

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Mund- und Kiefer-Gesichtschirurgie
– Direktor: Univ.-Prof. Dr.med. Dr.med.dent. Dr.h.c. U. Joos –

Vergleich der biomechanischen Stabilität verschiedener
Osteosynthesysteme am Unterkiefer – eine experimentelle und finite
Elemente gestützte Analyse

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae
der Medizinischen Fakultät
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von
Robert Alexander Schuon
aus Freiburg i.Br.
2004

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Westfälischen Wilhelms–Universität Münster

Dekan:	Univ.-Prof. Dr. H. Jürgens
1. Berichterstatter:	Univ.-Prof. Dr. Dr. J. Piffkò
2. Berichterstatter:	Univ.-Prof. Dr. U. Ehmer
Tag der mündlichen Prüfung:	03. Februar 2004

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Mund- und Kiefer-Gesichtschirurgie
– Direktor: Univ.-Prof. Dr.med. Dr.med.dent. Dr.h.c. U. Joos –
Referent: Univ.-Prof. Dr.med. Dr.med.dent. J. Piffkò
Korreferent: Univ.-Prof. Dr.med.dent. U. Ehmer

Zusammenfassung

Vergleich der biomechanischen Stabilität verschiedener Osteosynthesesysteme am Unterkiefer – eine experimentelle und finite Elemente gestützte Analyse

Robert Alexander Schuon

Ziel der Osteosynthese des frakturierten oder osteotomierten Unterkiefers ist es, eine frühzeitige und belastungsfähige Stabilität im Frakturspalt zu erreichen und optimale Voraussetzungen für die Osteogenese zu schaffen. In der Kieferchirurgie sind bei Unterkieferfrakturen zwei verschiedene Systeme gebräuchlich: Übungsstabile monokortikale Mini- und 3-D-Plattensysteme sowie funktionsstabile bikortikale Kompressionsplatten, die Bewegungen im Frakturspalt auch unter Funktion ausschließen sollen.

In dieser Arbeit wurden humane Unterkiefer (n=6) standardisiert frakturiert (n=5) bzw. osteotomiert (n=1). Die osteosynthetisierten Kiefer wurden durch steigenden axialen Druck auf die Zähne an fünf verschiedenen Stellen (Region inzisal, beidseits prämolare und beidseits molare) belastet. Die entstehenden Dehnungs- bzw. Stauchungsbewegungen unter simulierter physiologischer Belastung wurden durch Meßstreifen auf der Knochenoberfläche über dem Frakturspalt und lokoregionär quantitativ bestimmt. Entgegen früherer Vorstellungen von einer optimalen Frakturheilung durch direkte Knochenheilung bei einer absolut ruhiggestellten Fraktur ist heute ein Bewegungsbereich quantitativ eingegrenzt, bei dem es zur optimalen Osteogenese kommt. Osteosynthesesysteme müssen unter physiologischer Belastung ein Fenster von relativer Längenänderung zulassen, um die Frakturheilung zu fördern.

Unsere Ergebnisse zeigen, dass die exakte Reposition der Fragmente wesentlich mehr zur Stabilität beiträgt, als die Festigkeit der Platte selbst. Eine AO-Platte gewährleistet keine absolute Stabilität im Frakturspalt. Die gute Adaptierbarkeit der Miniplatten gewährleistet eine ausreichende Stabilisierung der Fraktur aufgrund der einfacheren Reposition und verhindert eine sekundäre Dislokation beim Festziehen der Schrauben. DCP und EDCP zeigen vestibulär basal am Applikationsort hohe Stabilität, plattenfern lingual oder alveolär dagegen ist die Stabilität häufig nicht ausreichend. Moderne 3-D-Plattensysteme mit Gleitlochprinzip haben einen deutlichen Stabilitätsvorteil.

Tag der mündlichen Prüfung: 03. Februar 2004

Glossar

AO	Arbeitsgruppe für Osteosynthesefragen, Schweiz
DCP	Dynamische Kompressionsplatte
DMS	Dehnungsmeßstreifen
EDCP	Exozentrische dynamische Kompressionsplatte
FEM	Finite Elemente Analyse
IMF	Intermaxilläre Fixation
N	Newton (Kraft)
Ω	Ohm (Widerstand)
μstrain	Relative Längenänderung (l_0/l , [$\mu\text{m}/\text{m}$])

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	1
1.1	Geschichtlicher Hintergrund zur Unterkieferfrakturbehandlung und zu Vorstellungen über die Knochenregeneration	1
1.2	Entwicklung der Plattenosteosynthese des Unterkiefers.....	1
1.2.1	Primäre Knochenheilung durch funktionsstabile Plattenosteosynthese	2
1.2.2	Übungsstabile Miniplatten.....	5
1.2.3	Konkurrierende Verfahren: Bewegungsstabile vs. übungsstabile Osteosynthese.	7
1.2.4	Andere Osteosynthesesysteme	7
1.3	Form follows function – Aspekte zur Biomechanik des Unterkiefers	8
1.4	Biologie der Knochenregeneration.....	9
1.5	Fragestellung und Ziele der Studie	11
2	MATERIAL UND METHODE	13
2.1	Material	13
2.2	Methode	14
2.2.1	Frakturierung und Osteotomie	14
2.2.2	Osteosynthese	15
2.2.3	Applikation der Dehnungsmeßstreifen	16
2.2.4	Halterung	17
2.2.5	Kraftapplikation	17
3	ERGEBNISSE.....	19
3.1	Dynamische Kompressionsplatten.....	19
3.1.1	Osteosynthese einer Korpusfraktur mit DCP.....	19
3.1.2	Osteosynthese einer Medianfraktur mit DCP	22
3.1.3	Osteosynthese einer medianen Osteotomie mit DCP	23
3.2	Exzentrische dynamische Kompressionsplatte.....	24
3.2.1	Osteosynthese I einer Paramedianfraktur mit einer EDCP	24
3.2.2	Osteosynthese II einer medianen Osteotomie mit einer EDCP	25

3.3	Miniplatten.....	26
3.3.1	Osteosynthese Paramedianfraktur mit Miniplatten (2,0 mm, 4-/ 6-Loch)	26
3.3.2	Osteosynthese II Paramedianfraktur Miniplatten (2,0 mm, 4-/ 4-Loch).....	27
3.3.3	Osteosynthese III Paramedianfraktur Miniplatten (2,0 mm, 4-/ 6-Loch)	28
3.3.4	Osteosynthese bei Unterkieferosteotomie	29
3.4	3-D-Platten.....	30
3.4.1	Korpusfraktur 3-D-Platte (ohne Gleitloch)	30
3.4.2	Osteosynthese Medianfraktur mit 3-D-Platte (Grid plate, mit Gleitloch)	31
3.4.3	Osteosynthese Paramedianfraktur mit 3-D-Platte (Grid Plate, mit Gleitloch)....	32
3.4.4	Osteosynthese Medianfraktur II mit 3-D-Platte (Grid Plate, mit Gleitloch).....	33
3.5	Vergleich der Osteosynthesysteme an einem Kiefer	36
3.6	Vergleich der strains bei gleichem Plattensystem.....	39
4	DISKUSSION.....	42
4.1	Grundlegende Punkte zur Biomechanik des osteosynthetisch versorgten Unterkiefers	42
4.2	Biomechanik des Frakturspaltes bei der DCP	43
4.3	Biomechanik des Frakturspaltes bei der EDCP	45
4.4	Biomechanik des Frakturspaltes bei Miniplatten	45
4.5	Biomechanik des Frakturspaltes bei 3-D-Platten	46
4.6	Folgerungen für den klinischen Einsatz	47
5	ZUSAMMENFASSUNG	48
6	LITERATURVERZEICHNIS	49
7	ANHANG	58
7.1	Dynamische Kompressionsplatten	58
7.1.1	Kiefer A (Korpusfraktur links): DCP mit Bending Plate	58
7.1.2	Kiefer B (Medianfraktur): DCP mit Bending Plate	60
7.1.3	Kiefer F (Mediane Osteotomie): DCP der AO	63

7.2	Exzentrische dynamische Kompressionsplatte.....	65
7.2.1	Kiefer C (Paramedianfraktur rechts): EDCP.....	65
7.2.2	Kiefer F (Paramedianfraktur rechts): EDCP.....	68
7.3	Miniplatten.....	70
7.3.1	Kiefer C (Paramedianfraktur rechts): Miniplatten (4-Loch + 6-Loch).....	70
7.3.2	Kiefer D (Paramedianfraktur rechts): Miniplatten (2x4-Loch).....	73
7.3.3	Kiefer D (Paramedianfraktur rechts): Miniplatten (4-Loch + 6-Loch)	75
7.3.4	Kiefer F (Osteotomie): Miniplatten	78
7.4	3-D-Platten.....	80
7.4.1	Kiefer A (Korpusfraktur links): 3-D-Platte (ohne Kompressionslöcher)	80
7.4.2	Kiefer B (Medianfraktur): 3-D-Platte	83
7.4.3	Kiefer C (Paramedianfraktur rechts): 3-D-Platte (mit interfragmentärer Kompression).....	85
7.4.4	Kiefer E (Medianfraktur): 3-D-Platte (mit interfragmentärer Kompression).....	88
8	DANKSAGUNG	99

1 Einleitung

1.1 Geschichtlicher Hintergrund zur Unterkieferfrakturbehandlung und zu Vorstellungen über die Knochenregeneration

Erfolgreiche Frakturheilungen von Unterkieferfrakturen beim Menschen sind durch Funde aus dem Mesolithikum (10 000 – 5 000 v.Chr.) belegt. Was für eine Therapie damals erfolgte oder ob sich die Knochenenden spontan konsolidierten, ist heute nicht mehr bekannt.[28] Hippokrates (ca. 460 – 370 v.Chr.) beschreibt in seinem Werk die Stabilisierung von Unterkieferfrakturen durch Fixieren des Unterkiefers am Schädel durch Lederriemen.[36] Das Prinzip der Ruhigstellung der Kiefer durch intermaxilläre Immobilisation stellte bis zur Mitte des 19. Jahrhunderts, wenn auch weiterentwickelt, die gängige Therapie dar. Mit dem Wissen über Anästhesie und Antisepsis waren erste Ansätze zur direkten Stabilisierung von Frakturen gebahnt. Es wurden erste Osteosyntheseverfahren mit Platten (Hansmann 1886, Hamburg), K-Draht (Kirschner 1909, Greifswald) und intramedulläre Nägel (Kuntscher 1939, Kiel) entwickelt.[61]

Grundlage für die jeweilige Therapie war die Vorstellung über den Mechanismus der Knochenregeneration: Galen (129-199 n.Chr.) schrieb die Konsolidierung einer Knochenfraktur einem Saft (succus ossificus) zu, welcher aus der aufgenommenen Nahrung stammen sollte. Coutelier (1869) charakterisierte nach seinen histologischen Beobachtungen der periostalen und endostalen Kallusbildung erstmals die verschiedenen Differenzierungsstufen der Frakturheilung. Dieser klassische Ablauf zur Knochenneubildung über einen Kallus, Resorption der Fragmentenden und Bindegewebsbildung wird als sekundäre Knochenheilung bezeichnet.[7] Die Hypothese der primären Knochenheilung wurde in den 60er Jahren des letzten Jahrhunderts entwickelt. In Analogie zur primären Wundheilung soll durch exakte Reposition erreicht werden, dass sich gegenüberliegende Havers-Kanäle wieder verbinden und damit die Stadien der Kallus- und Bindegewebsbildung umgangen werden könnten.

1.2 Entwicklung der Plattenosteosynthese des Unterkiefers

Das Ziel von chirurgischen Maßnahmen zur osteosynthetischen Versorgung von Unterkieferfrakturen besteht in der knöchernen Stabilisierung und Schaffung günstiger

Voraussetzungen für die Ausheilung des Frakturspalts. Möglichst früh soll die Funktion wiederhergestellt werden, um die unerwünschten Folgen einer langen Inaktivität wie dauerhafte Bewegungseinschränkung im Kiefergelenk, Muskelatrophie etc. zu verringern. Durch eine intermaxilläre Fixation (IMF) des Ober- und Unterkiefer können Unterkieferfrakturen im zahntragenden Bereich stabilisiert werden. Frakturen im Kieferwinkel und Collum gelingt es damit nur bedingt ruhigzustellen. Erst bei hinreichend belastungsstabiler Frakturheilung kann langsam die Funktion wieder aufgenommen werden..

Eingeschränkte Funktion ermöglichte ein Fixateur externe, bei dem die Stabilisierung durch einen extraoral angebrachten Kraftträger erfolgt. Insbesondere komplexe Frakturen und Defektfrakturen wurden damit erstmals erfolgreich behandelt.

1.2.1 Primäre Knochenheilung durch funktionsstabile Plattenosteosynthese

Die Hypothese einer *primären Knochenbildung* ohne Kallusbildung wurde im 20. Jahrhundert aufgestellt. Bei exakter Reposition sollen die Havers-Kanäle gegenüberliegen. Wird die Fraktur nun dauerhaft ruhig gestellt, so sollen die Kapillaren in die Gegenseite einsprossen und sich die Osteone direkt verbinden. Dieser Prozeß wird als angiogene Knochenbildung (*osteonale Knochenbildung*) bezeichnet und soll dabei ohne bindegewebige Umwandlung und Kallusbildung erfolgen. Direkte Knochenbildung soll noch bei einem verbleibenden Frakturspalt bis zu 0,5 mm möglich sein. Diese Lücke kann in einer Woche durch die Einlagerung *lamellären* Knochens, und nicht wie bei der sekundären Frakturheilung mit *Geflechtknochen*, gefüllt werden. Eine primäre Knochenheilung hat Krompecher (1937) beschrieben. Experimente bei Ratten zeigten, dass lokostabile Defekte im embryonalen Schädeldach primär heilten. Eine Hypothese war daraus, dass der gleiche reparative Vorgang bei ruhiggestellten Frakturen möglich sein müsse.[57] Schenk und Willenegger (1963) beobachteten am osteotomierten Radius des Hundes eine primäre Knochenheilung. Diese Ergebnisse führten zu einer Idealvorstellung einer rasch belastbaren und anatomisch exakten Frakturheilung durch primäre Knochenbildung, da Lamellenknochen eine höhere biomechanische Stabilität als Geflechtknochen aufweist.[101]

Die Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO Schweiz) stellte 1958 erstmalig allgemein gültige Richtlinien für die systematische Frakturversorgung auf. Ziel der chirurgischen Versorgung sollte eine exakte anatomische Reposition, eine funktionsstabile

Fixation, die Erhaltung der Blutzirkulation in den Knochenfragmenten durch eine gewebeschonende Operationstechnik und eine frühzeitige aktive Mobilisation sein.

Mit dem Ziel der primären Frakturheilung durch funktionsstabile Fixation werden die Forderungen der AO von Schilli, Spiessl und Luhr auf den Gesichtsschädel übertragen.[104, 112, 70] Möglichkeiten einer osteosynthetischen Versorgung durch intraorale Kraftträger sind durch die Morphologie des Unterkiefers eingeschränkt. Im Alveolarfortsatz schränken die Zahnwurzeln mögliche Schraubenpositionen für die Plattenosteosynthese ein. Zudem ist die Kortikalis im Alveolarfortsatz dünn und damit die Belastbarkeit für Schrauben eingeschränkt. Mit dem Verlauf der Nulllinie zieht der N. alveolaris inferior. Hierbei können insbesondere bikortikale Schrauben zu einer Nervenläsion führen.

Ziel einer Osteosynthese ist es, die Funktion wiederherzustellen, Schmerzen zu reduzieren durch Verringerung von Bewegungen im Frakturspalt und günstige Bedingungen für die Knochenheilung zu schaffen, z.B. durch Vermindern des Infektionsrisikos. Dieses senkt signifikant den Krankenhausaufenthalt und verkürzt die Rehabilitation. Die Osteosynthese des frakturierten Unterkiefers ist besonders herausfordernd, da zum einen die Biomechanik des Unterkiefers im Vergleich zum Bewegungsapparat sehr komplex ist und schon geringe Abweichungen von einer exakten Reposition zu Veränderungen der Okklusion führen.

Bikortikale Schraubenosteosynthesen mit entsprechend rigiden Plattensystemen sollen diese Anforderungen erfüllen. Das Behandlungsprinzip ist eine Stabilisationsplatte (*Neutralisationsplatte*) basal im Verlauf der Drucktrajektorien zur Aufnahme der Druckbelastung. Um auch bei Belastung eine Bewegung im Frakturspalt zu vermeiden, soll der Einsatz sphärischer Gleitlöcher und Schraubenköpfe eine statische Kompression der Fraktur erreichen. Dieses Verfahren ermöglicht eine sofortige Funktion. Um eine optimale Fragmentadaptation zu erreichen, muss die Platte äußerst exakt an den Unterkiefer angebogen werden. Ansonsten droht beim Anziehen der Schrauben ein Aufklaffen der Fragmentenden auf der unverplatteten lingualen Seite. Durch leichtes Überbiegen der Platte, d.h. der Winkel der Platte ist etwas steiler als der des Kiefers kann eine Kompression der plattenfernen Seite erreicht werden. Die optimale Plattenadaptation stellt große Anforderungen an den Operateur. Eine unzureichende Technik ist häufig Ursache für Misserfolge.

Bei der **DCP** (*dynamic compression plate*, Spann-Gleitloch-Platte, 2,4 – 2,7 mm) wird eine interfragmentäre Kompression durch eine zylindrische Gleitbahn in der Platte und einen

darin laufenden sphärischen Schraubenkopf (*spherical gliding principle, Spann-Gleitloch-Mechanismus*) erreicht. Die seitliche Führung in der Gleitbahn richtet die Kraftvektoren aufeinander aus. Bei einer DCP ist eine Gleitbahn ca. 1 mm lang. Durch Anziehen der Schrauben ist damit eine Kompression von ca. 2 mm möglich. Die damit erreichte Kompression im Frakturspalt soll ein Auseinanderweichen der Fragmentenden verhindern. Wirkt ein Kraftvektor dieser Kompression entgegen und ist er größer, so kommt es zum Auseinanderklaffen der Frakturfragmente (*Nulldurchgang*). Bei Belastung des Unterkiefers sollen so Bewegungen im Frakturspalt vermieden werden.[86] DCP werden im basalen Bereich des Unterkiefers angebracht, da dort die bikortikale Verschraubung die besten Voraussetzungen für ein Widerlager hat. Um bei Belastung eine *dislocatio ad axim* zu verhindern, genügt in der Zugzone, im Unterkiefer bei physiologischer Belastung im Alveolarbereich, ein relativ schwacher Kraftträger. Als Kraftträger wird eine Drahtschienung, eine Zuggurtungsplatte oder eine intermaxilläre Fixation (IMF) eingesetzt (Abb. 1).



Abb. 1 DCP mit bending plate

Voraussetzung für eine IMF ist ein bezahnter Unterkiefer. Eine Funktion ist damit nicht möglich. Dafür ist diese Lösung einfach in der Handhabung. Der Einsatz einer Drahtschienung ermöglicht eine Funktion, setzt aber eine hinreichende Bezahnung voraus. Bei Defektfrakturen kann eine Drahtschienung nicht angewendet werden. Bei der Zuggurtungsplatte werden keine Zähne als Kraftträger benötigt. Das System soll absolut stabil sein.[79]

Die **EDCP** (*excentric dynamic compression plate, 2,4 mm – 2,7 mm*) oder auch Freiburger Zuggurtungsplatte beruht wie die DCP auf dem Spann-Gleitloch-Mechanismus. Zusätzlich zu den mittig befindlichen Gleitlöchern, welche den Kraftvektor genau wie bei der DCP aufeinander richten, sollen durch zwei exzentrisch angeordnete Gleitlöcher, die im Winkel von 45° auf den Frakturspalt alveolar ausgerichtet sind, eine Kompression in der Zugzone

bewirken (Abb.2). Dieser Mechanismus, erklärt mit dem *Druckrollenprinzip*, soll die bei der DCP notwendige Zuggurtungsplatte ersetzen.[81]



Abb.2 EDCP

Querbrüche sind damit gut versorgbar. Bei Kieferwinkelfrakturen genügt der vorhandene Platz meist nicht zum Anbringen einer EDCP. Die Eigenschaften sind einer DCP ähnlich. Die korrekte Anpassung der Platte ist aufgrund der Anpassung einer dritten Ebene noch schwieriger.

1.2.2 Übungsstabile Miniplatten

Parallel zur Entwicklung der funktionsstabilen Osteosynthesysteme werden die übungsstabilen Miniplatten am Unterkiefer entwickelt.[12] Prinzip dieser miniaturisierten Platten ist die monokortikale grazile Plattenosteosynthese im Bereich der Zugzone. Die Platte soll hierbei lediglich das Auseinanderklaffen der Frakturrenden in der Zugzone verhindern. Die eigentliche Stabilisierung erfolgt durch die exakt reponierten Frakturhälften in der Druckzone und durch die anhaftende Muskulatur.[14] Beim Auftreten von Torsionskräften werden zwei Platten verwendet. Zur Aufnahme von Zugkräften sind relativ kleine Kraftträger erforderlich, wie das Beispiel des Krahn zeigt. Daher ist das Plattendesign wesentlich graziler (1,5–2 mm), was die Adaptation vereinfacht (Abb.3).



Abb.3 Miniplatte

Eine interfragmentäre Kompression wird nicht erzielt. Die Miniplatten sind leicht anbringbar und führen daher selten zur Dislokation der Fragmente. Die Größe ermöglicht einen leichteren intraoralen Zugang. Da sie monokortikal verschraubt werden, gibt es kaum

Nerv- oder Zahnwurzelläsionen. Ein weiterer Vorteil der grazilen Miniplatte gegenüber einer massiven funktionsstabilen Osteosyntheseplatte ist das geringere Ausmaß der Zirkulationsstörung unter der Platte. Durch Anliegen der Platte auf der Knochenoberfläche bewirkt die vaskuläre Ausflußstörung eine retrograde Thrombosierung. Bei der größeren DC-Platte ist die notwendige Gefäßremodellierung durch den ischämischen Bereich größer. Dabei muss zur Vermeidung einer Knochenresorption bei einer bikortikalen Platte eine frühzeitige Metallentfernung erfolgen.[38, 40]

Für übungsstabile Miniplatten sind gute Ergebnisse beschrieben; klinische Studien zeigen den Langzeitverlauf.[106] Bei komplexen Frakturen sind jedoch die Instabilität und Infektionsanfälligkeit häufiger. Sie sind dann übungsstabil, aber nicht funktionsstabil. Bei Vorliegen von Korpus- und Gelenkfrakturen sind die monokortikalen Verplattungen instabil.[23, 52, 76, 86]

Eine Modifikation stellen 3-D-Plattensysteme dar. Hier werden die Schraubenlöcher in einem Gitter verbunden. Die Kraftachse läuft hier nicht in einer Linie orthogonal zur Frakturlinie, sondern wird durch das Gitter auch auf andere Schrauben übertragen.[25, 26, 27] Die ersten Ausführungen dieses Osteosynthesystems stellten vernetzte Miniplattenderivate dar (Typ Farmand). Weiterentwickelte Systeme (3-D-Platten) kombinierten die Vorteile sowohl des grazilen Plattensigns übungsstabiler Miniplatten und des dynamischen Kompressionsprinzips der funktionsstabilen Plattensysteme nach der AO. Hierbei wurden die zentralen 4 Löcher mit Gleitlöchern versehen (Abb. 4). Entscheidende Gemeinsamkeit bei allen 3-D-Plattensystemen ist ein Quadrat, welches durch die orthogonal zur Frakturlinie verlaufenden Plattenabschnitte verläuft (bei der Grid plate mit Gleitlöchern), und durch die verbindenden Plattenarme, die parallel zur Frakturlinie verlaufen. Ein weiteres Quadrat, das nicht über dem Frakturspalt hinweg liegt, hätte keinen biomechanischen Vorteil.[25, 26, 27] Wichtiger Vorteil bei den 3-D-Plattensystemen ist die einfache Handhabung durch das grazile Plattendesign, das eine Dislokation der Fragmente beim Verschrauben verhindert und zudem noch eine gute Durchblutung der Kortikalis zulässt.

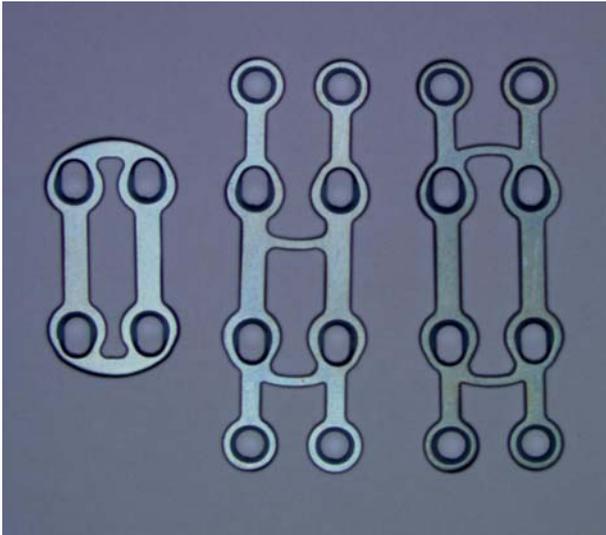


Abb.4 3-D-Platten (mit Kompression)

1.2.3 Konkurrierende Verfahren: Bewegungsstabile vs. übungsstabile Osteosynthese

Über die Effektivität dieser beiden Systeme herrschte bis in die 80er Jahre Uneinigkeit. Ein differenziertes, den Heilungsverlauf beeinflussender Faktoren berücksichtigendes Stufenkonzept, welches verwendete Plattensysteme berücksichtigte, unterschied Lokalisation der Fraktur, okklusale Verhältnisse, Weichteilbedingungen und allgemeine Faktoren.[118, 105]

Ein auf die Frakturlinie bezogener Frakturscore stellt Therapierichtlinien und gibt eine Prognose zum klinischen Ergebnis.[52]

1.2.4 Andere Osteosynthesysteme

Bei **Zugschrauben** wird senkrecht auf die Frakturebene ein Gleitloch gebohrt, welches größer ist als der Schraubendurchmesser und somit das Gewinde nicht fasst. Dann wird ein peripheres Gewindeloch gebohrt, das kleiner als der Schraubendurchmesser ist und somit als Knochengewinde dient. Durch Anziehen der Zugschraube wird dadurch eine Kompression der Fragmente erreicht. Insbesondere finden Zugschrauben bei Unterkieferschrägfrakturen und auch Kieferwinkelfrakturen Anwendung. Dieses stabile System ermöglicht eine sofortige Funktion. Nur selten verläuft die Fraktur so, dass dieses System mit Erfolg angewendet werden kann. Der Bohrlochverlauf kann leicht mit dem Nervkanal kreuzen und dadurch den Nerven schädigen. Bei Defektfrakturen kann dieses

System keinen hinreichenden Kompressionsdruck und damit Stabilität erzielen. Das Prinzip beim modernen **Fixateur intern** funktioniert in der Art, dass die Schraube über ein Knochengewinde und ein Verblockungsgewinde zur Verankerung in der Platte verfügt. Dadurch ist es nicht notwendig, die Platte an die Knochenoberfläche zu pressen, um Stabilität zu erreichen. Ein Aufklaffen beim Anziehen der Schrauben kann damit verhindert werden (**Rekonstruktionsplatte**, Abb. 5).



Abb.5 Rekonstruktionsplatte

Bei einer anderen Lösung wird die Verankerung der Schrauben mit der Platte durch kleine Schrauben erreicht, die nach Osteosynthese in den Schraubenkopf eingedreht werden und dadurch die bikortikale Schraube an das Plattengewinde drücken (**THORP**). Ein exaktes Anbiegen der Platte, wie bei der DCP oder EDCP, ist somit nicht erforderlich. Durch den mechanisch hochbelastbaren Plattenkörper und die stabile Verschraubung dient der Fixateur interne selbst als Kraftträger. Die interfragmentäre Abstützung hat damit keine kraftaufnehmende Funktion. Dieses System eignet sich gut zur Versorgung von Defektfrakturen, nach Teilresektionen bei Malignomen oder frakturierten atrophischen Kiefern. Nachteilig ist die Länge der Platte. Deshalb ist oftmals ein Zugang von extraoral notwendig.

1.3 Form follows function – Aspekte zur Biomechanik des Unterkiefers

Der Unterkiefer ist in ein antagonisierendes Muskelsystem eingefügt. Die Kiefergelenke ermöglichen eine Dreh-Gleitbewegung. Bei der Mastikation entstehen Druck- und Zugzonen im Unterkiefer. Der Belastung folgend richten sich Spongiosaelemente trajektorieell entlang der Spannungslinien aus. Dieses *Trajektoriensystem*, morphologisch als

Lamellenknochen sichtbar, ermöglicht Leichtbau und zugleich eine hohe Festigkeit.[116, 68] Im Alveolarteil befinden sich Zugtrajektorien, basal liegen Drucktrajektorien. Zwischen Druck- und Zugzone liegt annähernd im Verlauf des Nervkanals eine kräfteneutrale Zone, die *Nulllinie*. Da sie an der Grenzfläche des Basalbogens und des Alveolarfortsatzes liegt, ist auch *Facies limitans baseoalveolaris* üblich. [84, 57]

Beim Kauen werden große Kräfte entwickelt. Die durchschnittliche Kauleistung liegt bei 50–80 N. Die maximalen Beißkräfte im Molarenbereich betragen bei Männern bis zu 750 N, bei Frauen bis 500 N. Im Prämolarenbereich liegen die Spitzenkräfte bei 500 N bei Männern bzw. 300 N bei Frauen. Inzisal liegen die Spitzen bei 300 bzw. 250 N. [88]. Die Belastung des Knochens führt zu einer Verformung. Im ultrastrukturellen Bereich auf Zellebene des Knochens führt dieses zu einer Deformation der Zellen.[64] Die Längenänderungen (strains) des Knochens sind für die Zellen das steuernde Signal der Osteoregulation.[96] Eine Woche postoperativ nach Frakturversorgung wird lediglich 31 % der Maximalkraft erreicht, nach sechs Wochen 58 %.[38]

1.4 Biologie der Knochenregeneration

Die Arbeiten über Kallusdistraktion von Ilizarov stellen die Maxime einer absoluten Ruhe im Frakturspalt, wie es von der AO gefordert wurde, als optimale Voraussetzung für eine Knochenregeneration in Frage. In einem dynamischen System, in dem der Osteotomiespalt durch gerichtete Kräfte langsam gedehnt wird, kann Knochen unter regelrechter Osteogenese verlängert werden.[47, 49]

Zugrunde liegt das Konzept der funktionellen Anpassung des Knochengewebes von Julius Wolff. [120] Die Knochenregeneration wird heute als dynamischer Prozess verstanden, der von mechanischer Belastung abhängt.[9, 22, 37, 62, 64, 74, 82]

Frost postuliert in seiner Mechanostattheorie, dass bei Betrachtung kleiner Gewebereiche alle Belastungen in Zelldehnungen umgewandelt werden.[32, 33] Er quantifiziert Grenzwerte in μstrain [$\mu\text{m}/\text{m}$] für die mechanisch bedingte Verformung von Osteoblasten, die als physiologisch oder pathologisch angesehen werden. Strain ist eine dimensionslose Größe, die eine relative Längenänderung beschreibt, also den Quotienten aus Verlängerungsdistanz zur Originaldistanz. 1000 μstrain ist gleich der Verlängerung um 0,1 %. Atrophische Vorgänge erfolgen, wenn lokale mechanische Signale im Knochen die untere Grenze im physiologischen Bereich unterschreiten, sogenannte minimal effektive

Strains. Überschreiten die mechanisch bedingten Zellverformungen den physiologischen Bereich, findet eine Dedifferenzierung der Zellen statt, die klinisch als Faserknochen- oder Bindegewebebildung sichtbar wird.[34, 35]

Lanyon et al. bewiesen, dass resultierendes Regenerationsvermögen des Knochens durch Dehnungsbelastung bei verschiedenen Vertebraten in ähnlicher Größenordnung liegt. Dieses ermöglicht die Übertragung von Tierexperimenten auf den Menschen.[64] Sowohl in vitro als auch vivo konnte eine regelrechte Osteoblastenfunktion bei zyklischen Dehnungen von Osteoblasten in Größenordnungen von 500 – 3000 μ strains gezeigt werden.[51, 73]

Qualitative Zellkulturexperimente zeigten, dass Knochenzelldehnung die Translation von mechanischen Belastungen in intrazelluläre Signale initiiert.[72] Dabei wird diskutiert, dass die Flüssigkeitsbewegung der perizellulären Flüssigkeit eine Zugkraft auf die perizelluläre Matrix, die den Osteozyten mit dem Osteon verbindet, ausübt. Die Bewegung wird von der Zelloberfläche auf das Zytoskeletons übertragen, welches daraufhin eine Faktorenausschüttung (z.B. TGF- β) auslöst.[122] Auf zellulärer Ebene finden sich bei der Knochenheilung grundsätzlich die gleichen Prozesse. Dabei wird die Differenzierung aus mesenchymalen Vorläuferzellen in Osteoblasten unter adäquaten Bedingungen begünstigt. Durch eine Fraktur ändert sich das Gleichgewicht der Wachstumsfaktoren. Die Ausschüttung von TGF- β steigt, wodurch eine Osteoblastenproliferation eingeleitet wird. Daneben sinkt IGF-I, was umgekehrt proportional zu einer gesteigerten Kollagenbildung und Mineralisation führt.[1, 21, 47, 49]

Die Größe der applizierten uniaxialen Kräfte beeinflusst Art und Ausmaß der Gewebedifferenzierung.[15, 51, 74]

Die Knochenregeneration bei Osteodistraction, Kallusbildung und primärer Knochenheilung unterscheidet sich grundsätzlich nicht. Histologisch lassen sich in distrahierten Knochenfragmenten Chondrogenese, membranöse Knochenbildung und enchondrale Knochenbildung nachweisen. Dies steht im Widerspruch entgegen dem alten Paradigma der AO, die zwischen sekundärer Knochenheilung mit Kallusbildung und primärer Knochenheilung mit direkter Verbindung der Osteone ohne Resorption unterscheidet. [53, 55, 113, 121]

Ob die Differenzierung aus mesenchymalen Vorläuferzellen zu unterschiedlichen Zellen führt oder ob die Differenzierung umkehrbar ist, ist unklar. Ein Teil der Autoren vertritt die Ansicht, dass sich verschiedene reife und stabile Zelltypen bilden.[5, 50, 79, 83]

Der andere Teil geht davon aus, eine Zellart könne verschiedene Erscheinungsformen ausbilden.[46] Diese Hypothese wird von Ergebnissen verschiedener Arbeiten mit Zellkulturen unterstützt. Die enchondrale Knochenmatrix in einem Kallus besteht aus einem Gemisch, welches sowohl von Osteoblasten als auch von Osteozyten produziert wird.[98, 100] Chondrozyten, die einer mechanischen Belastung unterzogen werden, ändern die Kollagensynthese von knorpelspezifischem Kollagen Typ II zu knochenspezifischem Kollagen Typ I.[121] Der Nachweis dieser horizontalen Umdifferenzierung in vivo wurde bisher noch nicht erbracht.

