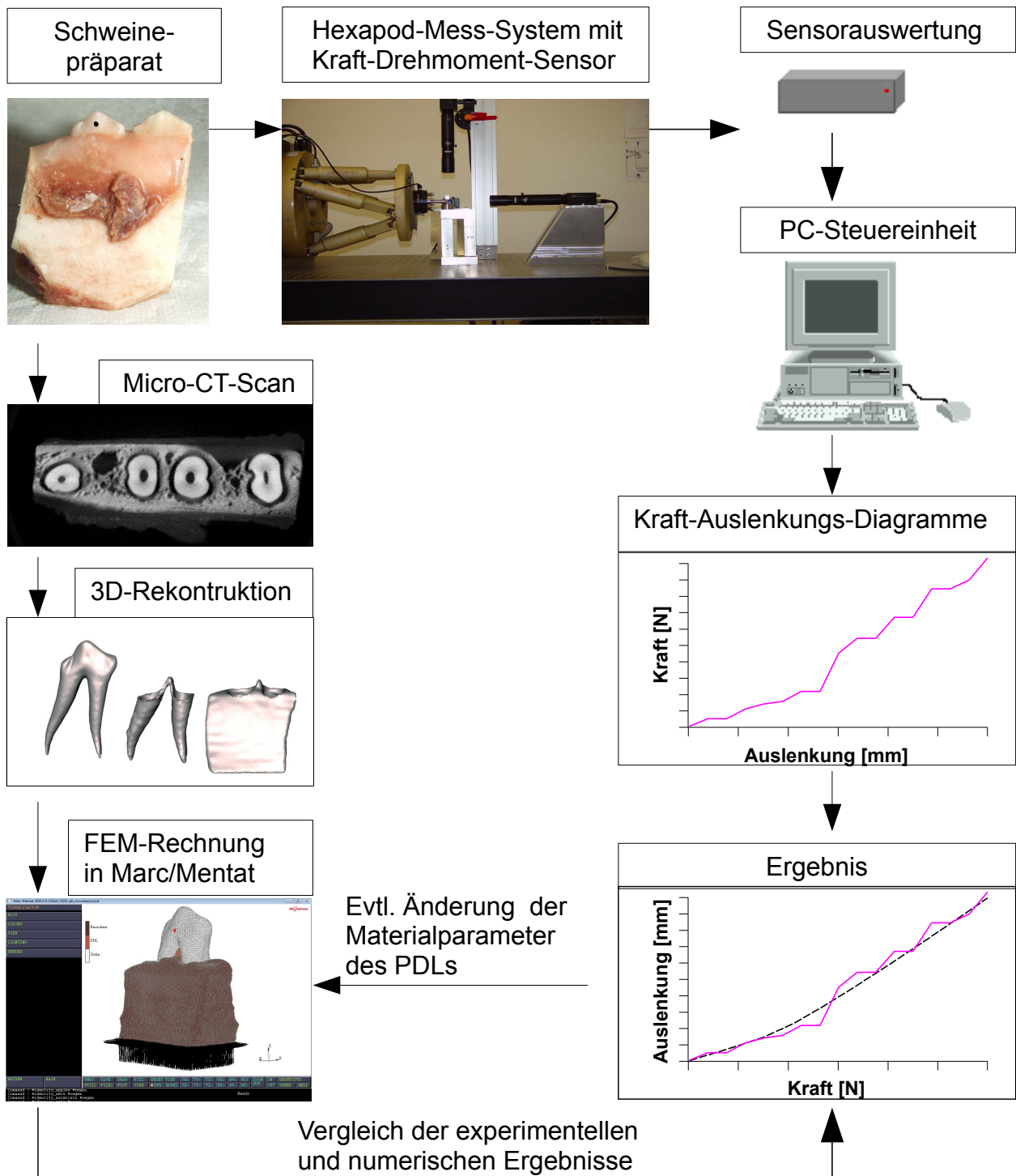


Abbildung 12: Schematische Darstellung der einzelnen Arbeitsschritte Das Schweinepräparat wird im HexMeS belastet, die Daten werden über den Sensor ausgewertet und an den Computer übertragen. Aus den Daten wird ein Kraft-Auslenkungs-Diagramm erzeugt. Aus den Micro-CT-Scan-Bilder des Schweinepräparates können FEM-Modelle rekonstruiert werden. Die numerische Simulation erfolgt in dem Programm Marc/Mentat, dessen Ergebnis mit dem Messergebnis in einem Diagramm verglichen wird.

3.4 Erstellung der Finite-Elemente-Modelle

Die Finite-Elemente-Methode ist ein numerisches Näherungsverfahren zur Lösung von komplexen Differentialgleichungen. Das untersuchte Objekt wird dabei in eine endliche (finite) Anzahl von Elementen unterteilt. Dieser Schritt wird als Diskretisierung bezeichnet. Diese Elemente werden jeweils durch eine Anzahl von Knoten festgelegt und mit lokalen Ansatzfunktionen definiert. Die Elemente stehen untereinander in Kontakt und können sich gegenseitig beeinflussen. Das FE-Netz bildet deren Gesamtheit.

Bei der Vernetzung werden die Elemente einem Elementtyp zugeordnet. Die Wahl des Elementtyps bestimmt die Form und Kantenlänge des Modells. Dies kann das Ergebnis der Berechnung beeinflussen. Die Diskretisierung und Interpolation ermöglicht die rechnerische Analyse von mechanischen Spannungen und Deformationen bei Modellen, die aus unterschiedlichen Formen und Materialien mit unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften bestehen. Zu den Randbedingungen der numerischen Berechnung der Zahnbewegung gehören die Elastizitätsmoduln und die Querkontraktionszahlen von Schmelz, Dentin, PDL, kortikalem sowie spongiösem Knochen. Die Ergebnisse von Haase (1996) und Vollmer et al. (1998) haben jedoch gezeigt, dass die Unterteilung des Zahns in Schmelz und Dentin bzw. des Knochens in kompakten und spongiösen Anteil nur 0,1 % Einfluss auf die numerischen Ergebnisse im vorgegebenen biomechanischen Lastfall haben. Deswegen wurden in dieser Arbeit Zahn und Knochen als homogene und isotrope Strukturen mit einheitlichen Elastizitätsmoduln definiert.

3.4.1 Die Mikro-Computertomographie

Zur Erstellung der FE-Modelle wurden die Präparate in dem μ CT-Scanner 1174 geröntgt. Dieser Scanner wurde zur dreidimensionalen, zerstörungsfreien Untersuchung von unterschiedlichsten Materialien (Knochen, Kunststoff, Metall, Gestein usw.) entwickelt. Durch die Möglichkeit, die Pixelgröße bis auf 6 μ m zu verfeinern, können Objekte sehr detailgenau rekonstruiert werden. Das volumetrische Rekonstruktionsprogramm NRecon erstellt, durch eine Reihe von Winkelprojektionen und nach dem Prinzip des Feldkamp-Algorithmus, die virtuellen Schnittebenen des Präparats. Diese können in ver-

schiedene Formate konvertiert, gespeichert und weiterbearbeitet werden (Skyscan, 2012).

Tabelle 3 fasst die technischen Daten des Scanners zusammen. Die Präparate wurden bei einem Rotationsschritt von 0,230 Grad und einer insgesamt 360° Rotation der Röntgenkamera geröntgt. Die Pixelgröße lag je nach Präparat zwischen 22,7 µm und 29,6 µm, somit wurden zwischen 954 und 1007 Röntgenbilder aufgenommen. Die gesamte Aufnahmedauer pro Präparat lag zwischen 9 und 11 Stunden. Die Bilder wurden im Bitmap-Format mit einer Auflösung von 1304 x 1304 Pixel gespeichert.

Röntgenstrahler	20-50 kV, 40 W max. Leistung
Röntgendetektor	1,3 Megapixel CCD gekoppelt mit einem Szintillator, Objektiv mit 1:6 Zoombereich
Räumliches Auflösungsvermögen	6 - 30 µm Pixelgröße
Objektgröße	5 - 30 mm Durchmesser, 50 mm Länge, 50 mm vertikale Hubhöhe
Strahlenschutz	<1 µSv / Stunde an der ganzen Geräteoberfläche

Tabelle 3: Technische Daten des µCT-Scanner 1174 (Scyscan, 2012).

3.4.2 Die dreidimensionale Bildrekonstruktion

Die dreidimensionale Rekonstruktion der Präparate aus den einzelnen Schichten erfolgte mit dem Programm ADOR-3D (ADvanced Object Reconstruction in 3D, Ramihi, 2004; Rahimi et al., 2005). Nacheinander werden die entsprechenden Schnittbilder importiert. Der Benutzer identifiziert und markiert alle zu rekonstruierenden Strukturen (Zahn, PDL, Knochen) (Abbildung 13). Mit dem Mauszeiger legt der Benutzer einen Startpunkt fest und definiert im Uhrzeigersinn die Kontur der zu bestimmenden Struktur. Halbautomatisch werden somit Polygonzüge erzeugt, die dann geglättet werden, wodurch sich die Anzahl der Punkte verringert und die Verknüpfung zu benachbarten Schnittbildern vereinfacht wird. Um alle Schnittbilder zu einem FE-Netz zusammenzufügen, werden

Schritt für Schritt benachbarte Schnittebenen anhand eines Triangulationsprinzips dreidimensional miteinander vernetzt. Als Ergebnis entstehen Oberflächenmodelle der folgenden Materialgruppen: Zahn, PDL und Knochen.

Bei der Vernetzung entstehen überzählige falsch verbundene Dreiecke. Diese werden von der Software Remesh 2 (Marco Attene, IMATI-GE/CNR) gelöscht bzw. korrigiert. Die Anzahl der Dreiecke wurde so verringert, dass die Oberflächenmodelle ihre Detailgenauigkeit beibehielten und die numerischen Berechnungen der Modelle in angemessener Zeit (maximal zwei Stunden) ablaufen konnten. Alle Berechnungen wurden auf dem Dell-Server-Cluster der Oralmedizinischen Technologie durchgeführt.

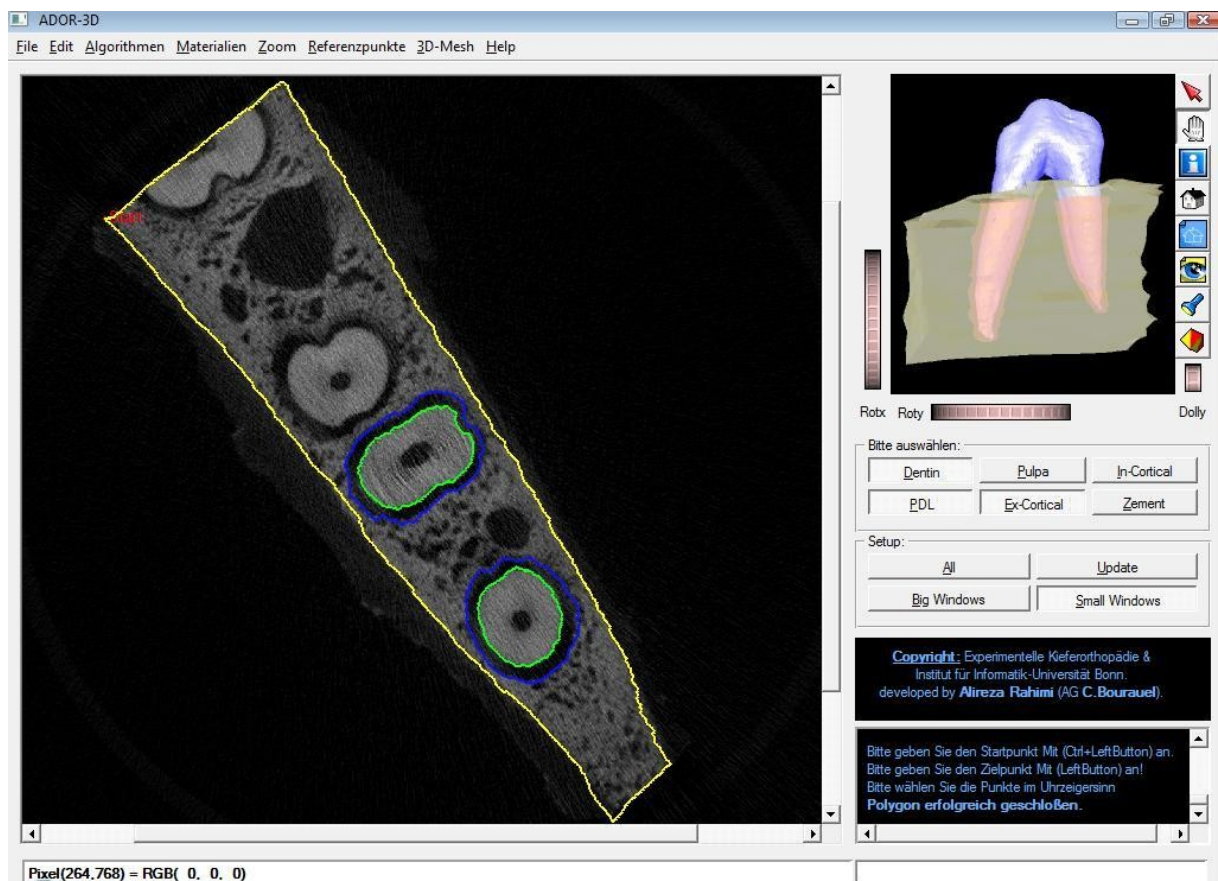


Abbildung 13: ADOR-3D-Benutzeroberfläche. Links wurden die einzelnen Strukturen durch den Benutzer definiert (grün = Zahn, blau = PDL, gelb = Knochen). Rechts ist eine Vorschau der zusammengefügte Oberflächenmodelle zu sehen.

3.4.3 Die Volumenmodellgenerierung

Um FE-Volumenmodelle zu erzeugen wurden die Oberflächenmodelle in MSC.Marc/Mentat 2007 importiert. Das Oberflächenmodell des Zahnes bildet direkt ein in sich geschlossenes dreidimensionales Modell, während die Oberflächenmodelle von PDL und Knochen nur zweidimensionale Schalen-Element-Netze sind. Das Oberflächenmodell des PDLs bildet nur die äußere Begrenzung des Parodontalspaltes. Um das Volumen des Parodontalspaltes zu bestimmen muss noch die innere Begrenzung bestimmt werden. Diese innere Begrenzung besteht aus dublierten Oberflächenmodellanteilen der Zahnwurzel. Beide Anteile wurden anschließend manuell verbunden (Abbildung 14).

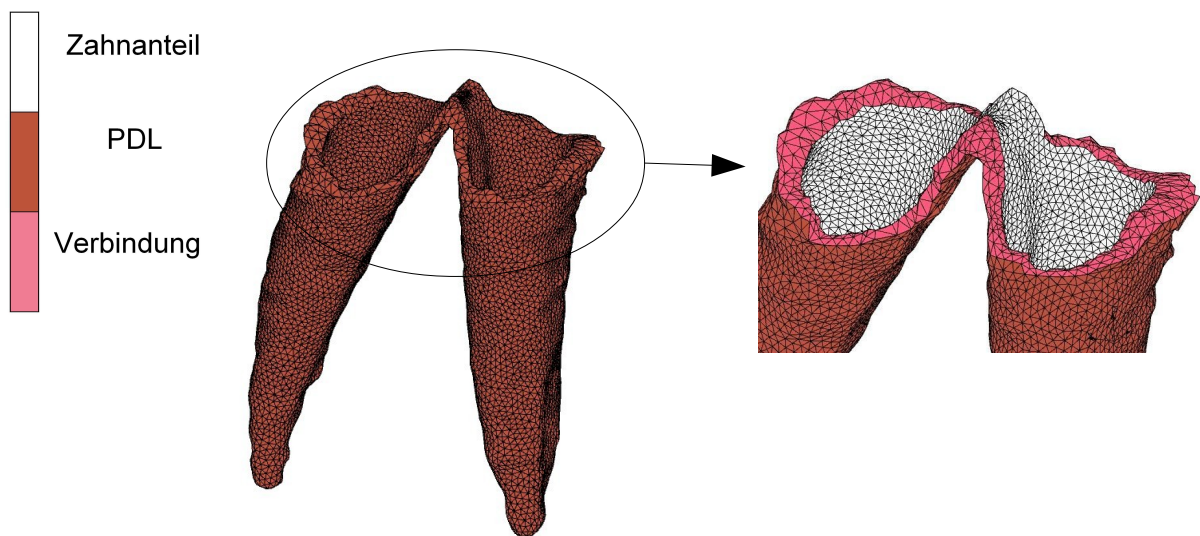


Abbildung 14: Links ist das vollständig in sich geschlossene PDL-Volumenmodell dargestellt. Rechts wurden die einzelnen Anteile, aus denen sich das Volumenmodell zusammensetzt, farbig markiert. Weiß = Oberflächenmodell des Zahnes, orange = Oberflächenmodell des PDLs, rosa = manuell hinzugefügte Verbindungsdreiecke.

Ähnlich verhält es sich mit dem Volumenmodell des Knochens. Das dublierte Oberflächenmodell des PDLs wurde nach außen mit dem Oberflächenmodell des Knochens verbunden. Abbildung 15 stellt am Beispiel des ersten Präparates die einzelnen Volumenmodelle und daneben das für die numerische Rechnung zusammengefügte Modell dar. Der Kraftangriffspunkt aus dem Experiment wurde auf das Modell übertragen und die Auslenkung erfolgte in x-Richtung. Als maximale Auslenkung des Modells in x-Richtung wurden 0,2 mm festgelegt. Die Fixierung des Präparates wurde an den FE-Model-

len durch drei Festlager simuliert. Für die nichtlinearen FEM-Berechnungen wurde das 8-Knoten-Hexaeder als Elementklasse ausgewählt. Als Elementtyp wurde Full & Herrmann Formulation/Hex (84) festgelegt. Durch "Degenerierung" wurde die Knotenanzahl von 8 auf 4 reduziert (zu Tetraedern degenerierte Hexaeder).

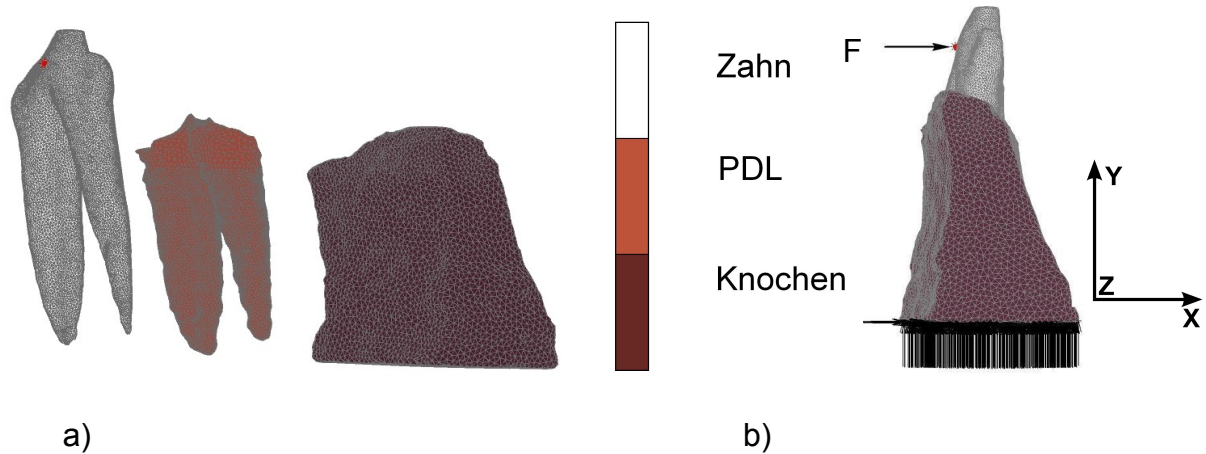


Abbildung 15: Präparat 1. a) Darstellung der einzelnen Volumenmodelle: Zahn 69386 Elemente, PDL 63991 Elemente Knochen 77552 Elemente. b) Zusammengefügtes Modell mit Kraftangriffspunkt an der Zahnkrone (F) und Festlager an der Knochenbasis.

Die Elastizitätsmoduln und Querkontraktionszahlen für Zahn, PDL und Knochen wurden von Bourauel et al. (1999) übernommen und sind in der Tabelle 4 dargestellt.

Material	Elastizitätsmodul E [MPa]	Querkontraktionszahl μ
Zahn (nicht differenziert)	20.000	0,30
Knochen (nicht differenziert)	2000	0,30
PDL	Bilinear, elastisch	0,30

Tabelle 4: Materialparameter von Zahn, Knochen und PDL für die numerischen Berechnungen

Die Ermittlung der Elastizitätsmoduln des PDLs für die einzelnen Belastungszeiten erfolgte schrittweise. Rechnerisch wurden sie solange angepasst, bis die Kraft-Auslenkungs-Diagramme aus der Messung und der numerischen Berechnung möglichst exakt übereinstimmten.

3.5 Simulation der experimentellen Messungen

Siebers (1999) kam zu dem Ergebnis, dass das nichtlineare Kraft-Auslenkungs-Verhalten der initialen Zahnbeweglichkeit mittels zweier verschiedener E-Moduln, also bilinear, sehr gut beschrieben werden kann. Zu diesem Ergebnis kamen auch die Untersuchungen von Poppe (2001), Poppe et al. (2002), Drolshagen (2012) und Drolshagen et al. (2011). Im Kraft-Auslenkungs-Diagramm stellen sich die zwei E-Moduln als Steigungen zweier Geraden dar. Die Grenzdehnung $\varepsilon_{1/2}$ ist der Schnittpunkt zwischen der ersten und der zweiten Gerade (Abbildung 16).

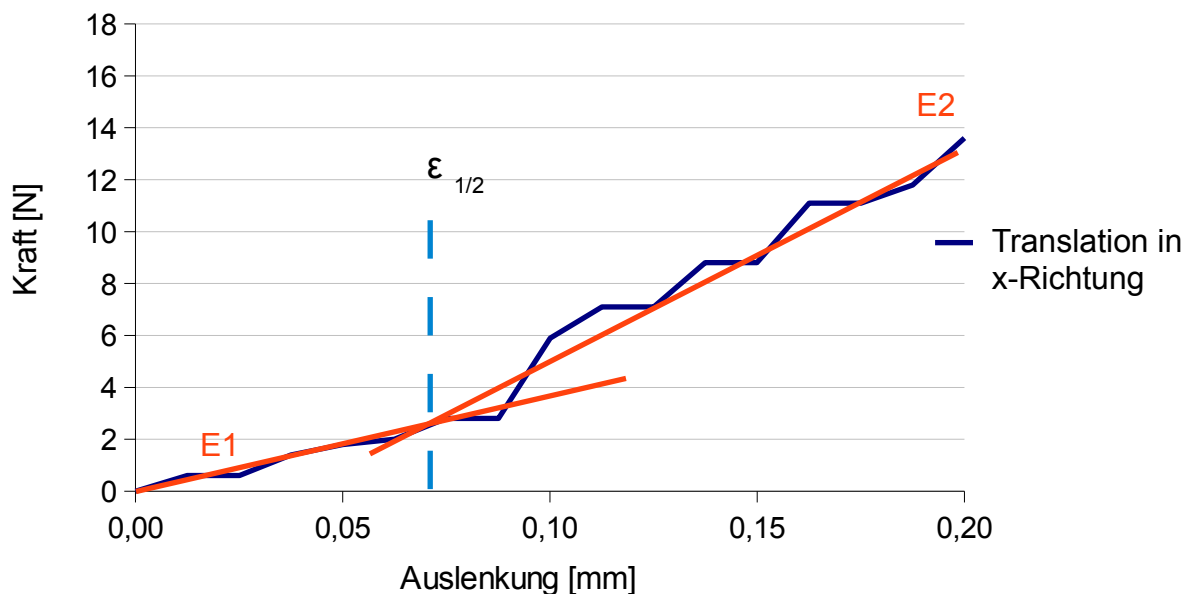


Abbildung 16: schematische Darstellung der bilinearen Annäherungsmethode. E1 = Gerade mit erstem E-Modul als Steigung, E2 = Gerade mit zweitem E-Modul als Steigung, $\varepsilon_{1/2}$ = Grenzdehnung.