Die anabolen Prozesse der Knochenregeneration sind zahlreich untersucht. Über die Nekrose sowie die Apoptose ist noch wenig bekannt. Histologisch wurde im Frakturbereich zwar der Verlust von Osteoblasten beobachtet, die Genese ist nicht geklärt.[62, 63]

1.5 Fragestellung und Ziele der Studie

Mikrobewegungen sind notwendig, um die Osteogenese zu stimulieren. Übersteigen die Bewegungen das physiologische Maß, wie bei einer unzureichend stabilisierten Fraktur, so kommt es statt zur Ausbildung von Osteozyten und Produktion von Knochenmatrix zur Bildung von Bindegewebe und damit zur Pseudoarthrose.[73] Welches Osteosynthesystem, also die Miniplatte, die dynamische oder exzentrisch-dynamische Kompressionsplatte oder die modernen 3-D-Platten erfüllen die biomechanische Gratwanderung am besten? Zahlreiche Arbeiten beschäftigten sich mit der Untersuchung verschiedener Osteosynthesekonzepte. Material und Methode waren dabei untereinander nicht vergleichbar und damit die Ergebnisse allenfalls nur bedingt übertragbar.[1, 2, 9, 30, 41, 87, 110, 114] Verschiedene Autoren untersuchten die Stabilität einer Fraktur für verschiedene Bruchspaltverläufe oder Materialeigenschaften der Systeme.[15, 16, 17, 23, 44, 92, 101, 103, 109, 122] Um die Stabilität beurteilen zu können, wurden verschiedene experimentelle Ansätze angewendet: Photometrische Verfahren wie die Stereophotogrammetrie [88], photoelastische Analysen [29, 98] und Messungen mit Dehnungsmeßstreifen.[12, 101, 108]

Ziel war die Entwicklung eines In-vitro-Modells, mit dem unter Simulation physiologischer Kaubelastung auftretenden Mikrobewegungen im Fraktur- bzw. Osteotomiespalt eines humanen Unterkiefers zu messen. Die Unterkiefer sollten so frakturiert werden, dass

realistische Frakturen entstehen, ohne sonst Defekte am Kiefer zu setzen. Da verschiedene Plattensysteme gegeneinander verglichen werden sollten, auch am gleichen Kiefer, mussten reproduzierbare Untersuchungsbedingungen möglich sein. Um die Mikrobewegungen zu messen, wurden kortikal aufgebrachte Dehnungsmeßstreifen verwendet. Die Validität der Ergebnisse von Dehnungsmeßstreifen wurde von uns über eine finite Elemente Analyse verifiziert.[43, 76]

2 Material und Methode

In einer zuvor durchgeführten Studie konnten wir unsere Methode mit einer finite Elemente Analyse (FEM) für den intakten Unterkiefer validieren. [76]

2.1 Material

Die Dehnungsversuche wurden an sechs humanen, hinreichend bezahnten Unterkiefern durchgeführt. Die Präparate waren post mortem explantiert und nach dem gleichen Verfahren mazeriert worden: Nach Entnahme wurden die Kiefer mechanisch von Weichgewebe befreit, für 10 Minuten in H_2O_2 -Lösung (5 %) eingelegt und anschließend trocken gelagert. Sie stammten aus dem Rechtsmedizinischen Institut in Budapest, Ungarn. Zum Ausschluss pathologischer Prozesse, wie impaktierten Zähnen, Zysten oder chronisch entzündlichen Veränderungen des Knochens wurden an einem modifizierten Orthopantomographen Röntgenbilder angefertigt.[7]

Als Osteosynthesesysteme wurden DCP (Synthes, Bochum), EDCP (Synthes, Bochum), Miniplatten (Leibinger, Stuttgart) und 3-D-Platten (ohne Gleitloch: MODUS, Typ Farmand, mit Gleitloch: Grid Plate, beide Medartis, Basel, Schweiz) unter Verwendung der jeweiligen Spezialinstrumente eingesetzt.

Nach der Osteosynthese wurden die Kiefer mit Dehnungsmeßstreifen (DMS, LY-41-3/120, Fa. Hottinger Baldwin Messtechnik (HBM), Darmstadt) beklebt. DMS nutzen zur Bestimmung einer Längenänderung die Änderung des Widerstandes aus, der sich durch eine Dehnung oder Stauchung des elektrischen Leiters ergibt. Der Thompson-Effekt beschreibt $\Delta R/R_0 \sim \Delta l/l_0$. Der Nennwiderstand der verwendeten DMS beträgt 120 Ω , die Messgitterfläche 3x1,2 mm. Die maximale Dehnbarkeit dieser DMS wird mit $\epsilon=50\ 000$ $\mu\text{m}/\text{m}$ (μstrain oder 5 %) angegeben. Damit liegt das mögliche Potential weit über dem wünschenswerten Mikrobewegungsbereich von 5 000 μstrain . Zur Verbindung von DMS mit der Knochenoberfläche wurde ein schnellhärtender Einkomponentenkleber auf Cyanakrylatbasis verwendet (Schnellklebstoff Z70, HBM).

Zur Kraftapplikation wurde eine T-22-K Tensile Testing Machine (JJ Instruments, Ontario USA) verwendet. Dadurch konnte eine stetige Kraftsteigerung bis zum gewünschten Wert auf den Versuchskiefer ausgeübt werden. Ein analoges Signal wurde parallel abgeleitet. Die

Mikrobewegung im Frakturspalt wurde als Längenänderung in Abhängigkeit der applizierten Kraft durch Dehnungsmeßstreifen aufgezeichnet.

Zur Digitalisierung wurde ein Spider 8 (HBM) verwendet, der die analogen Signale der Kraft und der Längenänderung über eine achtkanalige Ableitung in digitale Ergebnisse umwandelt. Über eine serielle Schnittstelle wurden die Daten in einen Windowsrechner übertragen, durch das Programm Catman V. 2.1 Rel. 2 (HBM) in Kraft [N] und Strain [$\mu\text{m}/\text{m}$] umgerechnet und archiviert.

2.2 Methode

2.2.1 Frakturierung und Osteotomie

Die mazerierten Unterkiefer wurden standardisiert frakturiert. Dabei sollte eine möglichst realistische Fraktur erzielt werden. Um die Fraktur an einer definierten Stelle zu brechen, wurde zunächst eine Kieferhälfte bis 0,5 cm vor der gewählten Frakturlinie eingegipst. Nach Abbinden des Gipses konnte nun die Gegenseite in entsprechendem Verfahren eingegipst werden. Somit war die Sollbruchstelle am Kiefer bestimmt. Nach Kraftapplikation auf die Gipsblöcke brachen die Kiefer an der gewünschten Stelle mit einer Varianz von ca. ± 2 mm. Fünf Unterkieferpräparate wurden auf die oben beschriebene Art frakturiert. Ein weiteres Präparat wurde konventionell osteotomiert, um den Einfluss der interfragmentären Friktion durch Adaptation der korrespondierenden Bruchoberflächen zu bestimmen (Abb. 6).

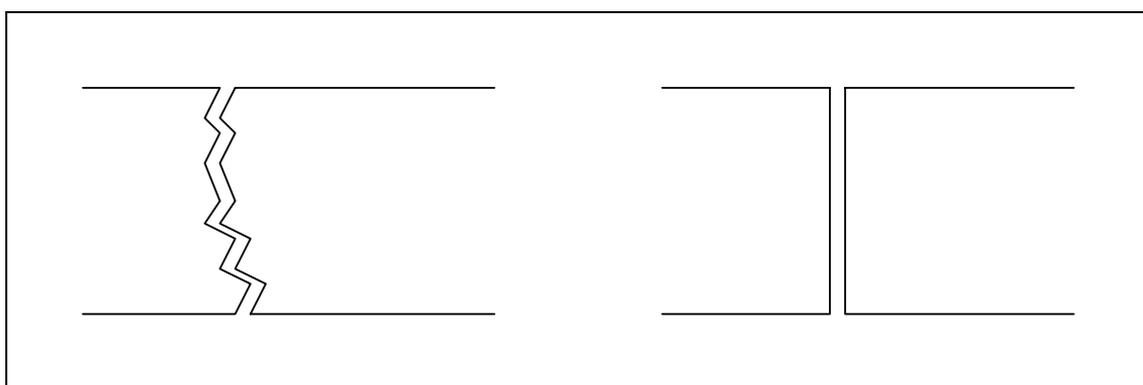


Abb.6

Fraktur

Osteotomie

Die sechs Unterkiefer wurden nach Fraktur- bzw. Osteotomielokalisation unterteilt (Tab.1).

Korpusfraktur links	Kiefer A
Medianfraktur	Kiefer B, Kiefer E
Paramedianfraktur rechts	Kiefer C, Kiefer D
mediane Osteotomie	Kiefer F

Tab.1 Aufteilung der Kiefer nach Fraktur bzw. Osteotomie

2.2.2 Osteosynthese

Die Kieferhälften wurden nun unter optimalen Bedingungen osteosynthetisch versorgt, d.h. es bestand kein limitierter Zugang und das Weichteilgewebe behinderte nicht.

Die Fragmentenden wurden exakt adaptiert und vor dem Bohren der Schraubenlöcher durch eine Repositionszange im Frakturspalt komprimiert. Danach folgte das Anbiegen und die Verschraubung der Platte (Abb.7).



Abb.7 Kiefer D,
Miniplattenosteosynthese

Die zu untersuchenden Osteosynthesesysteme wurden auf die Unterkiefer aufgeteilt (Tab.2).

Kiefer A	DCP mit bending plate, 3-D-Platte ohne Kompression
Kiefer B	DCP mit bending plate, 3-D-Platte mit Kompression
Kiefer C	EDCP, Miniplatten, 3-D-Platten mit Kompression
Kiefer D	Miniplatten: 4 Loch und 4 Loch, 4 Loch und 6 Loch
Kiefer E	3-D-Platten: 4 Loch, 8 Loch; jeweils mit 5 und 11 mm Schrauben
Kiefer F	DCP mit bending plate, EDCP, Miniplatten

Tab.2 Aufteilung Osteosynthesesysteme auf die Kiefer

2.2.3 Applikation der Dehnungsmeßstreifen

Dehnungsmeßstreifen wurden über den Frakturspalt hinweg vestibulär auf die pars alveolaris und die pars basalis sowie im unfrakturierten Bereich medial und distal im Abstand von 1 cm angebracht. Soweit es morphologisch möglich war, wurde ein DMS auf der lingualen Seite basal über dem Frakturspalt plziert.

Die DMS wurden nach einer standardisierten Methode auf der Kieferoberfläche fixiert: zunächst wurde die zu beklebende Knochenoberfläche mit Sandpapier in zwei verschiedenen Stärken (Stärke 80 und 360) vorbereitet, um eine optimale Rautiefe für den Schnellklebstoff zu erreichen. Anschließend wurden der Abrieb und verbleibende fetthaltige Rückstände von der Knochenoberfläche mit Isopropylalkohol (80%) entfernt. Auf die so vorbereitete Oberfläche konnte nun der Meßstreifen auf die Knochenoberfläche mit einem Schnellkleber unter manuellem Druck über fünf Minuten angebracht werden. Die Lötstützpunkte der DMS wurden nun an den elektrischen Schaltkreis gelötet. Zur Isolierung wurde zuerst ein flüssiges Silikonisiermittel auf die unisolierten Lötstützpunkte und die DMS aufgetragen. Nach 24-stündiger Trocknung wurde eine Schicht selbstfestigendes Silikongel zur weiteren Isolierung auf die Messstreifen und die freiliegenden elektrischen Leitungen aufgetragen. So wurde bei dem Tauchvorgang in gepufferte 0,9 % NaCl-Lösung für eine Stunde bis unmittelbar vor der Messung die Bildung eines Kurzschlusses oder eines Kriechstroms verhindert. Die Hydratisierung in physiologischer Kochsalzlösung war notwendig, um einen Elastizitätskoeffizienten wie bei Knochen in vivo zu erreichen (Abb.8).[3]

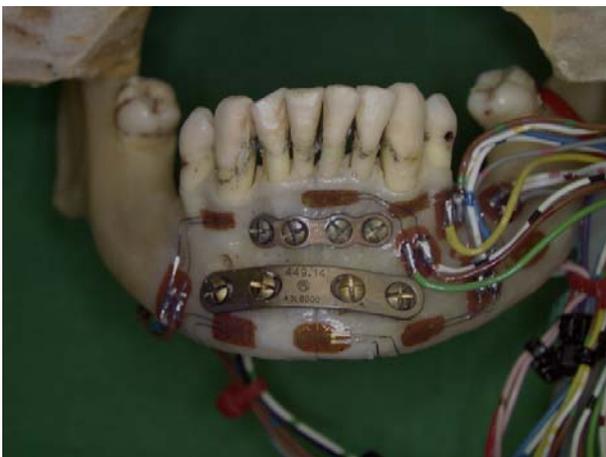


Abb. 8 Z.n. Osteosynthese und DMS-Applikation (Kiefer B, DCP mit bending plate), vor Messung.

2.2.4 Halterung

In vivo ist der Unterkiefer in ein komplexes Muskel-Gelenksystem eingebunden. Dieses ermöglicht die verschiedenen Bewegungen: den Kieferschluss (M. temporalis, M. masseter, M. pterigoideus med.), die Kieferöffnung (infrahyoidale Muskulatur), Kiefervorschub (M. pterigoideus lat.) und –rückschub (M. temporalis, M. digastricus). Als Gelenkverbindung dient das Temporomandibulargelenk, welches dem U-förmigen Kiefer nicht nur die Dreh-Gleitfunktion ermöglicht, sondern auch durch die Gelenkkapsel in seiner Form stabilisiert. Durch die Ansatzpunkte der Muskeln und die Morphologie des Unterkiefers entstehen verschiedene Hebelkräfte mit kurzem Kraft-, von Gelenkachse bis Muskelansätze (M. temporalis, M. masseter, M. pterigoideus med.), und langem Lastarm, von Gelenkachse bis zum zahntragenden Alveolarteil, am Unterkieferkörper. Dieses setzt sich im Knochen selbst in biomechanische Belastungen um. Diese werden, wie einleitend beschrieben, vom Trajektoriensystem des Unterkiefers getragen.

Zur Fixierung des Unterkiefers in der Spannungstestungsmaschine wurde eine Halterung entwickelt. Die Halterung sollte rigide sein, d.h. bei Kraftapplikation sollte der Unterkiefer verformt werden und nicht die Halterung. Dieses schließt mit ein, dass die Okklusionsebene unverändert bleiben soll, um eine Veränderung des Kraftvektors durch Abkippen des Kiefers in der Haltevorrichtung zu verhindern. Zudem sollte es möglich sein, den Kiefer aus der Halterung herauszunehmen, um z.B. ein anderes Plattensystem anzubringen und anschließend wieder in der gleichen Position einzusetzen.

Die Lösung wurde folgendermaßen erreicht: Proc. coronoideus und Proc. condylaris wurden bis zur Incisura mandibularis in Gips eingebettet, so dass der Zahnkranz gut zur Kraftapplikation erreichbar war. Dazu eingebettet wurden zwei Schrauben ($\varnothing = 1 \text{ cm}$), die es ermöglichten, den eingebetteten Kiefer reproduzierbar in die Halterung einzuschrauben. Die Halterung für die vorbereiteten Kiefer wurde stabil an die Spannungstestungsmaschine geschraubt.

2.2.5 Kraftapplikation

Um eine physiologische Kaubelastung zu simulieren, wurde ein Kraftvektor gewählt, der senkrecht auf die Okklusionsebene gerichtet war. Die Kraft der Spannungstestungsmaschine wurde über eine gefräste VA-Stahlplatte, die auf die gewünschten Belastungspunkte ausgerichtet werden konnte, erreicht: inzisal, prämolare links

und rechts sowie molar links und rechts. Damit können Belastungen simuliert werden, wie sie beim Abbeißen und bei der Mastikation auf der Arbeits- bzw. Balanceseite ipsilateral oder kontralateral der Fraktur entstehen. Die Kraftgröße [N] wurde im Rahmen der physiologisch entstehenden Kaukräfte gehalten (molar > prämolare > inzisal). In Abhängigkeit der Kraft (Abszisse) wurden die strains der DMS (Ordinate) aufgezeichnet. Die Messungen wurden pro Kiefer und Osteosynthese sowie pro Kraftapplikationsbereich je zweimal durchgeführt.

3 Ergebnisse

Die Längenänderungen (μstrain) der Dehnungsmeßstreifen wurden in Anhängigkeit der stetig steigenden okklusalen Krafteinwirkung gespeichert. Die entstandenen Graphen sind im Anhang aufgeführt. Im folgenden werden zunächst die einzelnen Osteosynthesen der Kiefer dargestellt und im Hinblick auf die Stabilität sowohl die verschiedenen Versorgungen an einem Kiefer, als auch die gleiche Versorgung an unterschiedlichen Kiefern einander gegenübergestellt.

3.1 Dynamische Kompressionsplatten

Die Arbeitsgruppe für Osteosynthesefragen, Schweiz, hatte ein Plattensystem zur direkten osteonalen Frakturheilung entwickelt. Durch das Gleitlochprinzip sollen, wie einleitend erläutert, die Fragmentenden interfragmentär derart dynamisch komprimiert werden, dass auch unter Zugbelastung der komprimierende Kraftvektor der Platte den resultierenden entgegengesetzten Zugkraftvektor bei Belastung übersteigt. Ob die Maxime der absoluten Ruhe im Frakturspalt erfüllbar gewesen sind, zeigten die Ergebnisse.

3.1.1 Osteosynthese einer Korpusfraktur mit DCP

Kiefer A wurde im Korpusbereich links frakturiert und anschließend mit einer DCP (2,4 mm) und einer bending plate (2,0 mm) versorgt. Die Abbildungen der kraftabhängigen μstrain -Werte finden sich in Abb. 35-40. Exemplarisch zeigt die Abbildung 9 die lineare Mikrobewegung unter stetiger Kraftherhöhung.

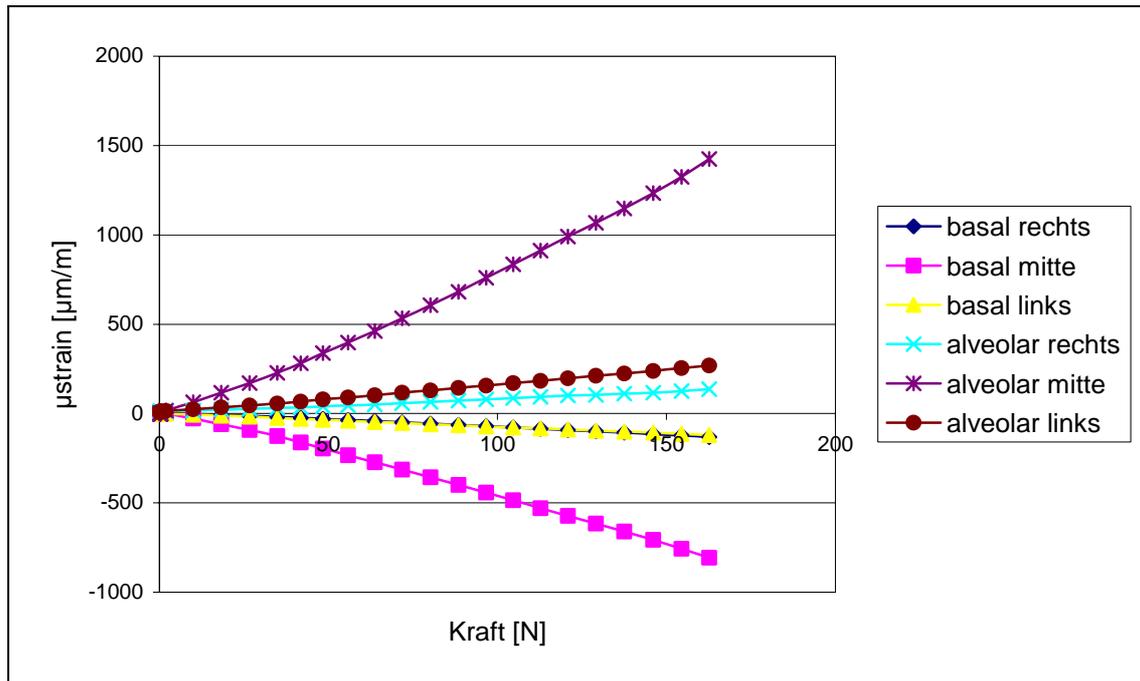


Abb.9 Kiefer A (Korpusfraktur links) mit DCP (2,4 mm) und bending plate (2,0 mm). Krafteinwirkung inzisal.

Die Zunahme der Mikrobewegung ist linear zur Kraftsteigerung. Die Meßstreifen „alveolar mitte“ und „basal mitte“ lagen direkt über dem Frakturspalt (Abb. 8). Die Meßstreifen „rechts“ und „links“ waren im unfrakturierten Bereich plaziert. Wie deutlich zu sehen ist, traten die größten Bewegungen über dem Frakturspaltbereich auf. Maximal ca. 1500 μ strain lagen über dem Frakturspalt bei ca. 160 N an („alveolar mitte“). Damit befand sich bei der Korpusfraktur und inzisaler Kraftapplikation die Zugzone alveolar. In deutlich geringerem Maß wurde der unfrakturierte Alveolarkamm verformt.

Maximale strain-Werte wurden mit dieser Osteosynthese an diesem Kiefer bei 2200 μ strain bei 260 N auf die frakturierte Prämolarenregion links erreicht.

Bei Belastung der kontralateralen, unfrakturierten Seite halbierten sich die Mikrobewegungen bei gleicher Kraft.

Zur Umkehr von Druck- und Zugzone kam es bei Kraft posterior der Fraktur. Der Alveolarkamm lag nun in der Zugzone. Hier entstand eine große Scherkraft entlang der Frakturlinie. Auf der basalen Seite, wo eine DCP eine Kompression der Frakturhälften bewirkte, kam es basal zu einer Dehnungsbewegung mit exponentiellem Charakter (Abb. 10).

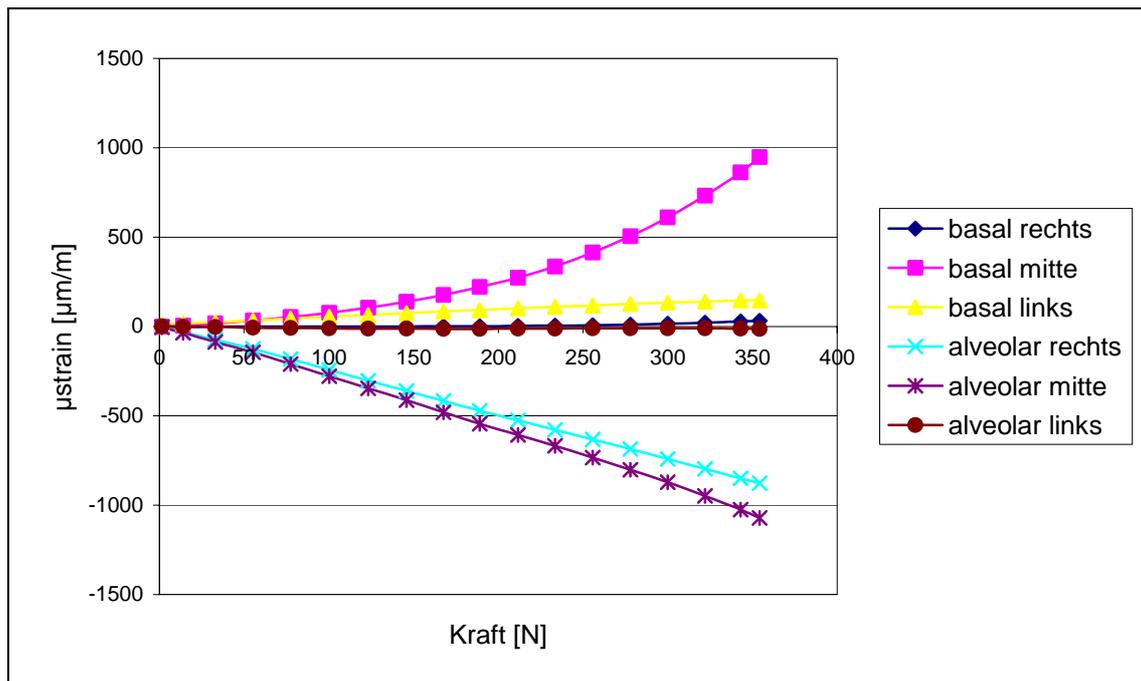


Abb. 10 Kiefer A mit DCP (2,4 mm) und bending plate 2,0 mm). Kraftereinwirkung molar links. Umkehr von Druck- und Zugzone

Zusammenfassend zeigt bei gleicher Kraft ($F=120\text{ N}$) die Strainverteilung bei okklusaler Belastung aller fünf Applikationsbereiche. Die Bewegungen in der Fraktur waren am größten bei einwirkender Kraft von inzisal. Deutlich wurde die Umdrehung der alveolaren Zugzone bei Kraft ipsilateral und posterior der Fraktur in eine Druckzone.

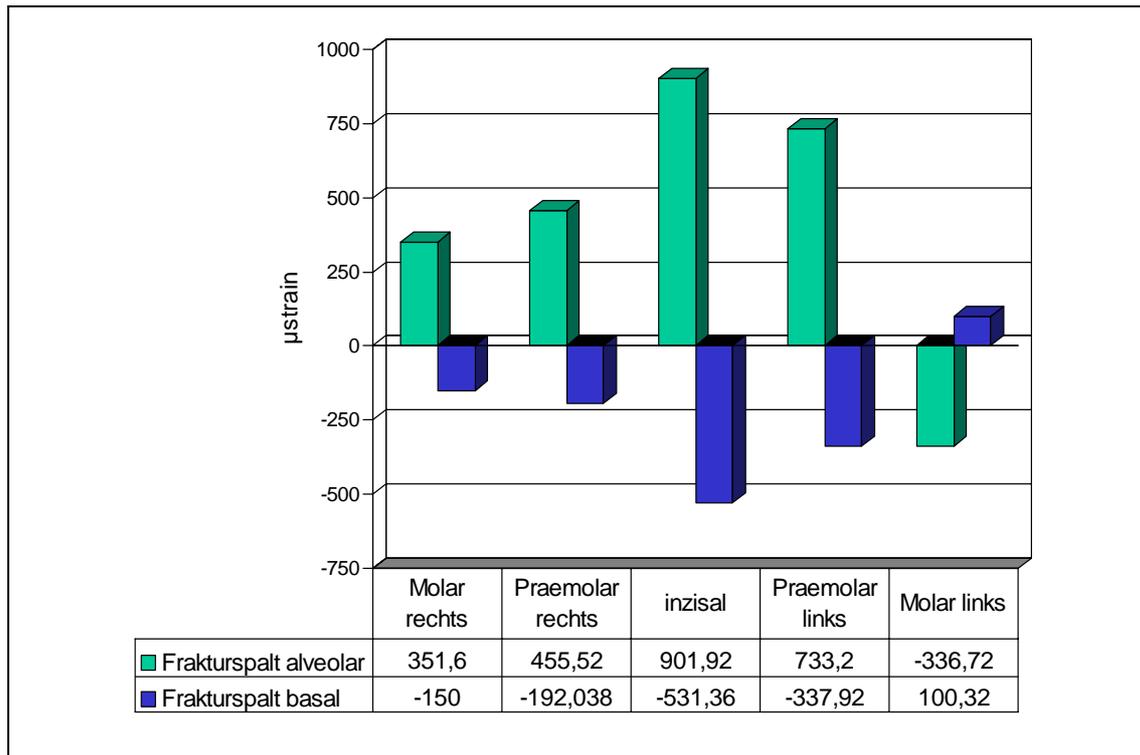


Abb.11 Kiefer A Korpusfraktur links mit DC-Platte (2,4 mm) und bending plate bei F=120N. Übersicht

3.1.2 Osteosynthese einer Medianfraktur mit DCP

Bei der Medianfraktur (Kiefer B) wurde eine Osteosynthese mit einer DC-Platte basal und weiter alveolar mit einer bending plate durchgeführt. Bei inzisaler Kraft von 120 N traten alveolar bereits 2500 μ strain auf (Abb.12). Ebenfalls basal kam es mit 500 μ strain zu einer Dehnungsbewegung, so dass die gesamte vestibuläre Fläche der Mandibula in der Zugzone lag.

Auch bei anderen Belastungspunkten klaffte basal der osteosynthetisch versorgte Kiefer. Trotz Medianfraktur war das Bewegungsausmaß nicht symmetrisch. Bei Druck auf die rechte Kieferhälfte (prämolare und molare) waren die Mikrobewegungen deutlich geringer. Zu beachten ist, daß die Frakturlinie nicht exakt median, sondern lingual links um den ausgeprägten knöchernen Ansatz von M. geniohyoideus et genioglossus verläuft.

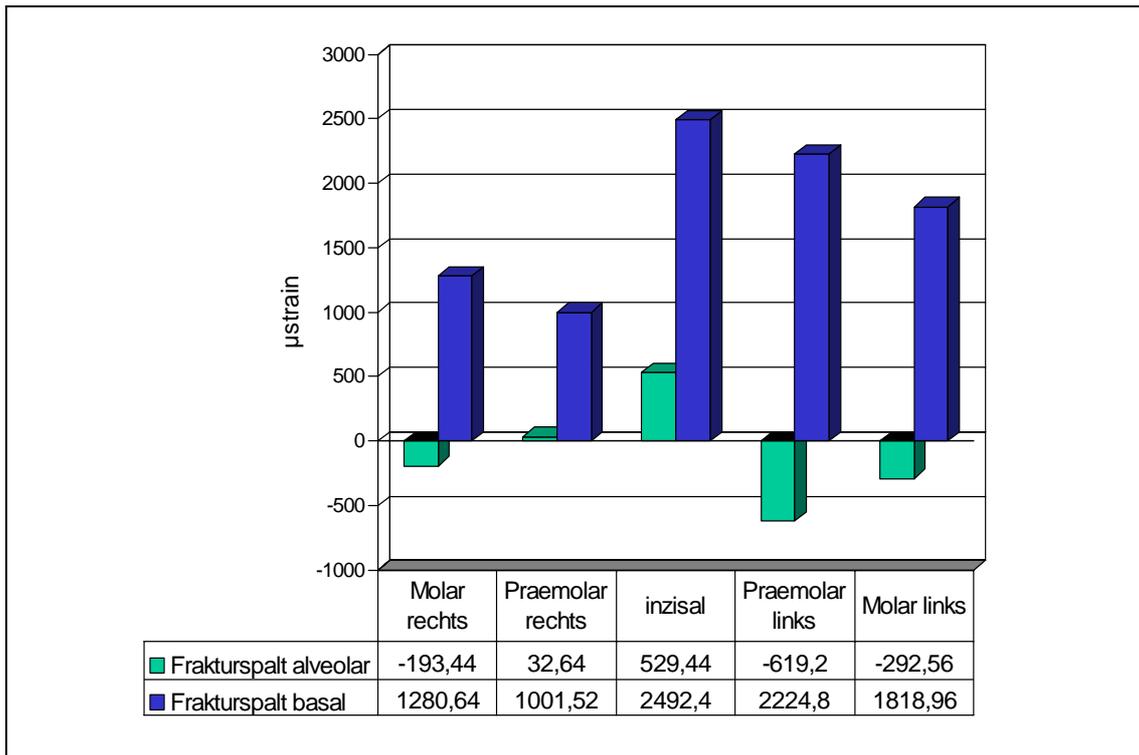


Abb.12 Kiefer B (Medianfraktur) mit DCP und bending plate. Kräfteinwirkung $F=120$ N.

3.1.3 Osteosynthese einer medianen Osteotomie mit DCP

Die Osteotomie unterscheidet sich von den anderen frakturierten Kiefern durch die fehlende interfragmentäre Abstützung gegen Scherkräfte aus, die durch Mikrofraktion der exakt reponierten Fragmentenden entstehen.

Bei der Osteotomie lagen die Mikrobewegungen auf der vestibularen Seite, wo die Osteosyntheseplatten angebracht sind, im Bereich bis $2500 \mu\text{strain}$ ($F_{\text{prämolare rechts}}=300$ N). Auf der unverplatteten Seite stiegen die Bewegungen rasch an und überschritten das Dehnungsspektrum des Meßstreifens. Anders als bei der „Medianfraktur“ (Kiefer B) zeigt sich hier im Übersichtsbild (Abb.13) eine Seitensymmetrie.

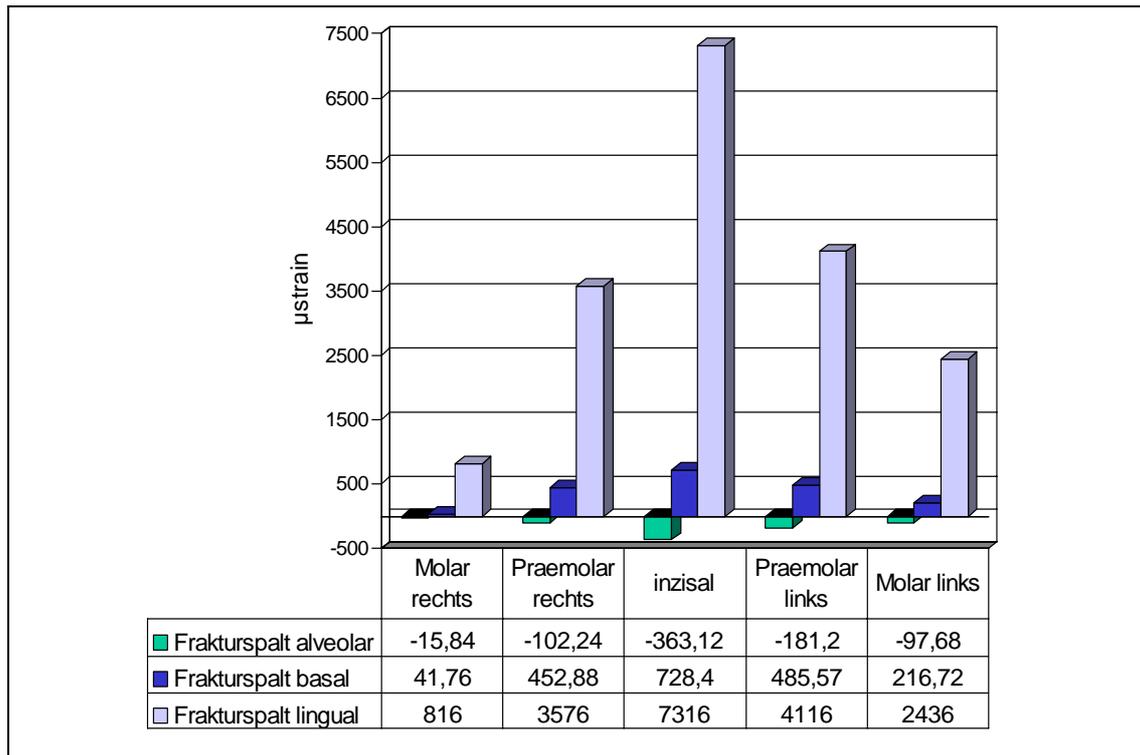


Abb.13 Kiefer F mit DCP. Kräfteinwirkung $F=120$ N.

3.2 Exzentrische dynamische Kompressionsplatte

Bei der EDCP soll durch zwei Gleitlöcher eine Kompression wie bei der DCP basal erreicht werden. Jeweils am Plattenende befindet sich ein Gleitloch, das im 45° Winkel auf das alveolare Frakturende zeigt und bei korrekter Bohrung der bikortikalen Schrauben eine exzentrische Kompression auf den plattenfernen alveolaren Frakturspalt bringt (Druckrollenprinzip).

3.2.1 Osteosynthese I einer Paramedianfraktur mit einer EDCP

Maximale strain entstanden alveolar bei Belastung der Frakturseite ($2500 \mu\text{strain}/F_{\text{praemolar rechts}}=250$ N, $5300 \mu\text{strain}/F_{\text{molar rechts}}=300$ N). Bei inzisaler Belastung stieg die alveolare Dehnung rasch an ($2500 \mu\text{strain}/F_{\text{inzisal}}=150$ N). Wurde die unfrakturierte Seite belastet, fielen die alveolar im Frakturspalt gemessenen Werte deutlich niedriger aus ($1000 \mu\text{strain}/F_{\text{praemolar links}}=200$ N, $700 \mu\text{strain}/F_{\text{molar links}}=360$ N). Bei dieser Paramedianfraktur rechts kam es zum Umschlag von Druck- und Zugzone. Die Bewegungen im Frakturspalt fielen lingual niedrig aus (max. $700 \mu\text{strain}/F_{\text{praemolar rechts}}=250$ N). (Abb.51-55)

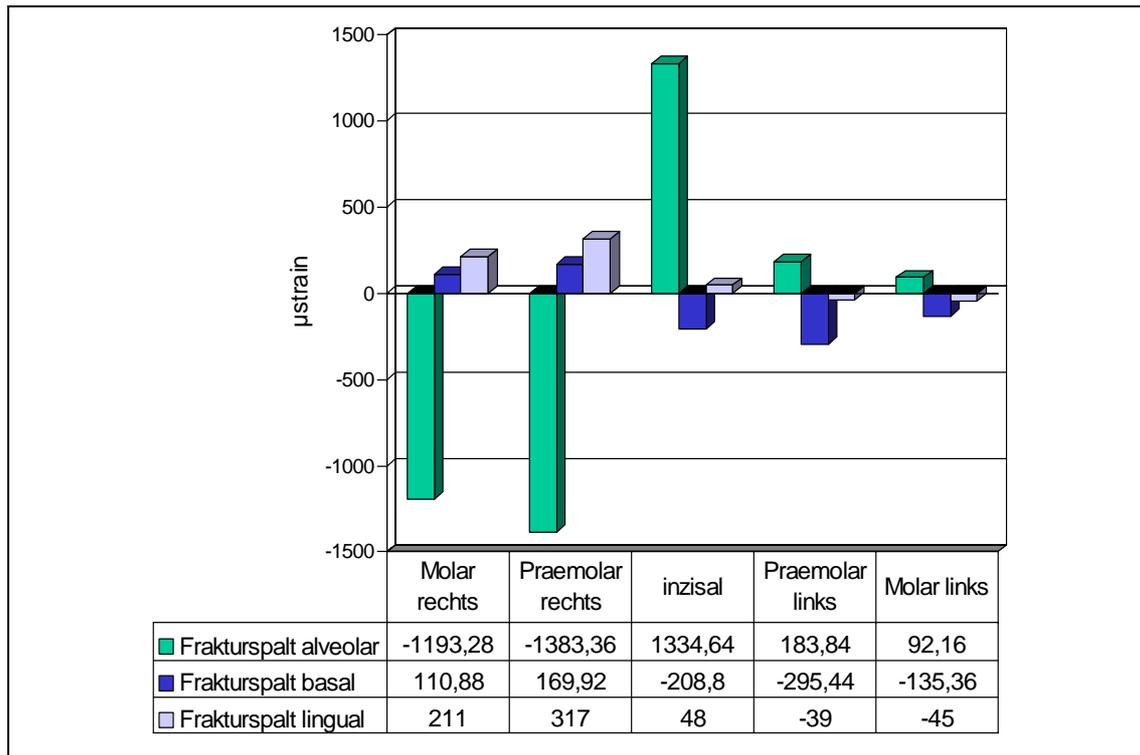


Abb.14 Kiefer C (Paramedianfraktur rechts) mit EDCP. Kräfteinwirkung $F=120$ N.

Beim Vergleich der einzelnen Druckversuche (Abb.14) wird die Zunahme der Instabilität bei Belastung der frakturierten Kieferseite deutlich. Insbesondere im Alveolarbereich, der durch das Druckrollenprinzip stabilisiert werden soll, kommt es zu großen Dehnungs- und Stauchungsbewegungen. Bei Belastung der Frakturseite posterior der Osteosynthese kommt es zur, schon beschriebenen, Druck- und Zugzonenumkehr. Die Bewegungen im lingualen Meßstreifen sind niedrig.

3.2.2 Osteosynthese II einer medianen Osteotomie mit einer EDCP

Im Gegensatz zu obigem Kiefer waren hier bei Kiefer F die Dehnungsbewegungen im lingualen Frakturspalt bei allen Belastungspunkten sehr ausgeprägt (bis ca. 8000 μ strain bei $F_{\text{inzisal}}=160$ N, Abb. 56). Die Belastungspunkte prämolare und molar zeigen einen ähnlichen Verlauf mit größerer Bewegung auf der frakturierten Seite. (Abb. 56-60)

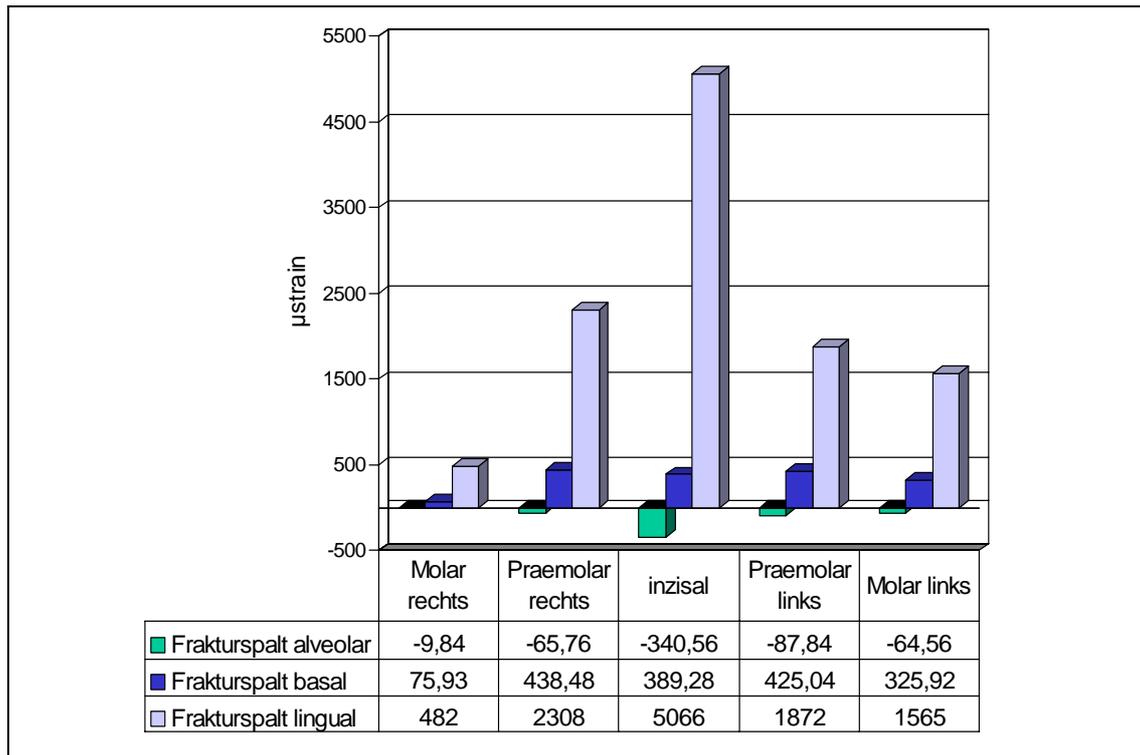


Abb. 15 Kiefer F (mediane Osteotomie mit EDCP. Kräfteinwirkung $F=120$ N.

Abb. 15 zeigt die symmetrische Verteilung der strain-Werte unter Belastung. Der Alveolarbereich liegt immer im Bereich der Druckzone.

3.3 Miniplatten

3.3.1 Osteosynthese Paramedianfraktur mit Miniplatten (2,0 mm, 4-/ 6-Loch)

Bei dieser rechtsseitigen Paramedianfraktur (Kiefer C) zeigt sich bei Belastung der frakturierten Seite wieder der Wechsel von Druck- und Zugzone. Entsprechend der anterioren Frakturlinie kommt dieser Umschlag schon bei Druck auf prämolare rechts.

Bei Kraft von inzisal, prämolare links und molar links liegt die Druckzone basal (max. $-1000 \mu\text{strain}$ $F_{\text{molar links}}=270$ N, Abb. 64). Die Werte der lingualen Seite sind niedriger ($-450 \mu\text{strain}$ $F_{\text{prämolare links}}=270$ N, Abb. 62). Die Zugzone liegt alveolar mit $750 \mu\text{strain}$ bei $F_{\text{prämolare links}}=270$ N. Auf der unfrakturierten Kieferhälfte werden große Werte für den lingualen basalen Bereich erreicht ($2500 \mu\text{strain}$ $F_{\text{prämolare rechts}}=300$ N, $1800 \mu\text{strain}$ $F_{\text{molar rechts}}=270$ N).

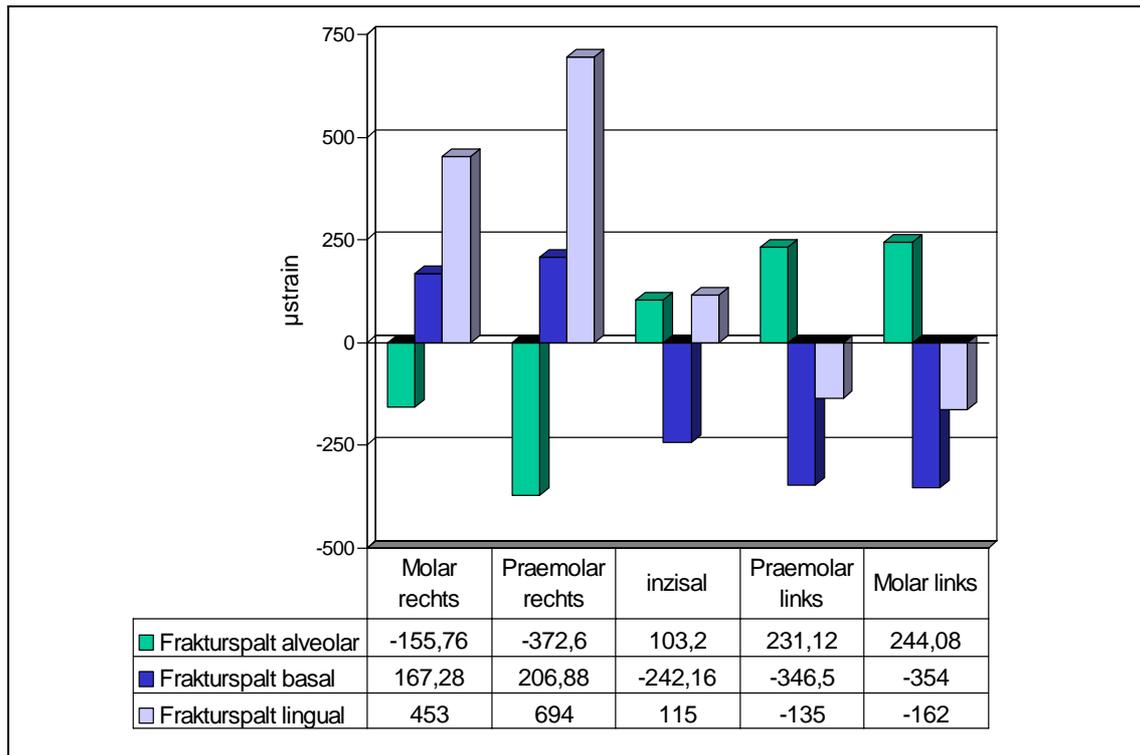


Abb.16 Kiefer C (Paramedianfraktur rechts) mit Miniplatten (4-/ 6-Loch). Übersicht bei Krafteinwirkung $F=120\text{ N}$.

Die Übersicht (Abb. 16) zeigt hier, wie Umschlag von Druck- in Zugzone erfolgt. Bemerkenswert ist, dass lingual dieser Umschlag erst weiter distal, also molar, erfolgte. Präemolar ändert sich die Druck- und Zugrichtung für die Zonen der vestibulären Fläche.

3.3.2 Osteosynthese II Paramedianfraktur Miniplatten (2,0 mm, 4-/ 4-Loch)

Bei Messungen mit Kraft auf der Gegenseite der Paramedianfraktur rechts (Kiefer D, Abb.66-70), also präemolar links und molar links, befindet sich der basal vestibuläre und linguale Anteil in der Druckzone (max. $-1500\ \mu\text{strain}$ bei $F_{\text{präemolar links}}=300\text{ N}$). Alveolar verhält sich die Biomechanik spiegelbildlich (max. $3000\ \mu\text{strain}$ bei 300 N , präemolar links, Abb.67). Bei Druck im Bereich der Frakturlinie (Kraft präemolar rechts, Abb. 68) kommt es zum Wechsel von Druck- in Zugzone. Auch bei Miniplatten findet sich Druck- in Zugzonenumkehr und umgekehrt ab senkrechter Belastung auf den Frakturspalt nach distal. Die μstrain -Werte liegen für alle Kraftapplikationen im physiologischen Rahmen.

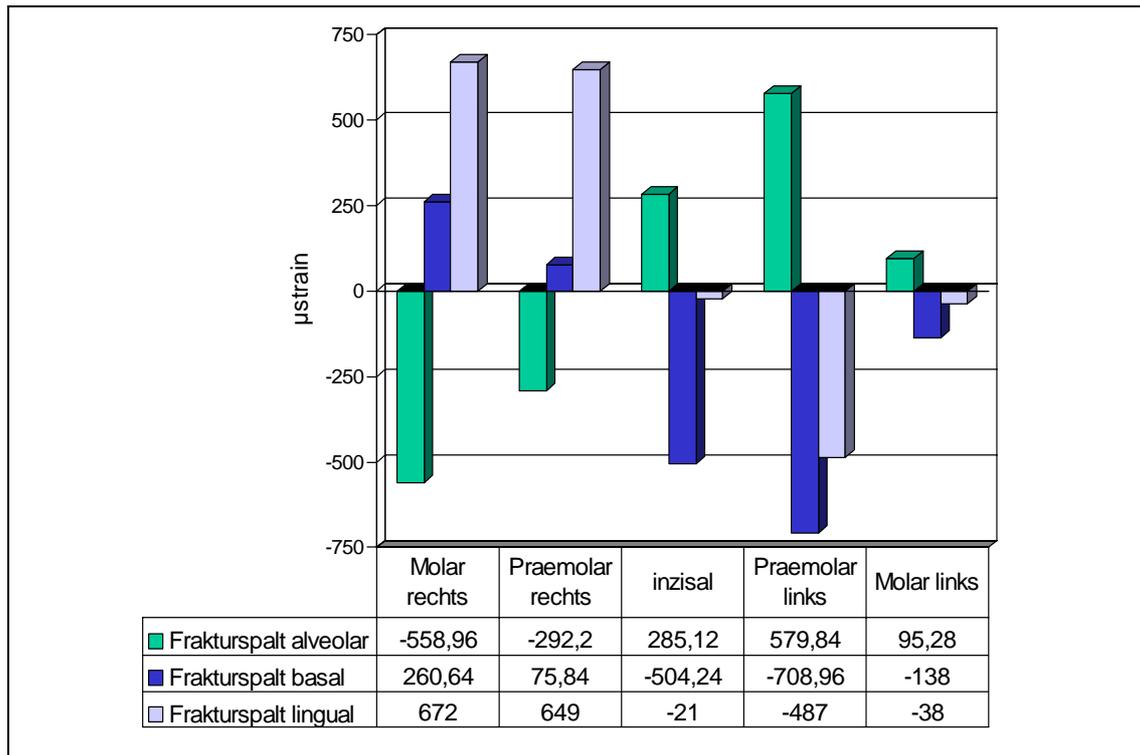


Abb.17 Kiefer D (Paramedianfraktur rechts) mit Miniplatten (2,0 mm, 4-/ 4- Loch).
Krafteinwirkung F=120 N.

3.3.3 Osteosynthese III Paramedianfraktur Miniplatten (2,0 mm, 4-/ 6-Loch)

Mikrobewegungen sind in dieser Reihe besonders für den basalen vestibulären Frakturbereich ausgeprägt. Inzisal belastet erreicht die Längenänderung 3000 μ strain bei 100 N (Abb.71). Bereits bei 150 N prämolare rechts (Abb. 73) ist für diesen Dehnungsstreifen das spezifische Maximum mit 4000 μ strain überschritten. Bei Belastung von nur 40 N molar rechts steigt der μ strain-Wert über 1000 μ strain (Abb. 75). Der Alveolarbereich liegt immer in der Druckzone (max. 2500 μ strain bei $F_{\text{prämolare rechts}}=250$ N, Abb. 73).

Die Mikrobeweglichkeit ist für Kiefer D mit der hier verwendeten Versorgung mit einer 4-Loch- und einer 6-Loch-Platte höher als mit der Verwendung lediglich zweier 4-Loch-Platten (s.o.). Die Applikation der 6-Loch-Platte erfolgte nach Austausch der 4-Loch-Platte. Die vier bereits gebohrten Löcher wurden weiterverwendet, um die Biomechanik durch Veränderung der Plattenlokalisation nicht zu verändern. Für die zwei neuen Löcher in der 6-Loch-Platte wurden Löcher gebohrt. Trotz Verwendung zweier weiterer Löcher ist damit die Stabilität nicht verbessert worden, im Gegenteil, die Bewegung im Frakturspalt hat sogar noch zugenommen. Einfluss auf die verringerte Stabilität können der

Schraubenwechsel in den alten Bohrlöchern für die neue Platte oder auch Mikrofrakturen haben, die durch vorangegangene Belastungsversuche entstanden sein könnten.

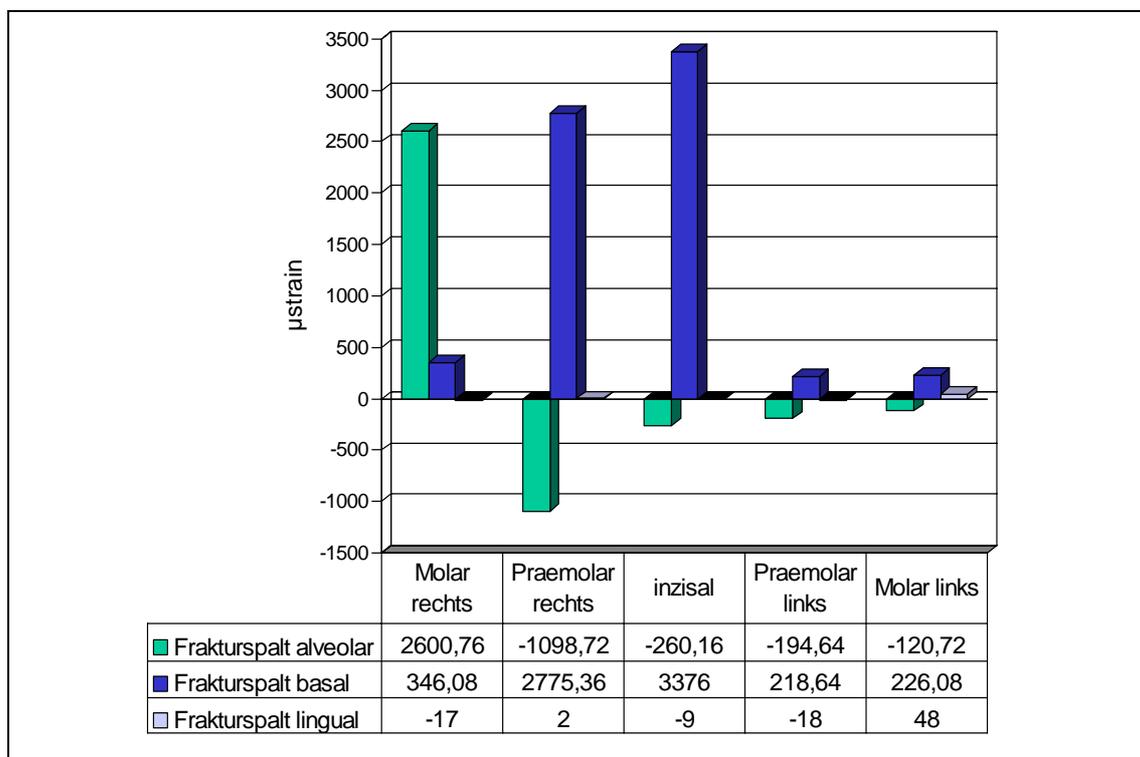


Abb. 18 Kiefer D mit Miniplatten (4 Loch + 6 Loch). Kräfteinwirkung $F=120$ N.

3.3.4 Osteosynthese bei Unterkieferosteotomie

Die Mikrobewegung (Abb.76-80) liegt bei der mit DCP versorgten Osteotomie, bei einer Spaltbreite von ca. 1mm, der durch die Säge bedingt ist, bis auf die lingualen Messwerte in physiologischen Grenzen (max. 2000 μ strain bei $F_{\text{prämolare links}}=250$ N, Abb. 77). Lingual sind die Werte nicht messbar. Nach Druck inzisal mit 30 N steigt die lingual-basale Frakturspaltdehnung über 2000 μ strain (Abb. 76).

Bei der inzisalen Belastung bis über 150 N zeigt sich bei Verwendung der EDCP eine massive Beweglichkeit lingual basal (7500 μ strain). Ab Kräften von 130 N lässt sich ein exponentieller Anstieg der Beweglichkeit im vestibulär basalen Frakturbereich zeigen (bei 150 N 2000 μ strain vs. 500 μ strain bei DCP).

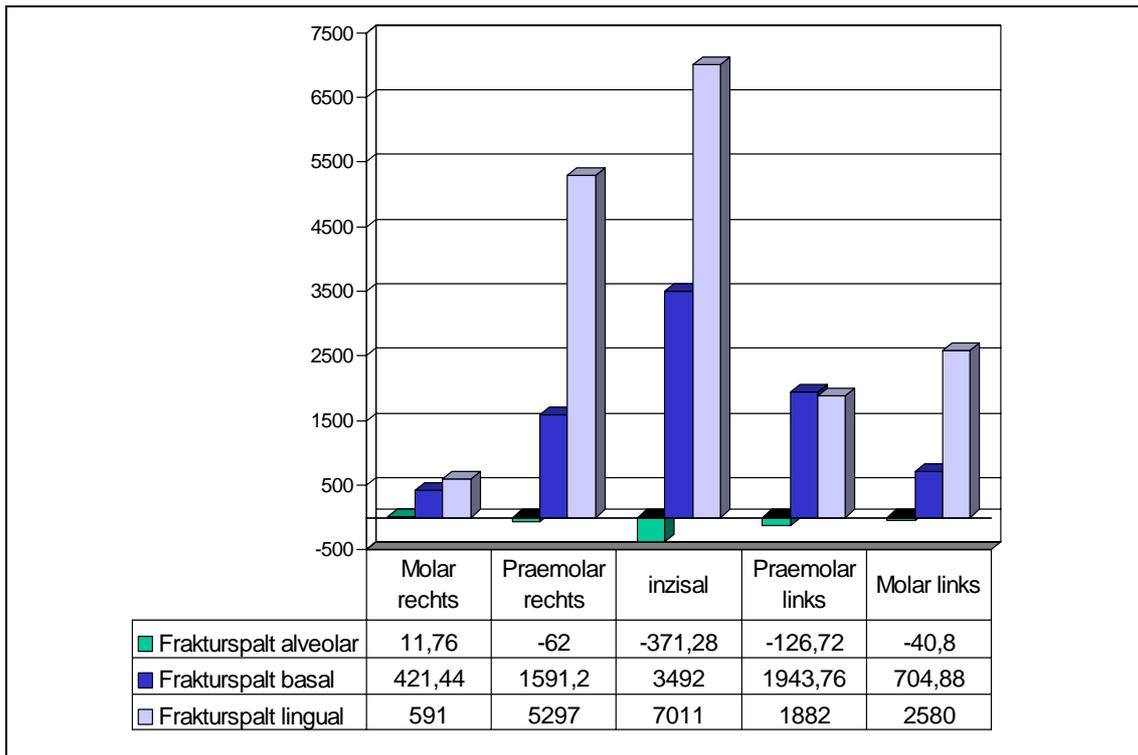


Abb.19 Kiefer F (mediane Osteomie) mit Miniplatten. Kräfteinwirkung $F=120$ N.

3.4 3-D-Platten

3.4.1 Korpusfraktur 3-D-Platte (ohne Gleitloch)

Der basale vestibuläre Frakturbereich liegt bis auf die Kräfteinwirkung auf der linken Seite (Fraktur) im Bereich der Druckzone. Starke Mikrobewegungen traten in der alveolaren Zugzone auf: $5200 \mu\text{strain}$ $F_{\text{inzisal}}=170$ N (Abb. 81), bei $F_{\text{prämolare links}}=100$ N: $3800 \mu\text{strain}$ (Abb.82), $8000 \mu\text{strain}$ bei $F_{\text{prämolare rechts}}=280$ N (Abb. 83) und bei $F_{\text{molare rechts}}=390$ N $6000 \mu\text{strain}$ (Abb. 85). Bei Druck auf den molaren Bereich der Frakturseite, links, (Abb. 20, 84) geriet der basale Bereich in die Zugzone ($-500 \mu\text{strain}$ bei 300 N) und der basale Bereich in die Zugzone ($3500 \mu\text{strain}$ bei 300 N).

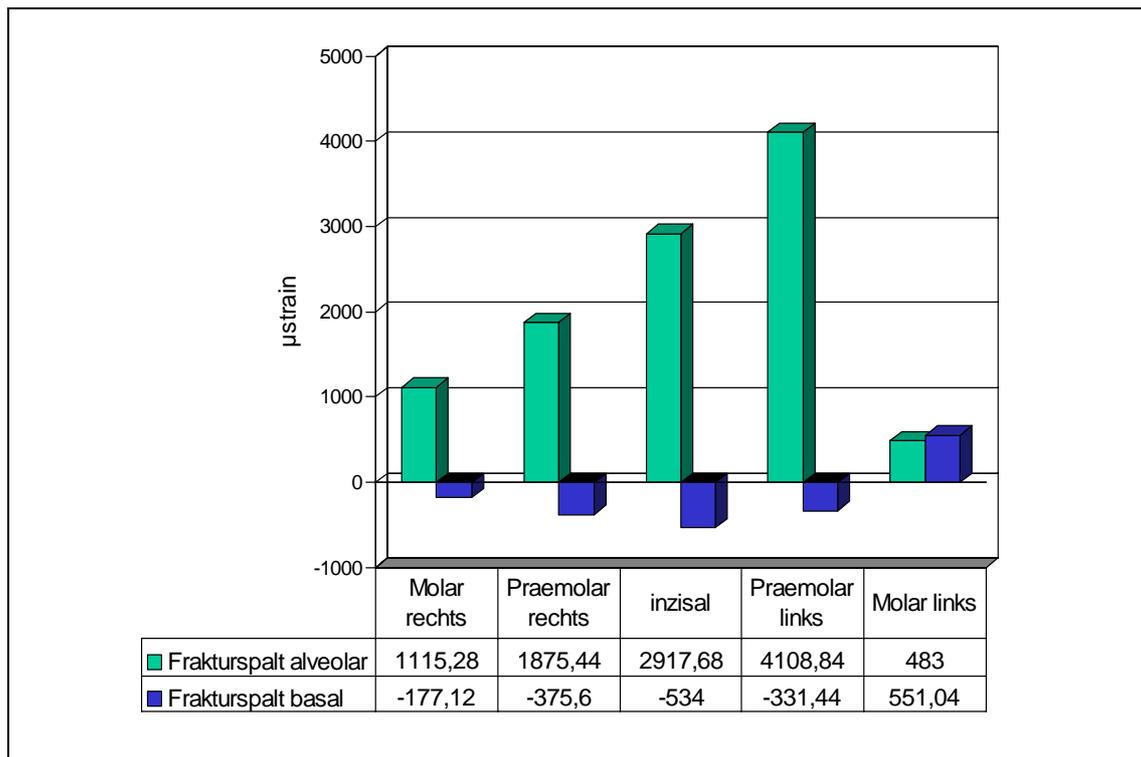


Abb.20 Kiefer A (Korpusfraktur links) mit 3-D-Platte (Typ Farmand, ohne Gleitloch).
Krafteinwirkung $F=120$ N.