Aus den gemessenen und numerisch berechneten Kraft-Auslenkungs-Diagrammen werden nur Kurven miteinander verglichen, die die translatorische Bewegung darstellen. Die Kurve aus der numerischen Rechnung soll so genau wie möglich mit der Kurve aus der experimentellen Messung übereinstimmen. Dabei wurden die E-Moduln des PDLs und die Grenzdehnung variiert. Für die einzelnen Belastungszeiten eines Präparates wurden zwischen vier und fünf Rechnungen durchgeführt.

4. Ergebnisse

Im Folgenden werden die experimentellen und numerischen Ergebnisse der fünf Präparate dargestellt. Alle Präparate werden nacheinander erläutert. Für jedes Präparat werden zunächst die Volumenmodelle und die gesamten Ergebnisse aus den Messungen als Kurven in einem Kraft-Auslenkungs-Diagramm gezeigt. Darauf folgend werden Kraft-Auslenkungs-Diagramme für einzelne Belastungszeiten und deren ermittelten E-Moduln und der Grenzdehnungen dargestellt. Bei der Auswertung der experimentellen Ergebnisse waren nur Kraftverläufe bis zum Erreichen der Maximalkraft für die Bestimmung der Materialparameter des PDLs relevant. In diesem Bereich fand die initiale Zahnbewegung statt und somit auch die Deformation des PDLs. Deshalb werden alle Kraft-Auslenkungs-Diagramme nur bis zum Erreichen der Maximalkraft dargestellt. Danach werden einzeln die numerischen Ergebnisse mit den Ergebnissen aus den Messungen für die jeweiligen Zeiten in Kraft-Auslenkungs-Diagrammen präsentiert.

4.1 Ergebnisse des Schweinepräparates 1

An dem Volumenmodell des Zahnes (Abbildung 17) kann man erkennen, dass noch keine Resorption der Zahnwurzeln stattgefunden hat.

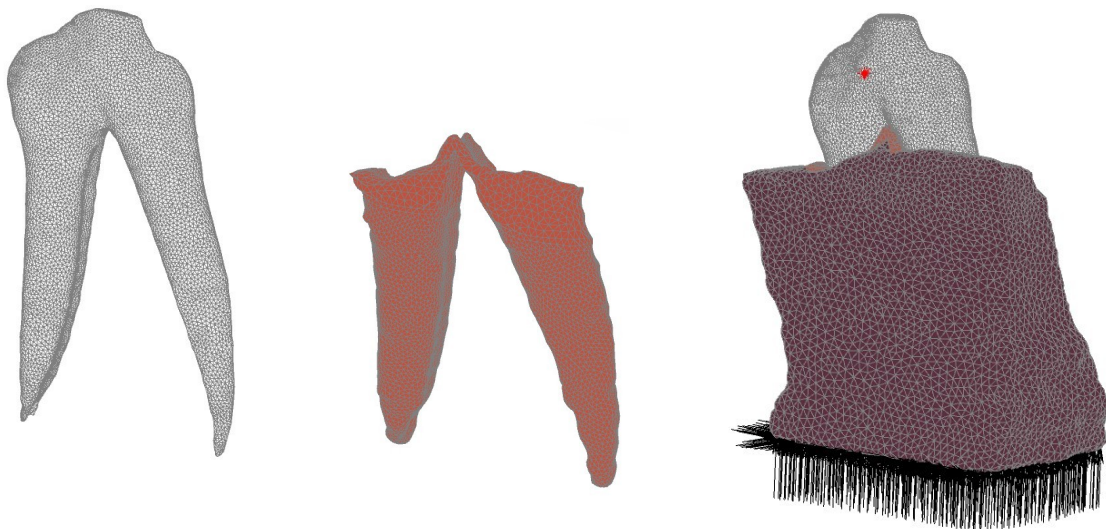


Abbildung 17: FE-Volumenmodelle von Schweinepräparat 1, links der Zahn, mittig das PDL und rechts Gesamtansicht mit Alveolarknochen von mesiobukkal mit Kraftangriffspunkt (rot) und Festlager (schwarz).

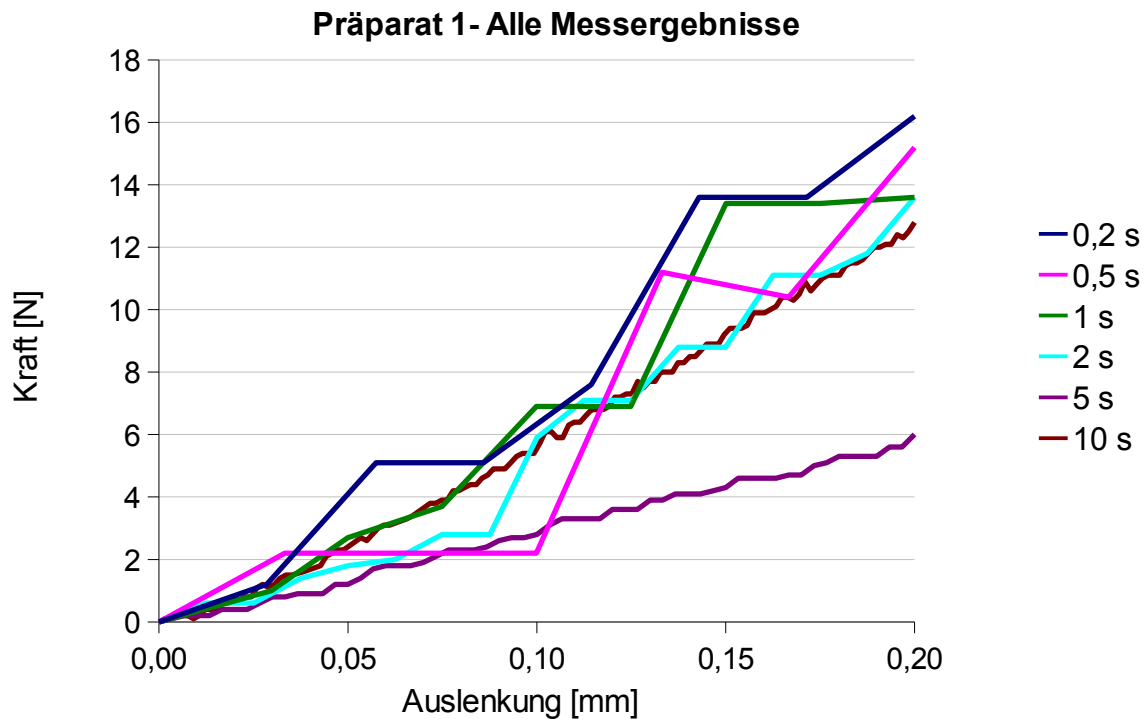


Abbildung 18: Kraft-Auslenkungs-Diagramm mit Kurven für alle Messzeiten von Präparat 1. Die Maximalkraft betrug bei der schnellsten Belastungszeit 16,2 N und bei der langsamsten Belastungszeit 12,8 N.

Abbildung 18 stellt alle Kraft-Auslenkungs-Kurven in einem Diagramm dar. Die Kurve von 5 s zeigt, dass deren Messergebnis zu sehr von den übrigen Messdaten abweicht. Diese Kurve wurde bei den nachfolgenden numerischen Berechnungen nicht mit einbezogen, da die berechneten Materialparameter nicht für die Zeit von 5 s korrekt sein können.

Abbildungen 19 bis 23 zeigen die Kraft-Auslenkungs-Diagramme des Präparates 1 mit den angepassten, berechneten Kurven und den gemessenen Kurven von 0,2 s bis 10 s. Die berechneten Materialparameter werden direkt in der Abbildungslegende angegeben. In der Abbildung 24 werden alle gemessenen und berechneten Maximalwerte der Kraft in Vergleich dargestellt, eine zeitabhängige Abnahme der Maximalwerte ist erkennbar.

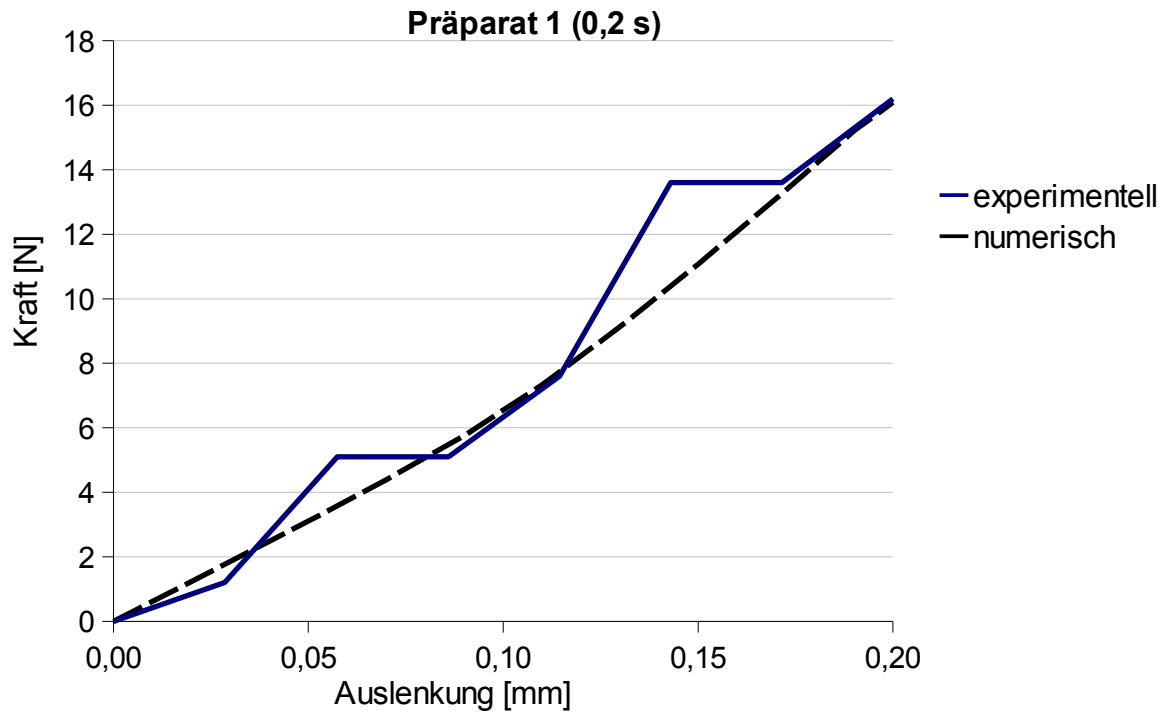


Abbildung 19: Gemessene Kurve bei 0,2 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E1 = 1,5 \text{ MPa}$, $E2 = 3 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 8 \%$.

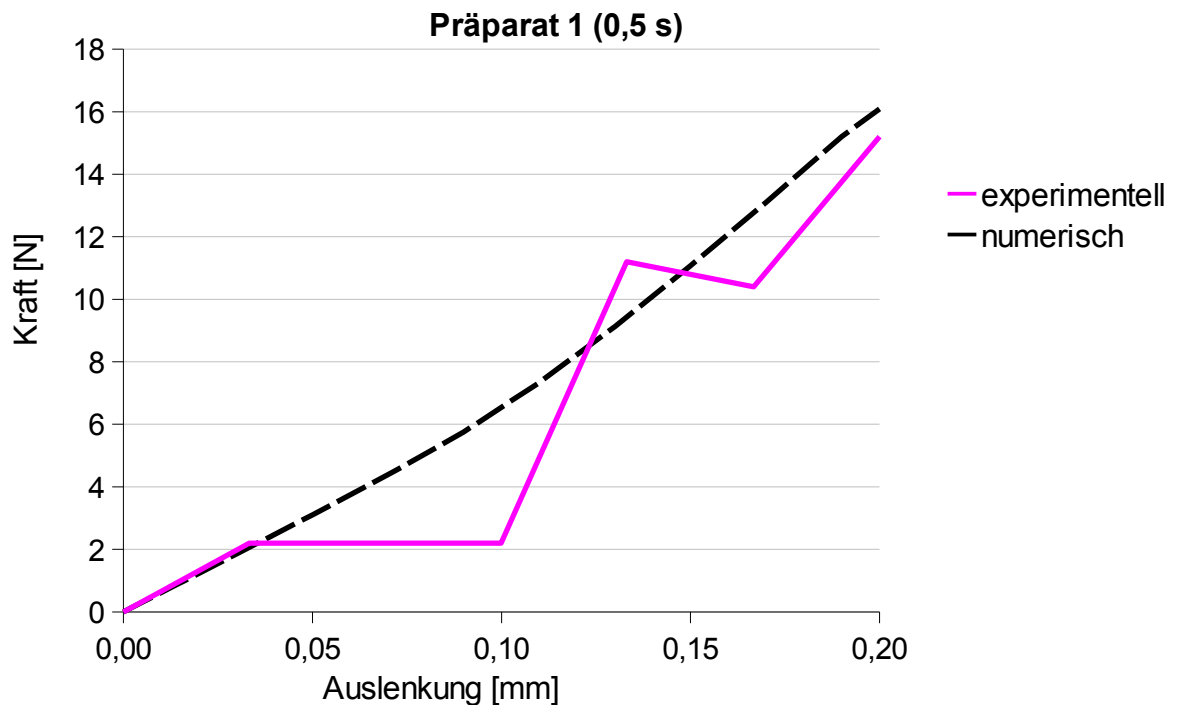


Abbildung 20: Gemessene Kurve bei 0,5 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E1 = 1,5 \text{ MPa}$, $E2 = 3 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 8 \%$.

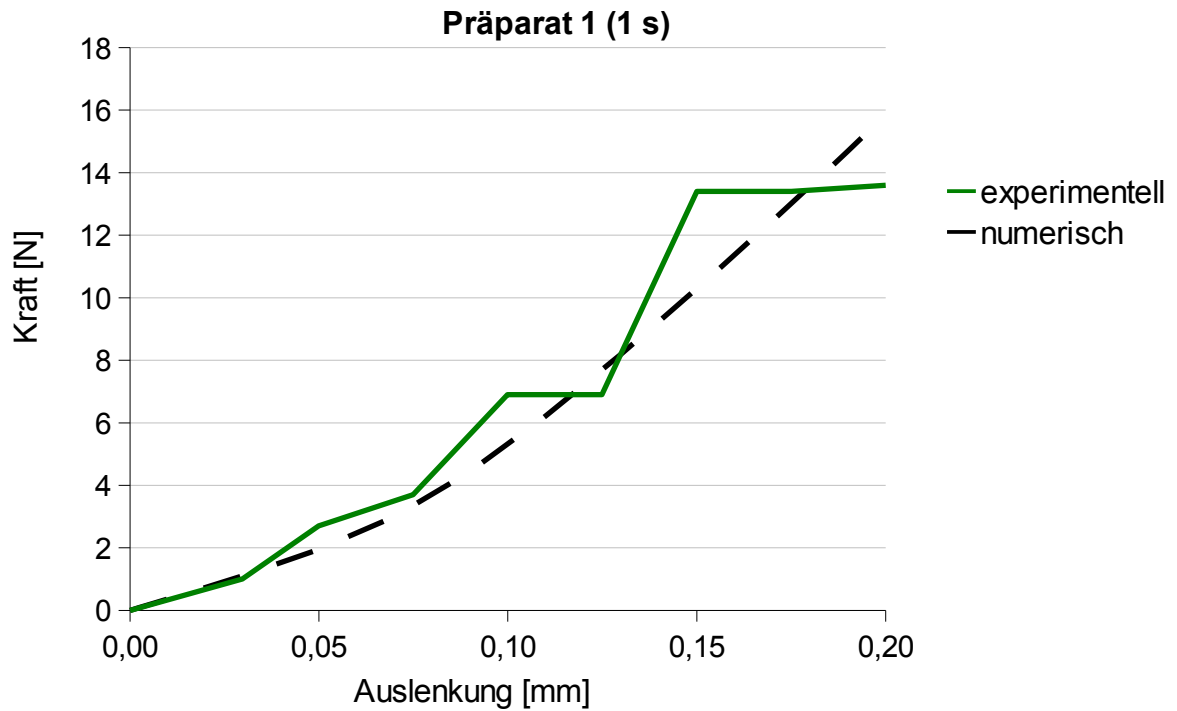


Abbildung 21: Gemessene Kurve bei 1 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E_1 = 0,8 \text{ MPa}$, $E_2 = 2,5 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 5 \%$.

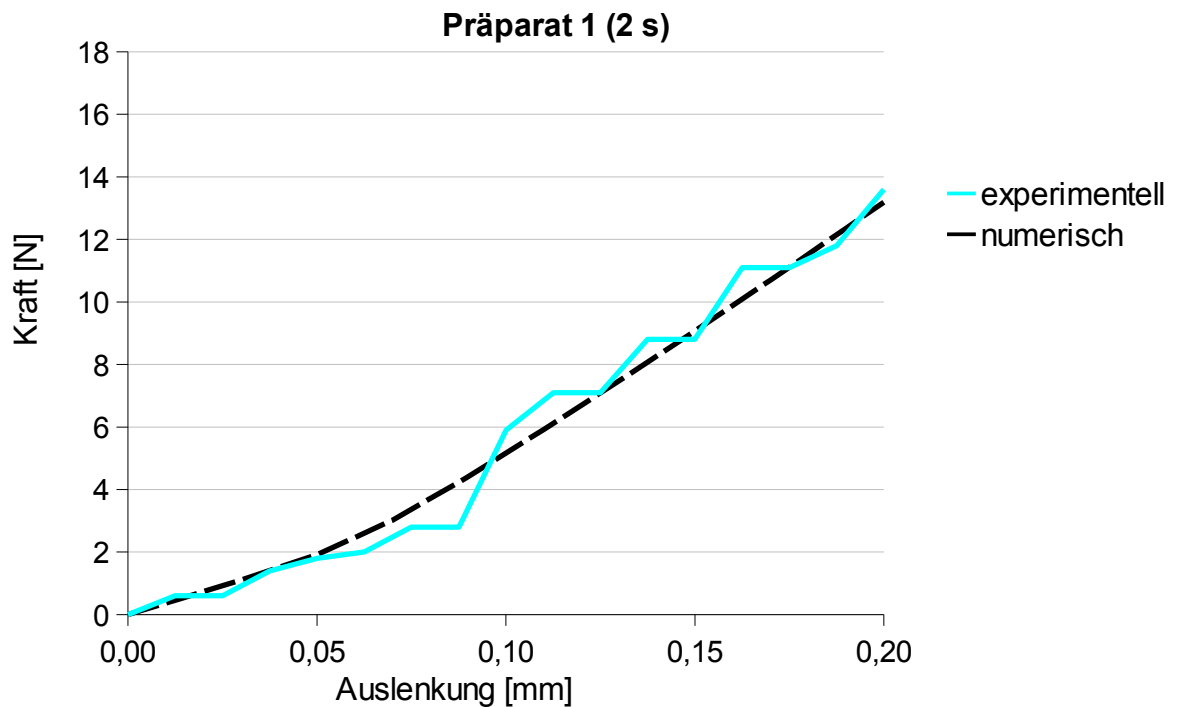


Abbildung 22: Gemessene Kurve bei 2 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E_1 = 0,8 \text{ MPa}$, $E_2 = 2 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 5 \%$.

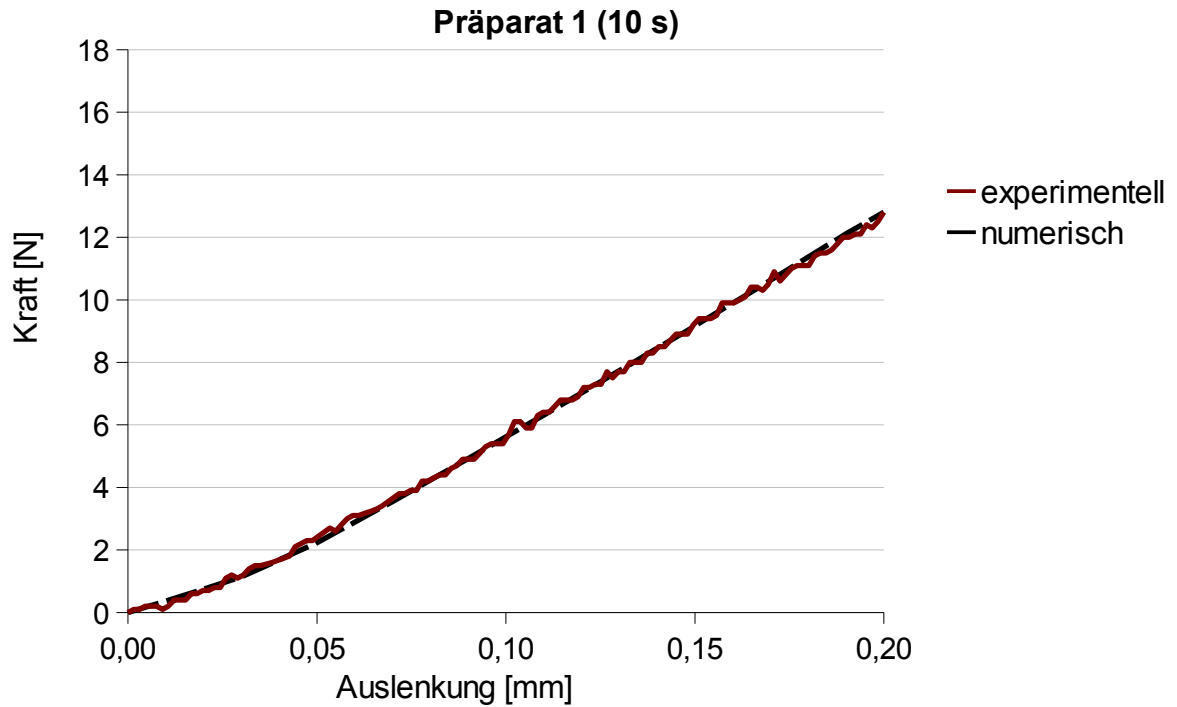


Abbildung 23: Gemessene Kurve bei 10 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E_1 = 0,8 \text{ MPa}$, $E_2 = 1,7 \text{ MPa}$, $\varepsilon_{1/2} = 3 \%$.

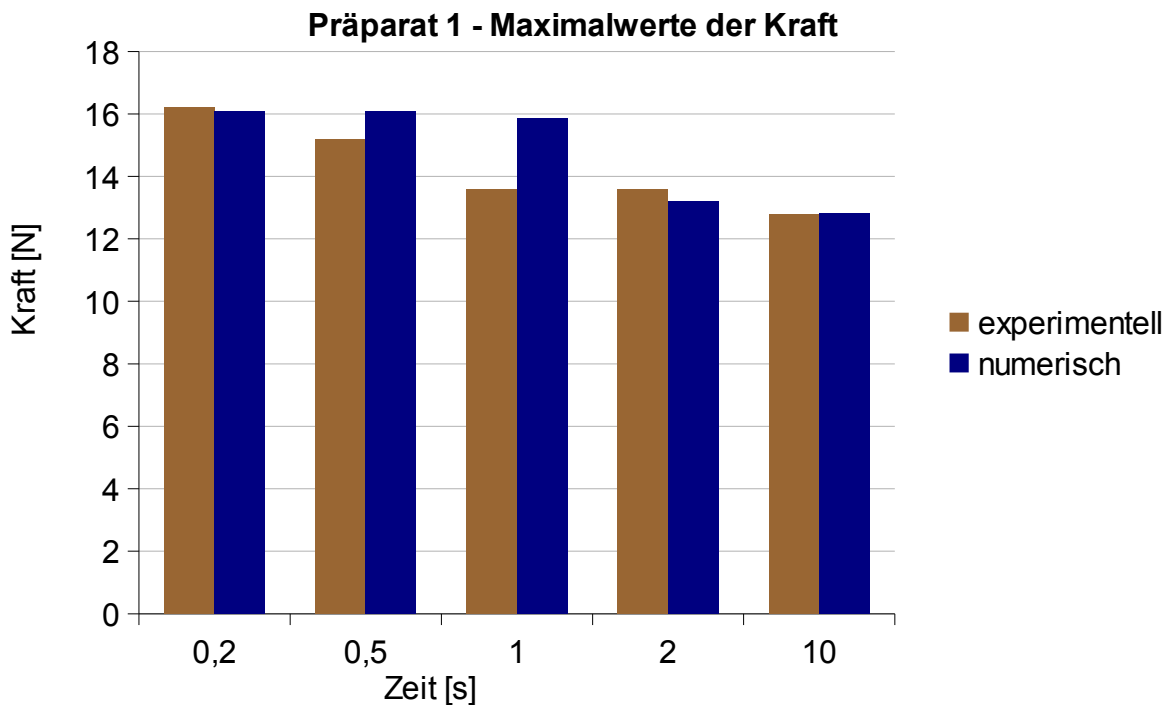


Abbildung 24: Maximalwerte der Kraft aller Messzeiten im Vergleich zu den berechneten Maximalwerten von Präparat 1.