3.4.2 Osteosynthese Medianfraktur mit 3-D-Platte (Grid plate, mit Gleitloch)

Bei der 3-D-Osteosynthese von Kiefer B lag die Zugzone durchgängig basal (Abb. 21), die Druckzone dafür alveolar. Inzisal waren dort bei gleicher Kraft die Mikrobewegungen am größten (6200 μ strain bei 145 N, Abb. 86). Die alveolaren Druckspannungen liegen bei großer Krafteinwirkung von $F_{\text{molar rechts}}=340$ N bei 2200 μ strain (Abb. 90).

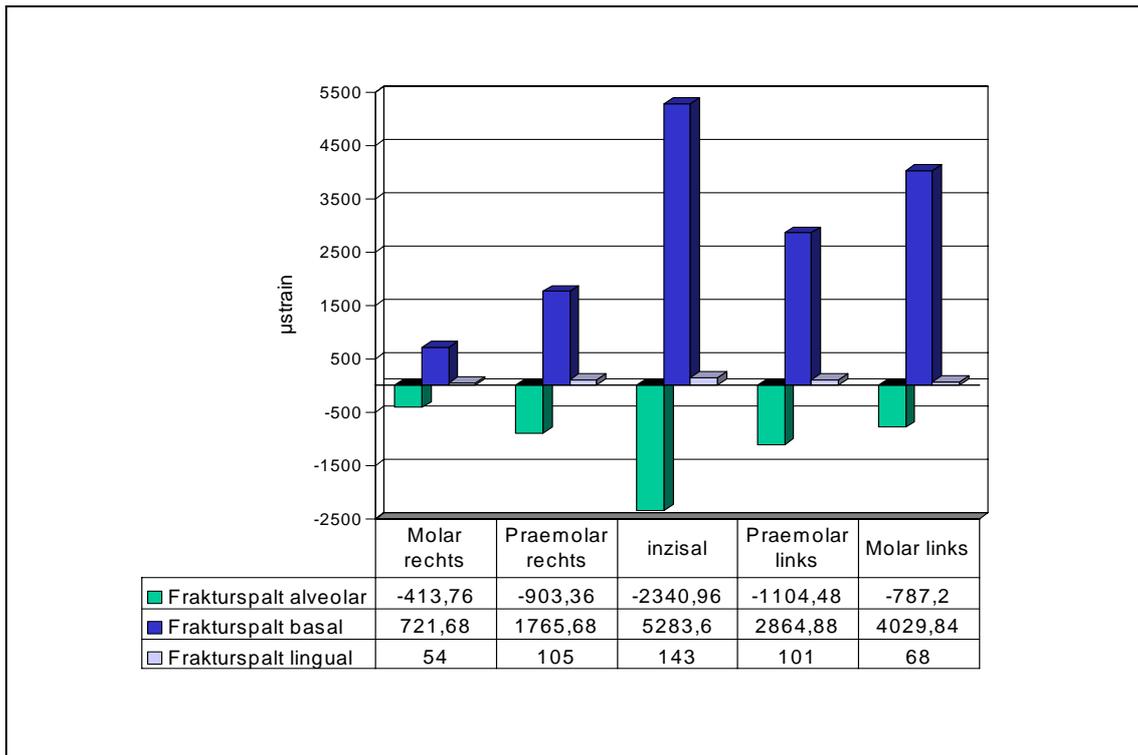


Abb.21 Kiefer B (Medianfraktur) mit 3-D-Platte. Kräfteinwirkung $F=120$ N.

3.4.3 Osteosynthese Paramedianfraktur mit 3-D-Platte (Grid Plate, mit Gleitloch)

Bei inzisaler Belastung von Kiefer C lag der basale vestibuläre Bereich in der Druckzone ($-400 \mu\text{strain}$ bei 180 N, Abb. 91), für die übrigen Messungen wanderte der basale Bereich in die Zugzone (Abb. 22). Vestibulär basal waren die Werte bei $F_{\text{prämolare links}}$ groß ($5000 \mu\text{strain}$ bei 130 N, Abb. 92) und $6000 \mu\text{strain}$ bei $F_{\text{molare links}}=190$ N, Abb.94). Bei Kraft auf der linken Seite wurde der linguale basale Teil deutlich mehr gedehnt als der vestibuläre: $4000 \mu\text{strain}$ lingual vs. $1200 \mu\text{strain}$ vestibulär ($F_{\text{prämolare links}}$ bei 280 N (Abb. 92); $F_{\text{molare links}}=280$ N: $3500 \mu\text{strain}$ lingual vs. $2000 \mu\text{strain}$ vestibulär (Abb. 94)).

Bei Betrachtung des alveolaren Bereichs fanden sich bei inzisaler Belastung leichte Zugspannungen ($380 \mu\text{strain}$ bei 190 N, Abb. 91). Die übrigen Belastungen im Seitenzahnbereich führten zu einer Druckbelastung des alveolaren Teils (max. -2800 bei 270 N molar rechts, Abb. 95).

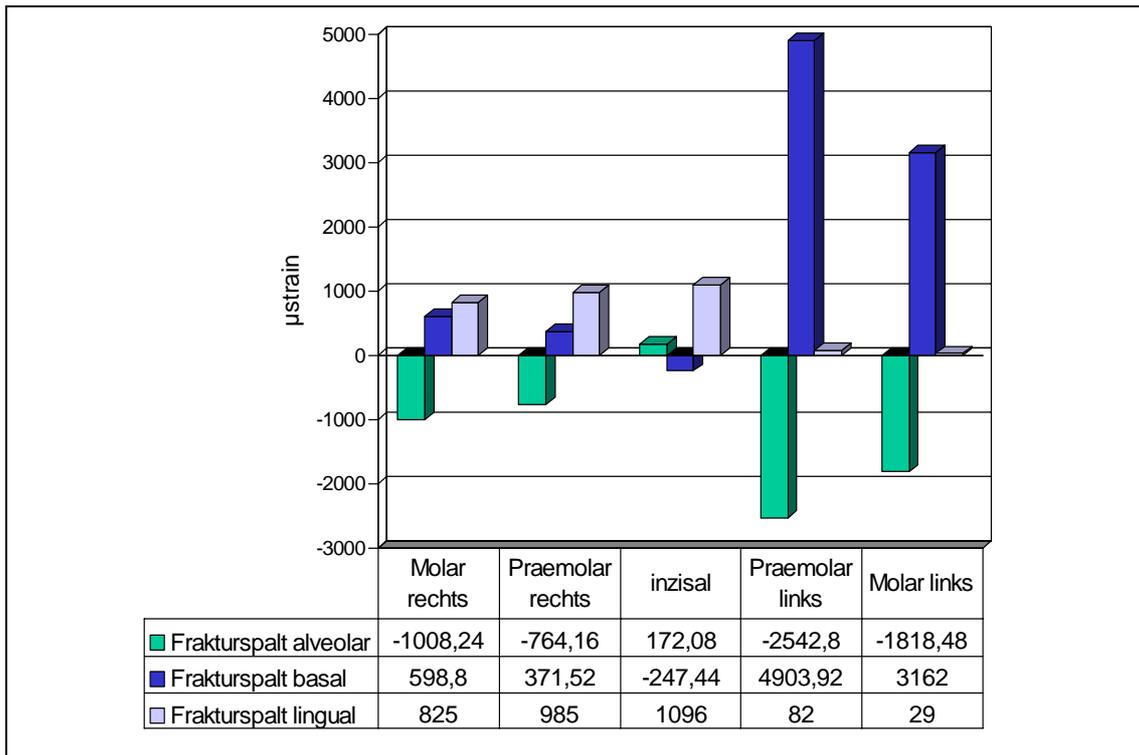


Abb.22 Kiefer C (Paramedianfraktur rechts) mit 3-D-Platte. Krafteinwirkung $F=120\text{ N}$.

3.4.4 Osteosynthese Medianfraktur II mit 3-D-Platte (Grid Plate, mit Gleitloch)

Bei der Medianfraktur bei Kiefer E wurde zunächst eine 4-Loch 3-D-Platte mit 5 mm langen Schrauben verwendet. Die Mikrobeweglichkeit im Frakturspalt auf der vestibulären Seite lag bei 120 N für alle Belastungspunkte im Rahmen von $\Delta=1000\ \mu\text{strain}$ (Abb. 23). Größere μstrain traten lingual auf ($F_{\text{inzisal}} = 130\text{ N}$: 4500 μstrain , Abb. 97). Die Versuchsreihe mit 11 mm langen Schrauben erfolgte nach dieser ersten Messung sowie nach der 8-Loch-Platte, wobei ebenfalls nach 5 mm die 11 mm langen Schrauben verwendet wurden. Die μstrain waren bei der 4-Loch-Platte mit 11 mm Schrauben deutlich höher (Abb. 96, 98, 100, 102, 104) als bei der ersten Meßreihe mit 5 mm Schrauben.

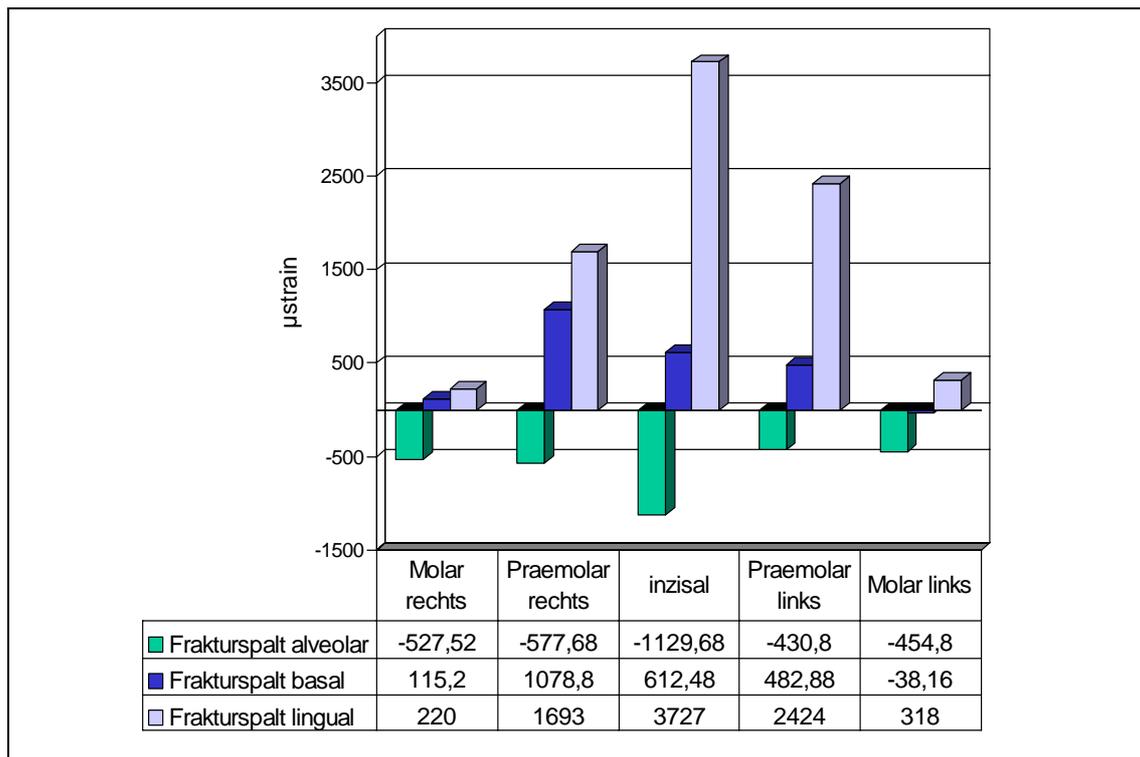


Abb.23 Kiefer E (Medianfraktur) mit 3-D-Platte (4-Loch, 5 mm Schrauben oben und unten).
Krafteinwirkung $F=120$ N.

Bei der 8-Loch-Platte (Abb. 106-113) lagen die Ergebnisse bei der Verwendung von 5 mm Schrauben fast identisch mit denen von 11 mm Schrauben. Die Mikrobewegungen in der Zugzone (basal lingual und vestibulär) waren ohne signifikanten Unterschied, ebenfalls in der Druckzone (alveolar). Strainmaxima traten lingual basal auf (Kraft 240 N auf prämolare links: 3000 μ strain, Abb. 108).

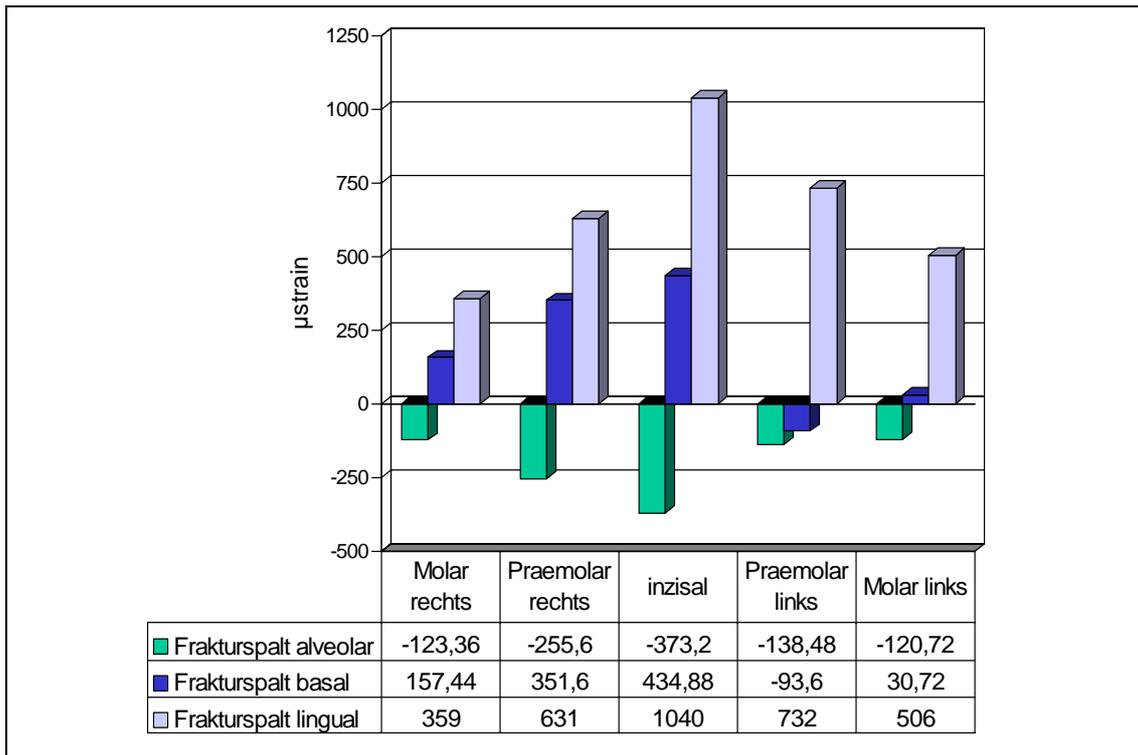


Abb.24 Kiefer E (Medianfraktur) mit 3-D-Platte (8-Loch, 5 mm Schrauben). Krafteinwirkung F=120 N.

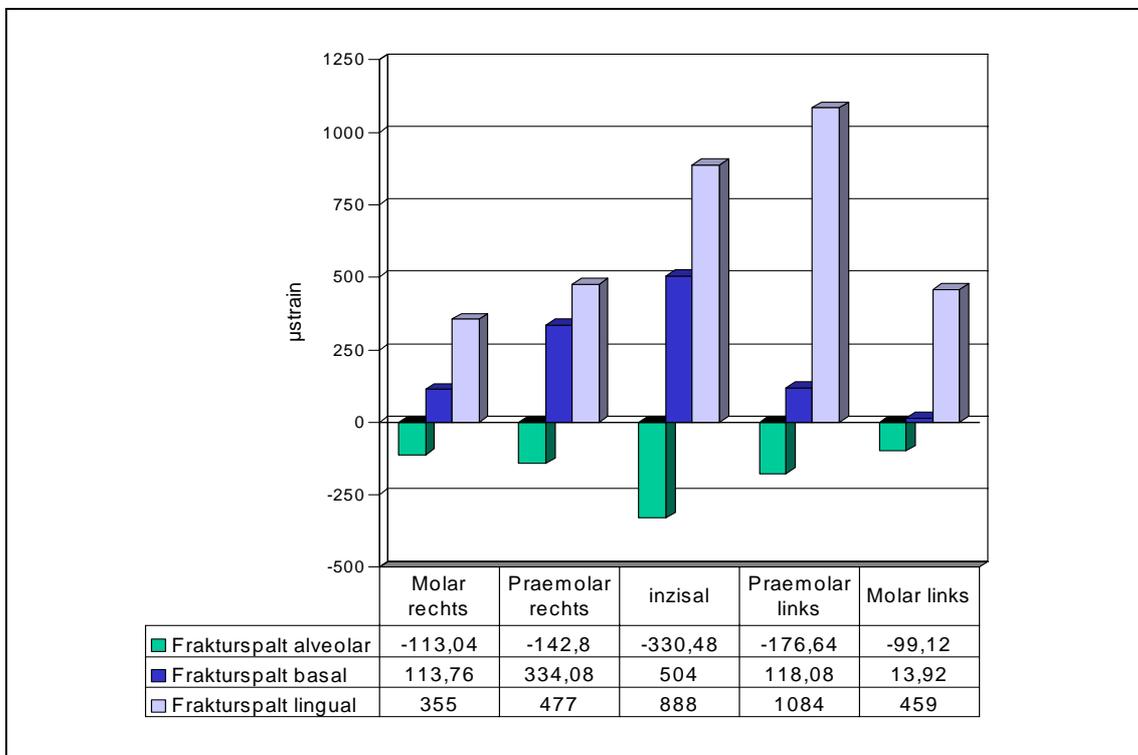


Abb.25 Kiefer E (Medianfraktur) mit 3-D-Platte (8-Loch, 11 mm Schrauben). Krafteinwirkung F=120 N.

3.5 Vergleich der Osteosynthesesysteme an einem Kiefer

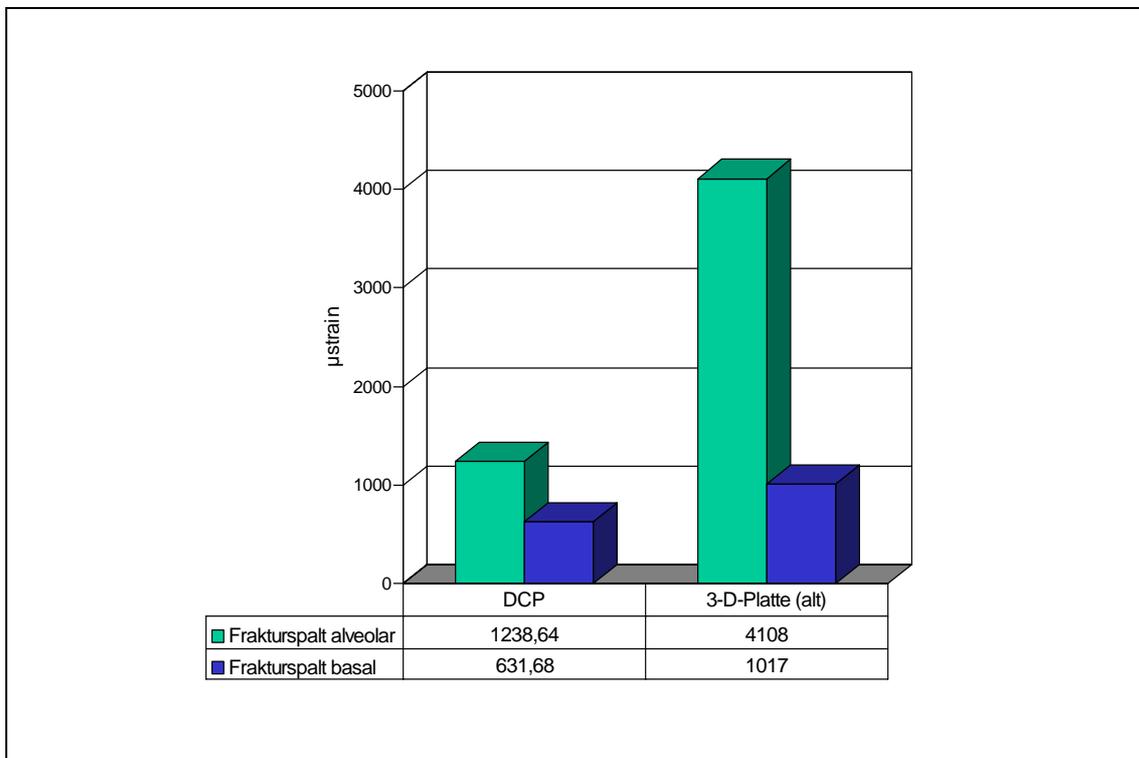


Abb.26 **Kiefer A:** Korpusfraktur links. DCP (2,4 mm) vs. 3-D-Platte (Modus Typ Farmand 2,0 mm, ohne Gleitloch).

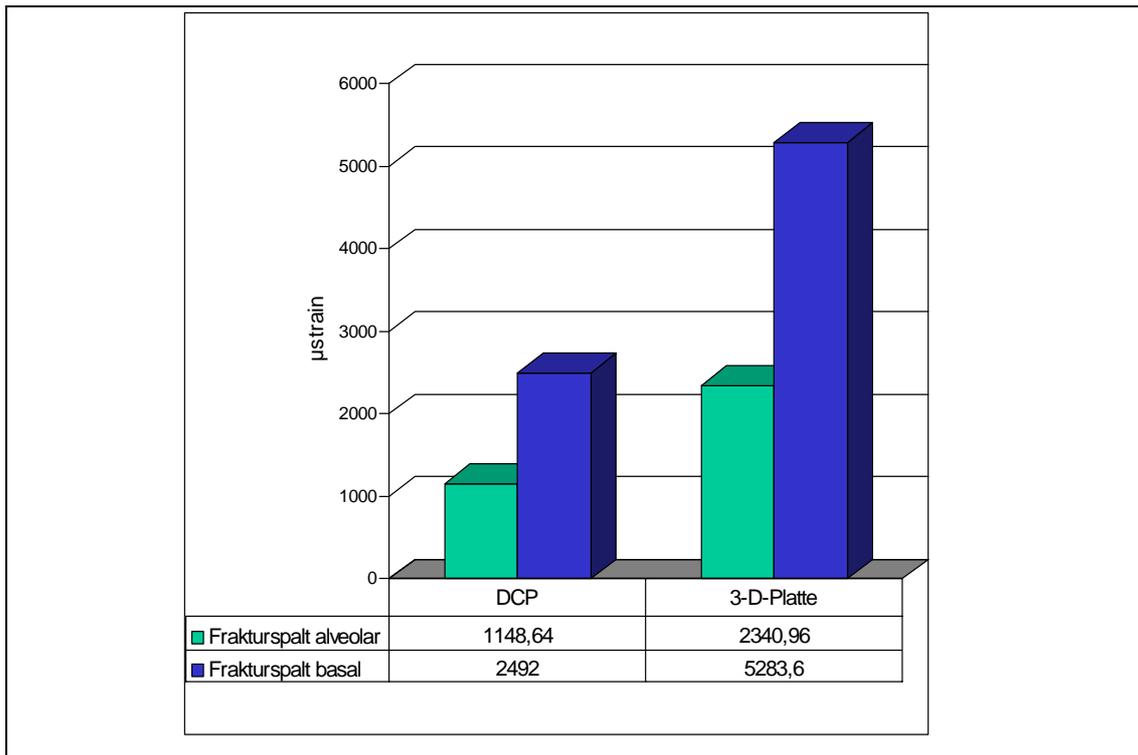


Abb.27 **Kiefer B**, Medianfraktur. DCP vs 3-D-Platte mit Gleitloch

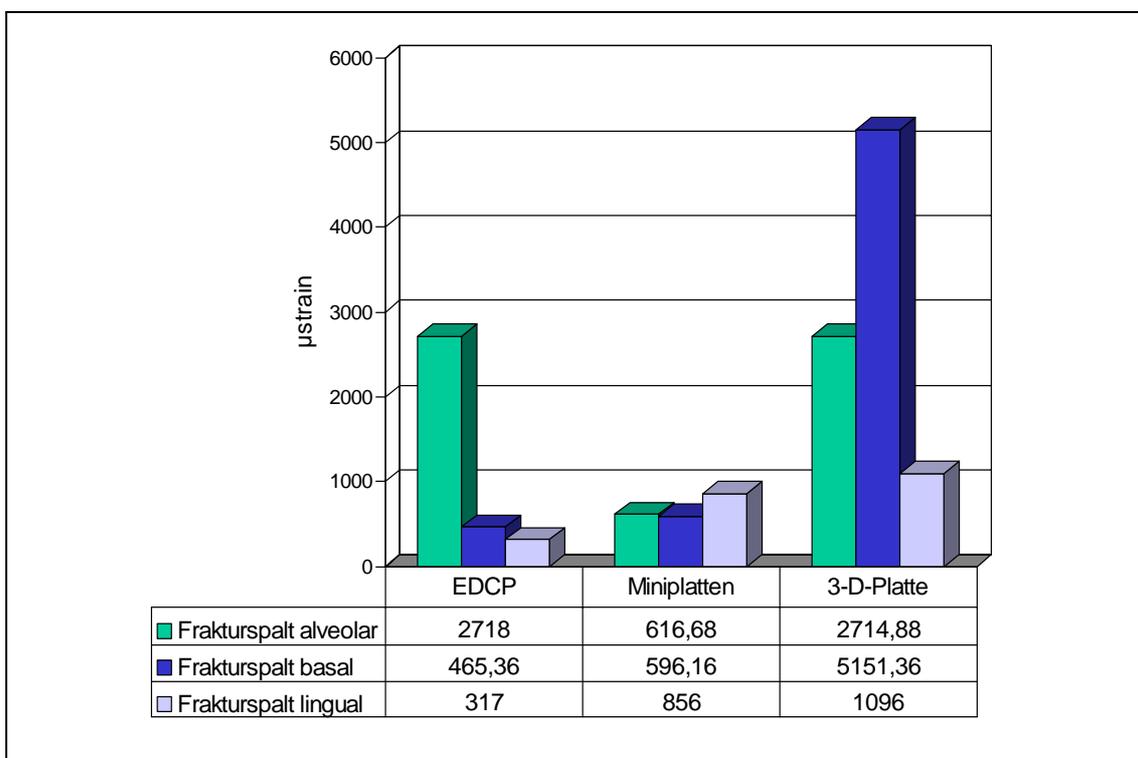


Abb.28 **Kiefer C**, Paramedianfraktur rechts. EDCP vs. Miniplatte vs. 3-D-Platte (mit Gleitloch)

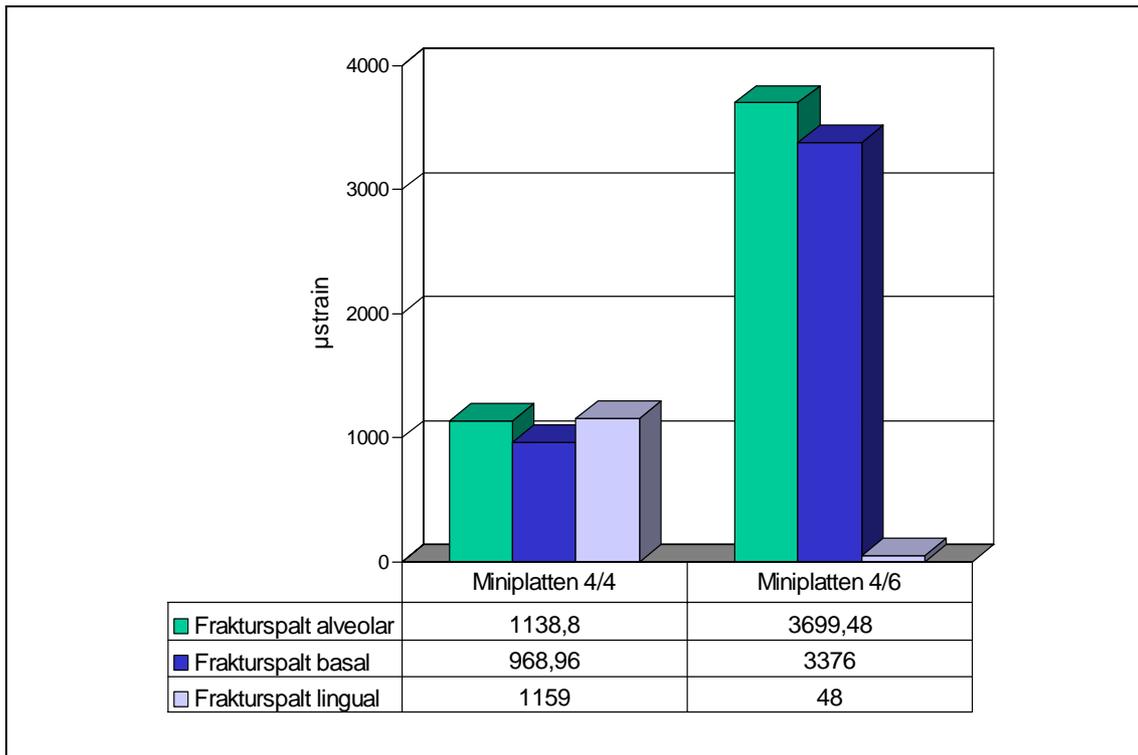


Abb.29 **Kiefer D.** Paramedianfraktur rechts.