4.2 Ergebnisse des Schweinepräparates 2

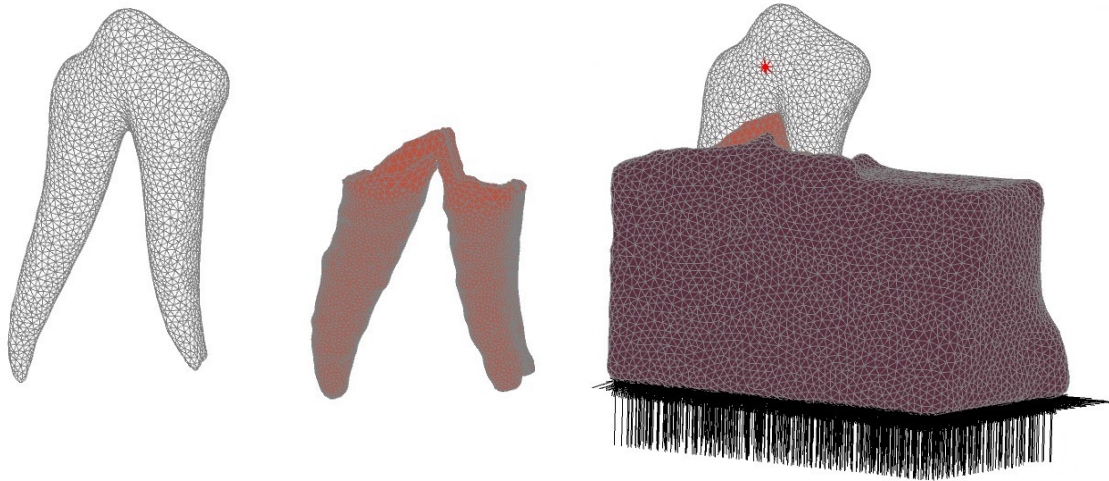


Abbildung 25: Schweinepräparat 2. FE-Volumenmodelle von: Zahn (links), PDL (mitig) und Gesamtansicht mit Alveolarknochen (rechts) von distobukkal mit Kraftangriffspunkt (rot) und Festlager (schwarz).

In der Abbildung 25 sind die Volumenmodelle von Zahn und PDL sowie eine Gesamtansicht des ganzen Präparates 2 zu sehen. Abbildungen 26 bis 32 zeigen die Kraft-Auslenkungs-Diagramme der gemessenen und berechneten Ergebnisse. Bei der gemessenen Kurve von 10 s wurde eine Offset-Korrektur durchgeführt.

Die Belastungszeit 0,2 s ergab nur wenige Messwerte mit großen Schwankungen. Die Anpassung der Materialparameter konnte nicht so präzise durchgeführt werden, wie bei den anderen Belastungszeiten. Eine deutliche zeitabhängige Abnahme der Maximalkräfte ist in der Abbildung 33 zu sehen.

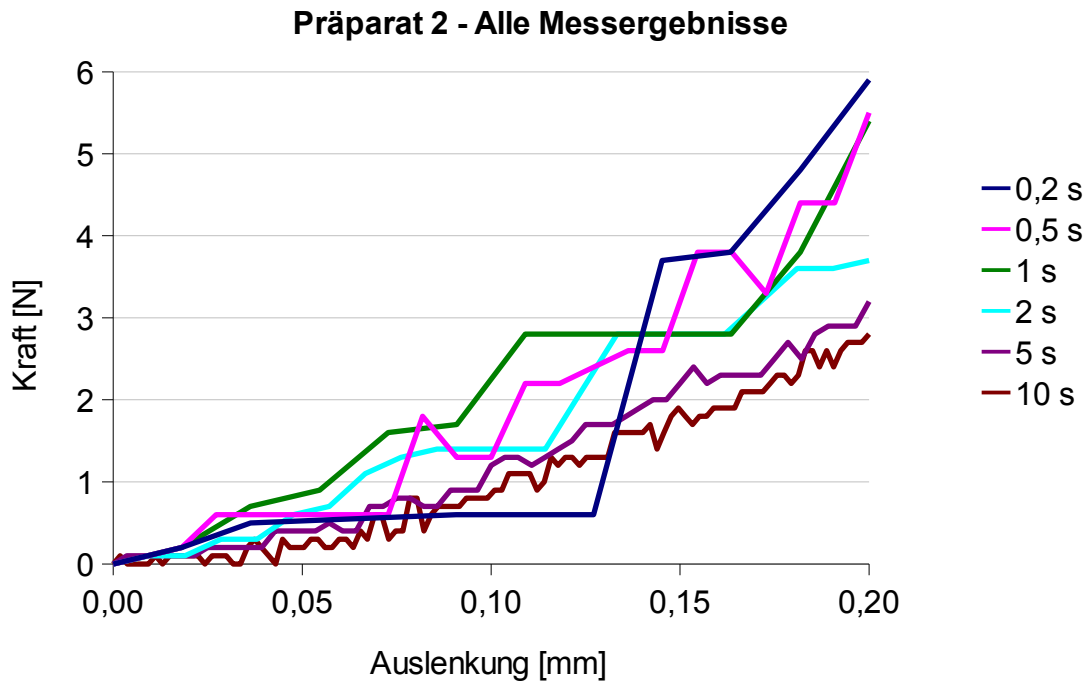


Abbildung 26: Kraft-Auslenkungs-Diagramm mit Graphen für alle Messzeiten von Präparat 2. Die Maximalkraft betrug bei der schnellsten Belastungszeit 5,9 N und bei der langsamsten Belastungszeit 2,8 N.

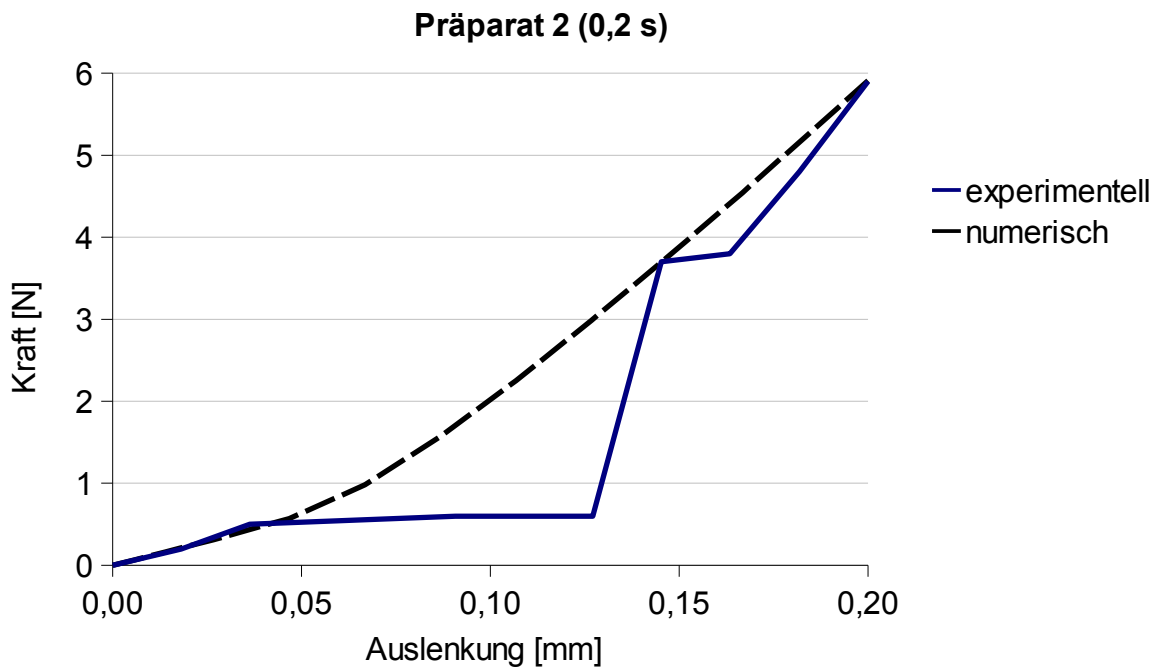


Abbildung 27: Gemessene Kurve bei 0,2 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E_1 = 0,8 \text{ MPa}$, $E_2 = 3 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 8 \%$.

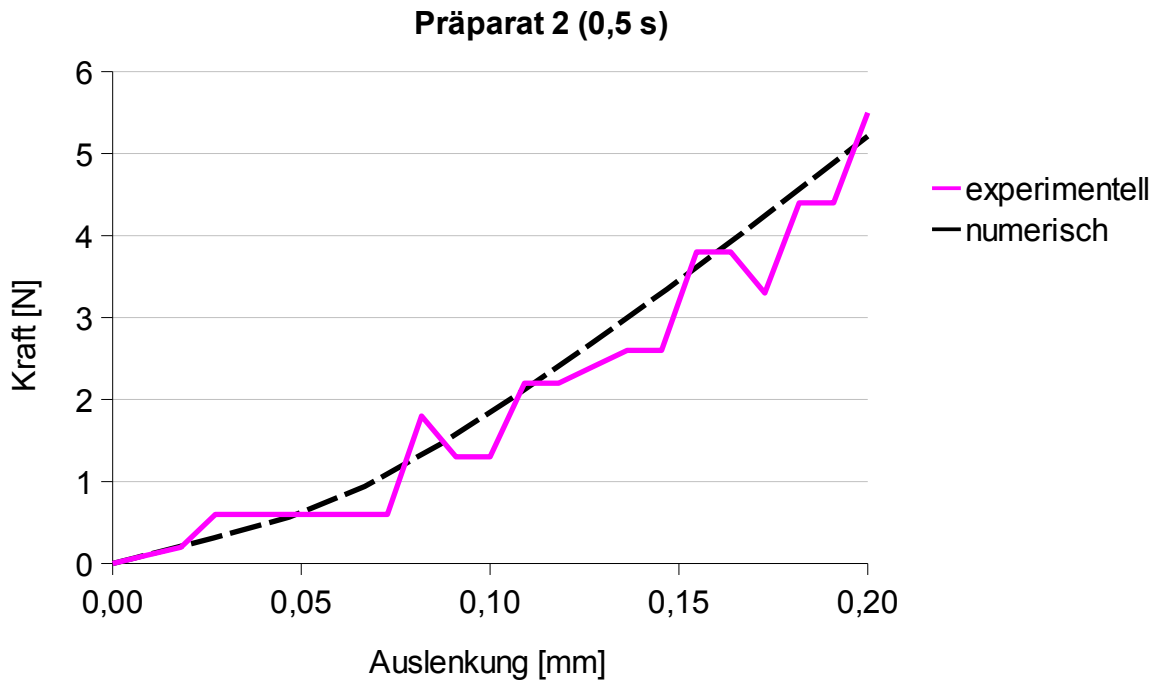


Abbildung 28: Gemessene Kurve bei 0,5 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E1 = 0,8 \text{ MPa}$, $E2 = 2,5 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 8 \%$.

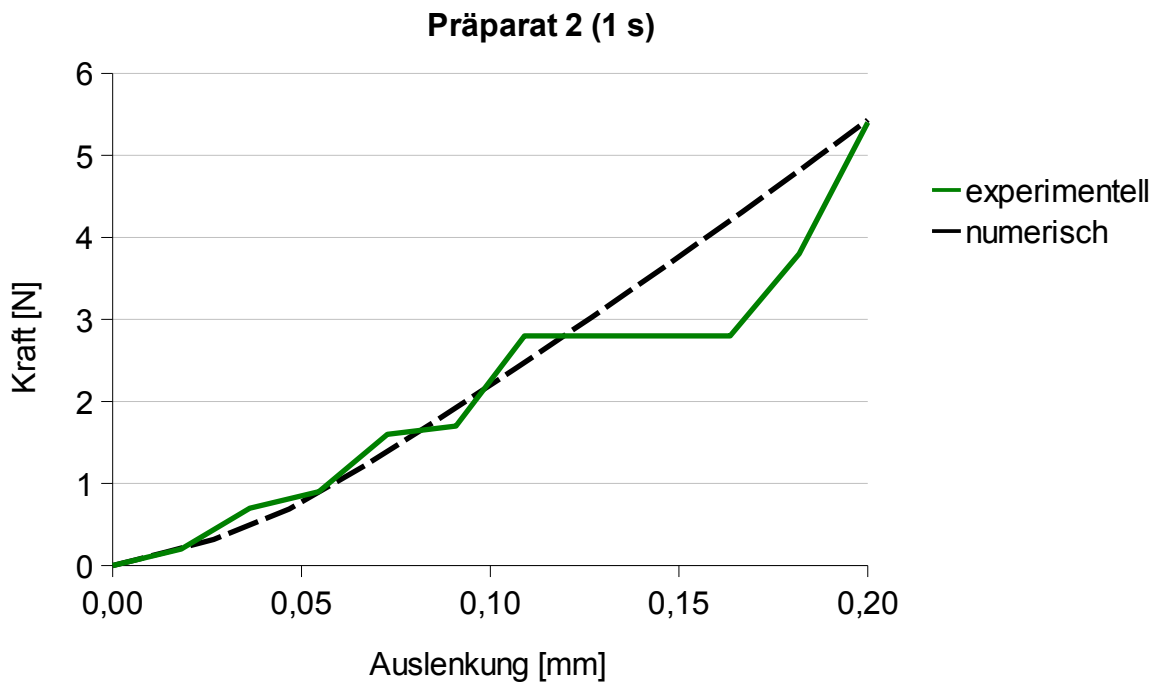


Abbildung 29: Gemessene Kurve bei 1 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E1 = 0,8 \text{ MPa}$, $E2 = 2,3 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 5 \%$.

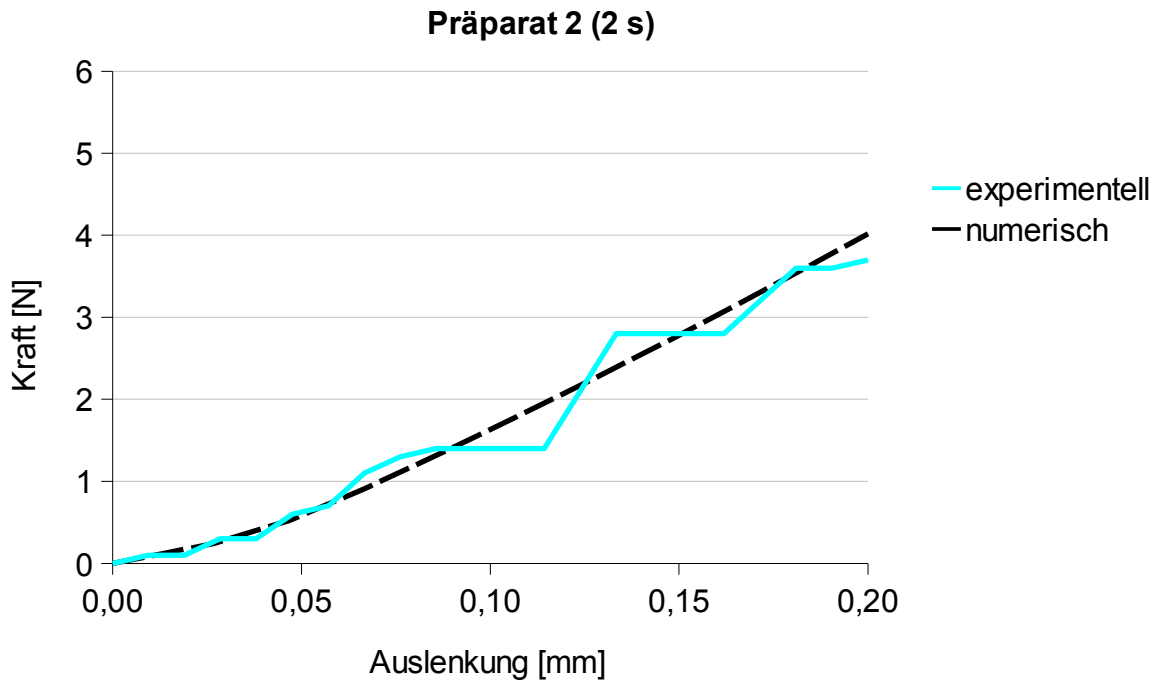


Abbildung 30: Gemessene Kurve bei 2 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E1 = 0,6 \text{ MPa}$, $E2 = 1,6 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 5 \%$.

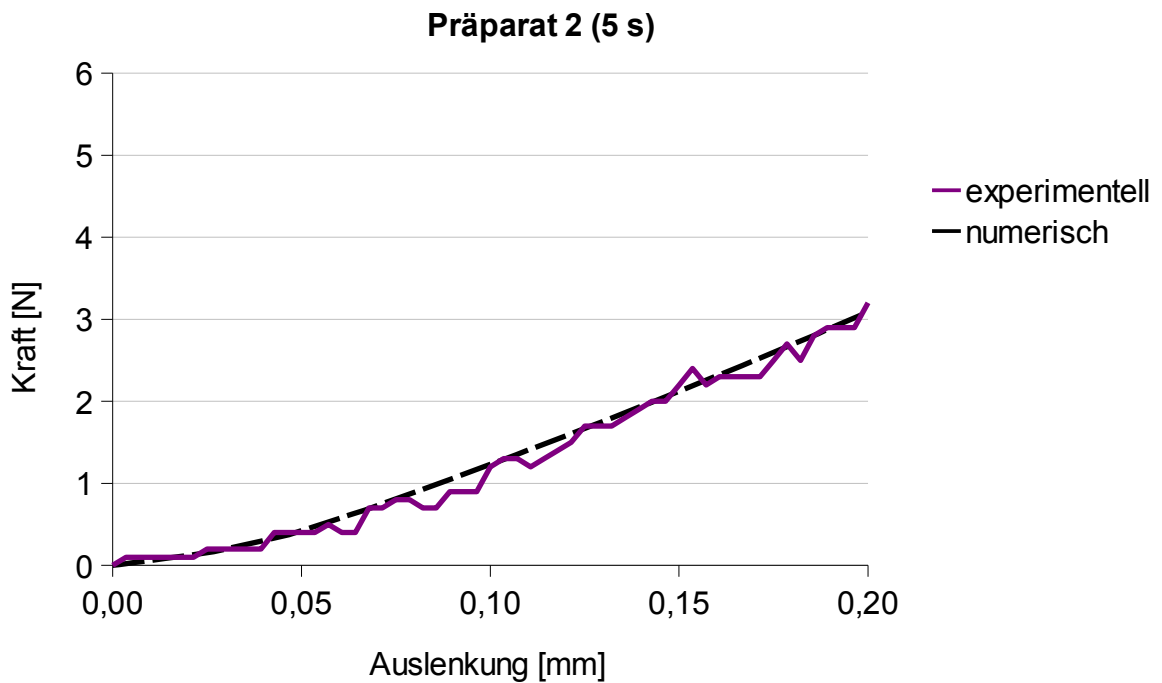


Abbildung 31: Gemessene Kurve bei 5 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E1 = 0,4 \text{ MPa}$, $E2 = 1,2 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 5 \%$.

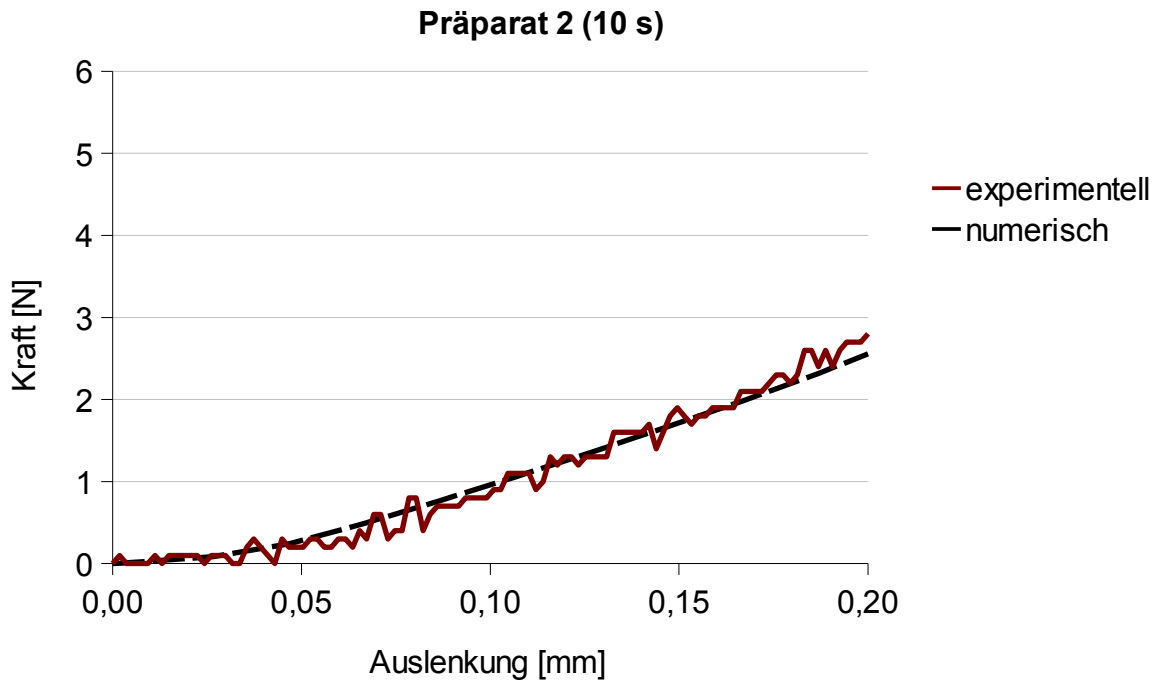


Abbildung 32: Gemessene Kurve bei 10 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E1 = 0,2 \text{ MPa}$, $E2 = 1 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 5 \%$.

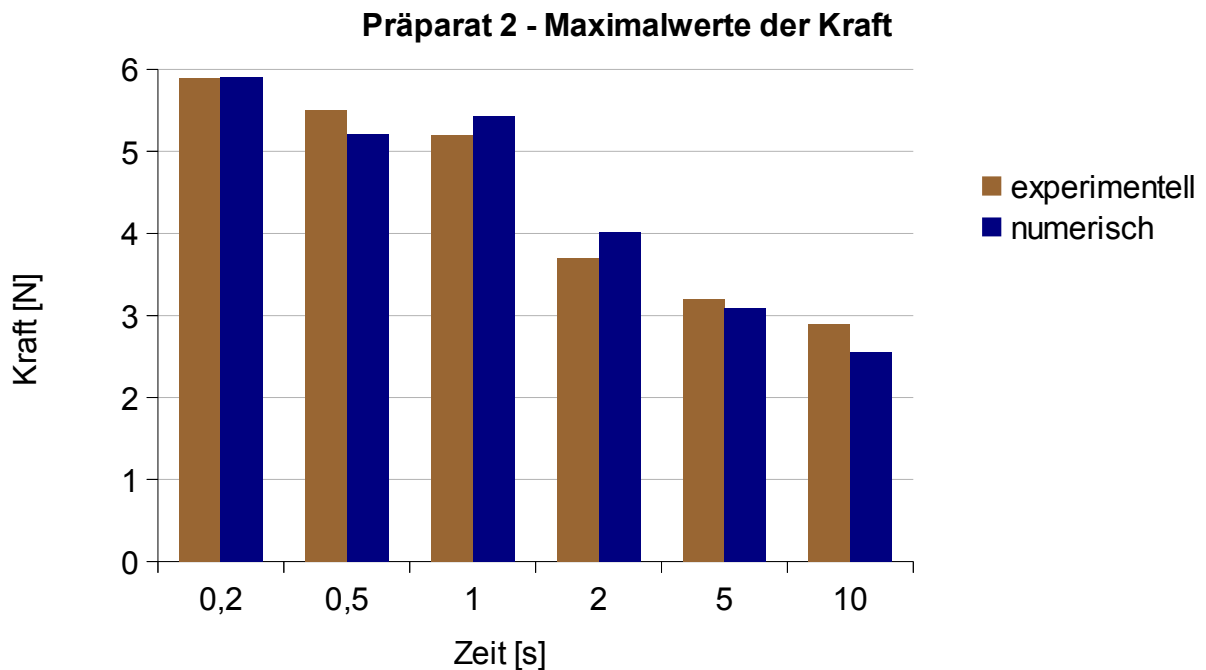


Abbildung 33: Maximalwerte der Kraft aller Messzeiten im Vergleich zu den berechneten Maximalwerten von Präparat 2.