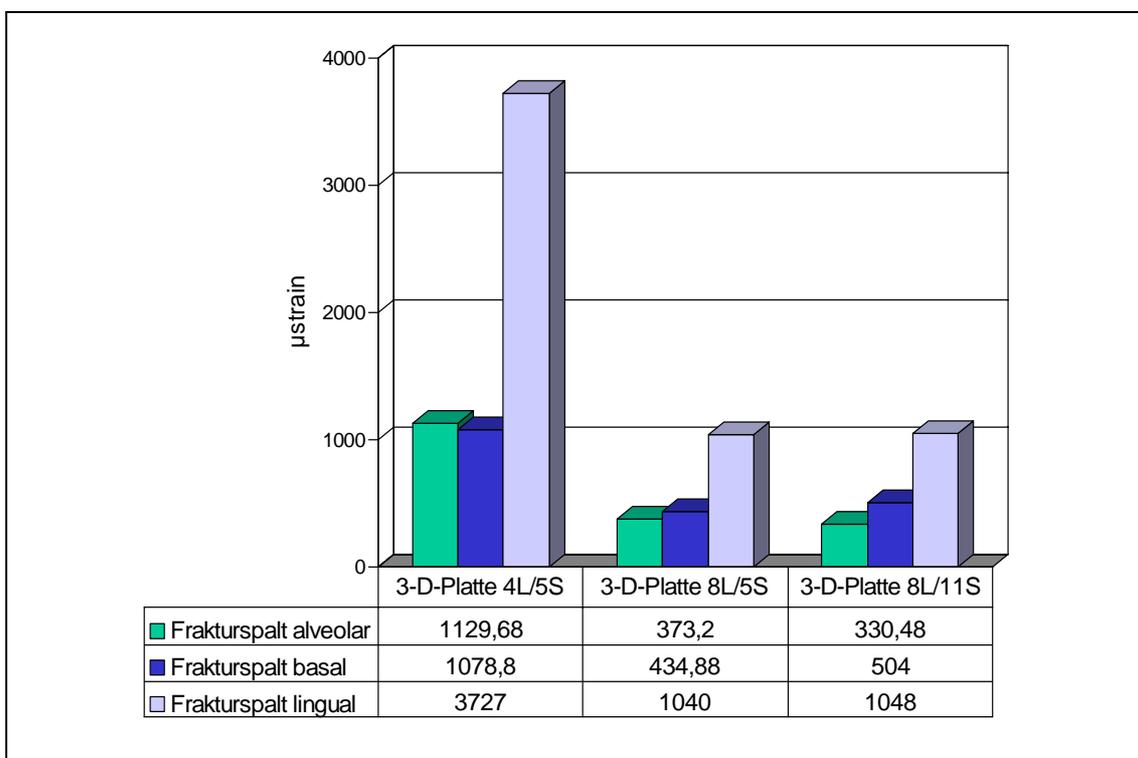


Abb.30 **Kiefer E,** Medianfraktur. Vergleich von 4- und 8-Loch-Platten mit verschiedenen Schraubenlängen

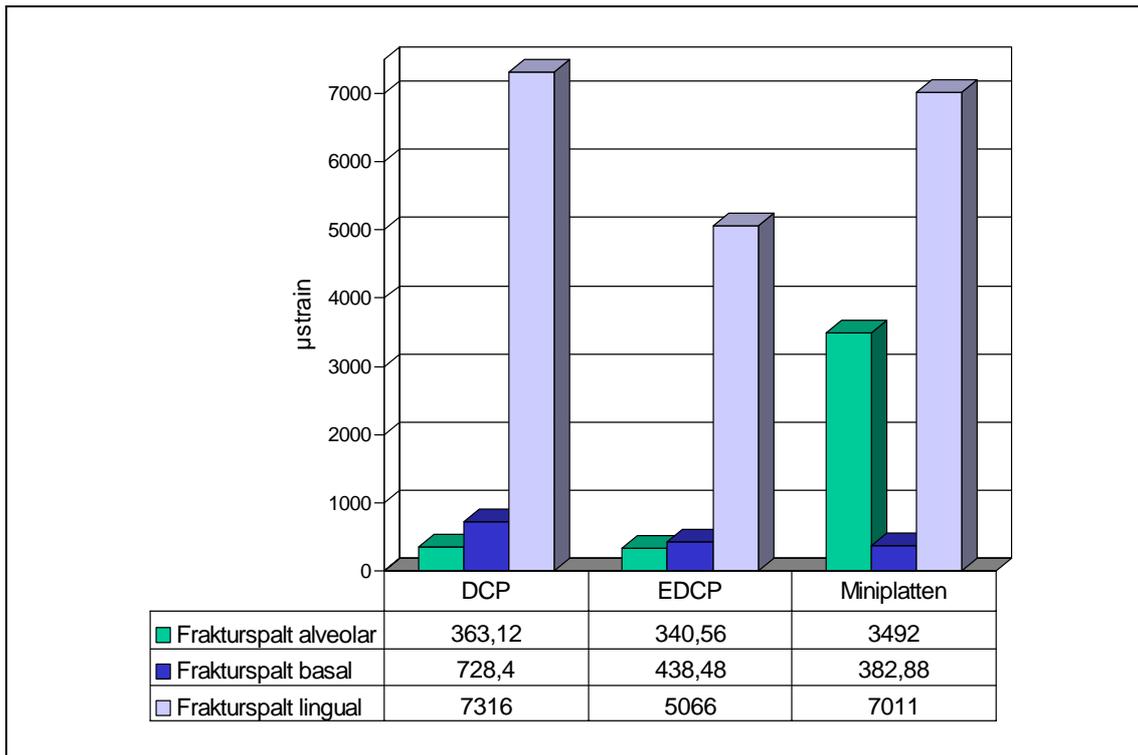


Abb.31 **Kiefer F**, mediane Osteotomie (keine interfragmentäre Abstützung).

3.6 Vergleich der strains bei gleichem Plattensystem

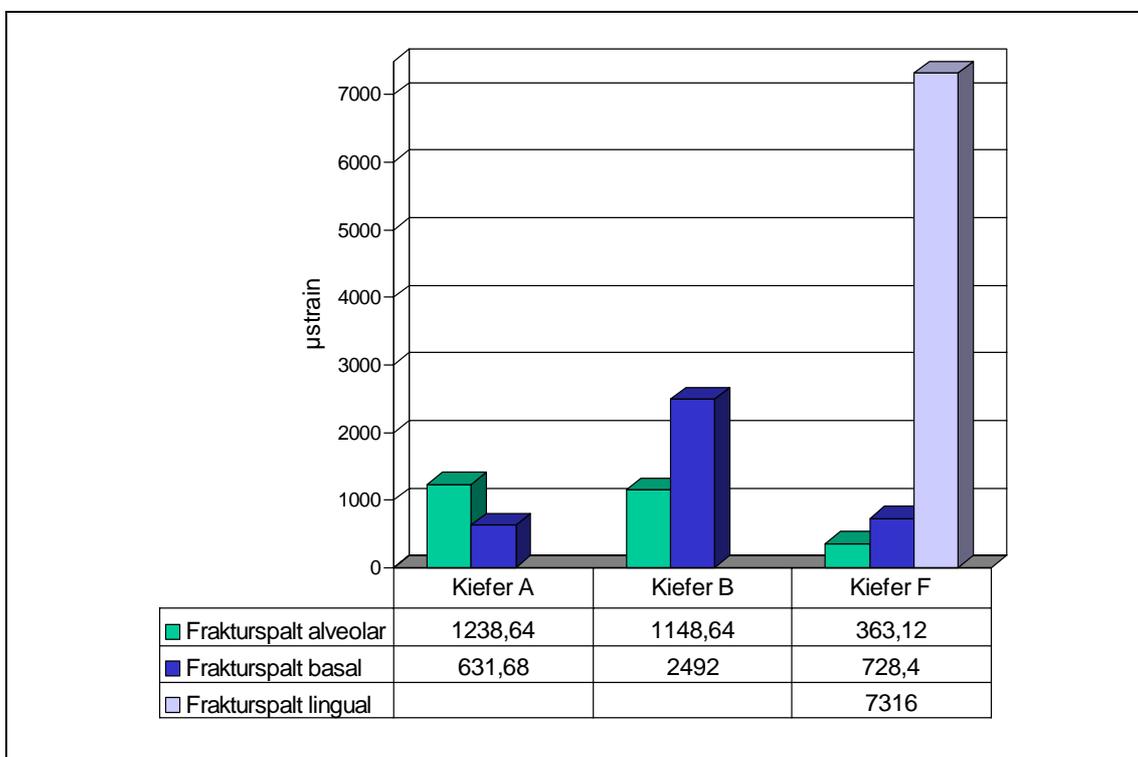


Abb.32 **DCP** bei 120 N. Kiefer A Korpusfraktur links, Kiefer B Medianfraktur, Kiefer F mediane Osteotomie (keine interfragmentäre Abstützung).

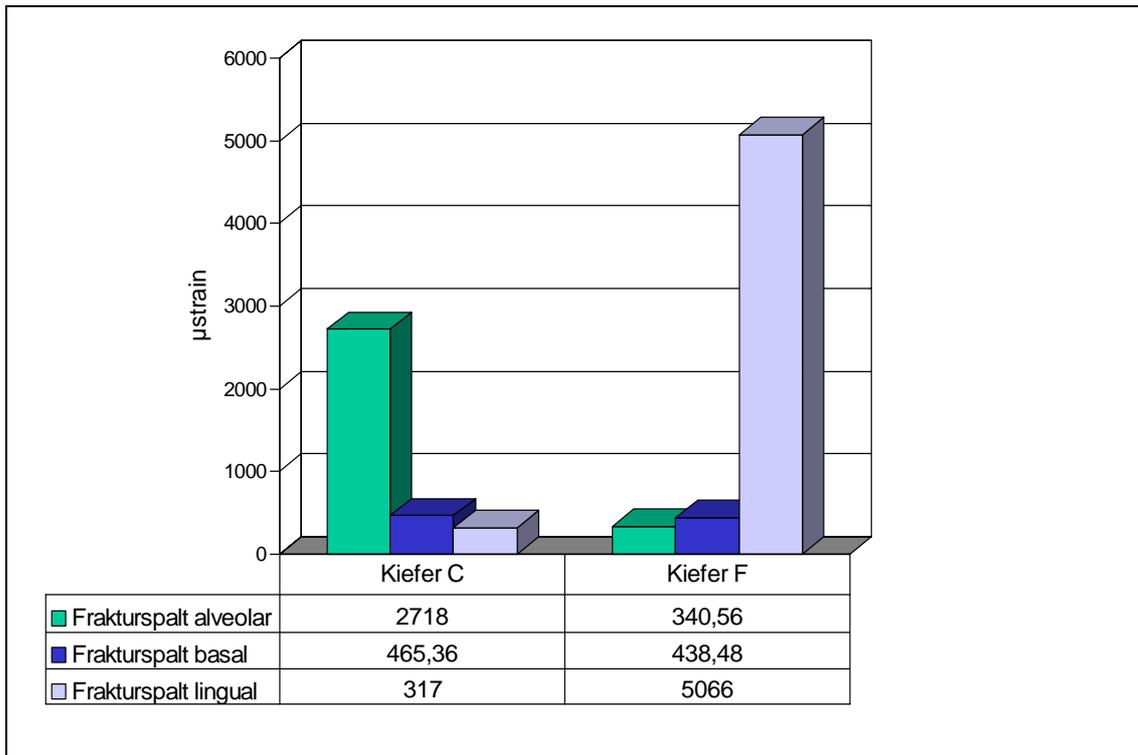


Abb.33 **EDCP** bei 120 N. Kiefer C Paramedianfraktur rechts, Kiefer F mediane Osteotomie (keine interfragmentäre Abstützung).

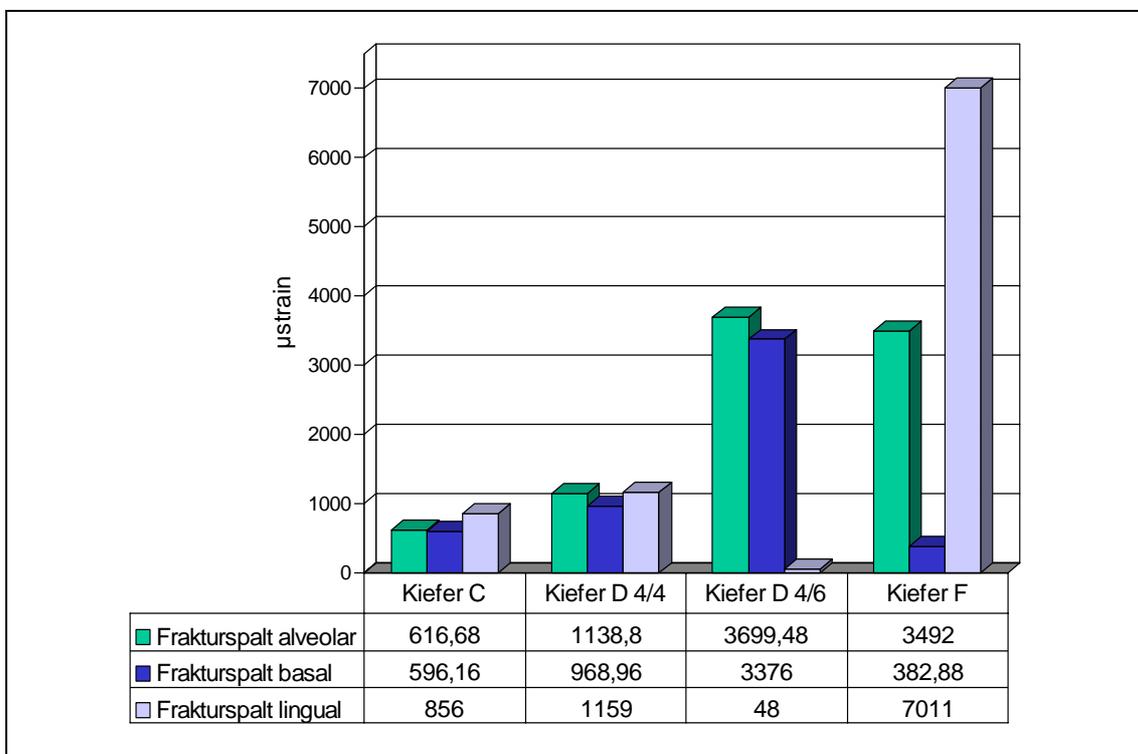


Abb.34 **Miniplatten** bei 120 N. Kiefer C Paramedianfraktur rechts, Kiefer D.

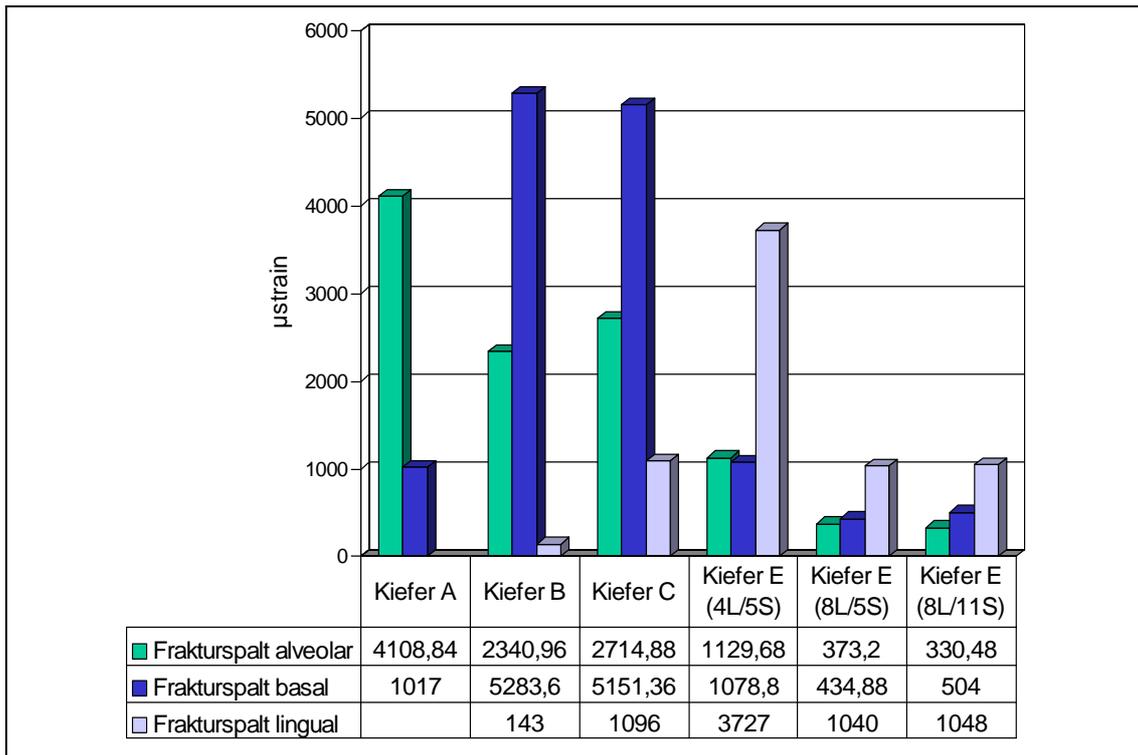


Abb.35 **3-D-Platte** bei 120 N. Kiefer A Korpusfraktur links, Kiefer B Medianfraktur, Kiefer C Paramedianfraktur rechts, Kiefer E Medianfraktur.

4 Diskussion

Dem Kieferchirurgen stehen heute verschiedene Osteosynthesysteme zur Versorgung von Unterkieferfrakturen zur Verfügung. Mit allen Systemen wird das Ziel verfolgt, eine Stabilisierung der Fraktur zu erreichen, um die Knochenheilung zu sichern und die Funktion frühzeitig wieder zu ermöglichen. Dieses soll sowohl durch stabile Plattensysteme mit bikortikaler Verschraubung als auch durch übungsstabile, gracilere Plattensysteme mit monokortikaler Verschraubung erreicht werden. In der Praxis sind beide Systeme gebräuchlich. Die Stabilität der Osteosyntheseplatten selbst ist in verschiedenen Arbeiten nachgewiesen. Die neuere Forschung über die Regeneration des Knochens zeigt quantitativ, in welchem Bereich ein Osteozyt oder Osteoblast mechanisch durch Zellverformung stimuliert werden sollte. Bei absoluter Ruhigstellung bis zur Mikrobewegung von 500 μ strain kommt es, ähnlich wie bei der Inaktivitätsatrophie der Muskulatur bei einem eingegipsten Bein, zu einer Abnahme des Knochens. Oberhalb eines Bereichs von 3000 μ strain kommt es zur Dedifferenzierung der knochenbildenden Zellen zu Fibroblasten. Vor diesem Hintergrund soll in diesem *in vitro*-Versuch bestimmt werden, inwiefern die verschiedenen Plattensysteme optimale Heilungsbedingungen ermöglichen.

An sechs humanen Unterkiefern wurden die Mikrobewegungen im Bereich der Fraktur unter Stabilisierung unterschiedlicher Osteosynthesysteme quantitativ bestimmt. Es muss dabei bedacht werden, dass sowohl die Frakturierung als auch die Osteosynthese unter optimalen Laborbedingungen erfolgte. D.h., die Frakturierung wurde ohne lokale Destruktion der Cortikalis erreicht, und die Osteosynthese war ohne einschränkende operative Zugänge und ohne Rücksichtnahme auf Weichteilstrukturen möglich. *In situ* ist der Unterkiefer durch ein belastbares Muskel-Gelenk-System stabilisiert. *In vitro* wurde diese Stabilisierung durch Fixierung der Gelenkfortsätze und Processi coronoidei bis zur Incisura mandibulae simuliert.

4.1 Grundlegende Punkte zur Biomechanik des osteosynthetisch versorgten Unterkiefers

Wie bereits in Vorversuchen gezeigt werden konnte, waren Kontrollmessungen hochgradig reproduzierbar (43, 76). Die strain stiegen in Abhängigkeit der Kraft im physiologischen Kraftbereich nahezu linear. Biomechanisch konnte gut die Aufteilung in Druck- und

Zugzone dokumentiert werden. So liegt z.B. bei einer Paramedianfraktur unter Belastung der unfrakturierten Seite alveolar die Zugzone und basal korrelierend die Druckzone. Dieses war bereits in vielfältigen Untersuchungen nachgewiesen worden und war die Basis für die Entwicklung der Miniplattenosteosynthese, die auf die elementare Bedeutung des Kraftträgers in der Zugzone gegen die Dislokation der Fragmente baut. Die Funktion der Trajektorien dreht sich jedoch um, sobald die Kraft distal und ipsilateral der Fraktur aufgebracht wird: Nun liegt basal die Zugzone und alveolar die Druckzone. Die Vorstellung einer immer basal liegenden Druck- und einer immer alveolar liegenden Zugzone fußt auf der zweidimensionalen Betrachtung nur einer Unterkieferhälfte. Der Unterkiefer ist embryologisch aus den distalen unteren Schlundbogenknorpeln entstanden, die sich zum primären Unterkieferelement verschmolzen haben. Die Funktionseinheit des Unterkiefers mit dabei synergistisch wirkendem doppeltem Muskel- und Gelenksystem nimmt daher eine Stellung als biomechanisches Unikat ein. Im Unterkiefer mit seinen gekoppelten Gelenken bewirken daher die oben beschriebenen Situationen (siehe z.B. Abb. 9 und 10), wo ein okklusaler Kraftvektor einen Angelpunkt gegen die Mastikationskräfte beider Seiten bildet, eine paradoxe Umkehr der Druck- in die Zugzone. Dies konnten wir bei verschiedenen Kiefern nachweisen. Diese Beobachtung stützt die heute etablierte Praxis der Miniplattenosteosynthese einer Unterkieferfraktur mit zwei Platten.

Die strain im Frakturbereich sind bei Belastung auf Seite der Fraktur stets höher als bei Wechsel der Arbeitsseite auf die unfrakturierte Hälfte. In vivo wird die Belastung der frakturierten Kieferhälfte aufgrund der damit verbundenen Schmerzen vermieden. Insgesamt nimmt zudem die okklusale Kraft deutlich ab.[38]

4.2 Biomechanik des Frakturspalt es bei der DCP

Die Ergebnisse zeigen deutlich, dass eine absolute Ruhigstellung der Fraktur, wie es von der AO zur osteonalen Knochenbildung beabsichtigt wurde, auch unter optimalen Versorgungsbedingungen nicht möglich ist. [70, 101, 105]

Wie zu erwarten wurden bei fehlender interfragmentärer Abstützung höhere strain-Werte gemessen. Einen Stabilitätsvorteil können die rigiden Plattensysteme DCP und EDCP nur auf der Seite der Platte, also vestibulär basal und alveolar, verbuchen. Dieses ist bereits in einer vergleichenden Untersuchung von monokortikalen und bikortikalen Plattensystemen bei Osteotomien von Unterkiefern nachgewiesen worden.[1] Auf der lingualen Seite

treten trotz stabilem Plattensystem große Bewegungen auf ($>7000 \mu\text{strain}$). Die Miniplatten stabilisieren basal besser als rigide DCP oder EDCP, jedoch kommt es im alveolaren Frakturspaltbereich zu größerer Bewegung ($3500 \mu\text{strain}$).

Die Frakturstabilität bei einer DCP und bending plate ist höher als bei einer Versorgung mit einem 3-D-Plattensystem ohne Kompression (Typ Farmand, Modus). Alveolar liegt die Bewegung im Frakturspalt bei der DCP bei nur einem Drittel der 3-D-Platte. Basal ist die Stabilität jedoch etwas besser und erreicht mehr als die Hälfte der Stabilität einer DCP (Abb. 26). Dieser 3-D-Platte einer früheren Entwicklungsstufe fehlt die interfragmentäre Kompression, wie sie bei der Grid Plate (Medartis) möglich ist.

Hier muss berücksichtigt werden, dass die Osteosynthese unter denkbar optimalen Bedingungen erfolgte: vollkommen freier Zugang mit uneingeschränkter optischer Kontrolle, kein Weichgewebe, keine Blutung etc.. In vivo ist das korrekte Anbiegen der DC-Platte ungleich schwieriger.

Wie stark das interfragmentäre Abstützen durch die irreguläre Frakturoberfläche ist, zeigt die Osteotomie: vestibulär sind die strain noch im gewünschten Rahmen. Lingual, also auf der Osteosynthese entgegengesetzten Seite kommt es zu einem steilen Anstieg der Bewegung unter Belastung, so dass die DMS keine validen Werte liefern. Die Dehnungsmeßstreifen auf der konvexen Seite lieferten über einen großen Strain-Bereich valide Werte; auf der konkaven Seite jedoch genügte eine deutlich geringere Dehnung, um die Verbindung mit Sekundenkleber zu lösen.

In einer vergleichenden Untersuchung von rigider und semirigider Fixation von Frakturen zur Knochenheilung bei Affen wurde bei der rigiden Versorgung eine primäre Knochenregeneration beschrieben, wohingegen bei der semirigiden eine externe Kallusbildung auftrat. Zudem sollten die primären Fixationen etwa doppelt so stabil wie die semirigiden sein.[91, 92] Unsere Untersuchungen konnten diese Ergebnisse nicht bestätigen, da auch die sog. semirigiden Systeme (Miniplatten, 3-D-Platten) gute Stabilität ergaben, die zudem noch im gewünschten Bewegungsfenster auftraten. Unsere Untersuchungen zeigten jedoch nur die initiale Stabilität. Ob ein semirigides System auch noch nach Wochen die gewünschte Stabilität aufweist oder ob hier unter Dauerbelastung eine rigide bikortikale Versorgung vorzuziehen ist, ist noch nicht ausreichend geklärt.

4.3 Biomechanik des Frakturspaltes bei der EDCP

Bei der EDCP soll die Stabilisierung in der Zugzone durch das Druckrollenprinzip erreicht werden. Bei dem osteotomierten Kiefer F (Abb. 31) zeigte sich die EDCP im Vergleich mit DCP und Miniplatten als das stabilste System. Bei der Paramedianfraktur (Abb. 28) war die Stabilität im Vergleich zur Miniplattenosteosynthese schlechter, jedoch stabiler als die DCP-Versorgung – die Alveolarseite ausgenommen. Zum Erreichen eines breitflächigen interfragmentären Druckaufbaus muß bei der EDCP neben einem leichten Überbiegen, gleich wie bei der DCP um eine Kompression lingual zu erreichen, noch alveolar eine Kompression zum Ersatz der Zuggurtungsplatte erreicht werden.[81] Bei unseren Meßversuchen war die EDCP-Versorgung ausreichend stabil. Problematisch ist jedoch die dauerhafte Stabilisierung im Alveolarkambereich.

4.4 Biomechanik des Frakturspaltes bei Miniplatten

Bei der Versorgung mit Miniplatten wurden jeweils zwei Platten (vestibulär basal und alveolar) angebracht. Dieses zwei-Miniplattensystem ist der alleinigen Versorgung der Zugzone überlegen. [16] Dabei untermauert diese Arbeit nicht nur die Stabilisierung der Druckzone und Verhinderung eines basalen Aufklaffens der Fraktur. Bei Umkehr von Druck- und Zugzone liegt die Zugzone bei Belastung posterior der Fraktur basal (Abb. 16, 17, 18). Im Vergleich zu bikortikalen Systemen ist die Handhabung deutlich einfacher. Zudem sind verschiedene Freiheitsgrade zur Applikation auf der Knochenoberfläche möglich, falls die Morphologie die Verwendung einer 3-D-Platte nicht erlaubt.[47] Die alleinige Versorgung in der Zugzone bei Kiefer C (Abb. 28) zeigt eine deutliche Stabilität der mit Miniplatten versorgten Fraktur. Die Bewegungen sind basal geringfügig höher als bei der EDCP ($\sim 200 \mu\text{strain}$), jedoch alveolar genauso niedrig wie basal. Hier fällt die Stabilität der EDCP deutlich ab ($\sim 2800 \mu\text{strain}$).

Bei Kiefer D (Paramedianfraktur) läßt sich der Frakturspalt gut mit 2x4-Loch-Platten stabilisieren. Nach Plattenwechsel und Einbringen neuer Schrauben mit einer 6-Loch-Platte hatte die Osteosynthese deutlich an Stabilität verloren. Es werden Bewegungen im pathologischen Bereich gemessen ($>5000 \mu\text{strain}$). Da Miniplatten kein Gleitloch besitzen, wird keine dynamische Kompression erreicht. Eine geringe plastische Verformung des Schraubenlagers kann bereits einen signifikanten Stabilitätsverlust bewirken.

Wie bei oben beschriebener Medianfraktur zeigt auch die Versorgung mit zwei 4-Lochminiplatten eine gute Stabilität. Bei 120 n liegen die Bewegungen um 1000 μ strain. Nach dem Wechsel der Miniplatten von einer 4-Loch- auf eine 6-Loch-Miniplatte ändert sich die biomechanische Stabilität. Es kommt zu einer Bewegungszunahme bei gleicher Belastung um das dreifache. Durch das Ein- und Ausschrauben wird das knöcherne Gewinde dauerhaft plastisch verformt. Zusätzlich führt eine nicht optimale Platzierung der bei der 6-Lochminiplatte hinzugekommenen äußeren Bohrlöcher zu einem deutlichen Stabilitätsverlust.

Miniplatten sind aufgrund des grazilen Plattendesigns deutlich flexibler, und daher auch unproblematischer anzubringen als rigide Plattensysteme, wie DCP oder EDCP.

4.5 Biomechanik des Frakturspaltes bei 3-D-Platten

Die 3-D-Platten haben ein grazileres Design als die rigiden bikortikalen Systeme. Wichtiges Unterscheidungsmerkmal ist die interfragmentäre Kompression durch Gleitlöcher. Modus-Platten nach Farmand zeigen trotz 8-Loch keine sehr stabile Osteosynthese (Abb. 20, 26, 35). Bei der nächsten Evolutionsstufe kommen Gleitlöcher hinzu, die durch Bewegung des Schraubenkopfes im Gleitloch eine Bewegung von je ca. 0,5 mm und zusammen eine Kompression über 1 mm erreichen. Diese Kompression führt zu einer deutlichen Stabilisierung der Fraktur. Dieses steht im Gegensatz zu der Arbeit von Ikemura et al., die bei semirigiden Systemen keine Notwendigkeit für eine interfragmentäre Kompression sieht.[47]

Durch die Verwendung einer 8-Loch- statt einer 4-Loch 3-D-Platte (Abb. 25, 30, 35) kann eine deutliche Stabilitätszunahme erreicht werden. Die strain sinken bei der 8-Lochplatte auf ein Drittel der strain der 4-Lochplatte. Die Verwendung von 11 mm langen Schrauben hat keinen signifikanten Vorteil gegenüber den 5 mm Schrauben. Bei einer Schichtdicke von 2-3 mm der Kortikalis befindet sich die Schraubenspitze bei beiden Schraubenlängen in der Spongiosa, die kein stabiles Schraubenlager abgeben kann.

Bei den Versuchen mit 4-Loch 3-D-Platten wird deutlich (Abb. 23, 24), dass die Versorgung mit 11 mm Schrauben unbefriedigende Ergebnisse bringt. Dieses kann damit zusammenhängen, dass zunächst die 5 mm Schrauben verwendet worden waren und nach Beendigung dieser Messreihe durch 11 mm Schrauben ersetzt wurden. Durch Ein- und

Ausschrauben könnte das Knochengewinde ermüdet werden, und somit Spiel in die Osteosyntheseversorgung gebracht haben.

4.6 Folgerungen für den klinischen Einsatz

Die Untersuchungen konnten nachweisen, dass bei einem korrekten Einsatz der verglichenen Osteosynthesysteme nahezu ausschliesslich bei großzügig gewählter Belastung, wie sie nach einer Fraktur *in vivo* auftreten, eine funktionelle und knochenphysiologisch wünschenswerte Stabilität erreicht wird. Insofern ist dem Plattensystem der Vorzug zu geben, das am problemlosesten zu handhaben ist und daher die Operationszeit verkürzt, das mit einem vergleichsweise kleinen Zugang zu applizieren ist, was das Risiko postoperativer Wundinfektion verringert, und welches am ehesten eine Blutzirkulation unter der Plattenoberfläche zulässt. Dieses ist durch semirigide Plattensysteme, wie Miniplatten oder 3-D-Plattensysteme, möglich. Bei 3-D-Plattensystemen zeigten die Messungen eine optimale Stabilität bei der 8-Loch-Variante mit Gleitlöchern. Die 3-D-Platten ohne Gleitloch haben trotz der kräfteverteilenden Anordnung alleine im Vergleich zu den Miniplatten den Nachteil, dass sie durch die Vernetzung nicht optimal an dem günstigsten Lasthebel, also weit alveolar bzw. basal, (Zug- und Druckzone) ansetzen können. Durch die Kompression wird diese Schwäche ausgeglichen.

Bei zu erwartenden grossen mechanischen Belastungen ohne breite interfragmentäre Abstützung, wie zum Beispiel medianen Unterkieferfrakturen, haben bikortikale rigide Systeme einen Stabilitätsvorteil.

Die hier durchgeführten Untersuchungen wurden an einfach frakturierten bzw. osteotomierten Unterkiefern durchgeführt. Schon der Vergleich von der Primärstabilität durch die Mikrofraktion bei einer exakt reponierten Fraktur mit der Osteotomie zeigt deutlich die Bedeutung der interfragmentären Abstützung. Hyperphysiologische Mikrobewegungen bei diesen Versuchen waren ausschliesslich durch ungenügend exakte Reposition, v.a. lingual, bedingt. Dieses legt nahe, dass bei nicht exakt reponierbaren Frakturen, evtl. auch mit Knochenverlust o.ä., einem absoluten stabilen System, wie z.B. einem Fixateur intern (Rekonstruktionsplatte, THORP), der Vorzug gegeben werden sollte.

5 Zusammenfassung

Ziel der Osteosynthese des frakturierten oder osteotomierten Unterkiefers ist es, eine frühzeitige und belastungsfähige Stabilität im Frakturspalt zu erreichen und optimale Voraussetzungen für die Osteogenese zu schaffen. In der Kieferchirurgie sind bei Unterkieferfrakturen zwei verschiedene Systeme gebräuchlich: Übungsstabile monokortikale Mini- und 3-D-Plattensysteme sowie funktionsstabile bikortikale Kompressionsplatten, die Bewegungen im Frakturspalt auch unter Funktion ausschließen sollen.

In dieser Arbeit wurden humane Unterkiefer (n=6) standardisiert frakturiert (n=5) bzw. osteotomiert (n=1). Die osteosynthetisierten Kiefer wurden durch steigenden axialen Druck auf die Zähne an fünf verschiedenen Stellen (Region inzisal, beidseits prämolare und beidseits molare) belastet. Die entstehenden Dehnungs- bzw. Stauchungsbewegungen unter simulierter physiologischer Belastung wurden durch Meßstreifen auf der Knochenoberfläche über dem Frakturspalt und lokoregionär quantitativ bestimmt. Entgegen früherer Vorstellungen von einer optimalen Frakturheilung durch direkter Knochenheilung bei einer absolut ruhiggestellten Fraktur ist heute ein Bewegungsbereich quantitativ eingegrenzt, bei dem es zur optimalen Osteogenese kommt. Osteosynthesesysteme müssen unter physiologischer Belastung ein Fenster von relativer Längenänderung zulassen, um die Frakturheilung zu fördern.