4.3 Ergebnisse des Schweinepräparates 3

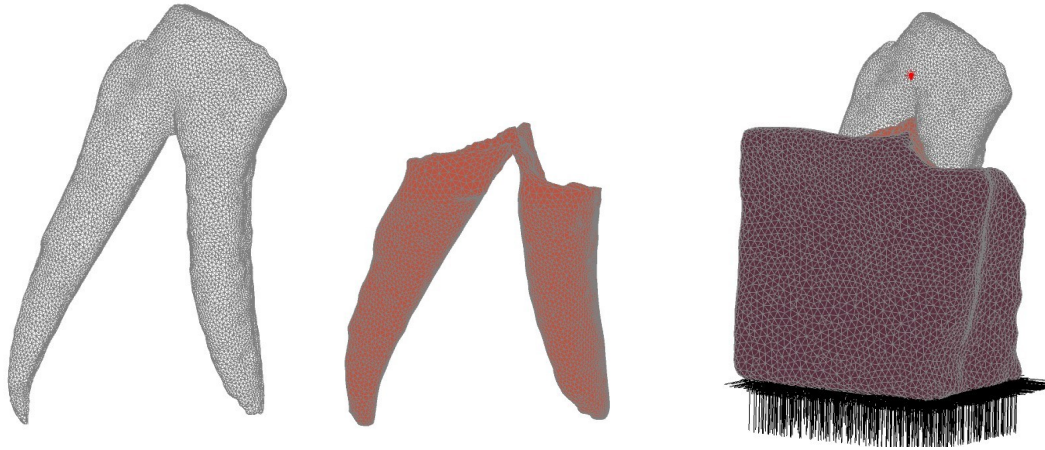


Abbildung 34: Schweinepräparat 3. FE-Volumenmodelle von: Zahn (links), PDL (mitig) und Gesamtansicht mit Alveolarknochen (rechts) von distobukkal mit Kraftangriffspunkt (rot) und Festlager (schwarz).

Das Präparat 3 wird in der Abbildung 34 als Volumenmodell dargestellt. Die Abbildungen 35 bis 41 zeigen Kraft-Auslenkungs-Diagramme für alle Belastungszeiten. In Abbildung 38 und 42 ist zu erkennen, dass bei der Messung mit der Belastungszeit von 1 s nach 0,1 mm Strecke eine Messungenauigkeit aufgetreten ist. Diese führte zu großen Schwankungen in den aufgenommenen Messwerten und zur Verschiebung des Maximalwertes in einen höheren Kraftbereich als den Maximalwert bei den Belastungszeiten 0,2 s und 0,5 s. Die Maximalwerte der Kraft aller Messzeiten aus den experimentellen und numerischen Ergebnissen werden in der Tabelle 42 dargestellt.

Präparat 3 - Alle Messergebnisse

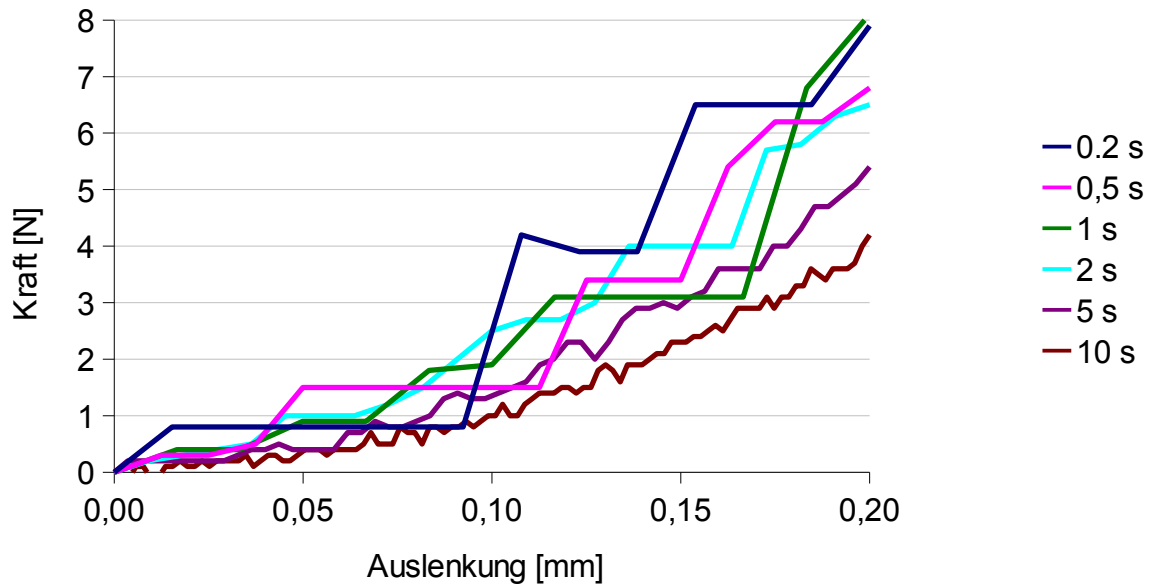


Abbildung 35: Kraft-Auslenkungs-Diagramm mit Graphen für alle Messzeiten von Präparat 3. Die Maximalkraft betrug bei der schnellsten Belastungszeit 7,9 N und bei der langsamsten Belastungszeit 4,2 N.

Präparat 3 (0,2 s)

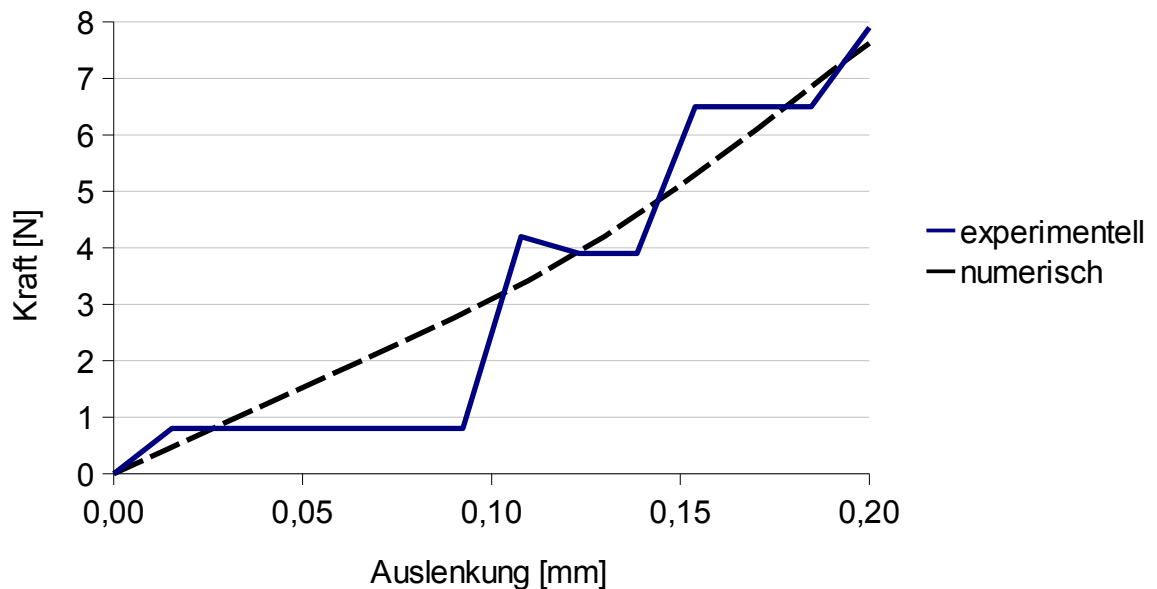


Abbildung 36: Gemessene Kurve bei 0,2 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E_1 = 1,5 \text{ MPa}$, $E_2 = 3,5 \text{ MPa}$, $\varepsilon_{1/2} = 8 \%$.

Präparat 3 (0,5 s)

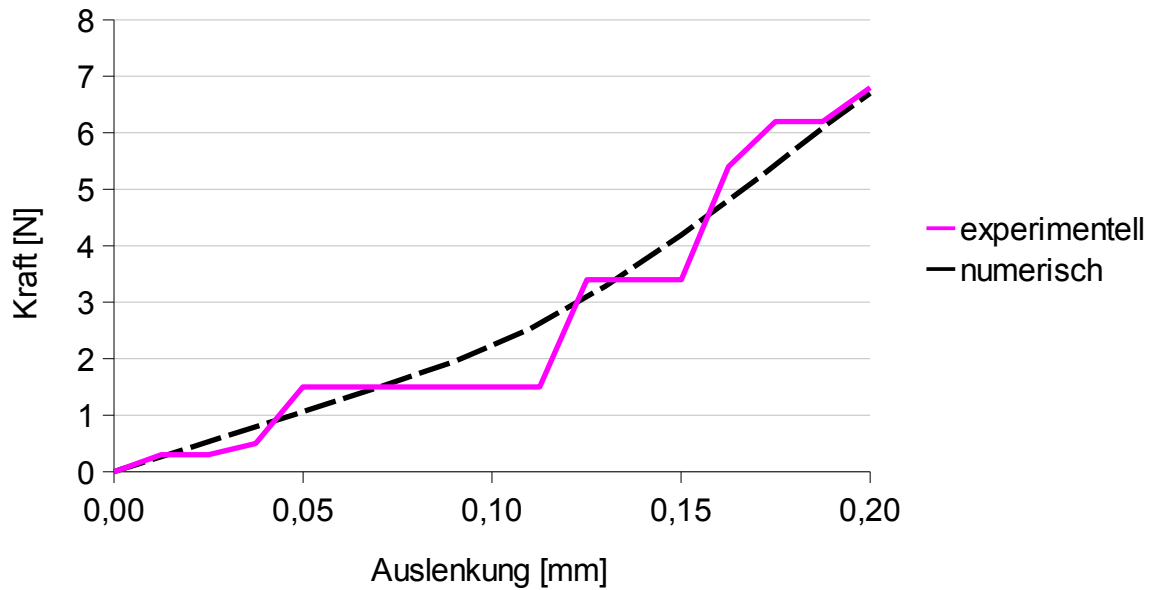


Abbildung 37: Gemessene Kurve bei 0,5 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E1 = 1 \text{ MPa}$, $E2 = 3,5 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 7,5 \%$.

Präparat 3 (1 s)

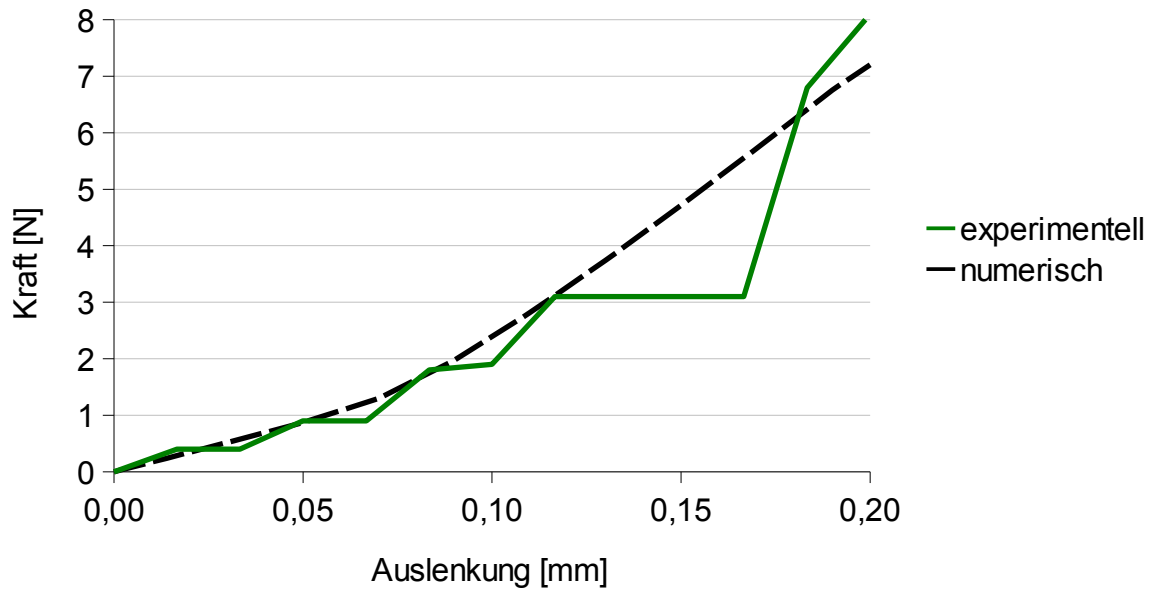


Abbildung 38: Gemessene Kurve bei 1 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E1 = 0,8 \text{ MPa}$, $E2 = 3 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 5 \%$.

Präparat 3 (2 s)

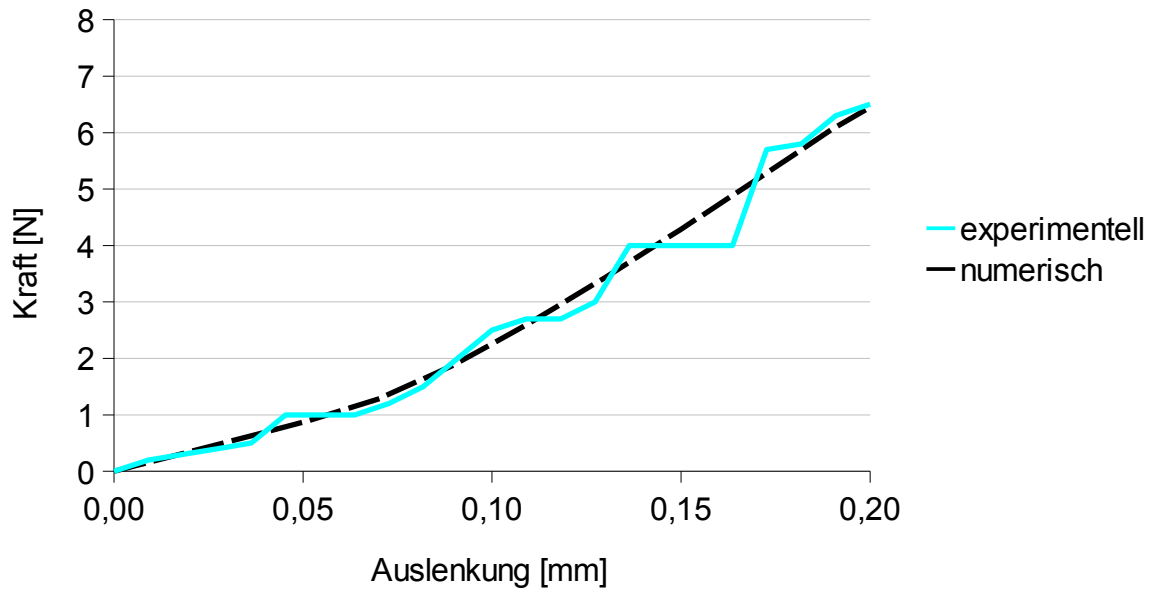


Abbildung 39: Gemessene Kurve bei 2 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E_1 = 0,8 \text{ MPa}$, $E_2 = 2,5 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 5 \%$.

Präparat 3 (5 s)

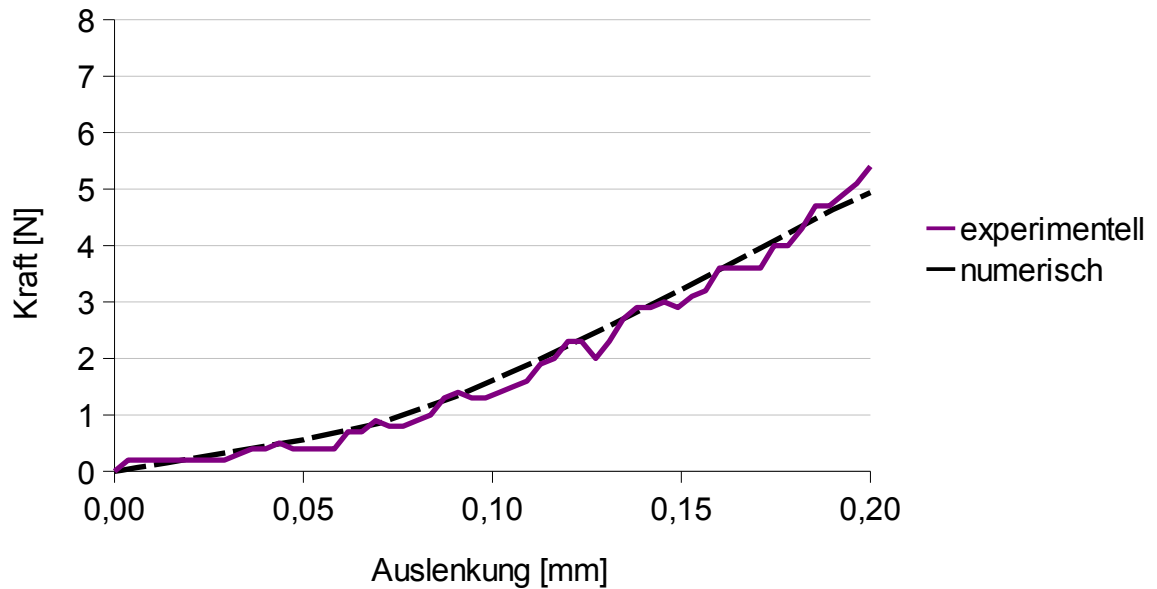


Abbildung 40: Gemessene Kurve bei 5 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E_1 = 0,5 \text{ MPa}$, $E_2 = 1,9 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 5 \%$.

Präparat 3 (10 s)

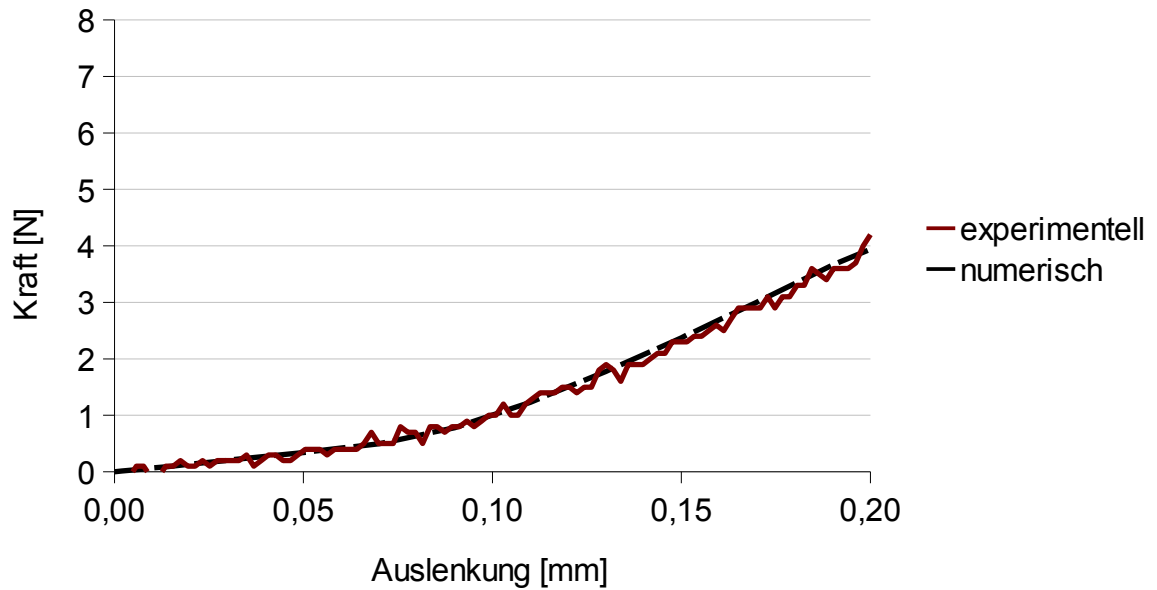


Abbildung 41: Gemessene Kurve bei 10 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E1 = 0,3 \text{ MPa}$, $E2 = 1,8 \text{ MPa}$, $\varepsilon_{1/2} = 6 \%$.

Präparat 3 - Maximalwerte der Kraft

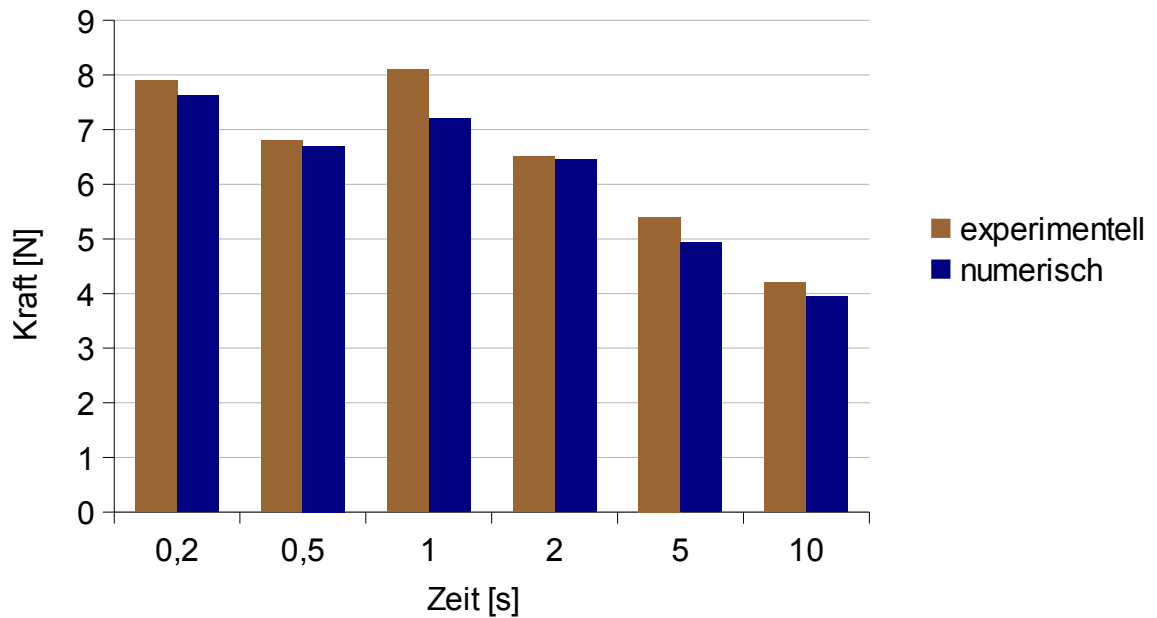


Abbildung 42: Maximalwerte der Kraft aller Messzeiten im Vergleich zu den berechneten Maximalwerten von Präparat 3.

4.4 Ergebnisse des Schweinepräparates 4

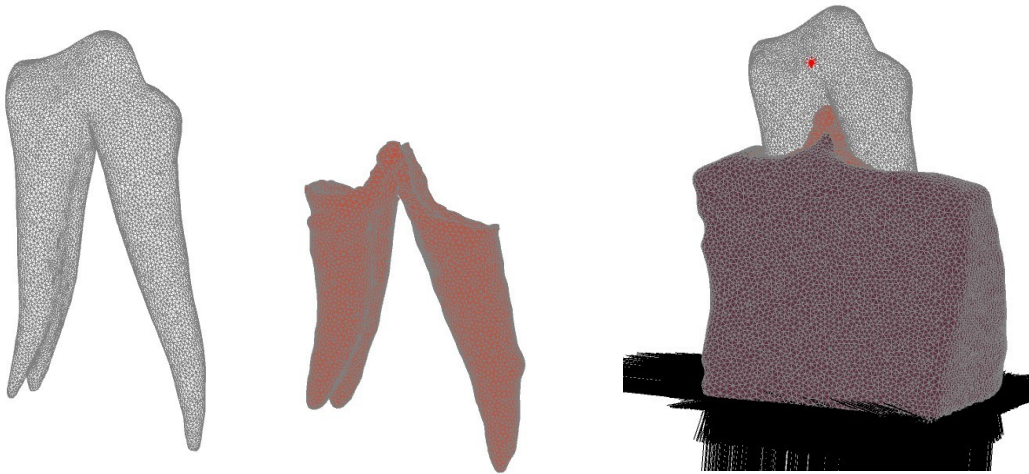


Abbildung 43: FE-Volumenmodelle von Schweinepräparat 4: Zahn (links), PDL (mitig) und Gesamtansicht mit Alveolarknochen (rechts) von mesiobukkal mit Kraftangriffspunkt (rot) und Festlager (schwarz).