Unsere Ergebnisse zeigen, dass die exakte Reposition der Fragmente wesentlich mehr zur Stabilität beiträgt, als die Festigkeit der Platte selbst. Eine AO-Platte gewährleistet keine absolute Stabilität im Frakturspalt. Durch die gute Adaptierbarkeit der Miniplatten kann eine ausreichende Stabilisierung der Fraktur aufgrund der einfacheren Applikation und keiner sekundären Dislokation der Fragmente beim Festziehen der Schrauben, wie bei einer nicht optimal angebogenen DCP, erreicht werden. DCP und EDCP zeigen vestibulär basal am Applikationsort hohe Stabilität, plattenfern lingual oder alveolär dagegen ist die Stabilität häufig nicht ausreichend. Moderne 3-D-Plattensysteme mit Gleitlochprinzip haben einen deutlichen Stabilitätsvorteil.

6 Literaturverzeichnis

1. Anucul B, Waite PD, Lemons JE (1992) In vitro strength analysis of sagittal split osteotomy fixation: noncompression monocortical plates versus bicortical position screws. *J Oral Maxillofac Surg* 50:1295-1299
2. Aradary WC (1989) Comparative evaluation of screw configuration on the stability of the sagittal split osteotomy. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology* 68:125-129
3. Arendts F J; Siglotto C (1990) Mechanische Kennwerte des Human-Unterkiefers und Untersuchungen zum in vivo Verhalten des kompakten Knochengewebes, ein Beitrag zur Darstellung der Biomechanik des Unterkiefers Teil II. *Biomed-Tech-Berl* 35(6):123-130
4. Aronson J, Harrison BH, Stewart CL, Harp JH (1989) The histology of distraction osteogenesis using different external fixators. *Clin Orthop* 241:106-116
5. Asahina I, Sampath TK, Nishimura I, Hauschka PV (1993) Human osteogenic protein-I induces both chondroblastic differentiation of osteoprogenitor cells derived from newborn rat calvaria. *J Cell Biol* 123:921-933
6. Ashman RB, Rosina G, Cowin SC, Fontenot MG, Rice JC (1985) The bone tissue of the canine mandible is elastically isotropic. *J Biomech* 18:717-721
7. Benthous S, Teig K (1998) Ist die Identifikation stark verbrannter Leichen aussichtslos? Rekonstruktion des verbrannten Gesichtsschädels als Basis für die Röntgenidentifikation. *Arch. Kriminol.* Bd 201:31-38
8. Boni T (2000) Changes in the concept of fracture healing and callus formation. *Orthopade* 29:1072-81
9. Bouwman JPB (1994) A comparative in vitro study on fixation of sagittal split osteotomies with Würzburg screws, Champy miniplates and Biofix (biodegradable) rods. *Int J Oral Maxillofac Surg* 23:46-48
10. Carter DR, Fyhrie DP, Wahlen RT (1987) Trabecular bone density and loading history: regulation of connective tissue biology by mechanical energy. *J Biomech* 20: 785-794
11. Carter DR, Blenman PR, Beaupre GS (1988) Correlations between mechanical stress history and tissue differentiation in initial fracture healing. *J Orthop Res* 6:736-748
12. Champy M (1978) Probleme und Resultate bei der Verwendung von Dehnungsmeßstreifen am präparierten Unterkiefer und bei Patienten mit Unterkieferfrakturen. *Dtsch Mund Kiefer GesichtsChir* 2:41-44
13. Champy M, Lodde JP (1976) Mandibular synthesis. Placement of the synthesis as a function of mandibular stress. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 77:971-976

14. Champy M, Lodde JP (1977) Study of stresses in the fractured mandible in man. Theoretical measurement and verification by extensometric gauges in situ. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 78:545-551
15. Choi BH (1995) Stability of a two miniplate fixation technique for mandibular angle fractures. An in vitro study. *J Cranio Maxillofac Surgery* 23:122-125
16. Choi BH (1995) Clinical in vitro evaluation of mandibular angle fracture fixation with the two-miniplate systems. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathology* 79:692-695
17. Choi BH (1999) Evaluation of condylar neck fracture plating techniques. *J Cranio Maxillofac Surg* 27:109-112
18. Claes L, Augat P, Suger G, Wilke HJ (1997) Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *J Orthop Res* 15:77-84
19. Collect P, Uebelhart D, Vico L, Moro L, Hartmann D, Roth M, Alexandre C (1997) Effects of 1- and 6-month spaceflight on bone mass and biochemistry in two humans. *Bone* 20:547-551
20. Cowin SC, Hegedus (1976) Bone remodelling I: a theory of adaptive elasticity. *J Elasticity* 6:313-326
21. Delloyce C, Delefortie G, Coutelier L, Vincent A (1990) Bone regenerate formation during distraction lengthening: an experimental study. *Clin Orthop* 250:34-42
22. Dibbets JMH (1992) One century of Wolff's law. In Carlson DS, Goldstein SA (eds) *Bone Biodynamics in orthodontic and orthopaedic treatment*. Center of Human Growth and Development, University of Michigan Press, Ann Arbor, pp 1-13
23. Dichard A (1994) Testing biomechanical strength of repairs for the mandibular angle fracture. *Laryngoscope* 104:201-208
24. Edwards TJ, David DJ, Simpson DA, Abbott AH (1994) The relationship between fracture severity and complication rate in miniplate osteosynthesis of mandibular fractures. *Br J Plast Surg* 47:310-311
25. Farmand M (1991) 3-D-osteosynthesis in craniofacial surgery. *J Oral Surg* 51:30-36
26. Farmand M (1993) 3-D-plating-system in maxillofacial surgery. *J Oral Surg* 51:166-170
27. Farmand M (1995) Three dimensional plate fixation of fractures and osteotomies. *Fac Plast Surg* 3:39-42
28. Fernandes VS, Andrade M, Boleo-Tome J (1998) History of the treatment of fractures of the face. *Acta Med Port* 11:119-126
29. Ferre JC, Legoux R, Helary JL, Albugues F (1985) Study of the mandible under static constraints by holographic interferometry. New biomechanical deductions. *Anat Clin* 7:193-201

30. Foley WL (1992) In vitro comparison of screw versus plate fixation in the sagittal split osteotomy. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 7:147-154
31. Freitag V, Landau H (1986) Das Setzen experimenteller Frakturen am Unterkiefer des Hundes. *Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir* 10:357-360
32. Frost HM (1964) *The laws of bone structure*. Thomas, Springfield, IL
33. Frost HM (1987) Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *Anat Rec* 219:1-9
34. Frost HM (1990) Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modelling problem. *Anat Rec* 226:403-413
35. Frost HM (1990) Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone remodeling problem. *Anat Rec* 226: 414-421
36. Gahhos F, Ariyan S (1984) Facial fractures: Hippocratic management. *Head Neck Surg* 6:1007-1013
37. Garcés GL, García-Castellano JM, Nogales J (1997) Longitudinal overgrowth of bone after osteotomy in young rats. Influence of bone stability. *Calcif Tissue Int* 60:391-399
38. Gerlach KL, Schwarz A (2002) Bite forces in patients after treatment of mandibular angle fractures with miniplate osteosynthesis according to Champy. *Int J Oral Maxillofac Surg* 31:345-348
39. Gunst MA (1980) Interference with bone blood supply through plating of intact bone. In: Uthoff HK (ed.). *Current concepts of internal fixation of fractures*. Springer, Berlin Heidelberg New York
40. Gunst MA, Rahn BA, Rüedi T, Perren SM (1982) Blutversorgung der Knochenkortikalis nach Osteotomie. *Helv Chir Acta* 49:229
41. Hammer B (1995) Stabilization of the short sagittal split osteotomy: in vitro testing of different plate and screw configurations. *J Cranio Maxillofac Surg* 23:321-324
42. Hart RT, Davy DT, Heiple KG (1984) A computational method for stress analysis of adaptive elastic materials with a view toward applications in strain induced remodeling. *J Biomech Eng* 106:342-350
43. Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC (1992) Modelling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *J Biomech* 25:261-286
44. Haug RHA (1996) Comparison of mandibular angle fracture plating techniques. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathology* 82:257-263
45. Hoffmann J, Krebs T, Ruder HP, Cornelius CP, Mast G, Ehrenfeld M (1994) Entwicklung eines Unterkiefermodells zur Überprüfung und Designoptimierung von

- Osteosynthesematerialien mit Hilfe der Finiten-Elemente-Analyse. *Z Mund Kiefer Gesichtschir* 69:174-176
46. Hughes SS, Hicks DG, O'Keefe RJ, Hurwitz SR, Crabb ID, Krasinskas AM, Loveys L, Puzas JE, Rosier RN (1995) Shared phenotypic expression in osteoblasts and chondrocytes in fracture callus. *J Bone Miner Res* 10:533-544
 47. Ikemura K, Kouo Y, Shibata H, Yamasaki K (1984) Biomechanical study an monocortical osteosynthesis for the fracture of the mandible. *Int J Oral Surg* 4:307-312
 48. Ilizarov GA (1989) The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues:part 1. The influence of stability of fixation and soft tissue preservation. *Clin Orthop* 238:249-281
 49. Ilizarov GA (1989) The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues:part 2. The influence of the rate and frequency of distraction. *Clin Orthop* 239:263-285
 50. Ishizeki K, Kuroda N, Nawa T (1992) Morphological characteristics of the life cycle of resting cartilage cells in mouse rib investigated in intrasplenic isografts. *Anat Embryol* 185:421-430
 51. Jones DB, Nolte H, Scholubbers J-G, Turner E, Veltel D (1991) Biochemical signal transduction of mechanical strain in osteoblast-like-cells. *Biomaterials* 12:101-110
 52. Joos U, Meyer U, Tkotz T, Weingart D (1999) Use of a mandibular fracture score to predict the development of complications. *J Oral Maxillofac Surg* 57:2-5
 53. Joos U, Piffkò J, Meyer U (2001) Neue Aspekte in der Versorgung von Unterkieferfrakturen. *Mund Kiefer Gesichtschir* 5:2-16
 54. Karaharju EO, Aalto K, Kahri A, Lindberg LA, Kallio T, Karaharju –Suvanto T, Vauhkonen M, Peltonen J (1993) Distraction bone healing. *Clin Orthop* 297:38-43
 55. Komuro Y, Takato T, Harii K, Yonemara Y (1994) The histologic analysis of distraction osteogenesis of the mandible in rabbits. *Plast Reconstr. Surg* 94:152-159
 56. Krohn FHM, Mathisson M, Cordey JR, Rahn BA (1991) The use of miniplates in mandibular fractures. An in vitro study. *J Craniomaxillofac Surg* 19:199-204
 57. Krompecher S (1937) *Die Knochenbildung*. Fischer, Jena
 58. Küppers K (1971) *Analyse der funktionellen Struktur des menschlichen Unterkiefers*. Springer, Berlin Heidelberg New York (Ergebnisse der Anatomie und Entwicklungsgeschichte, Bd 44, Heft 6)
 59. Kummer B (1971) Computersimulation of the adaption of the bone to mechanical stress. *Proc San Diego Biomed Symp* 10:5-12

60. Kummer B (1985) Anatomie und Biomechanik des Unterkiefers. Fortschr Kieferorthop 46:335-342
61. Labitzke R(1995), From bone suture to modern osteosynthesis – a chronology; Chirurg Apr 66(4):452-8
62. Lammens J, Liu Z, Aerssens J, Dequeker J, Fabry G (1998) Distraction bone healing versus osteotomy healing. A comparative biochemical analysis. J Bone Miner Res 13:279-286
63. Landry P, Sadasivan K, Marino K, Albright J (1997) Apoptosis is coordinately regulated with osteoblasts formation during bone healing. Tissue cell 29:413-419
64. Lanyon LE, Hampson WGJ, Goodship AE, Shah JS (1975) Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft. Acta Orthop Scand 46:256-268
65. Lanyon LE, Goodship AE, Pye CJ, MacFie JH (1982) Mechanically adaptive bone remodelling. J Biomech 15:141-154
66. Lanyon LE, Rubin CT (1984) Static versus dynamic loads as an influence on bone remodeling. J Biomech 17:897-906
67. Lengsfeld M (1997) Digitale Bilddaten und Computermodelle. Grundlage biomechanischer Testverfahren am Knochen und in der Endoprothetik. Görlich & Weiershäuser, Marburg
68. Levin WWC (1913) Die innere Struktur der Mandibula der Anthropinen und Anthropoiden in mechanischer Beleuchtung. Ludwig, Bonn
69. Lohscheidt K (1987) Mathematisches Modell eines Knochenbälkchens zur Analyse der Pauwels'schen Hypothese von der funktionellen Anpassung des Knochens. Med. Diss. Köln
70. Luhr HG (1990) Indications for use of a microsystem for internal fixation in craniofacial surgery. J Craniofacial Surg 1:35-52
71. Meyer GH (1897) Die Architektur der Spongiosa. Arch Anat Physiol Wiss Med 34:615-628
72. Meyer U, Meyer T, Jones DB (1997) Vinculin does not play a direct role in mechanosensing in primary bovine osteoblasts. Biochem Cell Biol 75:81-87
73. Meyer U, Meyer T, Wiesmann HP, Kruse-Lösler B, Stratmann U, Joos U (1999) The effect of magnitude and frequency of interfragmentary strain on tissue response to distraction osteogenesis. J Oral Maxillofac Surg 57:1331-1339
74. Meyer U, Wiesmann HP, Kruse-Lösler B, Handschel J, Stratmann U, Joos U (1999) Strain related bone remodelling in distraction osteogenesis of the mandible. Plast Reconstr. Surg 103:800-807

75. Meyer U, Wiesmann HP, Joos U (1999) Strain related bone remodeling in distraction osteogenesis of the mandible. *Plast Reconstr. Surg* 103:800-807
76. Meyer U, Vollmer D, Homann C, Schuon R, Benthaus A, Végh A, Felszegi E, Joos U, Piffko J (2000) Experimentelle und Finite-Elemente-Analyse der Biomechanik des Unterkiefers unter Belastung. *Mund Kiefer GesichtsChir* 4:14-20
77. Meyer U, Terodde M, Joos U, Wiesmann HP (2001) Mechanische Stimulation von Osteoblasten in der Zellkultur. *Mund Kiefer GesichtsChir* 3:166-172
78. Moreno JC, Fernandez A, Ortiz JA, Montalvo JJ (2000) Complication rates associated with different treatment of mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 58:273-281
79. Müller ME, Allgöwer M, Schneider W, Willenegger HR (1993) *Das Manual der Osteosynthese*. 3. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg New York
80. Nakahara H, Dennis JE, Bruder SP, Haynesworth SE, Lennon DP, Caplan AI (1991) In vitro differentiation of bone and hypertrophic cartilage from periosteal-derived cells. *Exp Cell Res* 195:492-503
81. Niederdellmann H, Uhlig G, Joos U (1981) Elastic behaviour of the human mandible under functional load. *Quintessenz* 32:1113-1117
82. O'Connor JA, Lanyon LE, MacFie H (1982) The influence of strain rate on adaptive bone remodelling. *J Biomech* 15:767-781
83. Pacifici M, Golden EB, Oshima O, Shapiro IM, Leboy PS, Adams SL (1990) Hypertrophic chondrocytes. The terminal stage of differentiation in the chondrogenic cell lineage? *Ann NY Acad Sci* 599:45-57
84. Pauwels F (1948) Bedeutung und kausale Erklärung der Spongiosaarchitektur in neuer Auffassung. *Ärztl Wochenschr* 3:379
85. Pauwels F (1965) *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Springer, Berlin Heidelberg New York
86. Perren SM, Russenberger M, Steinemann S, Müller ME, Allgöwer M (1969) A dynamic compression plate. *Acta Orthop Scand* 125:29
87. Pistner H (1996) Osteosynthese nach sagittaler Spaltung des Unterkiefers. *Mund Kiefer GesichtsChir* 1:199-204
88. Rahn BA, Cordey J, Prein J, Russenberger M (1975) Zur Biomechanik der Osteosynthese der Mandibula. *Fortschr Kiefer GesichtsChir* 19:37
89. Randzio J (1990) The accuracy of osteosynthesis repositioning of the mandible – a stereophotogrammetric study. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathology* 69:281-286

90. Reinhart E, Reuther J, Michel C, Kubler N, Pistner H, Bill J, Kunkel E (1996) Treatment outcome and complications of surgical and conservative management of mandibular fractures. *Fortschr Kiefer Gesichts Chir* 41:64-67
91. Reitzik M, Lownie JF, Cleaton-Jones P, Austin J (1978) Experimental fractures of monkey mandibles. *Int J Oral Surg* 7:100-113
92. Reitzik M, Schoolt W (1983) Bone repair in the mandible: a histologic and biometric comparison between rigid and semirigid fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 41:215-218
93. Righi E (1996) Experimental analysis of internal rigid fixation osteosynthesis titanium bone screw and plate systems. *J Cranio Maxillofac Surg* 24:53-57
94. Roux W (1905) *Die Entwicklungsmechanik, ein neuer Zweig der biologischen Wissenschaft*, vol I, II. Engelmann, Leipzig
95. Rozema FR, Bos RRM, Boering G, Leenslag JW, Pennings AJ (1989) Experimental fractures of the mandibular body of sheep and dogs. A new technique. *Br J Oral Maxillofac Surg* 27:163-168
96. Rubin CT, Lanyon LE (1985) Regulation of bone mass by mechanical strain magnitude. *Calcif Tissue Int* 37:411-417
97. Rudderman RH, Mullen RL (1992) Biomechanics of the facial skeleton. *Clin Plast Surg* 19:11-29
98. Rudman RA (1997) Photoelastic analysis of miniplate osteosynthesis for mandibular angle fractures. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathology* 84:129-134
99. Sato M, Yasui N, Nakase T, Kawahata H, Sugimoto M, Hirota S, Kitamura Y, Nomura S, Ochi T (1998) Expression of bone matrix proteins mRNA during distraction osteogenesis. *J Bone Miner Res* 13:1221-1231
100. Scammel BE, Roach HI (1996) A new role for the chondrocyte in fracture repair: endochondral ossification includes direct bone formation by former chondrocytes. *J Bone Miner Res* 11:737-745
101. Schenk RK, Willenegger H (1963) Zum histologischen Bild der sogenannten Primärheilung der Knochenkompakta nach experimentellen Osteotomien am Hund. *Experientia* 19:593
102. Schierle HP (1996) Experimentelle Untersuchung zur biomechanischen Stabilität unterschiedlicher Miniplattenkonfigurationen am Kieferwinkel. *Fortschr Kiefer GesichtsChir* 41:166-170
103. Schierle HP (1997) One- or two-plate fixation of mandibular angle fractures? *J Cranio Maxillofac Surg* 25:162-168
104. Schilli W (1969) Behandlungsmöglichkeiten bei Frakturen. *Therapiewoche* 41:2006-2011

105. Schilli W, Joos U (1991) Treatment of pan-facial fractures. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 36:36-38
106. Schmelzeisen R (1992) Further development of titanium miniplates for mandibular fractures. Experience gained and question raised from a prospective clinical pilot study with 2.0 mm fixation plates. *J Cranio Maxillofac Surg* 20:251-256
107. Schneider MJ (1995) Frakturen des Unterkiefers – Experimentelle Ansätze und morphologische Analysen. Med Diss, Köln
108. Shetty V (1992) Biomechanical validation of the solitary lag screw technique for reducing mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 50:306-307
109. Shetty V (1995) Fracture line stability as a function system: An in vitro comparison using a mandibular angle fracture model. *J Oral Maxillofac Surg* 53:791-801
110. Shetty V (1996) Experimental analysis of functional stability of sagittal split ramus osteotomies secured by miniplates and position screws. *J Oral Maxillofac Surg* 54:1317-1324
111. Sonnenburg M, Härtel J (1978) Biomechanische Untersuchung verschiedener Osteosyntheseverfahren am spannungsoptischen Unterkiefermodell. *Stomatol DDR* 28:83-91
112. Spiessl B (1975) Functionally stable osteosynthesis in mandibular fractures. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 19:68-72
113. Stewart KJ, Lvoff GO, White SA, Bonar SF, Walsh WR, Smart RC, Poole MD (1998) Mandibular distraction osteogenesis. A comparison of distraction rates in the rabbit model. *J Craniomaxillofac Surg* 26:43-49
114. Tharanon W (1998) Comparison between the rigidity of bicortical screws and a miniplate for fixation of the mandibular setback after a simulated bilateral sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 56:1055-1058
115. Throckmorton GS, Dechow PC (1994) In vitro strain measurements in the condylar process of the human mandible. *Arch Oral Biol* 39:853-867
116. Vico L, Lafage-Proust MH, Alexandre C (1998) Effects of the gravitational changes on the bone system in vitro and in vivo. *Bone* 22: 95-100
117. Walkhoff O (1900/1901) Der menschliche Unterkiefer im Lichte der Entwicklungsmechanik. *Dtsch Mschr Zahnheilk* 19:529, 222
118. Weingart D, Joos U (1996) Differentialindikationen verschiedener osteosynthetischer Therapiekonzepte bei Unterkieferfrakturen. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 34:71-75
119. Wende J (1978) Experimentelle Untersuchung zur dynamischen Belastbarkeit von Unterkieferknochengewebe. Med Diss, Köln
120. Wolff J (1892) Das Gesetz der Transformation der Knochen. Hirschwald, Berlin

121. Yasui N, Sato M, Ochi T, Kimura T, Kawahata H, Kitamura Y, Nomura S (1997) Distraction osteogenesis in a rat model: three different modes of ossification. *J Bone Joint Surg Br* 79:824-830
122. You L, Cowin SC, Schaffler MB, Weinbaum S (2001) A model for strain amplification in the actin cytoskeleton of osteocytes due to fluid drag on pericellular matrix. *J Bone Miner Res* 16:1375-1386
123. Ziccardi VB (1997) Würzburg lag screw plate versus four hole miniplate for the treatment on condylar process fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 55:602-607

7 Anhang

7.1 Dynamische Kompressionsplatten

7.1.1 Kiefer A (Korpusfraktur links): DCP mit Bending Plate

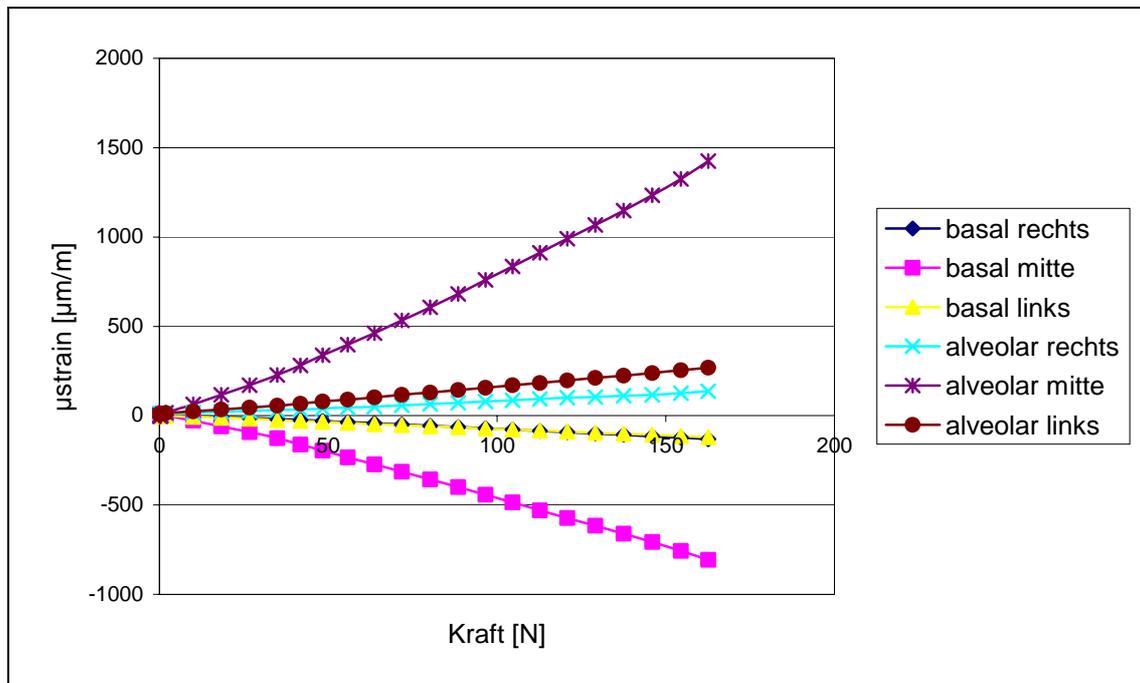


Abb.36 Kiefer A mit DCP und bending plate. Kräfteinwirkung inzisal.

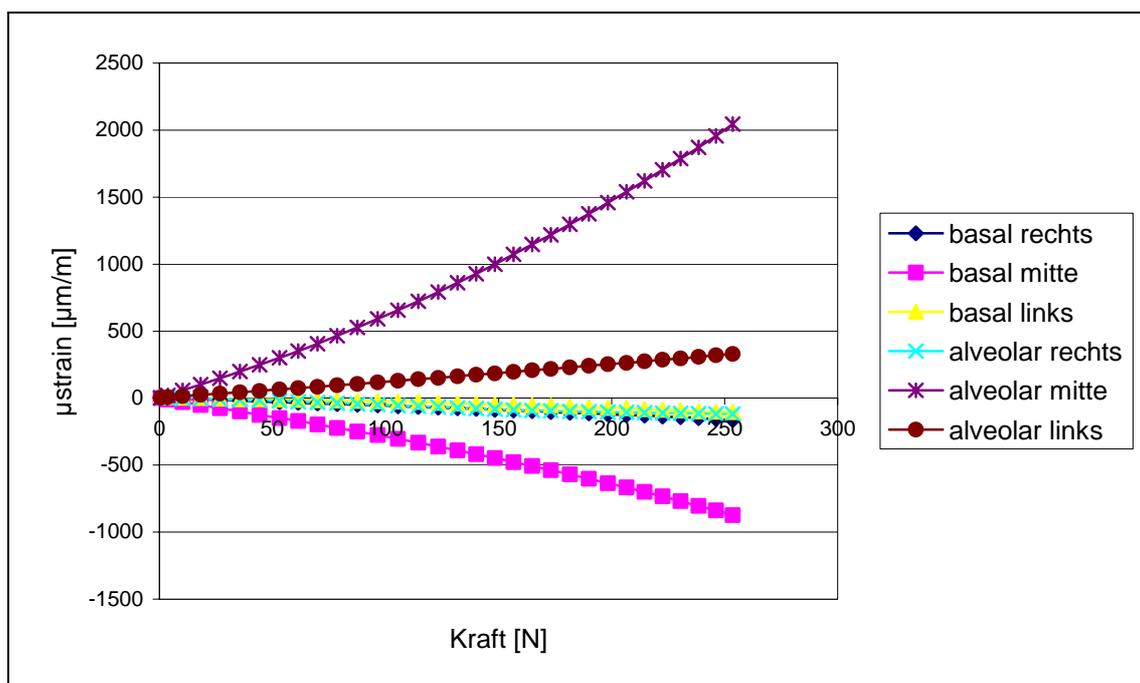


Abb.37 Kiefer A mit DCP und bending plate. Kräfteinwirkung prämolare links.

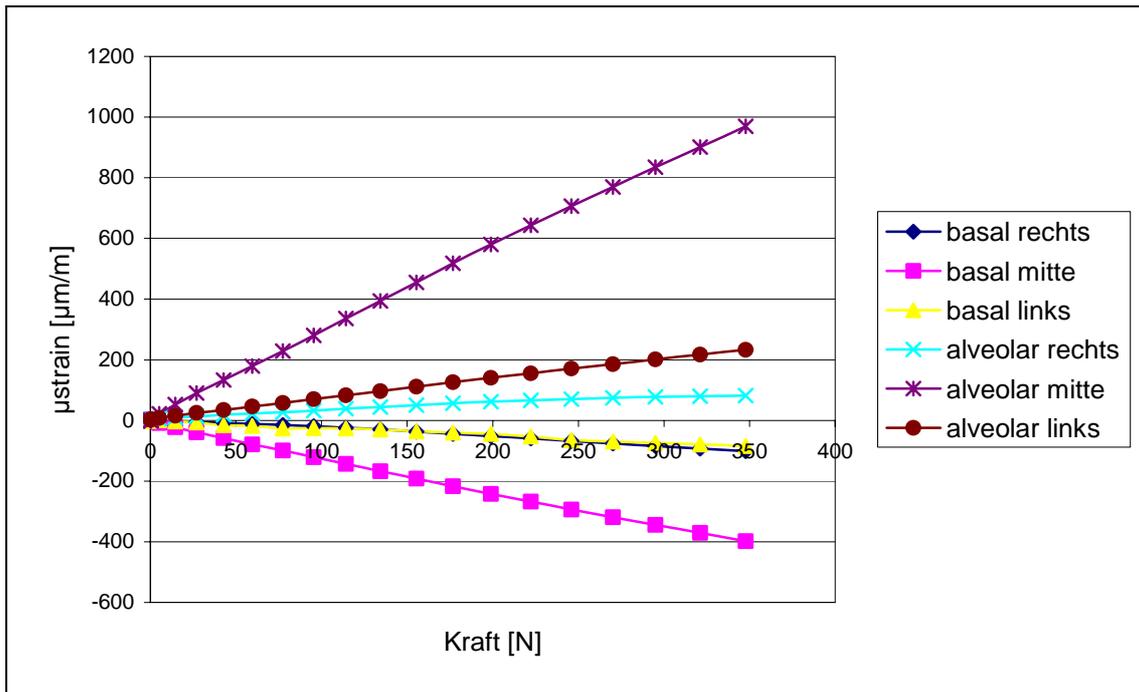


Abb.38 Kiefer A mit DCP und bending plate. Kräfteinwirkung prämolare rechts.

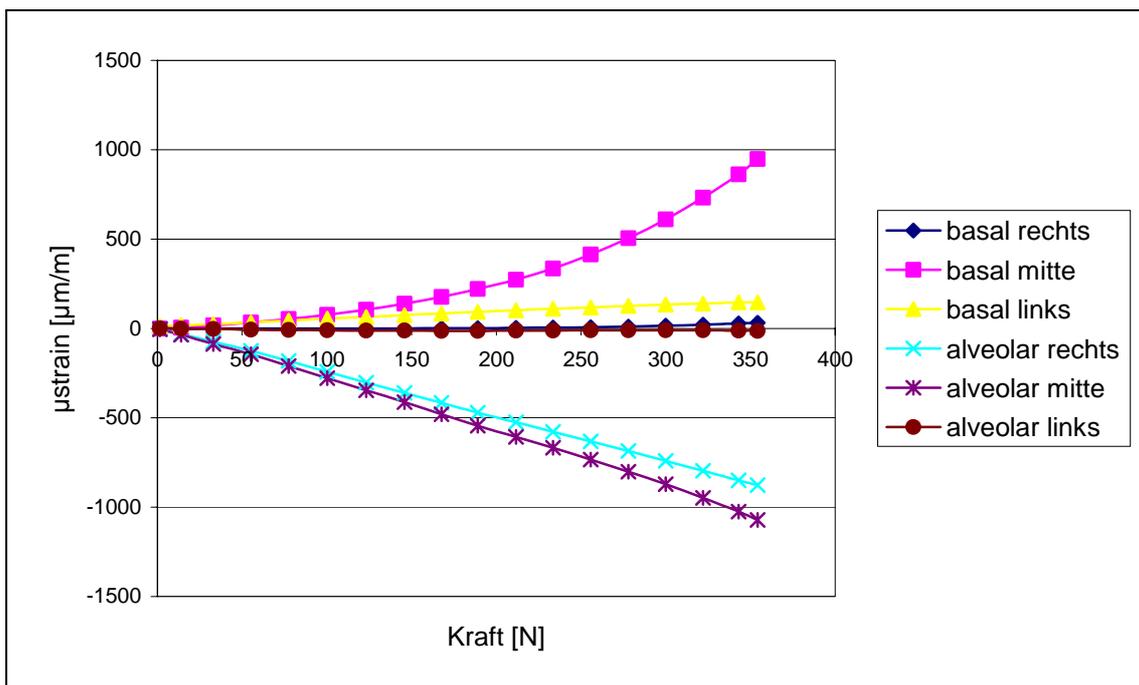


Abb.39 Kiefer A mit DCP und bending plate. Kräfteinwirkung molare links.

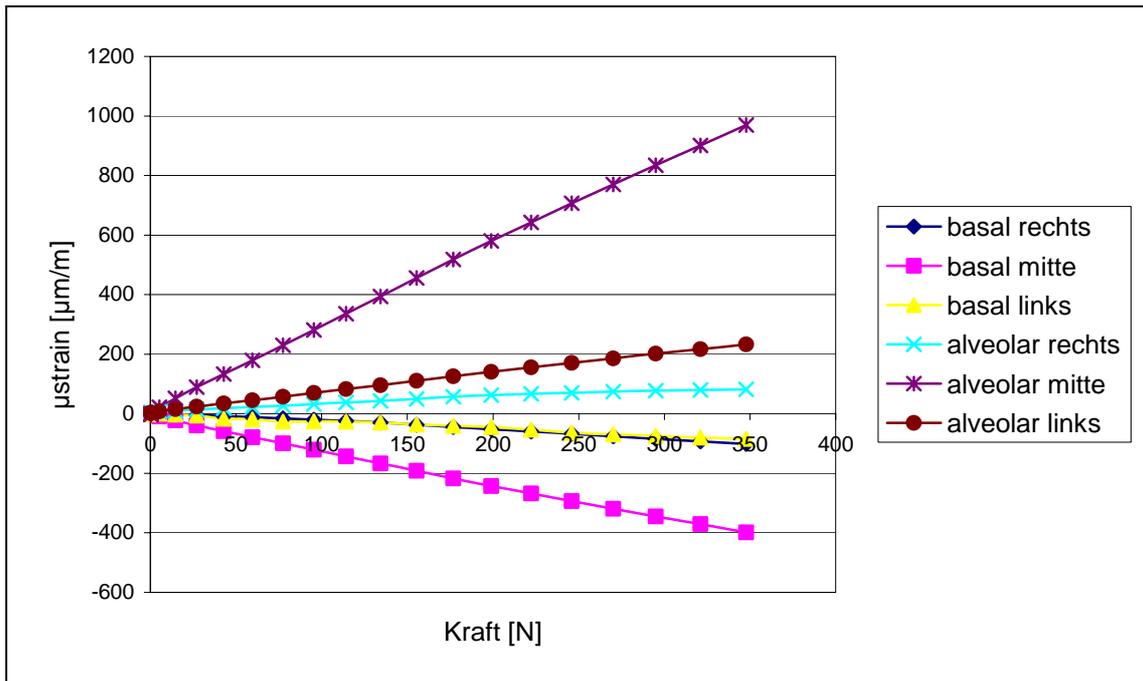


Abb.40 Kiefer A mit DCP und bending plate. Kräfteinwirkung molar rechts.

7.1.2 Kiefer B (Medianfraktur): DCP mit Bending Plate

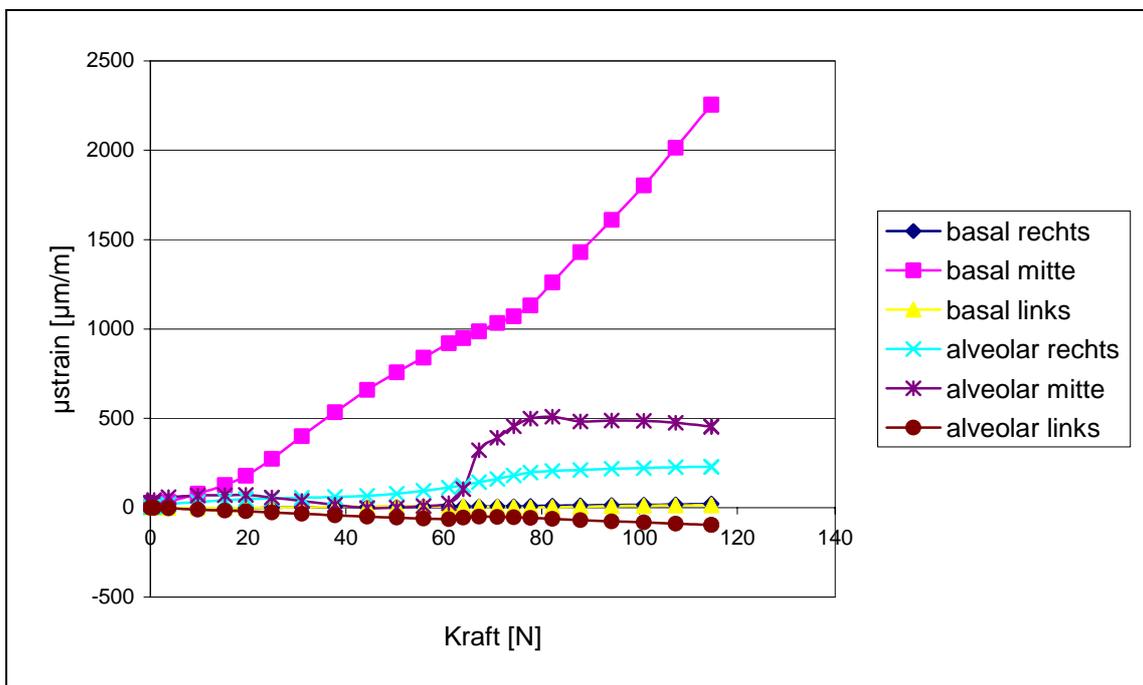


Abb.41 Kiefer B mit DCP und bending plate. Kräfteinwirkung inzisal.

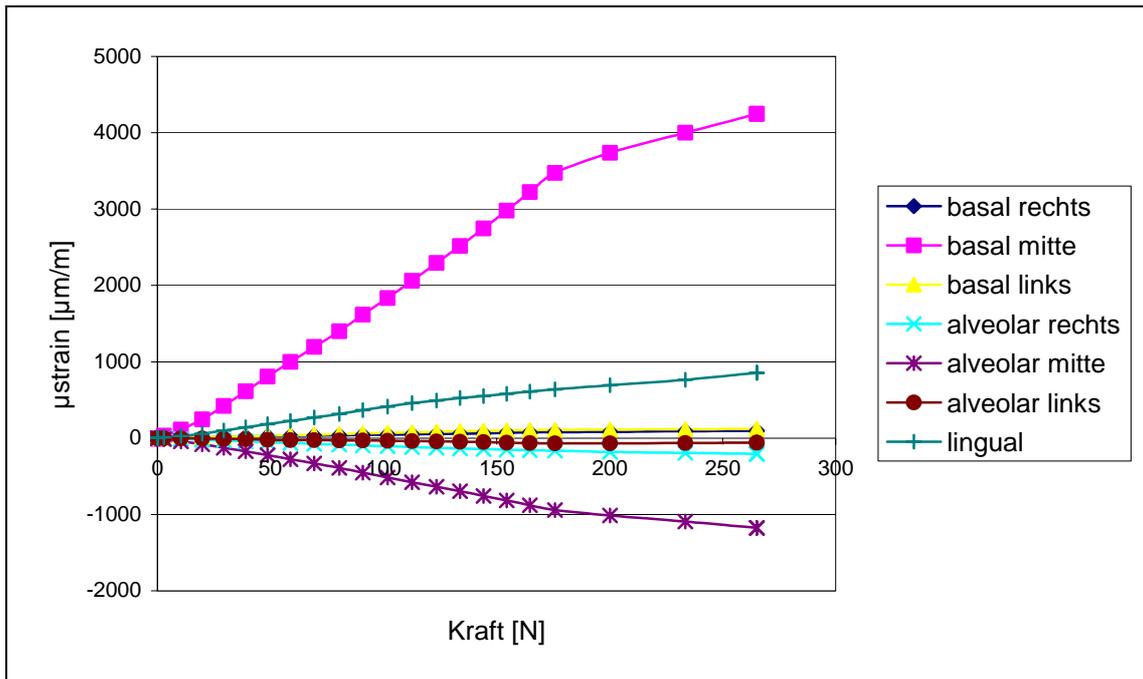


Abb.42 Kiefer **B** mit DCP und bending plate. Kräfteinwirkung prämolare links.

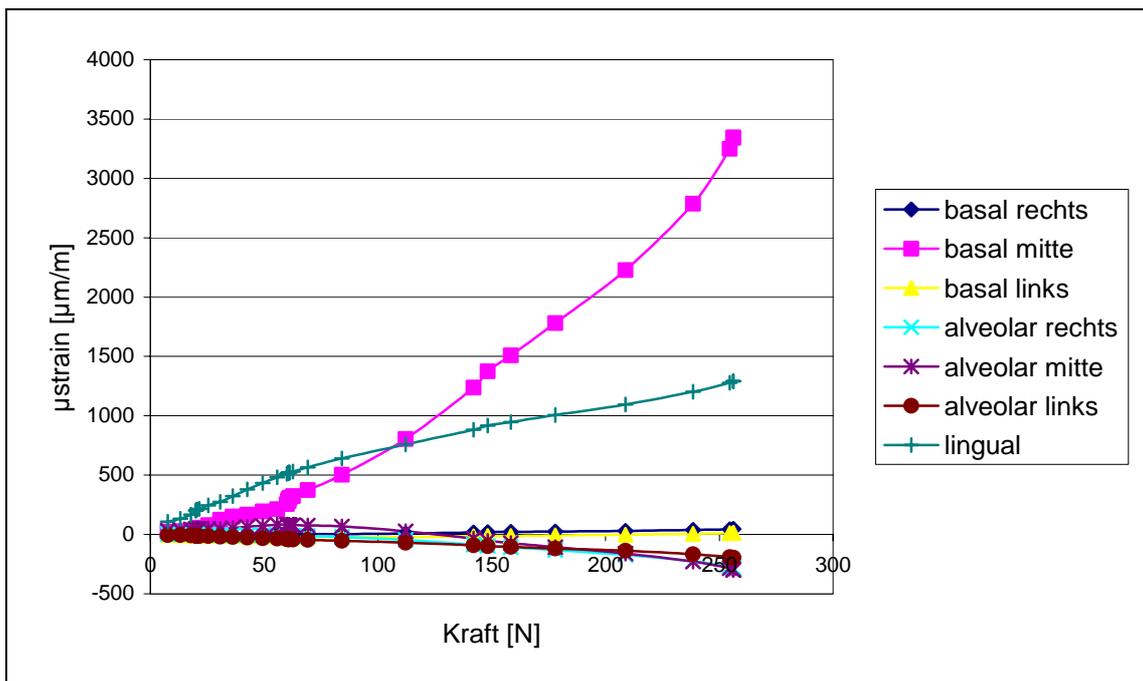


Abb.43 Kiefer **B** mit DCP und bending plate. Kräfteinwirkung prämolare rechts.

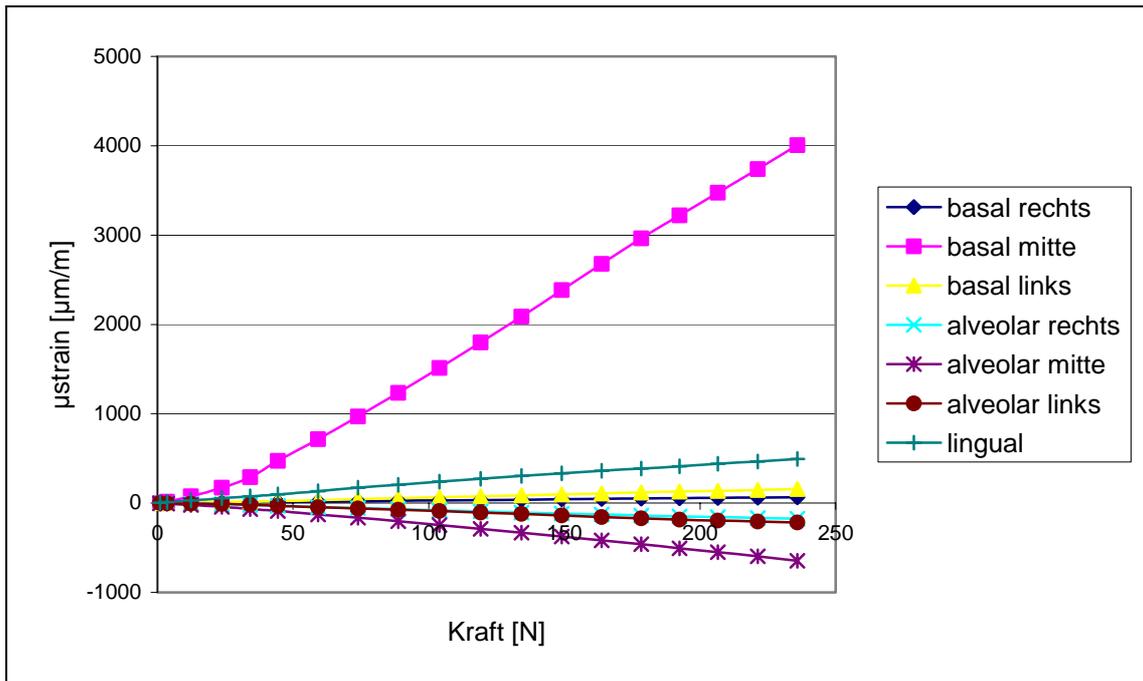


Abb.44 Kiefer **B** mit DCP und bending plate. Kräfteinwirkung molar links.

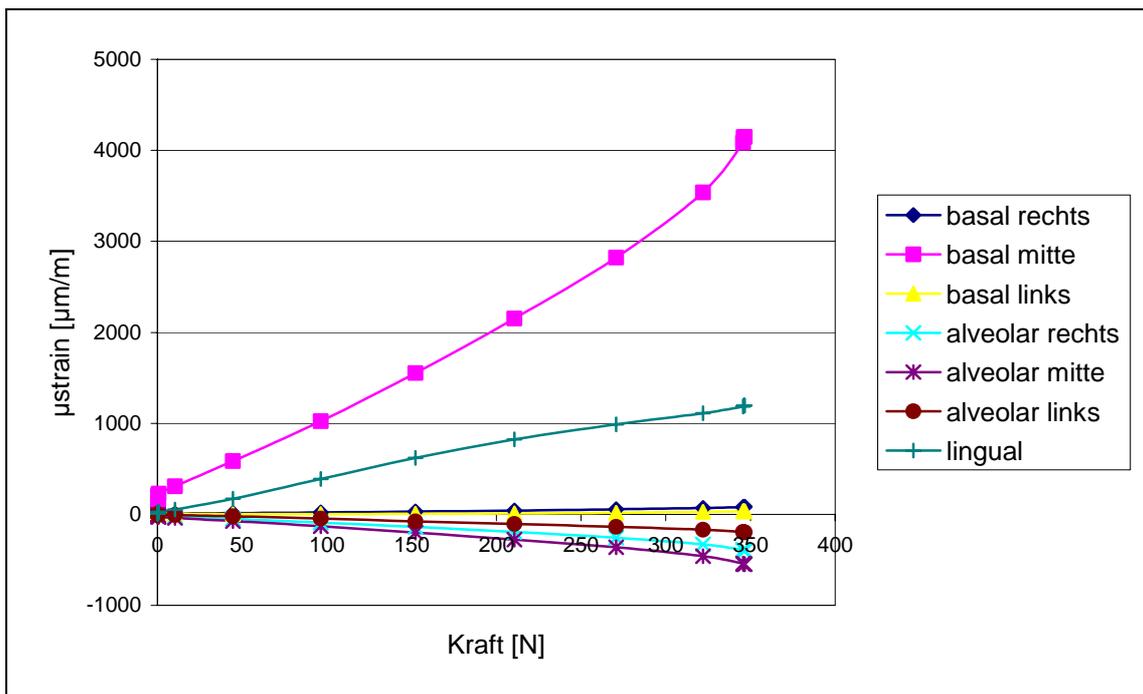


Abb.45 Kiefer **B** mit DCP und bending plate. Kräfteinwirkung molar rechts.

7.1.3 Kiefer F (Mediane Osteotomie): DCP der AO

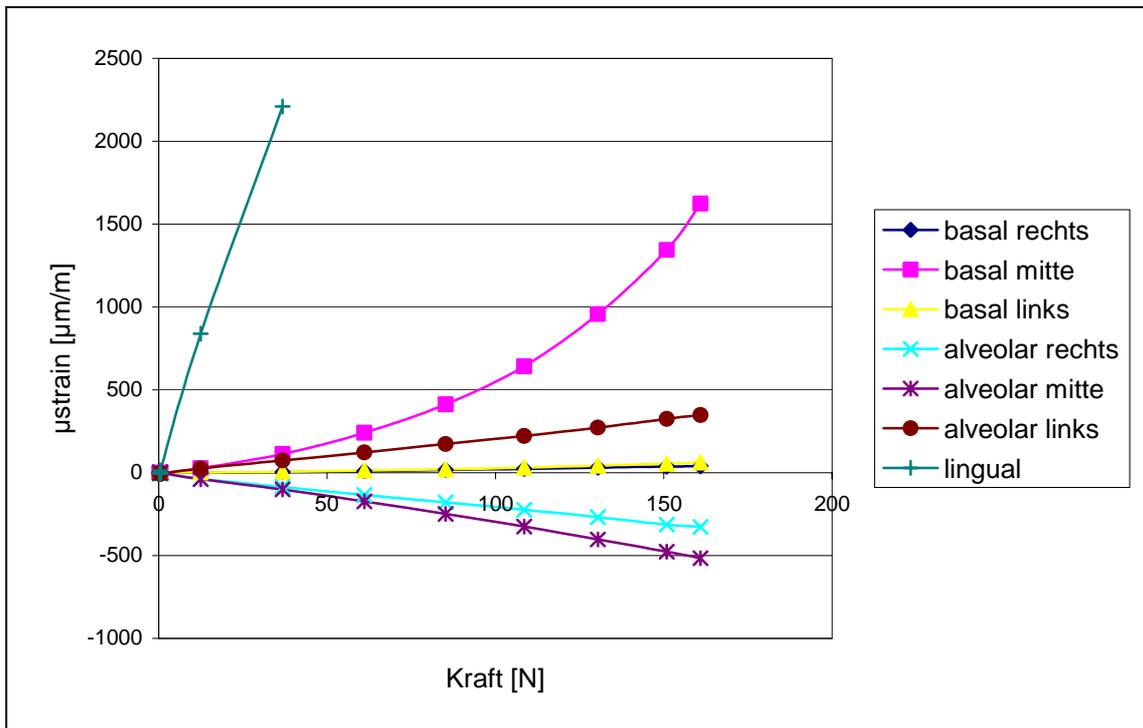


Abb.46 Kiefer F mit DCP. Kräfteinwirkung inzisal.

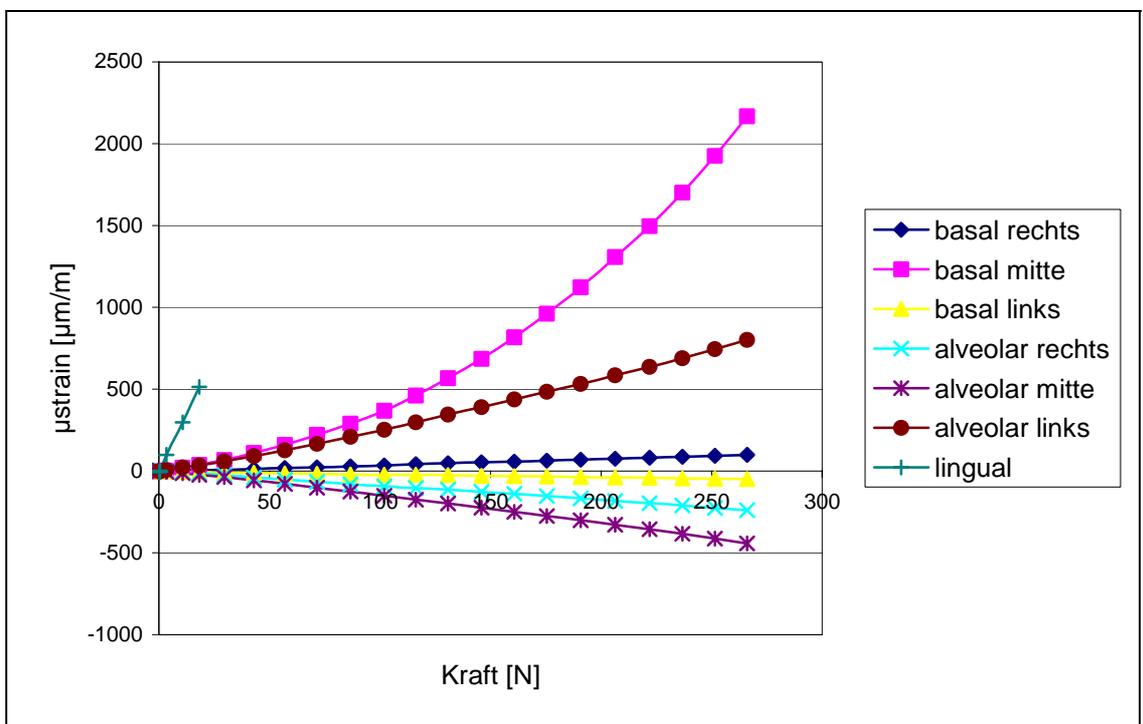


Abb.47 Kiefer F mit DCP. Kräfteinwirkung prämolär links.

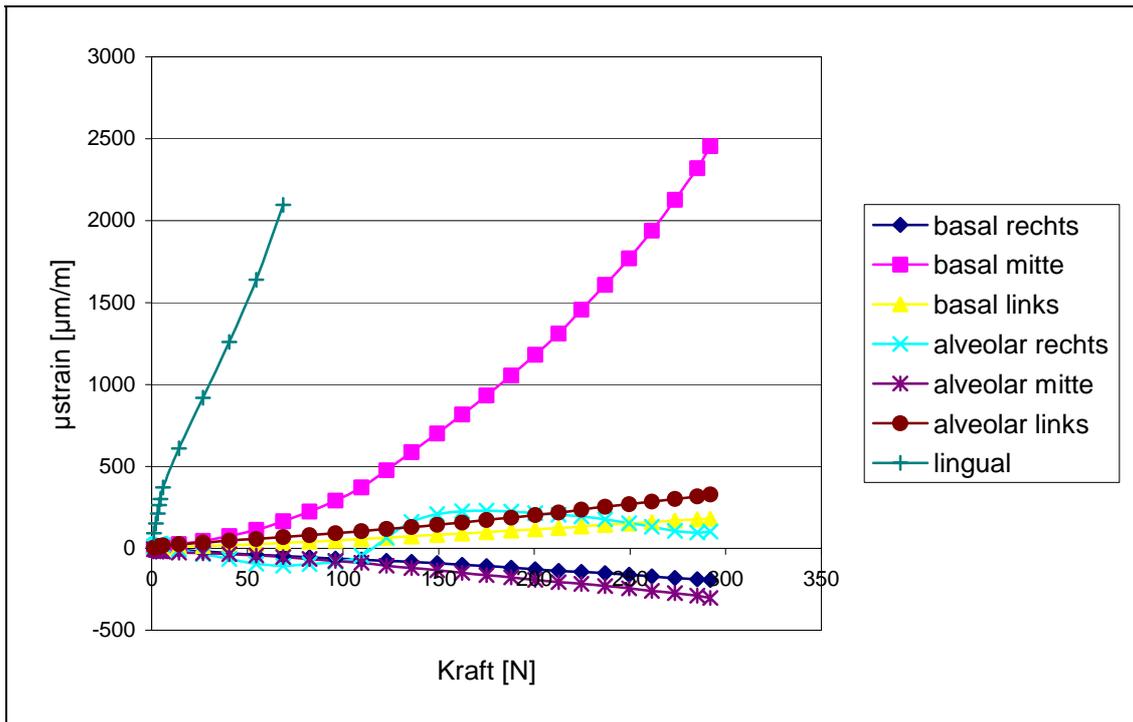


Abb. 48 Kiefer F mit DCP. Kräfteinwirkung prämolare rechts.

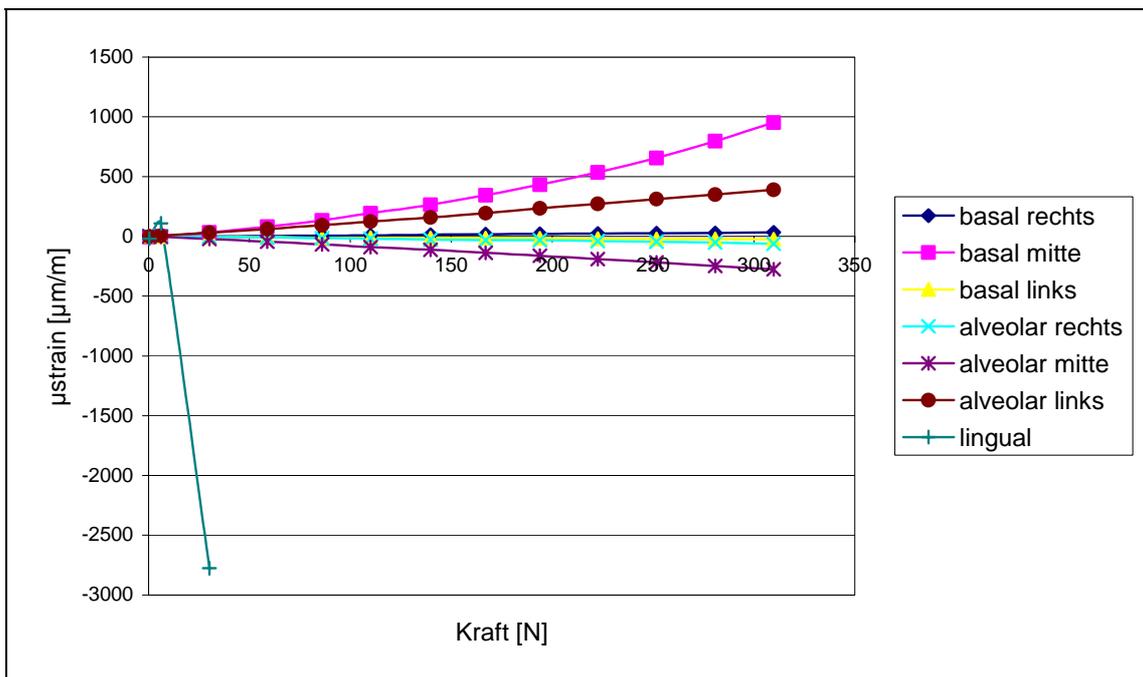


Abb. 49 Kiefer F mit DCP. Kräfteinwirkung molare links.

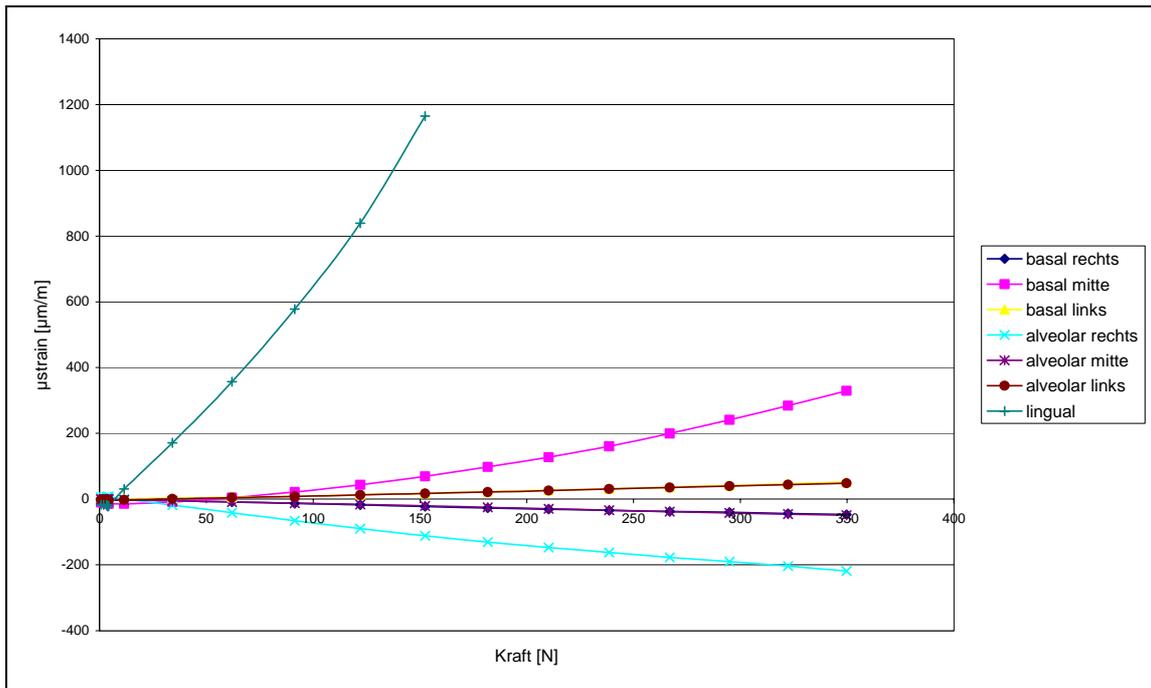


Abb.50 Kiefer F mit DCP. Kraftereinwirkung molar rechts.

7.2 Exzentrische dynamische Kompressionsplatte

7.2.1 Kiefer C (Paramedianfraktur rechts): EDCP

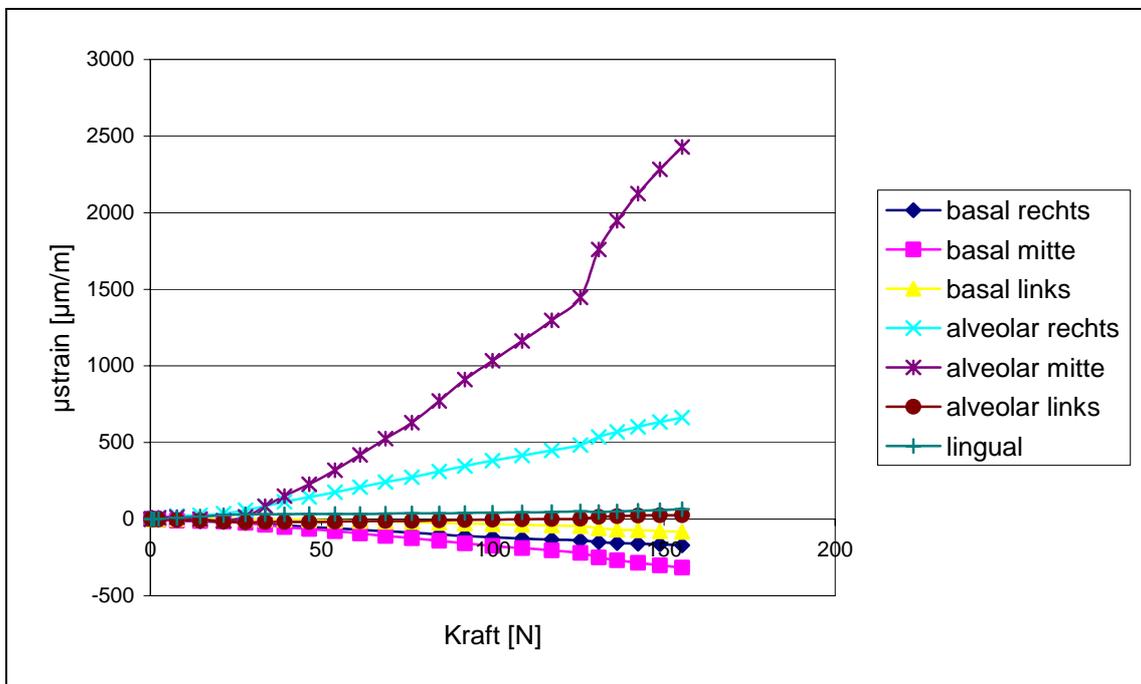


Abb.51 Kiefer C mit EDCP. Kraftereinwirkung inzisal.

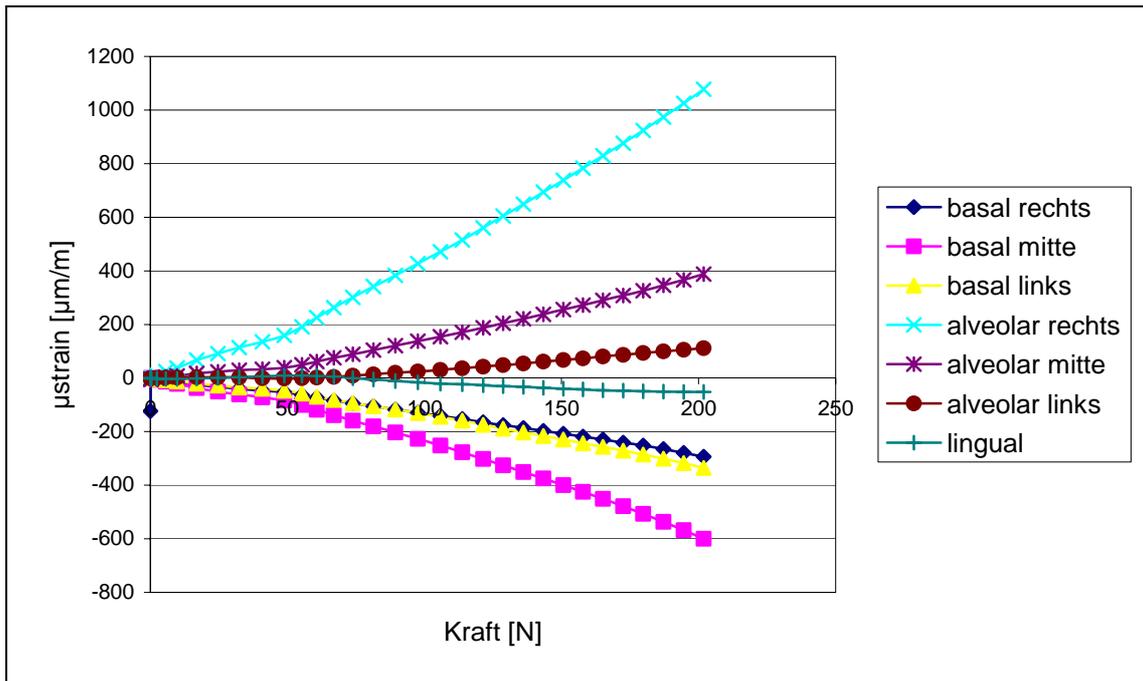


Abb.52 Kiefer C mit EDCP. Kräfteinwirkung prämolare links.