Abbildung 43 stellt die Volumenmodelle von Präparat 4 dar. Die ermittelten Ergebnisse werden in den Abbildungen 44 bis 50 dargestellt. Die Messung bei 0,2 s Belastungszeit ergab nur wenige Werte, daher war die Anpassung der Materialparameter schwierig. In der Abbildung 44 ist eine Schwankung der Maximalwerte der Kraft im Bereich von 0,2 s bis 1 s erkennbar. Tabelle 51 stellt die Maximalwerte der Kraft aller Messzeiten aus den experimentellen und numerischen Ergebnissen dar.

Präparat 4 - Alle Messergebnisse

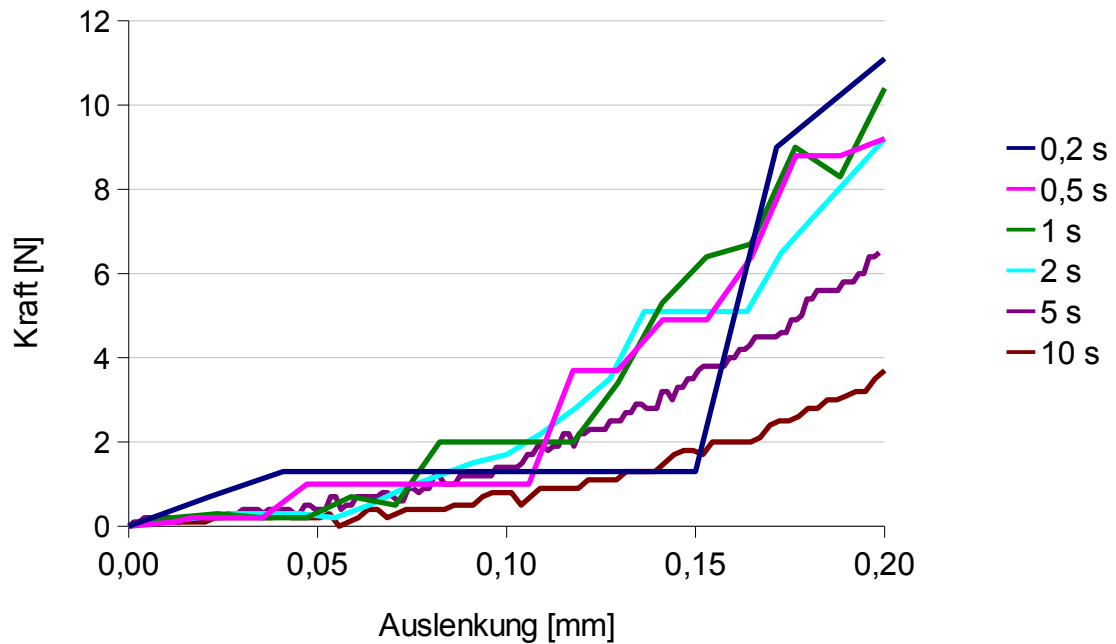


Abbildung 44: Kraft-Auslenkungs-Diagramm mit Graphen für alle Messzeiten von Präparat 4. Die Maximalkraft betrug bei der schnellsten Belastungszeit 11,1 N und bei der langsamsten Belastungszeit 3,7 N.

Präparat 4 (0,2 s)

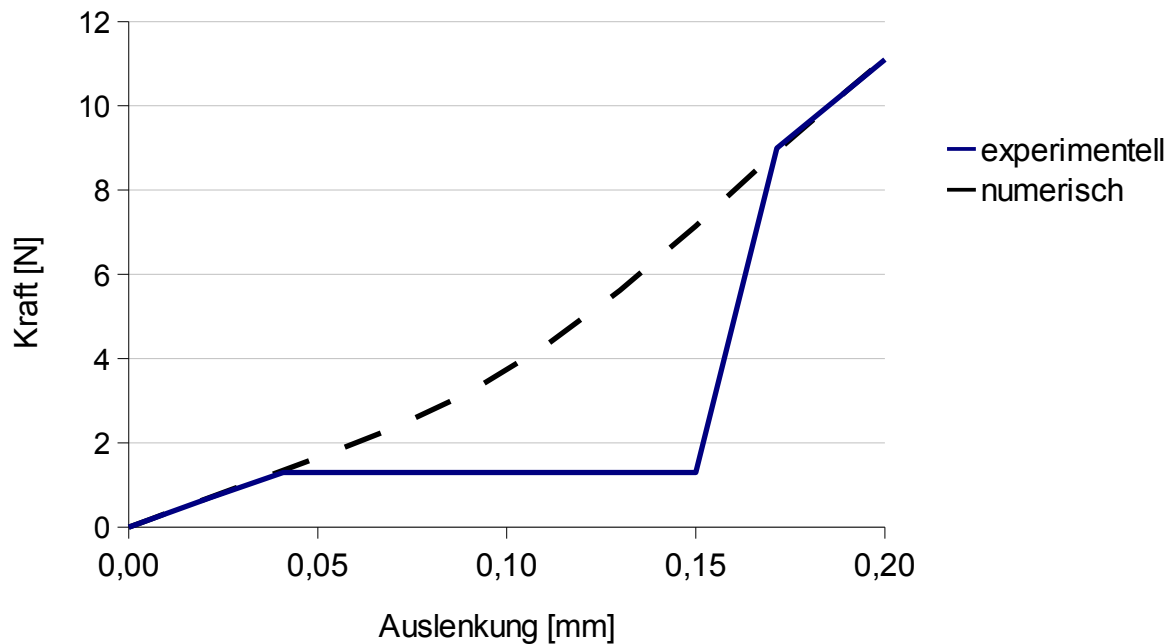


Abbildung 45: Gemessene Kurve bei 0,2 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E_1 = 0,8 \text{ MPa}$, $E_2 = 3 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 7 \text{ \%}$.

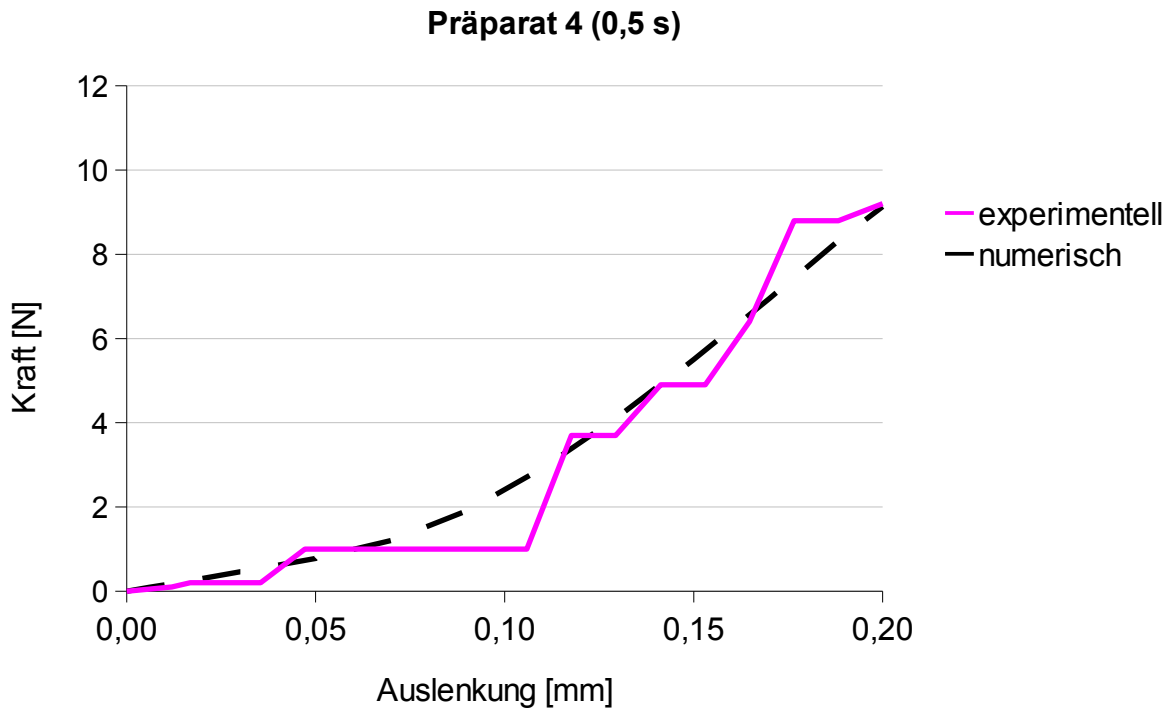


Abbildung 46: Gemessene Kurve bei 0,5 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E_1 = 0,35 \text{ MPa}$, $E_2 = 2,3 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 6 \%$.

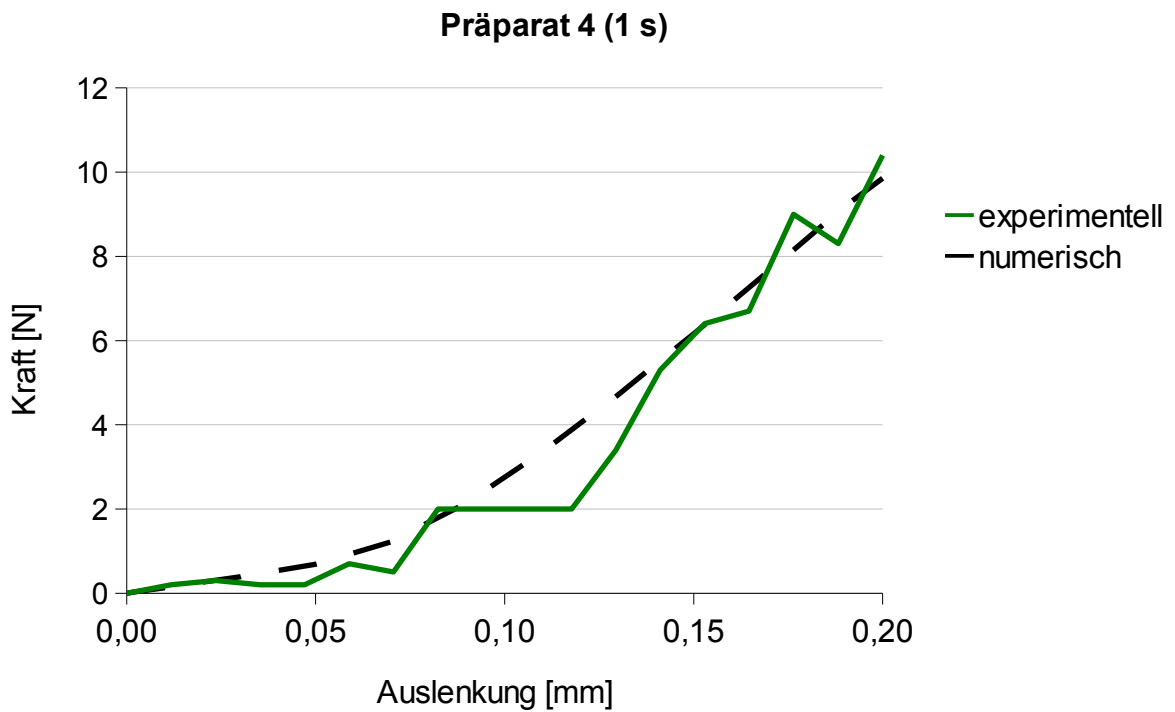


Abbildung 47: Gemessene Kurve bei 1 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E_1 = 0,3 \text{ MPa}$, $E_2 = 2,3 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 5 \%$.

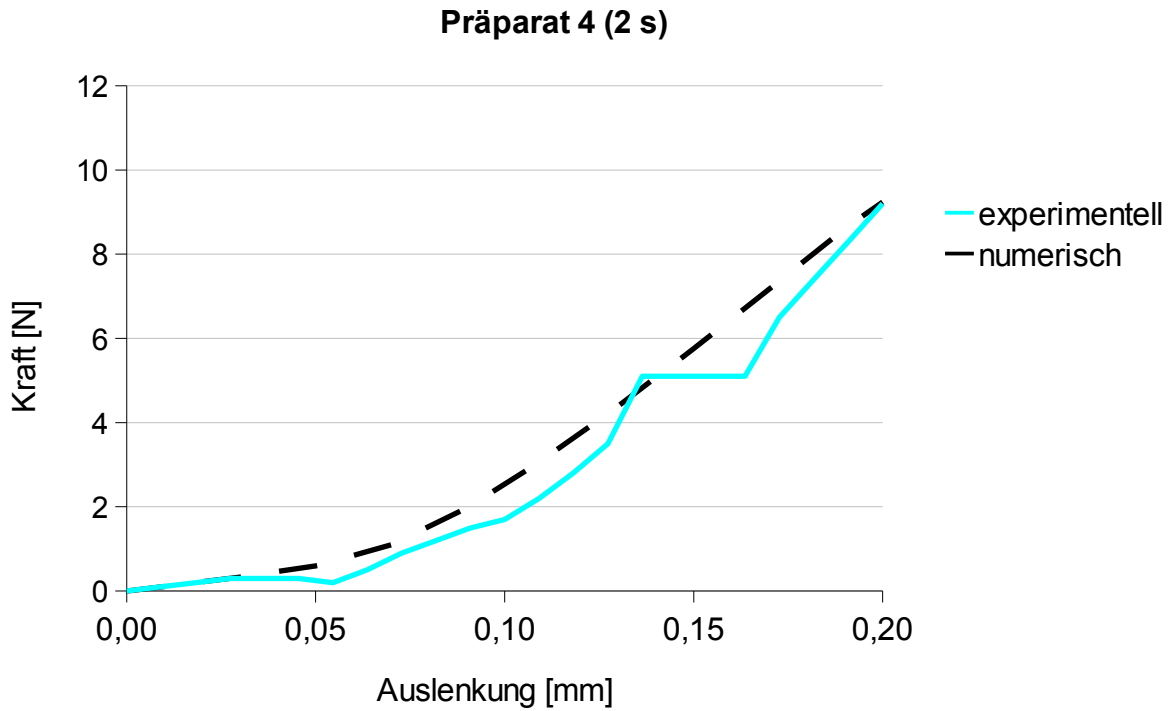


Abbildung 48: Gemessene Kurve bei 2 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E_1 = 0,25 \text{ MPa}$, $E_2 = 2,1 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 5 \%$.

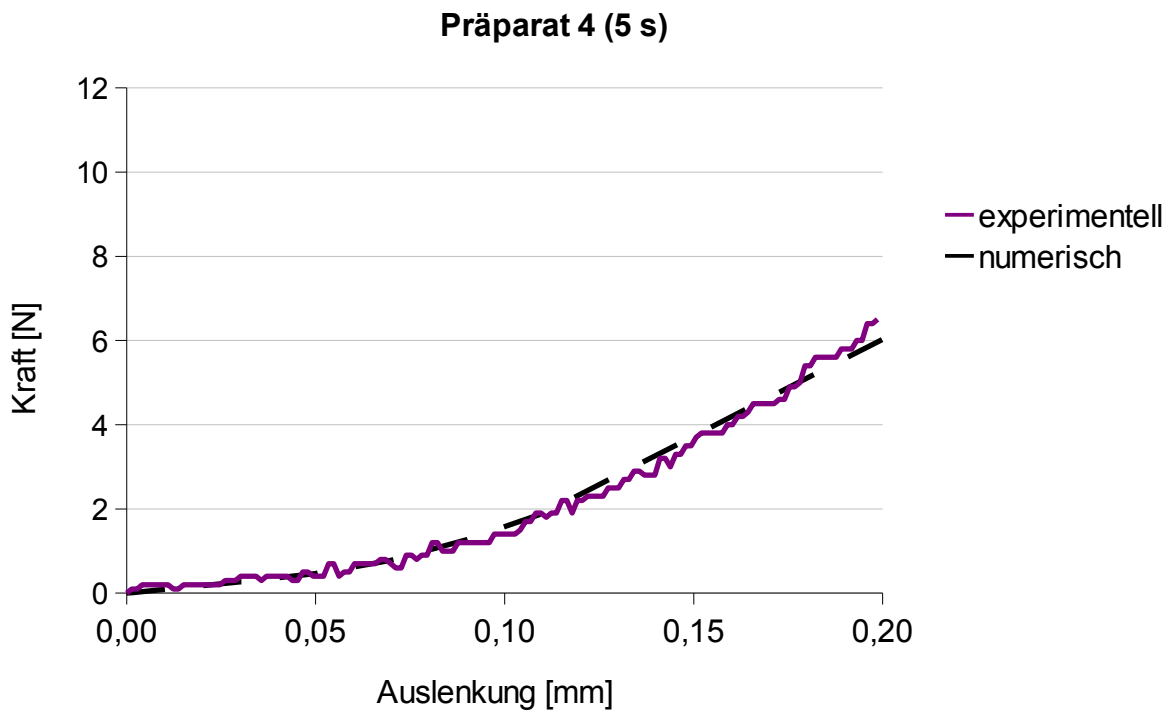


Abbildung 49: Gemessene Kurve bei 5 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E_1 = 0,2 \text{ MPa}$, $E_2 = 1,2 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 5 \%$.

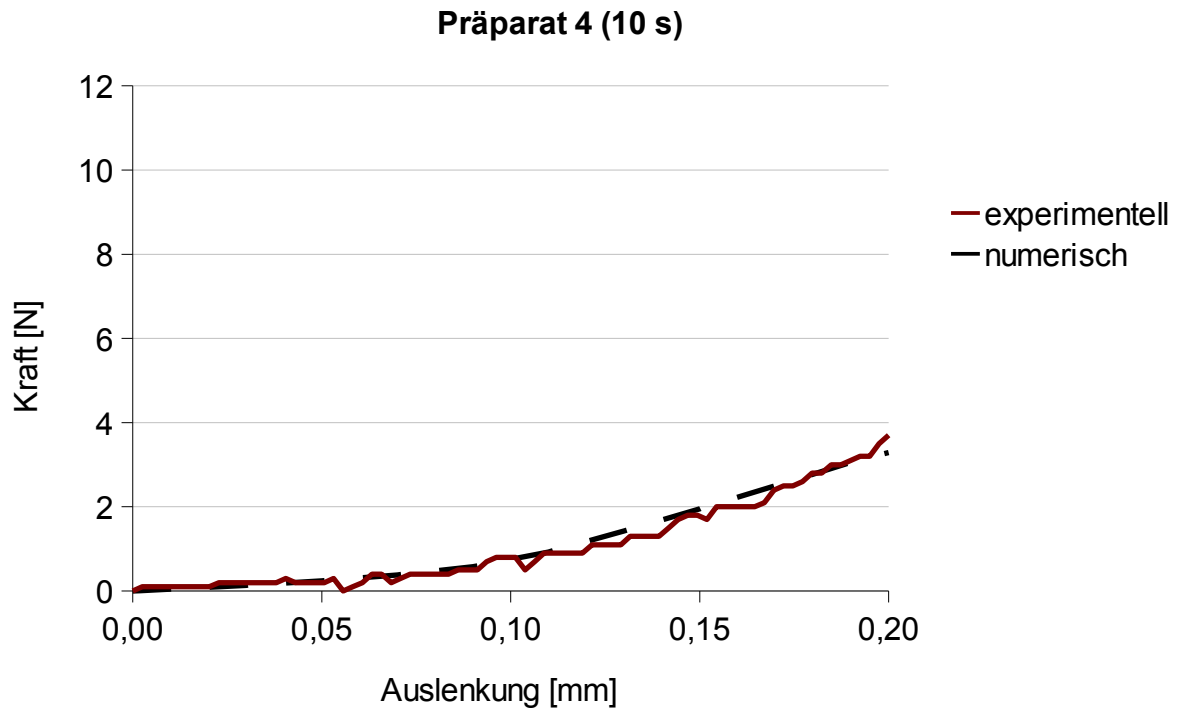


Abbildung 50: Gemessene Kurve bei 10 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E_1 = 0,1 \text{ MPa}$, $E_2 = 1 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 5 \%$.

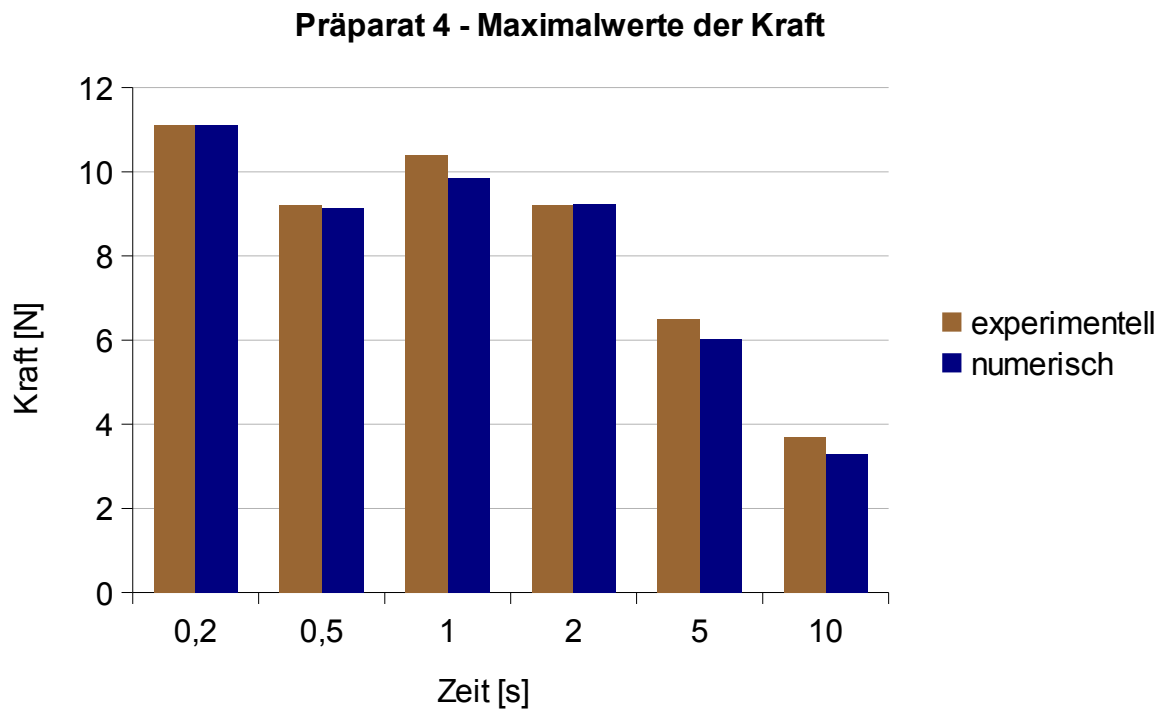


Abbildung 51: Maximalwerte der Kraft aller Messzeiten im Vergleich zu den berechneten Maximalwerten von Präparat 4.

4.5 Ergebnisse des Schweinepräparates 5

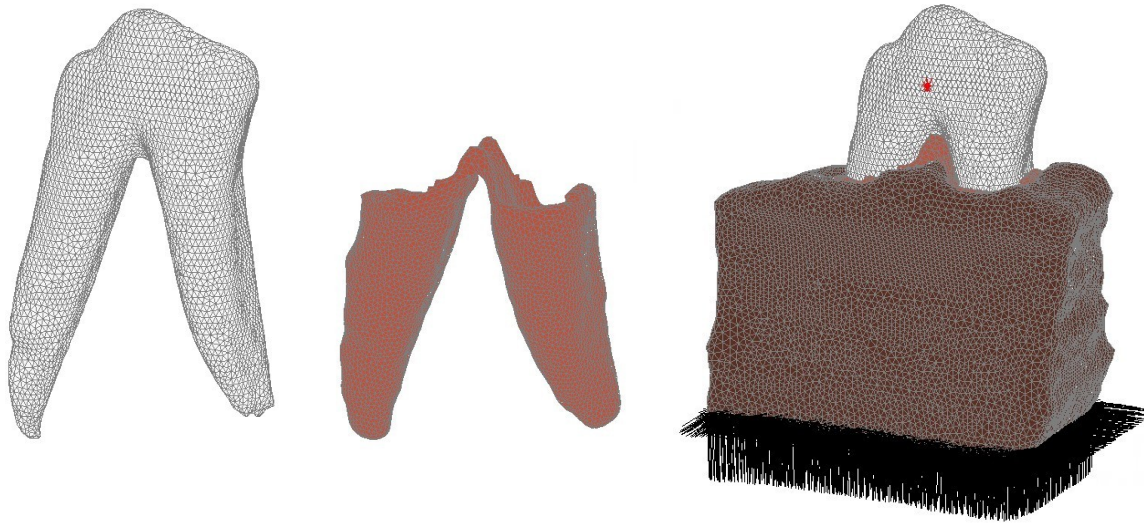


Abbildung 52: FE-Volumenmodelle von Schweinepräparat 5: Zahn (links), PDL (mitig) und Gesamtansicht von distobukkal mit Alveolarknochen (rechts), Kraftangriffspunkt (rot) und Festlager (schwarz).

Präparat 5 wird als Volumenmodelle in der Abbildung 52 dargestellt. Abbildungen 53 bis 59 stellen die Kraft-Auslenkungs-Diagramme der jeweiligen Belastungszeiten dar. Auch bei diesem Präparat ist eine Messungenauigkeit bei der Belastungszeit von 0,2 s ersichtlich. Der tatsächliche Maximalwert liegt eher im Bereich des berechneten Ergebnisses, als in den vom HexMeS registrierten Ergebnisbereich (Abbildung 60).

Präparat 5 - Alle Messergebnisse

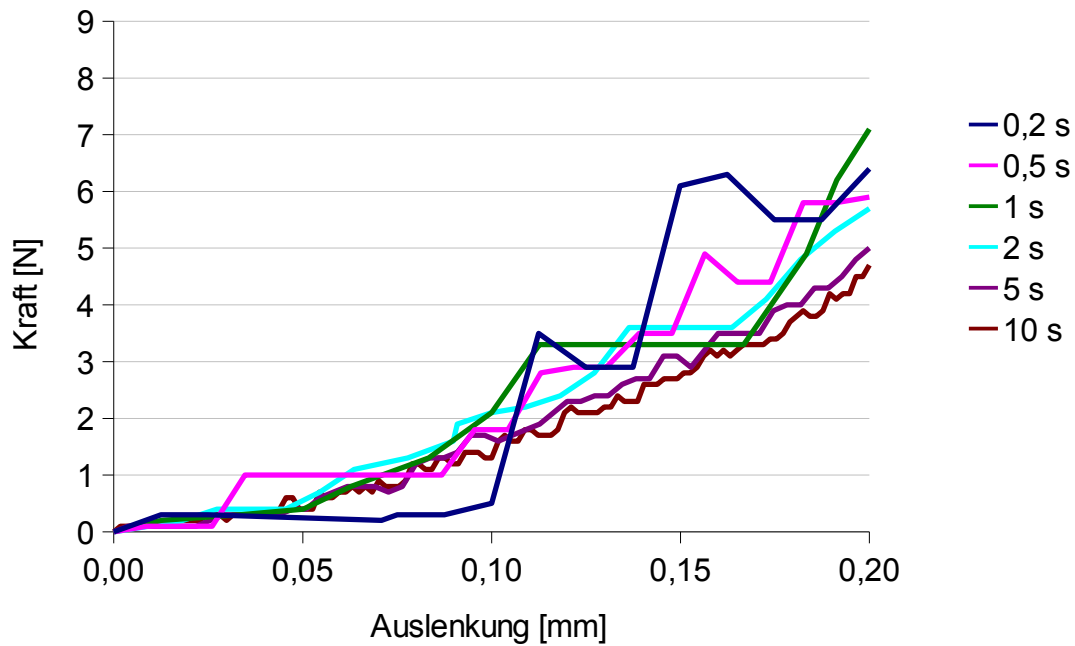


Abbildung 53: Kraft-Auslenkungs-Diagramm mit Graphen für alle Messzeiten von Präparat 5. Die Maximalkraft betrug bei der schnellsten Belastungszeit 6,4 N und bei der langsamsten Belastungszeit 4,7 N.

Präparat 5 (0,2 s)

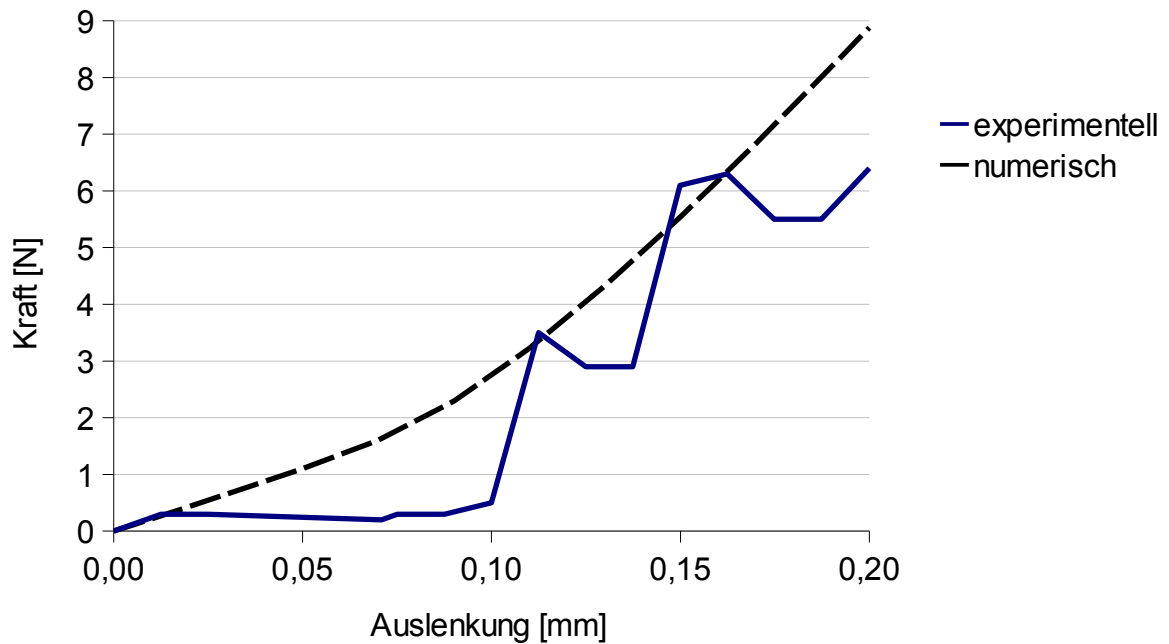


Abbildung 54: Gemessene Kurve bei 0,2 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E_1 = 0,8 \text{ MPa}$, $E_2 = 3 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 8 \%$.

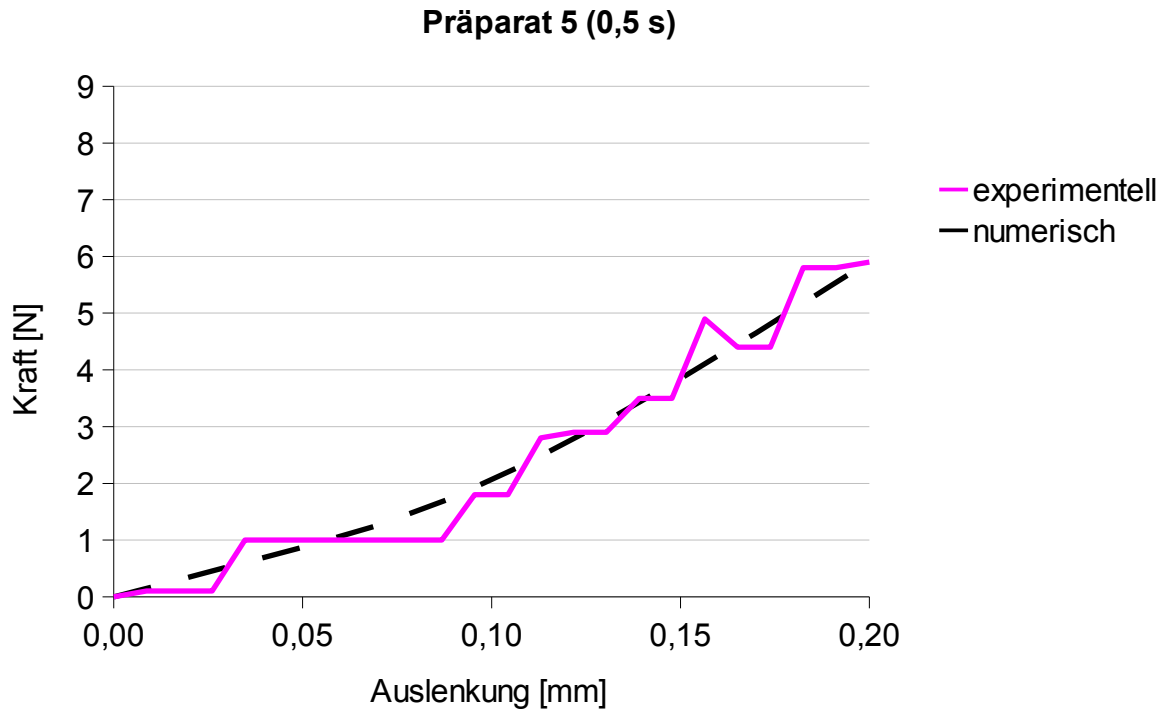


Abbildung 55: Gemessene Kurve bei 0,5 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E_1 = 0,6 \text{ MPa}$, $E_2 = 1,5 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 8 \%$.

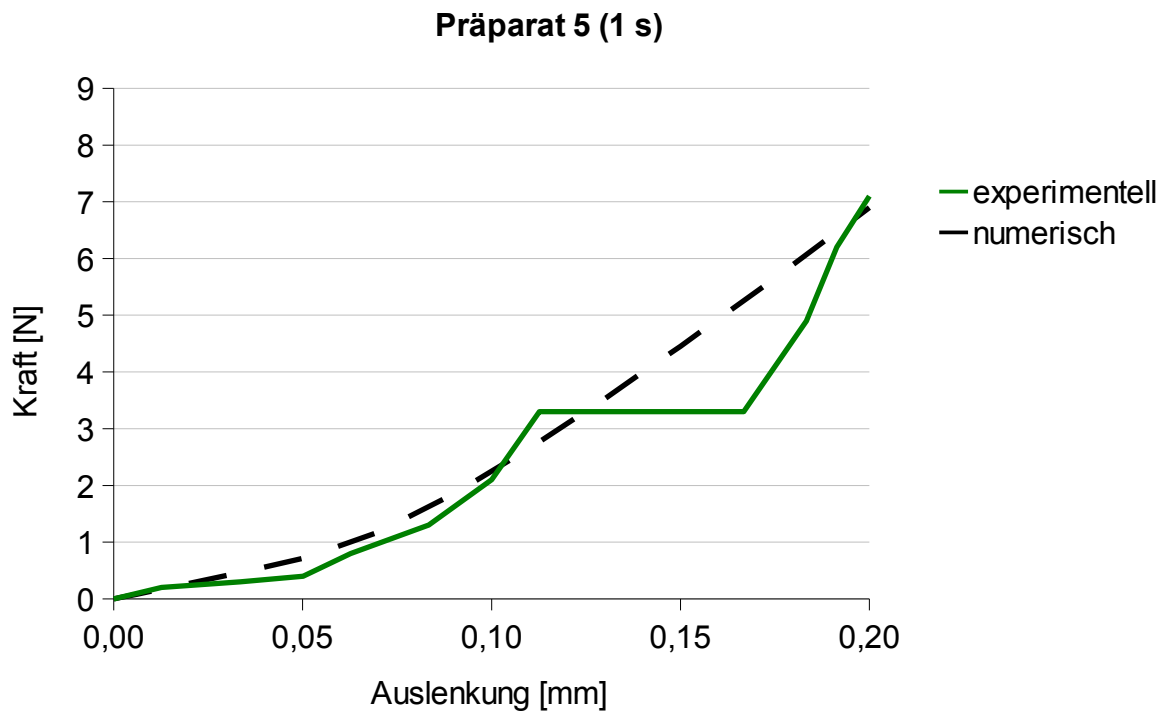


Abbildung 56: Gemessene Kurve bei 1 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E_1 = 0,5 \text{ MPa}$, $E_2 = 1,9 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 5 \%$.

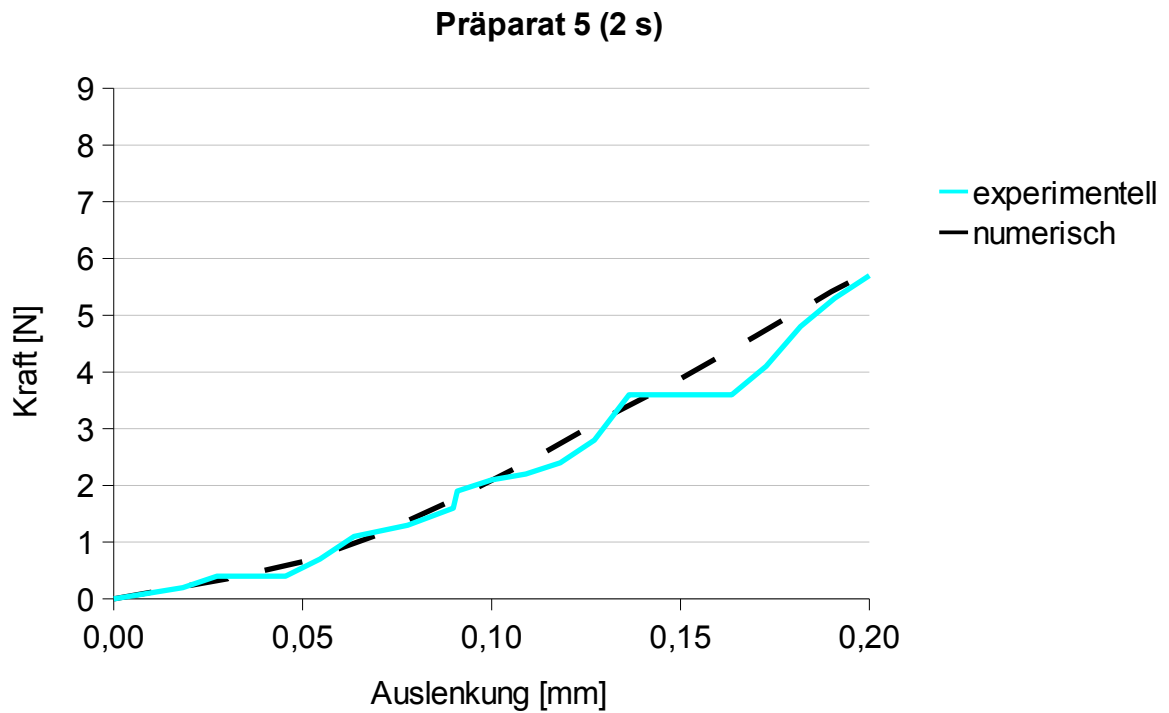


Abbildung 57: Gemessene Kurve bei 2 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E_1 = 0,4 \text{ MPa}$, $E_2 = 1,3 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 5 \%$.

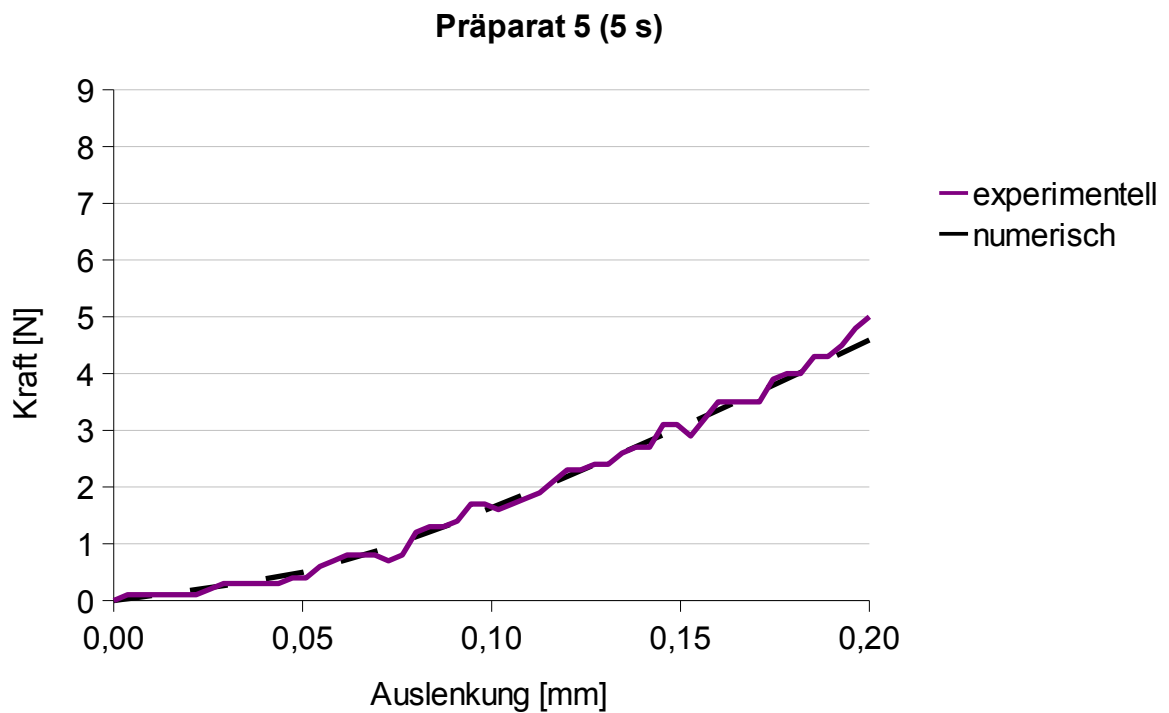


Abbildung 58: Gemessene Kurve bei 5 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E_1 = 0,3 \text{ MPa}$, $E_2 = 1 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 5 \%$.

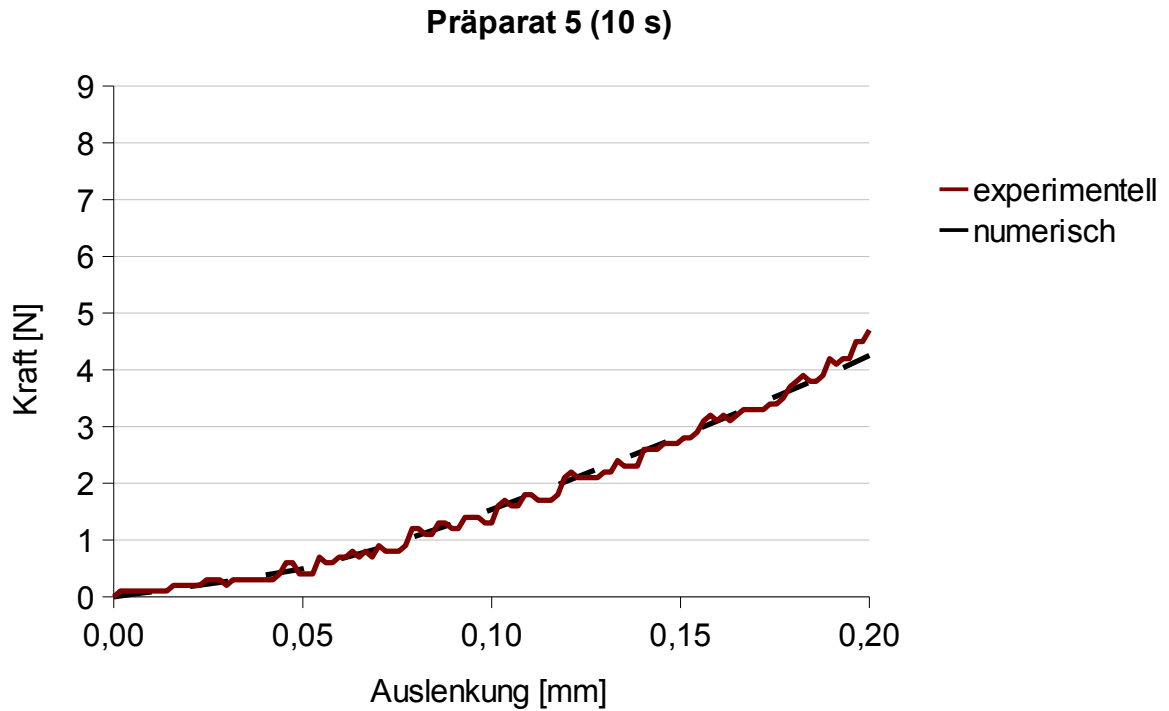


Abbildung 59: Gemessene Kurve bei 10 s und angepasste, berechnete Kurve mit den Materialparametern $E1 = 0,3 \text{ MPa}$, $E2 = 0,9 \text{ MPa}$, $\epsilon_{1/2} = 5 \%$.

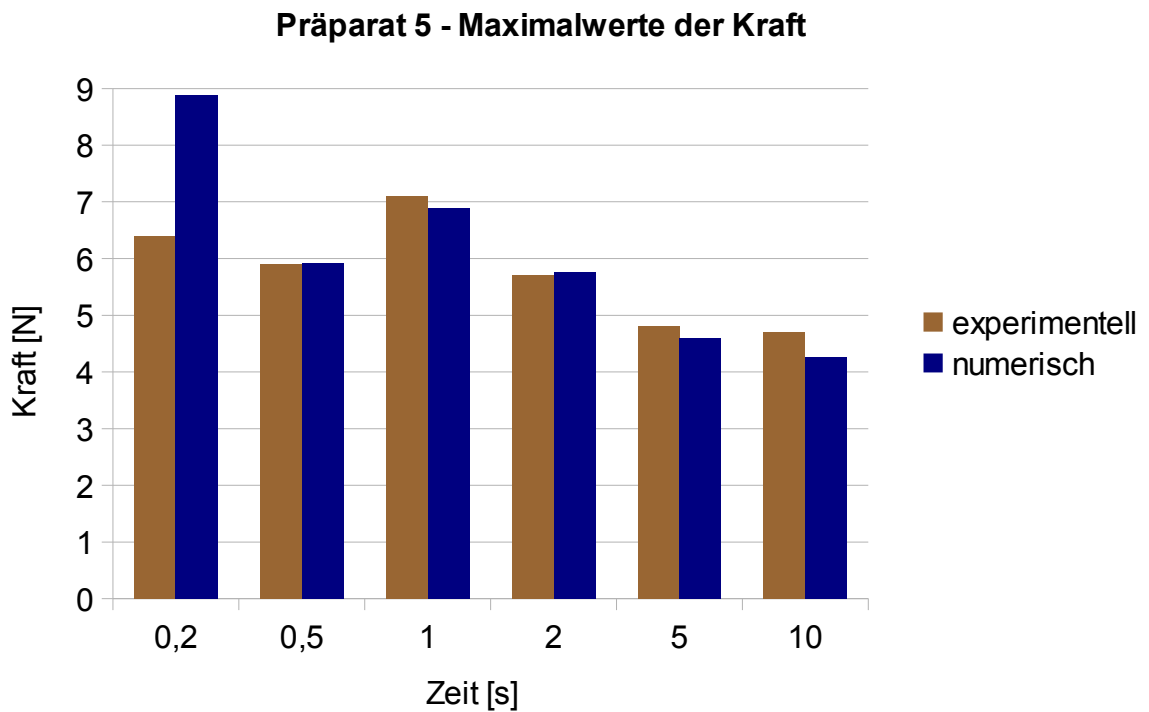


Abbildung 60: Maximalwerte der Kraft aller Messzeiten im Vergleich zu den berechneten Maximalwerten von Präparat 4.

4.6 Zusammenfassung der Maximalkräfte

Die schnellsten Belastungen mit 0,2 s ergaben meistens die höchste Kraftmessung. Dass die höchsten Maximalkräfte bei 0,2 s bei Präparat 3 und 5 nicht erreicht wurden, liegt eher an der Ungenauigkeit des Messaufbaus, da dieser in diesem Belastungszeitbereich mit dem Kraft-Drehmoment-Sensor an seine Grenzen stößt. Die Maximalkräfte der schnellsten Belastungszeit von 0,2 s befanden sich in den experimentellen Ergebnissen im Bereich zwischen 16,2 N und 5,9 N und in den numerischen Ergebnissen im Bereich zwischen 16,1 N und 5,9 N. Mit steigender Belastungszeit sanken die gemessenen Kräfte ab. Bei der langsamsten Belastungszeit von 10 s ergaben sich auch die niedrigsten Maximalkräfte, in den experimentellen Ergebnissen lagen diese im Bereich zwischen 12,8 N und 2,9 N und in den numerischen Ergebnissen im Bereich zwischen 12,8 N und 2,6 N. In der Abbildung 61 wurden für die einzelnen Zeiten Mittelwerte sowie die Standardabweichungen aus den experimentellen und numerischen Ergebnissen aller fünf Proben ermittelt. Die Mittelwerte bei 0,2 s aus den numerischen Ergebnissen lagen bei 9,5 N ($\pm 4,3$ N) und aus den numerischen Ergebnissen bei 9,9 N ($\pm 3,9$ N). Bei 10 s lagen die Mittelwerte aus den experimentellen Ergebnissen bei 5,7 N ($\pm 4,0$ N) und aus den numerischen Ergebnissen bei 5,4 N ($\pm 4,2$ N). Eine zeitabhängige Abnahme der Werte ist deutlich erkennbar.

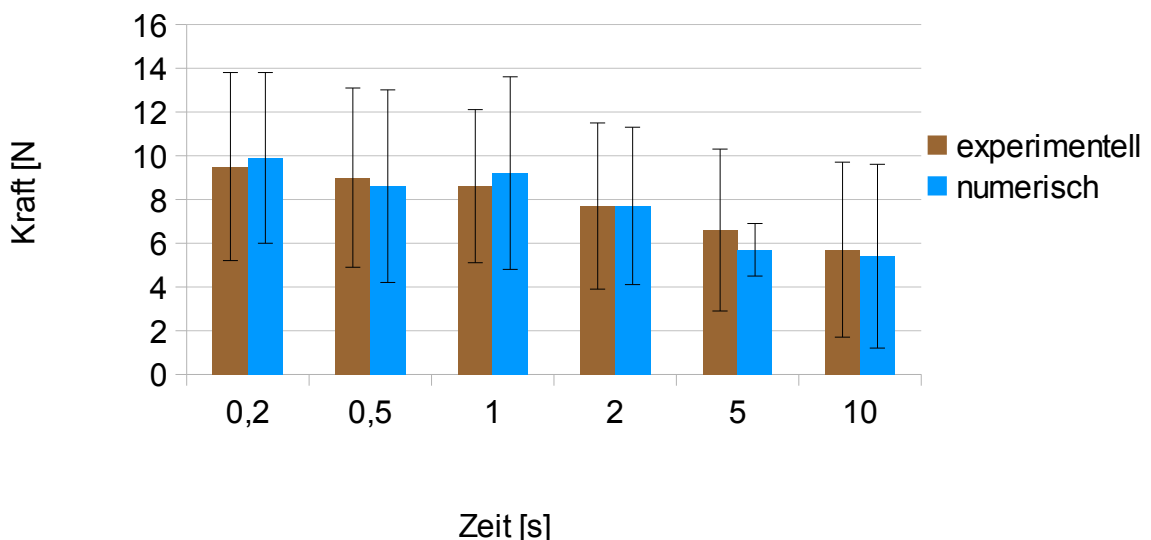


Abbildung 61: Mittelwerte und Standardabweichungen aller experimentell ermittelten Maximalkräfte für die einzelnen Belastungszeiten.

Die deutliche Abweichung der Maximalkräfte zwischen den einzelnen Proben von bis zu 10 N wird einerseits durch individuelle Faktoren der Probe wie Größe und Form der Wurzeln und PDL-Geometrie beeinflusst. Andererseits können bei den Untersuchungen Faktoren wie Einfrieren und Auftauen der Probe die Ergebnisse beeinflussen. Eine genauere Betrachtung der genannten Faktoren erfolgt in Kapitel 6.

4.7 Zusammenfassung der numerischen Ergebnisse

Die berechneten Ergebnisse und deren Mittelwerte, die mit dem Finite-Elemente-Programm MSC.Marc/Mentat 2007 ermittelt wurden, werden in der Tabelle 5 zusammenfassend dargestellt. Eine weitere Betrachtung erfolgt in Kapitel 5.8.

Präparat	Belastungszeit [s]	E1 [MPa]	E2 [MPa]	$\epsilon_{1/2}$ [%]
1	0,2 s	1,5	3,0	8,0
	0,5 s	1,5	3,0	8,0
	1,0 s	0,8	2,5	5,0
	2,0 s	0,8	2,0	5,0
	5,0 s	-	-	-
	10,0 s	0,8	1,7	3,0
2	0,2 s	0,8	3,0	8,0
	0,5 s	0,8	2,5	7,5
	1,0 s	0,8	2,3	5,0
	2,0 s	0,6	1,6	5,0
	5,0 s	0,4	1,2	5,0
	10,0 s	0,2	1,0	6,0
3	0,2 s	1,5	3,5	7,0
	0,5 s	1,0	3,5	6,0
	1,0 s	0,8	3,0	5,0
	2,0 s	0,8	2,5	5,0
	5,0 s	0,5	1,9	5,0
	10,0 s	0,3	1,8	5,0
4	0,2 s	0,8	3,0	7,0
	0,5 s	0,35	2,3	6,0
	1,0 s	0,3	2,3	5,0
	2,0 s	0,25	2,1	5,0
	5,0 s	0,2	1,2	5,0
	10,0 s	0,1	1,0	5,0
5	0,2 s	0,8	3,0	8,0
	0,5 s	0,6	1,5	8,0
	1,0 s	0,5	1,9	5,0
	2,0 s	0,4	1,3	5,0
	5,0 s	0,3	1,1	5,0
	10,0 s	0,3	0,9	5,0
Mittelwerte und Standardabweichungen	0,2 s	1,1 ($\pm 0,4$)	3,1 ($\pm 0,2$)	7,8 ($\pm 0,4$)
	0,5 s	0,9 ($\pm 0,4$)	2,6 ($\pm 0,8$)	7,5 ($\pm 0,9$)
	1,0 s	0,6 ($\pm 0,2$)	2,4 ($\pm 0,4$)	5,0 ($\pm 0,0$)
	2,0 s	0,6 ($\pm 0,2$)	1,9 ($\pm 0,5$)	5,0 ($\pm 0,0$)
	5,0 s	0,4 ($\pm 0,1$)	1,4 ($\pm 0,4$)	5,0 ($\pm 0,0$)
	10,0 s	0,3 ($\pm 0,3$)	1,3 ($\pm 0,4$)	4,8 ($\pm 1,1$)

Tabelle 5: Berechnete bilineare Materialparameter des PDL für alle Präparate und alle Belastungszeiten. Bei Präparat 1 konnte für die Belastungszeit von 5 s keine Materialparameter bestimmt werden, da deren experimentell ermittelten Werte zu stark von den Werten anderer Belastungszeiten abwich (siehe Kapitel 5.1).

4.8 Mittelwerte der Materialparameter des PDLs

Aus den Ergebnissen wurden für jede Belastungszeit Mittelwerte vom ersten E-Modul (E1), zweiten E-Modul (E2) und der Grenzdehnung $\varepsilon_{1/2}$ ermittelt und in den Abbildungen 62 bis 64 als Diagramme dargestellt. Die zeitabhängige Abnahme der Werte ist in den Diagrammen der E-Moduln deutlich erkennbar. Bei der schnellsten Belastungszeit von 0,2 s beträgt der Mittelwert für E1 1,1 MPa ($\pm 0,4$ MPa) und für E2 3,1 MPa ($\pm 0,2$ MPa). Bei der langsamsten Belastungszeit von 10 s beträgt der Mittelwert für E1 0,3 MPa ($\pm 0,3$ MPa) und für E2 1,3 MPa ($\pm 0,4$ MPa). Die Grenzdehnung $\varepsilon_{1/2}$ zeigt auch eine Zeitabhängigkeit, in Belastungszeiten bis 1 s liegt sie bei 7%, ab der Belastungszeit 1 s nahezu konstant bei 5 %.

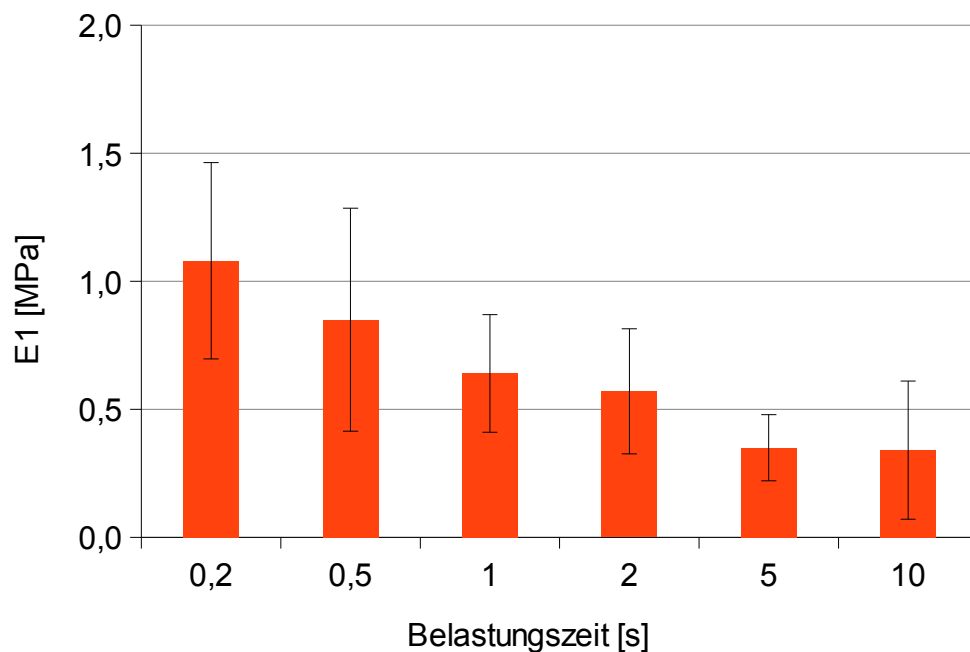


Abbildung 62: Mittelwerte und Standardabweichungen vom ersten E-Modul für alle Belastungszeiten.

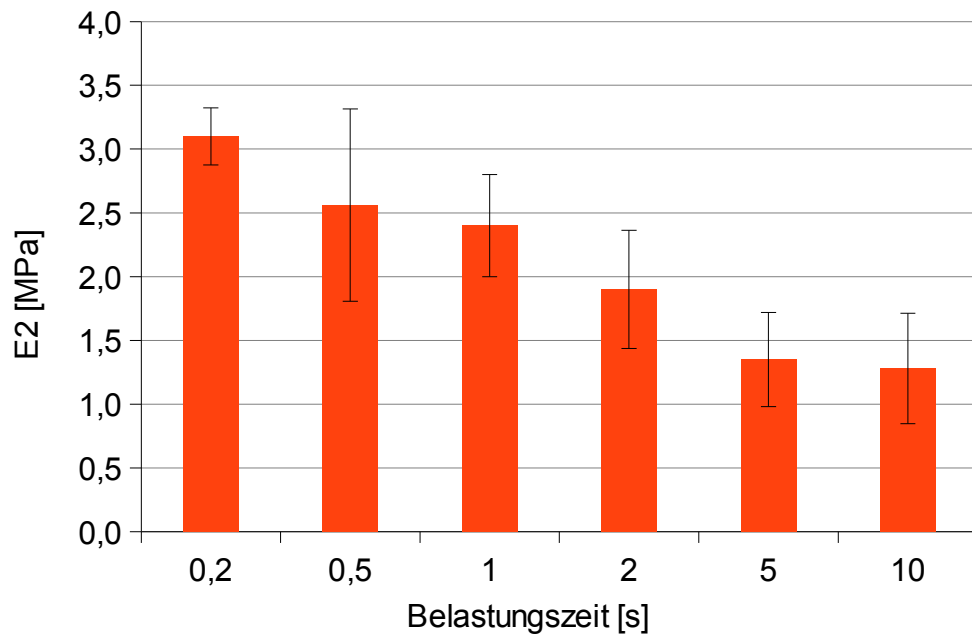


Abbildung 63: Mittelwerte und Standardabweichungen vom zweiten E-Modul für alle Belastungszeiten.

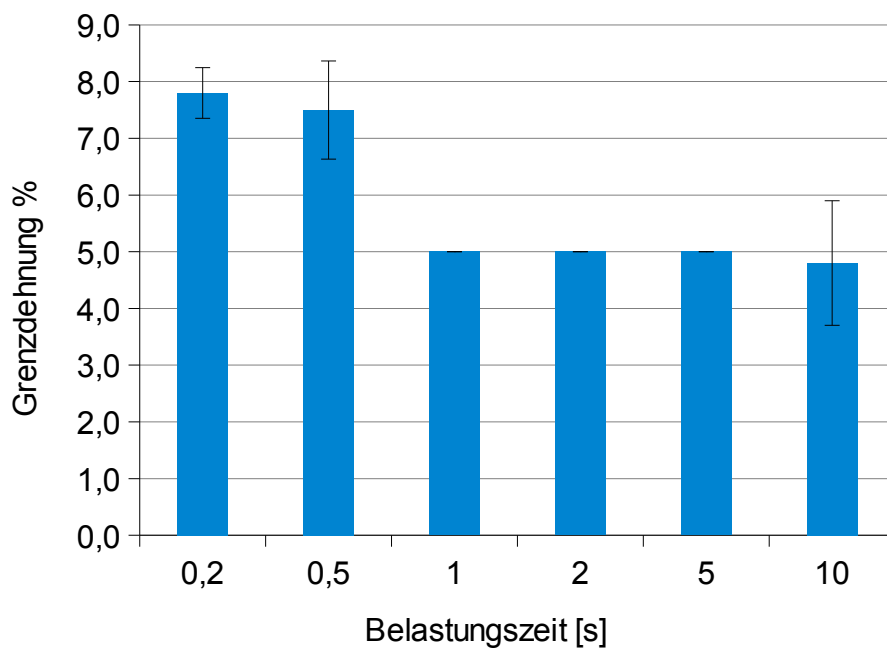


Abbildung 64: Mittelwerte und Standardabweichungen der Grenzdehnung $\epsilon_{1/2}$ für alle Belastungszeiten.

5. Diskussion

In diesem Teil der Arbeit werden zunächst die verwendeten Materialien und Methoden kritisch bewertet, danach werden die Ergebnisse mit denen aus Studien anderer Autoren verglichen.

5.1 Diskussion von Material und Methoden

Als Versuchsobjekte wurden Schweinezähne ausgewählt. Im Vergleich zu humanen Zähnen bestehen speziebedingte Unterschiede in der Zahnform und der Histologie des Parodontiums. Siebers (1999) hat diese Unterschiede an Schweinepräparaten untersucht. Seine Ergebnisse zeigten, dass die Parodontalspaltbreiten der Milchzähne vom Schwein vergleichbar mit denen der humanen Zähne sind und dass die Zahnform nur einen untergeordneten Einfluss auf die Zahnbeweglichkeit hat.

Die in dieser Arbeit untersuchten Milchzähne des Schweins hatten apikal alle Kontakt mit dem Zahnkeim der bleibenden Zähne. Eine entwicklungsbedingte Resorption der Zahnwurzeln und die damit verbundene Zerstörung des apikalen Parodontalligaments waren somit nicht vollständig auszuschließen. Nach Gathercole und Keller (1982) wird die Zahnbeweglichkeit jedoch nur gering durch zerstörtes apikales Parodontalligament beeinflusst. Durch die röntgenologische Untersuchung der Präparate am Anfang dieser Arbeit wurden Zähne mit möglichst geringer Resorption ausgesucht. Die erstellten FE-Modelle der Zähne zeigten nur geringe Anzeichen für Resorptionen.

Ein anderer oft diskutierter Faktor ist der Einfluss von Einfrieren und Wiederauftauen der Präparate auf die Messergebnisse. Frühere Untersuchungen an Schweinezähnen (Haase, 1996; Poppe, 2001; Poppe et al., 2002; Ziegler, 2004; Ziegler et al., 2005) haben keinen Unterschied in den Messergebnissen zwischen frischen und wieder aufgetauten Präparaten erbracht. Die Ergebnisse von Kawarizadeh (2002) und Kawarizadeh et al. (2003) an frischen und eingefrorenen Rattenzähne unterschieden sich jedoch deutlich, die schmalere Parodontalspaltbreite (0,1 mm) und die abweichende Anatomie im Vergleich zu Schweinezähnen könnten eine Rolle dabei gespielt haben. Außerdem konnte

durch Zugabe von NaCl-Lösung mit Periston beim Einfrieren der Proben die Zerstörung der Zellen vermindert werden.

Im Parodontalspalt befinden sich außer den Sharpey-Fasern noch die Grundsubstanz, verschiedene Zellen, sowie Blut- und Lymphgefäße. Diese Komponenten bilden den viskösen Anteil des PDLs und spielen somit eine wichtige Rolle für die viskoelastischen Eigenschaften des PDLs (Carvalho et al., 2006). Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigten, dass die Verringerung der Belastungszeit zu einer Erhöhung der gemessenen Kräfte führte. Dies deutet auf eine höhere Steifigkeit des PDLs mit abnehmender Belastungszeit hin. Bereits Körber (1971) hatte dieses Verhalten beschrieben. Es kann durch das Strömungsverhalten des viskösen Anteils des PDLs erklärt werden. Die Erhöhung der Belastungsgeschwindigkeit führt zur Verkürzung der Zeit, in der sich der visköse Anteil aus dem Parodontalspalt in das umliegende Gewebe verschieben kann. Um die Zerstörung der Fasern und Zellen sowie das Auslaufen der Grundsubstanz bei Aufbereitung der Präparate zu verhindern, wurde bei der Präparation ein Abstand von mindestens 1 mm von Parodontalspalt eingehalten.

Kawarizadeh hatte 2002 rechnerisch die Kraft-Auslenkungs-Werte von unterschiedlich stark vereinfachten Modellen von Rattenzähnen miteinander verglichen. Die Werte des stark vereinfachten Modells wichen 44 % von dem möglichst detailgetreuen Modell ab. Hohmann et al. (2011) hatten aus den CT-Bildern eines Präparates 17 unterschiedliche dreidimensionale Modelle rekonstruiert und berechnet. Es zeigte sich, dass die Dicke des PDLs einen erheblichen Einfluss auf die initiale Zahnbeweglichkeit hatte. Die Modellrekonstruktion beeinflusst somit deutlich die numerischen Ergebnisse.

In früheren Arbeiten wurden zur Rekonstruktion der Präparate histologische Schnittbilder erstellt (Haase, 1996; Kawarizadeh, 2002; Poppe, 2001; Ziegler, 2004). Diese waren 1,0 mm bis 1,5 mm dick, der Sägeverlust betrug zwischen 0,25 mm und 0,30 mm. Eine geringere Schichtdicke konnte nicht erreicht werden, da dies zu einer höheren Bruchgefahr der Schichten führte (Reimann, 2008).

In dieser Arbeit konnten mit dem μ CT-Scanner Aufnahmen mit sehr hoher Auflösung von circa 25 μ m erstellt werden. Dadurch konnte mit ADOR3D auch der sehr komplexe Bereich der Wurzelfurkation genau rekonstruiert werden. In diesem Bereich wurde jede Schicht genutzt, um eine detailgetreue Rekonstruktion zu erzielen. In dem restlichen Bereichen von Zahn, PDL und Knochen wurde die Anzahl der verwendeten Schichten reduziert. Für den umgebenden Knochen wurden weniger Schichten rekonstruiert als für Zahn und PDL. Dadurch konnte die Rechenzeit verkürzt werden, ohne dass auf die Detailgenauigkeit im Bereich der Alveole verzichtet werden musste. Trotzdem können Geometrieabweichungen nicht ganz vermieden werden, da bei der halbautomatischen Modellierung mit ADOR3D die Gewebegrenzen, für eine bessere Vernetzung der Schichten, geglättet werden. Das numerische Modell ist somit nur eine Annäherung an die tatsächliche Geometrie.

Die Ergebnisse werden außerdem von den individuellen Faktoren der Präparaten beeinflusst. Fill et al. (2011) haben alle Faktoren, die einen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften des PDLs haben, aus der Literatur zusammengefasst. Dazu gehören geometrische Konfiguration des PDLs, Größe und Form der Zahnwurzel, Lebensumfeld, Physiologie (Alter, Geschlecht), Genotyp, Art der Belastung und die Materialeigenschaften (linear, nichtlinear, viskoelastisch, etc.).

5.2 Vergleich mit anderen Studienergebnissen

Rees und Jacobsen (1997) haben durch eine Literaturrecherche gezeigt, dass sich die ermittelten E-Moduln in einem Bereich von 0,07 bis 1750 MPa befanden. Diese große Variationsbreite entsteht durch die sehr unterschiedlichen Messaufbauten und experimentellen und numerischen Ansätze (siehe Kapitel 2.4).

Obwohl Mühlemann und Zander bereits 1954 die nichtlinearen Eigenschaften des PDLs beschrieben haben, werden bisher immer noch Untersuchungen durchgeführt, in denen das PDL mit einem linear-elastischen Modell beschrieben wird (Cattaneo et al., 2005; Cook et al., 1982; Jeon et al., 1999; Kojima und Fukui, 2006; Middleton et al., 1990; Pa-

nagiopoulou et al., 2011; Tanne et al., 1987). Dieses Modell berücksichtigte nicht die zeitabhängige Änderung der Materialeigenschaften des PDLs.

Autor	Jahr	E-Moduln [MPa]		Grenzdehnung $\epsilon_{1/2}$ [%]
		E1	E2	
Siegele et al.	1986	0,26	8,5	2,84
Siebers	1999	0,05	0,22	7,5
Poppe	2001	0,05	0,28	7,5
Kawarizadeh	2002	0,05	0,6	6,3
Ziegler	2004	0,05	0,18	6,4
Dong-Xu et al.	2011	0,04	0,16	7,3
Drolshagen	2012	0,06 bis 0,2	0,6 bis 1,65	0,8 bis 9
Papadopoulou	2012	0,015 bis 0,15	0,04 bis 1,00	8 bis 14

Tabelle 6: Aus vorherigen Studien ermittelte bilineare Materialeigenschaften des PDLs.

In dieser Arbeit wurden die zeitabhängigen Kraft-Auslenkungs-Eigenschaften des PDLs durch ein bilineares Modell beschrieben. Der bilineare Ansatz wurde bereits in anderen Studien verwendet (Dong-Xu et al., 2011; Drolshagen, 2012; Drolshagen et al., 2011; Kawarizadeh, 2002; Kawarizadeh et al., 2003; Papadopoulou, 2012; Papadopoulou et al., 2013; Poppe, 2001; Poppe et al., 2002; Siebers, 1999; Siegele et al., 1986; Toms und Eberhardt, 2003; Ziegler, 2004; Ziegler et al., 2005). Tabelle 6 stellt die bisher ermittelten bilinearen Materialparameter des PDLs dar.

Siegele et al. (1986) bestimmten die Materialparameter des PDLs eines oberen Schneidezahnes anhand eines zweidimensionalen FE-Modells. Die experimentellen Messwerte entnahm er aus der vorherigen Arbeit von Scholz et al. (1980). Er untersuchte die verschiedenen Bewegungsmuster, wie statische Auslenkung, freie Rückstellbewegung so-

wie Schwingungsverhalten nach Stoßbelastung und bestimmte dann einen mittelwertigen Parametersatz (siehe Tabelle 6). Diese Materialparameter weichen stark von den in dieser Arbeit ermittelten ab.

Die ermittelten Materialparameter von Siebers (1999) und Poppe (2001) stimmen fast miteinander überein. Beide Untersuchungen wurden in Vitro an einwurzeligen Zähnen durchgeführt. Siebers untersuchte die Eckzähne an Minischweinen und Poppe an humanen Front- und Eckzähnen. Eine maximale Auslenkung von 0,2 mm wurde jeweils als Ziel gesetzt und durch schrittweise, gleichmäßige Belastungen erreicht. Zwischen den Belastungen wurden Beruhigungszeiten von ca. 45 Sekunden eingehalten. Siebers unterteilte eine Messung in 80 Schritte, während Poppe für eine Messung zwischen 61 und 101 Schritten benötigte. Somit dauerte eine Messung von Siebers 40 bis 80 Minuten und eine von Poppe 90 bis 100 Minuten. Die Untersuchungen wurden somit im kieferorthopädischen Zeit- und Kraftbereich durchgeführt. Diese Materialparameter gelten also für quasistatische, d.h. sehr langsame Kraftaufbringung, während diese Arbeit sich mit sehr schnellen Belastungszeiten von 0,2 bis 10 Sekunden und hohem Kraftbereich auseinandersetzt.

Kawarizadeh (2002) und Ziegler (2004) führten in-vitro-Untersuchungen an mehrwurzeligen Zähnen durch. Sie limitierten jedoch die Maximalkraft auf 0,15 N (Kawarizadeh) und 6 N (Ziegler). Diese Maximalkräfte wurden mittels sehr kleiner Belastungsschritte, mit dazwischen liegenden Beruhigungszeiten von je ca. 40 Sekunden, erreicht. Eine Messung dauerte somit ca. 100 Minuten. Wie in den Untersuchungen von Siebers (1999) und Poppe (2001) müssen die ermittelten Materialparameter eher als Grenzfall für quasistatische Belastung angesehen werden.

Papadopoulou (2012) untersuchte in Vitro das Kraft-Auslenkungs-Verhalten von zweiwurzeligen Schweinezähnen in den Belastungszeiten 5 s, 10 s, 20 s, 30 s, 60 s, 120 s, 300 s, 450 s und 600 s. Die Durchführung der Untersuchungen ähnelt der dieser Arbeit. Die experimentellen Versuche wurden im HexMeS durchgeführt, die dreidimensionale Rekonstruktion der Präparate erfolgte mit ADOR3D und die numerischen Berechnungen wurden im Marc/Mentat 2007 durchgeführt. Deren ermittelten Materialparametern (siehe

Tabelle 6) im Bereich von 5 s sind mit der dieser Arbeit vergleichbar. Während die Materialparameter im Bereich von 600 s mit den vorherigen Untersuchungen vergleichbar sind. Somit wurde das ganze Spektrum der Zahnauslenkung von der initiale Auslenkung bis zum kieferorthopädischen Zeitbereich untersucht.

Drolshagen (2012) hatte in Vivo fünf humane obere Frontzähne an einen neuentwickelten intraoralen Messaufbau untersucht. Die maximale Zahnauslenkung von 0,15 mm wurde festgelegt und die Belastungszeiten betragen 0,1 s, 0,2 s, 0,5 s, 1 s, 2 s, und 5 s. Anhand der Röntgenbilder der Probanden wurden die jeweiligen Gewebegeometrien auf ein idealisiertes FE-Modell übertragen und daraus fünf individuelle FE-Modelle hergestellt. An den dreidimensionalen FE-Modellen wurden dann die Materialparameter für die einzelnen Zeiten bestimmt. Seine Ergebnisse konnten ein bilineares Materialverhalten von humanem PDL nachweisen, somit ist seine Arbeit mit dieser Arbeit, in Bezug auf die Materialparameter des PDLs, vergleichbar.

Die Abbildungen 65 bis 67 zeigen einen Vergleich der von Mensch und Schwein ermittelten Mittelwerte und Standardabweichungen der Moduln E1 und E2 für die Zeiten von 0,2 s bis 5 s. Daran anschließend sind Werte von 5 s und 600 s aus den Ergebnissen von Papadopoulou (2012) dargestellt. Eine zeitabhängige Abnahme der E-Moduln ist deutlich zu erkennen. Die in Vivo ermittelten Ergebnisse von Drolshagen (2012) zeigten, übereinstimmend mit dieser Arbeit, eine zeitabhängige Abnahme beider E-Moduln E1 und E2. Die Werte der E-Moduln sind in der in-vivo-Untersuchung jedoch deutlich kleiner als die der in-vitro-Untersuchung. Die Grenzdehnungen $\epsilon_{1/2}$ zeigen eine entgegengesetzte Tendenz.

Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichungen von E1 zwischen Schwein und Mensch

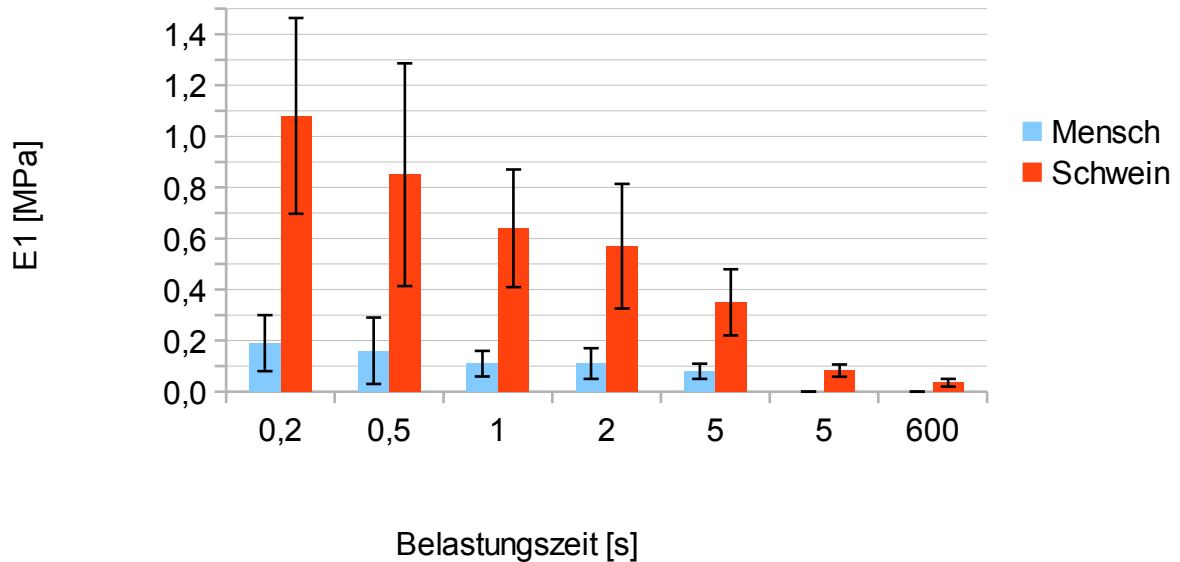


Abbildung 65: Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichungen des ersten E-Moduls (E1) von Mensch und Schwein für Belastungszeiten von 0,2 s bis 5 s. Daran anschließend sind E1-Werte von 5 s und 600 s von Papadopoulou (2012) dargestellt.

Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichungen von E2 zwischen Schwein und Mensch

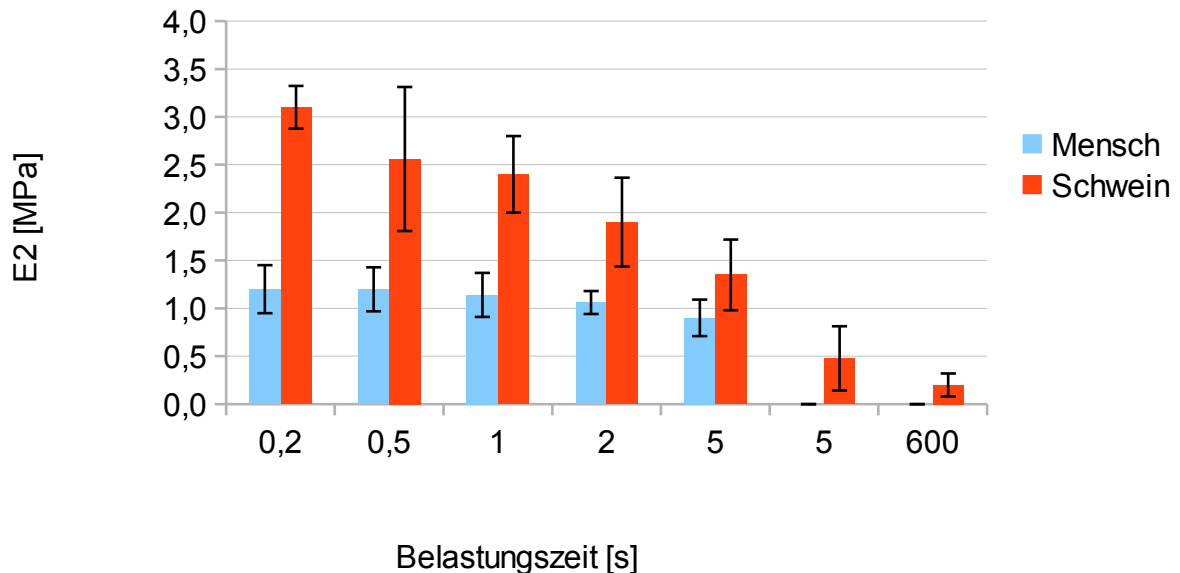


Abbildung 66: Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichungen des zweiten E-Moduls (E2) von Mensch und Schwein für Belastungszeiten von 0,2 s bis 5 s. Daran anschließend sind E2-Werte von 5 s und 600 s von Papadopoulou (2012) dargestellt.

Die Abweichungen der Werte zwischen den beiden Untersuchungen können sowohl durch die Verwendung unterschiedlicher Messgeräte als auch durch die Messung an verschiedenen Zahnarten, Frontzahn bei in-vivo-Messung und zweiwurzeliger Prämolare bei in-vitro-Messung, erklärt werden. Zudem ist ein Vergleich zwischen einer in-vivo- und einer in-vitro-Untersuchung schwierig. Da bei der in-vitro-Untersuchung eine Zerstörung des PDLs nicht vollständig auszuschließen war, während bei der in-vivo-Untersuchung keine exakte dreidimensionale Rekonstruktion der Zähne erfolgen konnte.

5.3 Abschließende Wertung der Arbeit

Die Ergebnisse aus dieser Arbeit und der von Papadopoulou (2012) fügen sich somit logisch und auch von den Ergebnissen her an die von Siebers (1999), Poppe (2001), Karwarizadeh (2002) und Ziegler (2004) durchgeführten Untersuchungen an und decken experimentell und numerisch den gesamten Bereich, von 0,2 s bis quasistatisch, des zeitabhängigen Kraft-Auslenkungs-Verhaltens und der biomechanischen Parameter des PDLs ab. Diese Daten werden zur Validierung eines heterogenen elastisch-biphasischen Modells des PDLs (Favino et al., 2012) verwendet.

6. Zusammenfassung

Diese Arbeit befasste sich mit den zeitabhängigen elastischen Materialparametern des Parodontalligaments zweiwurzeliger Schweinezähne. Die initiale Zahnbewegung von fünf Schweineprämolaren wurde in einem biomechanischen Messsystem mit Belastungszeiten von 0,2 s, 0,5 s, 1 s, 2 s, 5 s und 10 s und einer bukkolingualen Auslenkung von 0,2 mm gemessen und als Kraft-Auslenkungs-Kurven dargestellt. Die Präparate wurden anschließend in einem μ CT-Scanner eingescannt und aus den Röntgenbildern wurden dreidimensionale Finite-Elemente-Modelle hergestellt. An diesen Modellen erfolgte die Bewegungssimulation und die numerische Bestimmung der Materialparameter des PDLs. Durch Vergleich der numerischen Ergebnisse mit den gemessenen Werten wurden die Materialparameter solange variiert, bis eine möglichst exakte Übereinstimmung erzielt wurde.

Ein bilinearer Materialparametersatz mit einer Grenzdehnung, die den Übergang zwischen erstem und zweitem E-Modul darstellt, wurde verwendet. Die Ergebnisse zeigen eine gute Simulation der experimentell gemessenen Kraft-Auslenkungs-Kurven. Die Mittelwerte der E-Moduln zeigten sowohl für den ersten als auch für den zweiten E-Modul eine zeitabhängige Abnahme. Für die schnellste Belastung von 0,2 s lagen die Mittelwerte des ersten E-Moduls bei 1,1 MPa und des zweiten E-Moduls bei 3,1 MPa. Bei der langsamsten Belastungszeit von 10 s lag der Mittelwert des ersten E-Moduls bei 0,3 MPa und des zweiten E-Moduls bei 1,3 MPa. Die Mittelwerte der Grenzdehnung nehmen von 0,2 s bis 1 s von 7 % auf 5 % ab und blieb dann konstant auf 5 %.

Es konnte gezeigt werden, dass insbesondere in den ersten 10 Sekunden der initialen Zahnauslenkung eine deutliche zeitliche Abhängigkeit der Materialparameter des Parodontalligaments vorliegt. Die Ergebnisse dieser Arbeit bilden zusammen mit den von Papadopoulou (2012) eine abschließende Betrachtung des Kraft-Auslenkungs-Verhaltens und der biomechanischen Eigenschaften des PDLs von 0,2 s bis 600 s. Diese Daten werden in eine geschlossene Theorie von Favino et al. (2012) einfließen.

7. Literaturverzeichnis

- Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991; 99: 427-440
- Atmaram GH, Mohammed H. Estimation of physiologic stresses with a natural tooth considering fibrous PDL structure. *J Dent Res* 1981; 60: 873-877
- Baeten LR. Canine retraction: A photoelastic study. *Am J Orthod* 1975; 67: 11-23
- Benedikt, M. Biomechanische Grundfragen. Offenes Sendschreiben an Herrn Hofrat Ernst Ludwig. Teil 1. *Allg Wiener Med Zeitung LVI*, 1911, 2: 25-26
- Benuzzi E, Merli M, Nesci L. Ermittlung des Widerstandszentrums des Eckzahnes mit Hilfe der Finite-Elemente-Analyse. *Quintessenz Kieferorthopädie* 1989; 3: 463-474
- Berkovitz BKB. The structure of the periodontal ligament: an update. *Eur J Orthod* 1990;12: 51-76
- Bourauel C, Freudenreich D, Vollmer D, Kobe D, Drescher D, Jäger A. Simulation of orthodontic tooth movements. A comparison of numerical models. *J Orofac Orthop* 1999; 60: 136-151
- Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod* 1980; 77: 396-409
- Burstone CJ. The Biomechanics of tooth movement. In: Kraus BS, Riedel RA Hrsg. *Visitas in orthodontics*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1962: 197-213
- Carvalho L, Moreira RA, Simões JA. Application of a vibration measuring technique to evaluate the dynamic stiffness of porcine periodontal ligament. *Technol Health Care* 2006; 14: 457-465
- Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The Finite Element Method: a Tool to Study Orthodontic Tooth Movement. *J Dent Res* 2005; 84: 428-433
- Christiansen RL, Burstone CL. Centers of rotation within the periodontal space. *Am J Orthod* 1969; 55: 353-369

Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J Dent Res* 1982; 61: 25-29

Davidian EJ. Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. *Am J Orthod* 1971; 59: 581-588

Dermaut LR, Kleutghen JPJ, De Clerck HJJ. Experimental determination of the center of resistance of the upper first molar in a macerated, dry human skull submitted to horizontal headgear traction. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1986; 90: 29-36

Dong-Xu L, Hong-Ning W, Chun-Ling W, Hong L, Ping S, Xiao Y. Modulus of elasticity of human periodontal ligament by optical measurement and numerical simulation. *Angle Orthod* 2011; 81: 229-236

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

van Driel WD, van Leeuwen EJ, Von den Hoff JW, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Time-dependent mechanical behaviour of the periodontal ligament. *Proc Inst Mech Eng H* 2000; 214: 497-504

Drolshagen M, Keilig L, Hasan I, Reimann S, Deschner J, Brinkmann KT, Krause R, Favino M, Bourauel C. Development of a novel intraoral measurement device to determine the biomechanical characteristics of the human periodontal ligament. *J Biomech* 2011; 44: 2136-2143

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

Favino M, Gross C, Drolshagen M, Keilig L, Deschner J, Bourauel C, Krause R. Validation of a heterogeneous elastic-biphasic model for the numerical simulation of the PDL. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2012 [Epub ahead of print]

Fill TS, Carey JP, Toogood RW, Major PW. Experimentally determined mechanical properties of, and models for, the periodontal ligament: critical review of current literature. *J Dent Biomech* 2011; 2011: 312980

Fill TS, Toogood RW, Major PW, Carey JP. Analytically determined mechanical properties of, and models for the periodontal ligament: critical review of literature. *J Biomech* 2012; 45: 9-16

Gathercole LJ, Keller A. Biophysical aspects of the fibres of the periodontal ligament. In: Berkovitz BKB, Moxham BJ, Newman HN, Hrsg. *The Periodontal Ligament in Health and Disease*. Oxford: Pergamon Press, 1982: 103-117

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

Göz GR. Zahnbewegung. In: Diedrich P, Hrsg. *Praxis der Zahnheilkunde*; Bd. 11/2. München, Jena: Urban & Fischer Verlag, 2000: 28

Gühring W, Barth J. *Anatomie: spezielle Biologie des Kausystems*. München: Verlag Neuer Merkur GmbH, 1992: 300

Haase A. Numerische Untersuchungen zur initialen Zahnbeweglichkeit mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode. Diplomarbeit, Physikalisches Institut der Universität Bonn, 1996

Harzer W. *Lehrbuch der Kieferorthopädie*. München, Wien: Hanser Verlag; 1999: 139-140

Hellwig E., Klimek J., Attin Th. *Einführung in die Zahnerhaltung*. München, Jena: Urban & Fischer Verlag, 2006: 368

Herring SW. The dynamics of mastication in pigs. *Arch Oral Biol* 1976; 21: 473-480

Hohmann A, Kober C, Young P, Dorow C, Geiger M, Boryor A, Sander FM, Sander C, Sander FG. Influence of different modeling strategies for the periodontal ligament on finite element simulation results. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 139: 775-783

Jeon PD, Turley PK, Moon HB, Ting K. Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three-dimensional finite element model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 115: 267-274

Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. *J Orthod* 2001; 28: 29-38

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

Kahl-Nieke B. Einführung in die Kieferorthopädie. München, Jena: Urban & Fischer Verlag, 2001

Kawarizadeh A. Experimentelle und numerische Bestimmung der initialen Zahnbeweglichkeit und der Materialparameter vom Parodontalligament im Rattenmodell. Dissertation, Medizinische Fakultät der Universität Bonn, 2002

Kawarizadeh A, Bourauel C, Jäger A. Experimental and numerical determination of initial tooth mobility and material properties of the periodontal ligament in rat molar specimens. *Eur J Orthod* 2003; 25: 569-578

Keilig L, Bourauel C, Grüner M, Hültenschmidt R, Bayer S, Utz KH, Stark H. Design and testing of a novel measuring set-up for use in dental biomechanics-measuring principle and exemplary measurements with the hexapod measuring system. *Biomedical Engineering* 2004; 49: 208-215

Kojima Y, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement by wire bending. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130: 452-459

Körber KH. Electronic registration of tooth movements. *Int Dent J* 1971; 21: 466-477

Krstin N, Dorow C, Sander FG. Experiments to determine the time dependent material properties of the periodontal ligament. *Biomed Tech (Berl)*. 2002; 47: 202-208

Middleton J, Jones ML, Wilson AN. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. *J Biomed Eng* 1990; 12: 319-327

Mühlemann HR, Zander HA. Tooth mobility III. The mechanism of tooth mobility. *J Periodont* 1954; 25: 128-137

Nägerl H, Burstone CJ, Becker B, Kubein-Meesenburg D. Centers of rotation with transverse forces: An experimental study. *Am Orthod Dentofac Orthop* 1991; 99: 337-345

Natali AN. *Dental Biomechanics*. London, New York: Taylor & Francis, 2003

Panagiotopoulou O, Kupczik K, Cobb SN. The mechanical function of the periodontal ligament in the macaque mandible: a validation and sensitivity study using finite element analysis. *J Anat* 2011; 218: 75-86

Papadopoulou K. Experimentelle und numerische Untersuchungen des zeitabhängigen Verhaltens des Parodontalligaments im Schweinmodell. Dissertation, Medizinische Fakultät der Universität Bonn, 2012

Papadopoulou K, Hasan I, Keilig L, Reimann S, Eliades T, Jäger A, Deschner J, Bourauel C. Biomechanical time dependency of the periodontal ligament: a combined experimental and numerical approach. *Eur J Orthod* 2013; 12 [Epub ahead of print]

Physik Instrumente 2012: M-850 6-Achsen-Hexapod.

<http://www.physikinstrumente.de/de/produkte/prdetail.php?sortnr=700800> (Zugriffsdatum 14.01.2013)

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

Pini M, Zysset P, Botsis J, Contro R. Tensile and compressive behaviour of the bovine periodontal ligament. *J Biomech* 2004; 37: 111-119

Poppe M. Bestimmung der Materialparameter von humanem Parodontalligament und Lage der Widerstandszentren von einwurzeligen Zähnen. Dissertation, Medizinische Fakultät der Universität Bonn, 2001

Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth a study of autopsy specimens and their conversion into finite element models. *J Orofac Orthop* 2002; 63: 358-370

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

Qian L, Todo M, Morita Y, Matsushita Y, Koyano K. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. Dent Mater 2009; 25: 1285-1292

Rahimi A. 3D-Rekonstruktion numerischer Modelle aus 2D-Schichtaufnahmen. Diplomarbeit, Institut für Informatik der Universität Bonn, 2004

Rahimi A, Keilig L, Bendels G, Klein R, Buzug TM, Abdelgader I, Abboud M, Bourauel C. 3D reconstruction of dental specimens from 2D histological images and microCT-scans. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2005; 8: 167-176

Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. Biomaterials 1997; 18: 995-999

Reimann S. Experimentelle und numerische Untersuchungen des biomechanischen Verhaltens von mehrwurzeligen Zähnen. Dissertation, Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät, Universität Bonn, 2008

Reitan K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. Am J Orthod 1967; 53: 721-745

Reitan K. Evaluation of orthodontic forces as related to histologic and mechanical factors. SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 1970; 80: 579-596

Scholz F, Holzwarth W, Lukas D, Schulte W. Die Dämpfungseigenschaften des Parodontiums im Vergleich zum Tübinger Sofortimplantat. Dtsch Zahnärztl Z 1980; 35: 709-712

Siebers G. Der Einfluss der Wurzelgeometrie auf die initiale Zahnbeweglichkeit. Dissertation, Medizinische Fakultät der Universität Bonn, 1999

Siegele D, Soltész U, Topkaya A. Numerische Untersuchungen zum Rückstell- und Schwingungsverhalten von Zähnen am Beispiel eines oberen Schneidezahnes. Dtsch Zahnärztl Z 1986; 41: 628-634

Skyscan 2012: SkyScan1174 compact micro-CT.

<http://www.skyscan.be/products/1174.htm> (Zugriffsdatum: 31.12.2012)

Steiniger B, Schwarzbach H, Stachniss V. Mikroskopische Anatomie der Zähne und des Parodonts. Stuttgart - New York: Thieme, 2010

Sutcliffe WJ, Atherton JD. The mechanics of tooth mobility. *Brit J Orthod* 1980; 7: 171-178

Synge JL. The tightness of teeth, considered as a problem concerning the equilibrium of a thin incompressible elastic membrane. *Phil Trans R Soc London* 1933; 231: 435-471

Takahashi N, Kitagami T, Komori T. Behavior of teeth under various loading conditions with finite element method. *J Oral Rehab* 1980; 7: 453-461

Tanne K. Stress induced in the periodontal tissue at the initial phase of the application of various types of orthodontic force: Three-dimensional analysis by means of the finite element method. *J Osaka Univ Dent Soc* 1983; 28: 209-261

Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987; 92: 499-505

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

Tanne K, Yoshida S, Kawata T, Sasaki T, Knox J, Jones ML. An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects. *Br J Orthod* 1998; 25: 109-115

Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 123: 657-665

Tresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. *J Biomech* 1973; 6: 443-449

Wills DJ, Picton DCA, Davies WIR. An investigation of the viscoelastic properties of the periodontium in monkeys. *J Periodont Res* 1972, 7: 42-51

Yettram AL, Wright KWJ, Houston WJB. Center of rotation of a maxillary incisor under orthodontic loading. *Br J Orthod* 1977; 4: 23-27

Yoshida N, Koga Y, Peng CL, Tanaka E, Kobayashi K. In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. *Med Eng Phys* 2001; 23: 567-572

Ziegler AL. Numerische Simulation des biomechanischen Verhaltens mehrwurzeliger Zähne. Dissertation, Medizinische Fakultät der Universität Bonn, 2004

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

8. Danksagung

Meinen größten Dank möchte ich Herrn Prof. Dr. rer. nat. C. Bourauel für die Überlassung dieses Themas und die ebenso geduldige wie gewissenhafte Betreuung aussprechen. Durch seine stetig freundliche Unterstützung, Geduld und umfangreiche wissenschaftliche Anleitung konnte ich die Arbeit in sehr angenehmer Arbeitsumgebung durchführen.

Für die freundliche Unterstützung und Hilfsbereitschaft bei der Versuchsdurchführung und im computertechnischen Bereich möchte ich mich beim Frau Dr. S. Reimann, Herrn Dr. L. Keilig und Herrn Dr. M. Drolshagen bedanken.

Besonders bedanke ich mich bei meiner Mutter, die mir das Studium ermöglichte und jederzeit bedingungslos unterstützte.

Ebenfalls danke ich meinem Freund Hosea für seine fürsorgliche Anteilnahme, Motivation und das Korrekturlesen der Dissertation.

Diese Arbeit wurde teilweise aus Mitteln der Deutschen Forschungsgemeinschaft unterstützt (Klinische Forschergruppe 208).