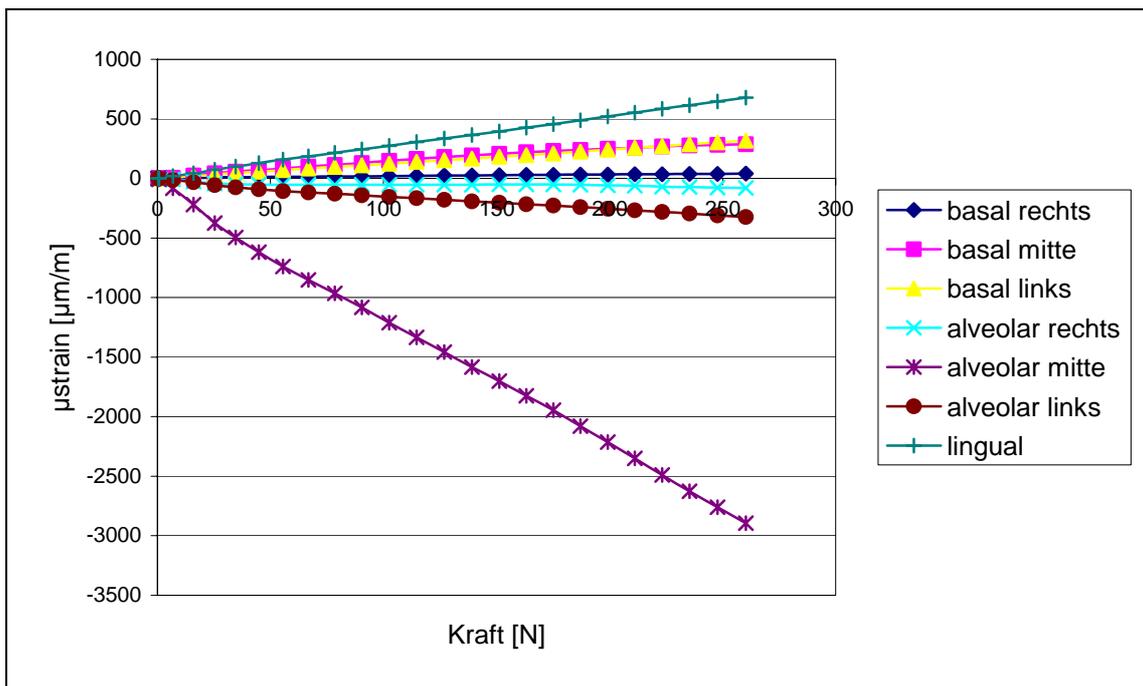


Abb.53 Kiefer C mit EDCP. Kräfteinwirkung prämolare rechts.

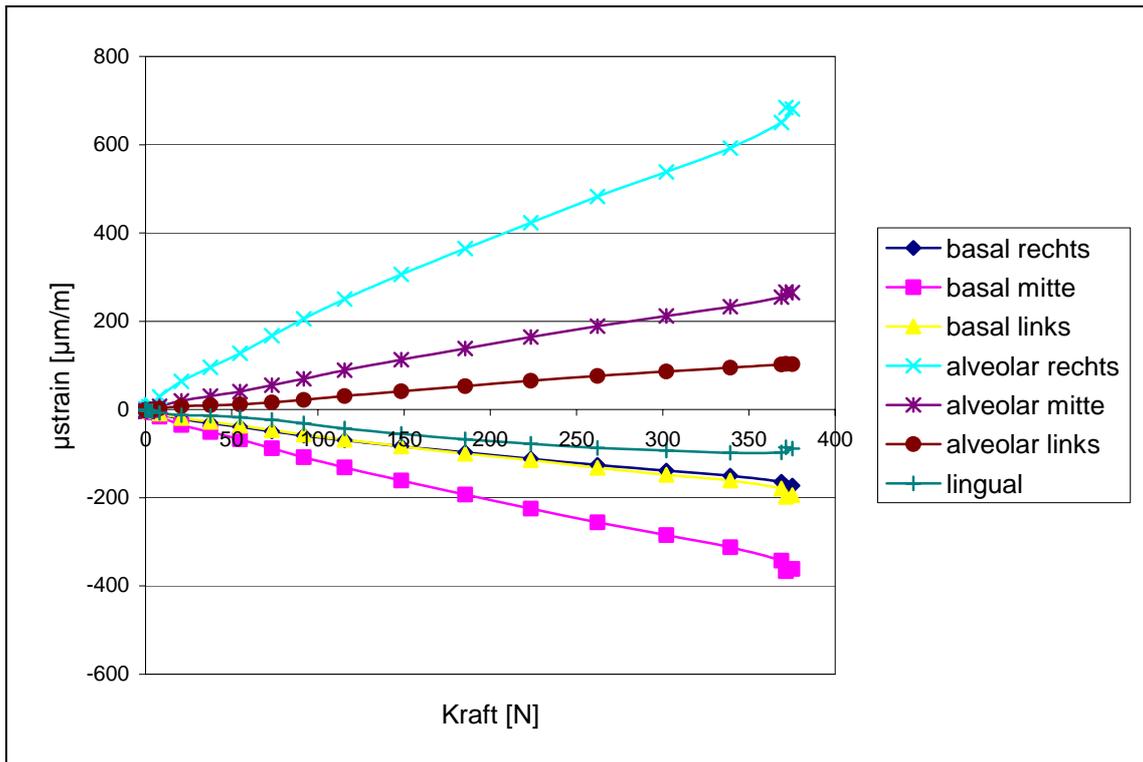


Abb.54 Kiefer C mit EDCP. Krafteinwirkung molar links.

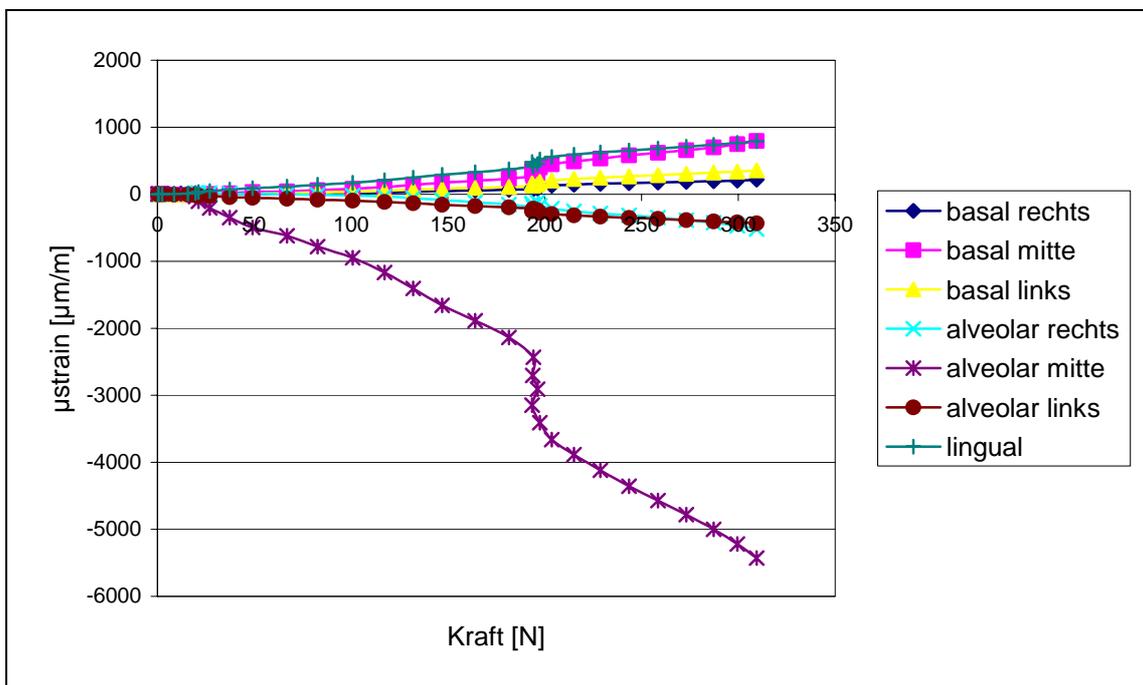


Abb.55 Kiefer C mit EDCP. Krafteinwirkung molar rechts.

7.2.2 Kiefer F (Paramedianfraktur rechts): EDCP

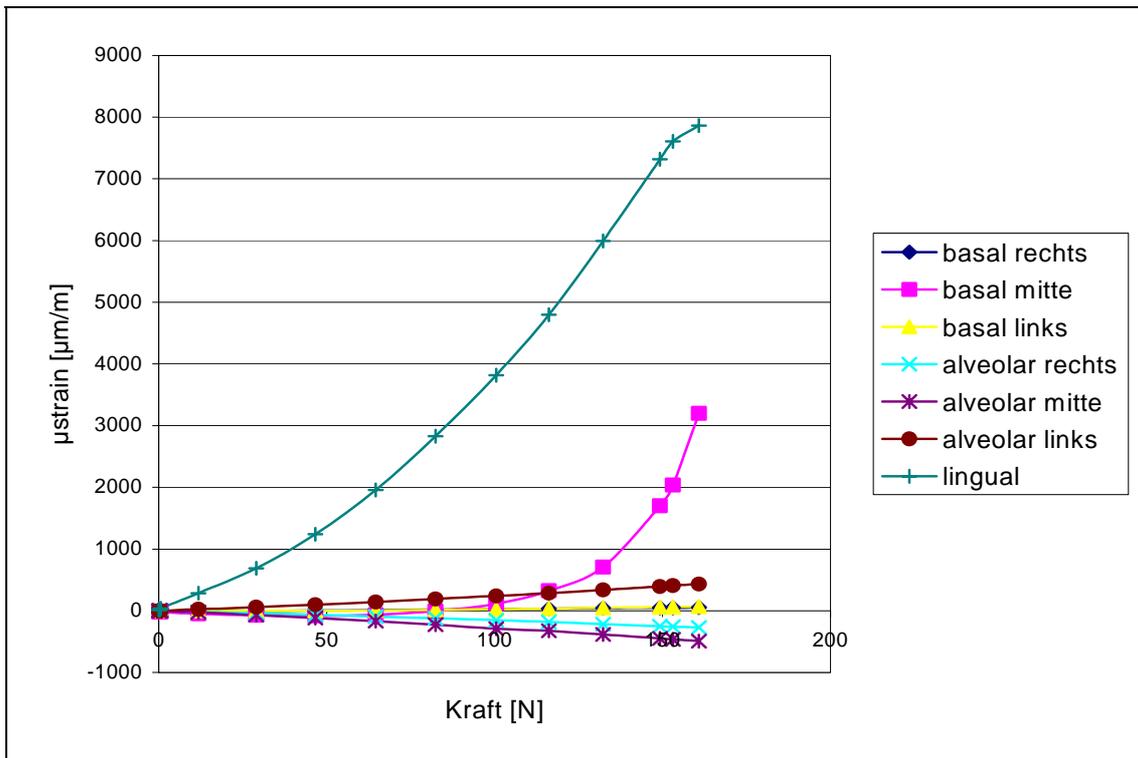


Abb.56 Kiefer F mit EDCP. Kräfteinwirkung inzisal.

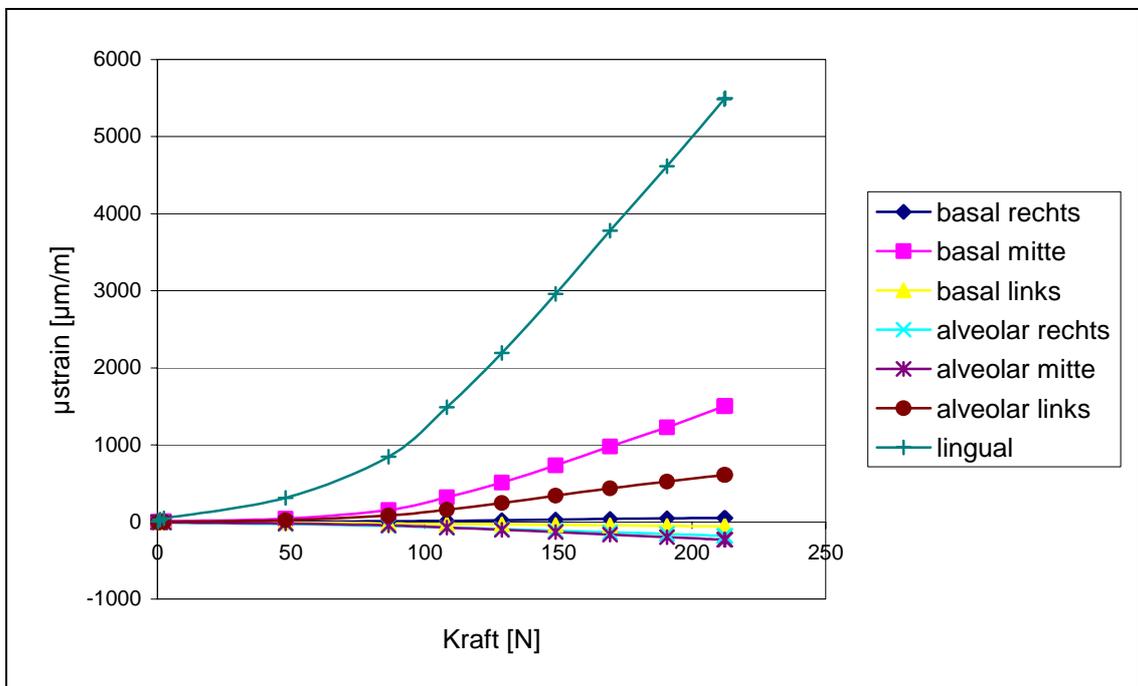


Abb.57 Kiefer F mit EDCP. Kräfteinwirkung prämolare links.

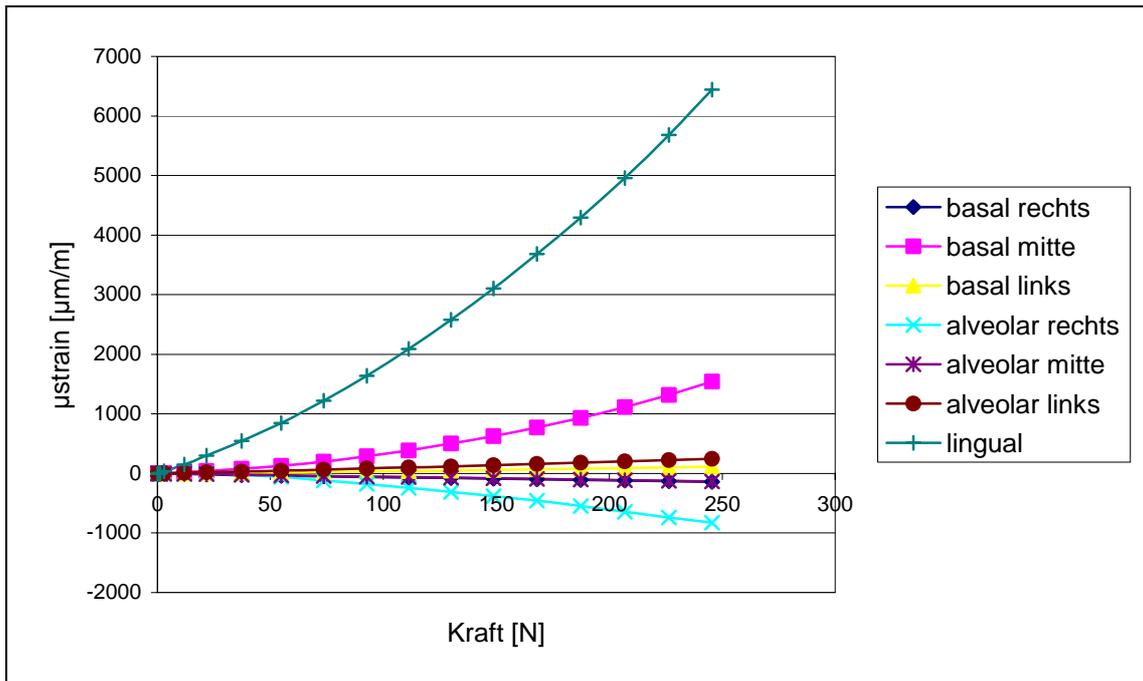


Abb.58 Kiefer F mit EDCP. Kräfteinwirkung prämolare rechts.

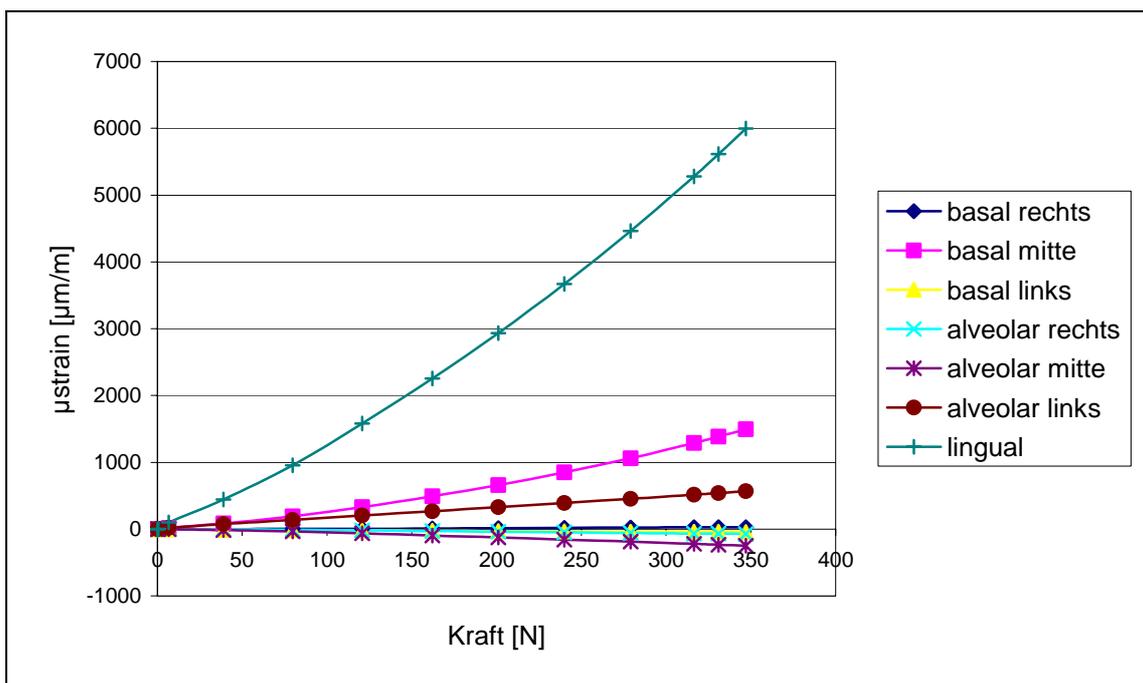


Abb.59 Kiefer F mit EDCP. Kräfteinwirkung molare links.

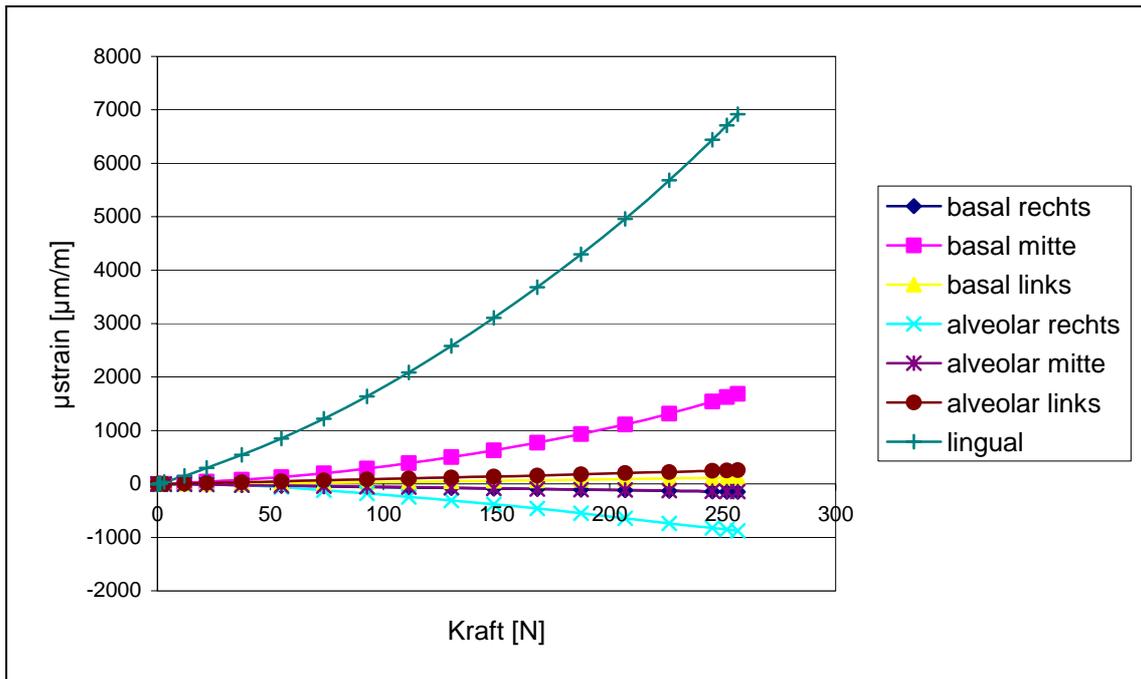


Abb.60 Kiefer F mit EDCP. Kraftereinwirkung molar rechts.

7.3 Miniplatten

7.3.1 Kiefer C (Paramedianfraktur rechts): Miniplatten (4-Loch + 6-Loch)

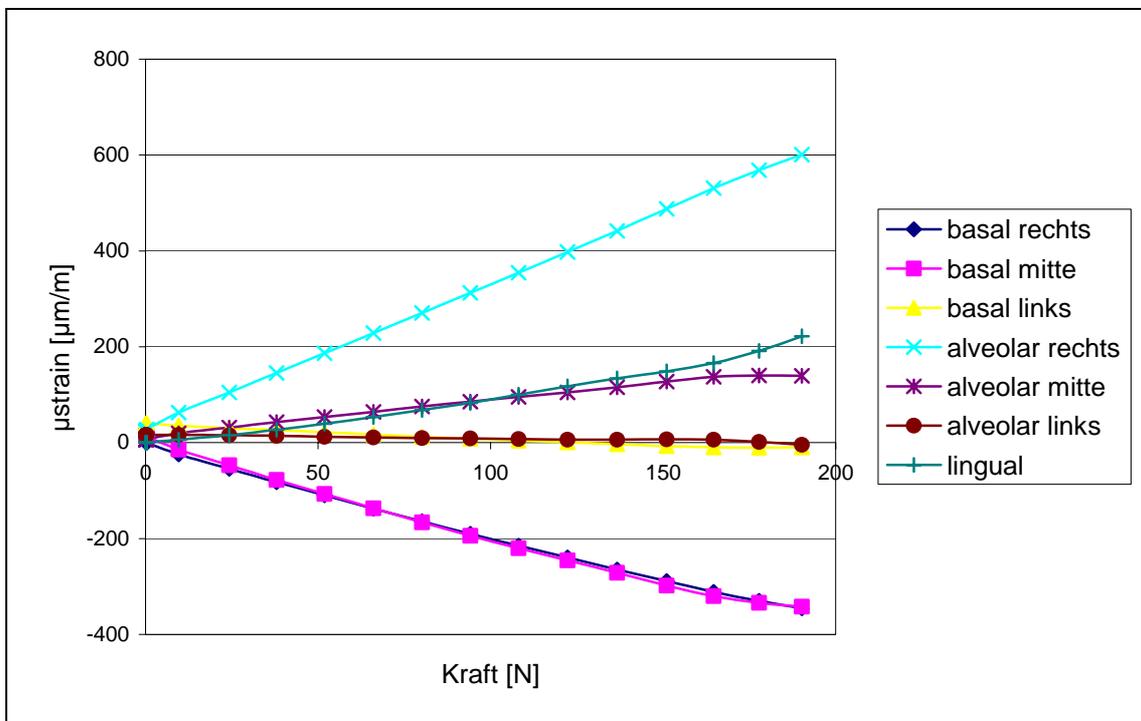


Abb.61 Kiefer C mit Miniplatten (4-Loch + 6-Loch). Kraftereinwirkung inzisal.

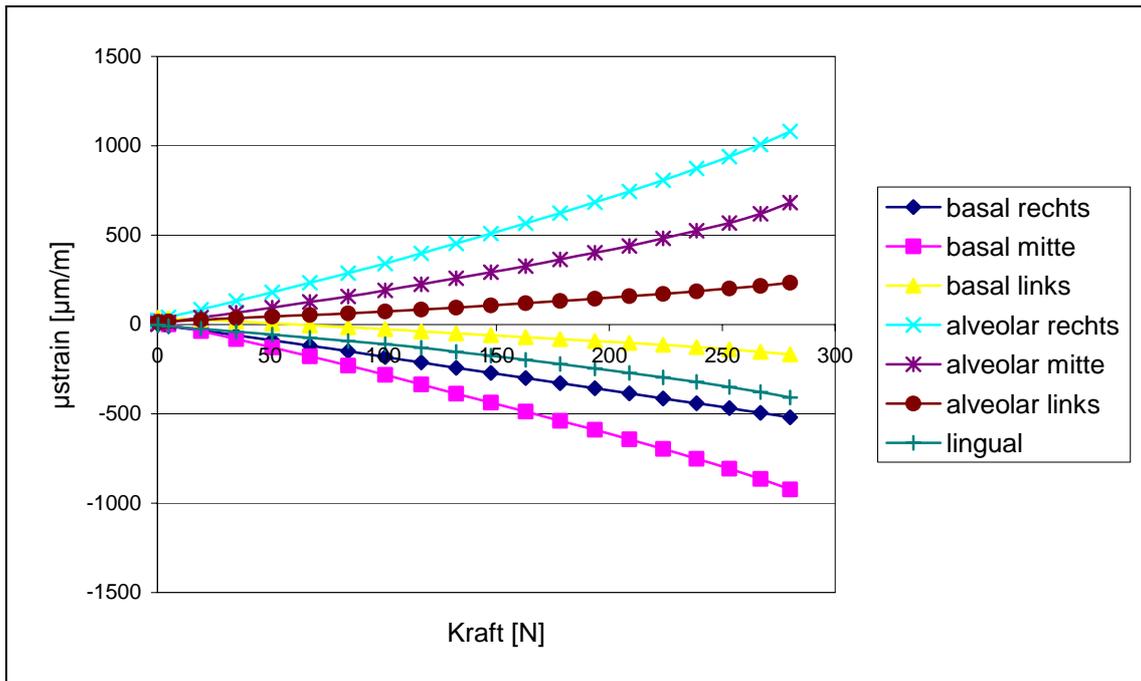


Abb.62 Kiefer C mit Miniplatten (4-Loch + 6-Loch). Krafteinwirkung prämolare links.

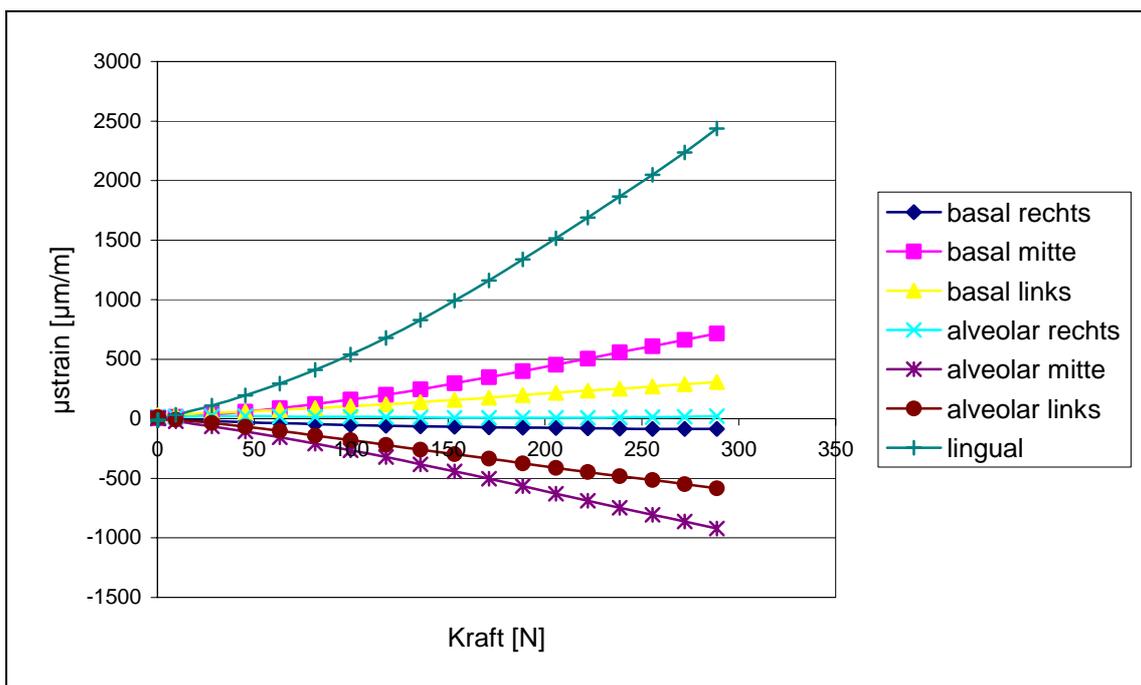


Abb.63 Kiefer C mit Miniplatten (4-Loch + 6-Loch). Krafteinwirkung prämolare rechts.

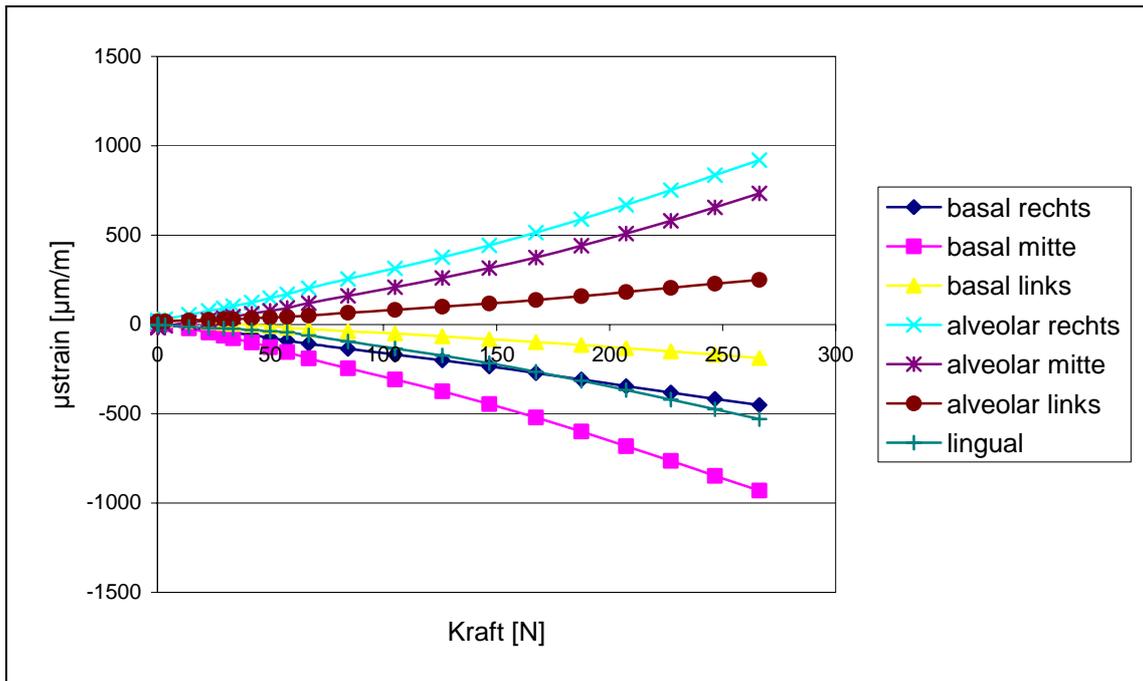


Abb.64 Kiefer C mit Miniplatten (4-Loch + 6-Loch). Krafteinwirkung molar links.

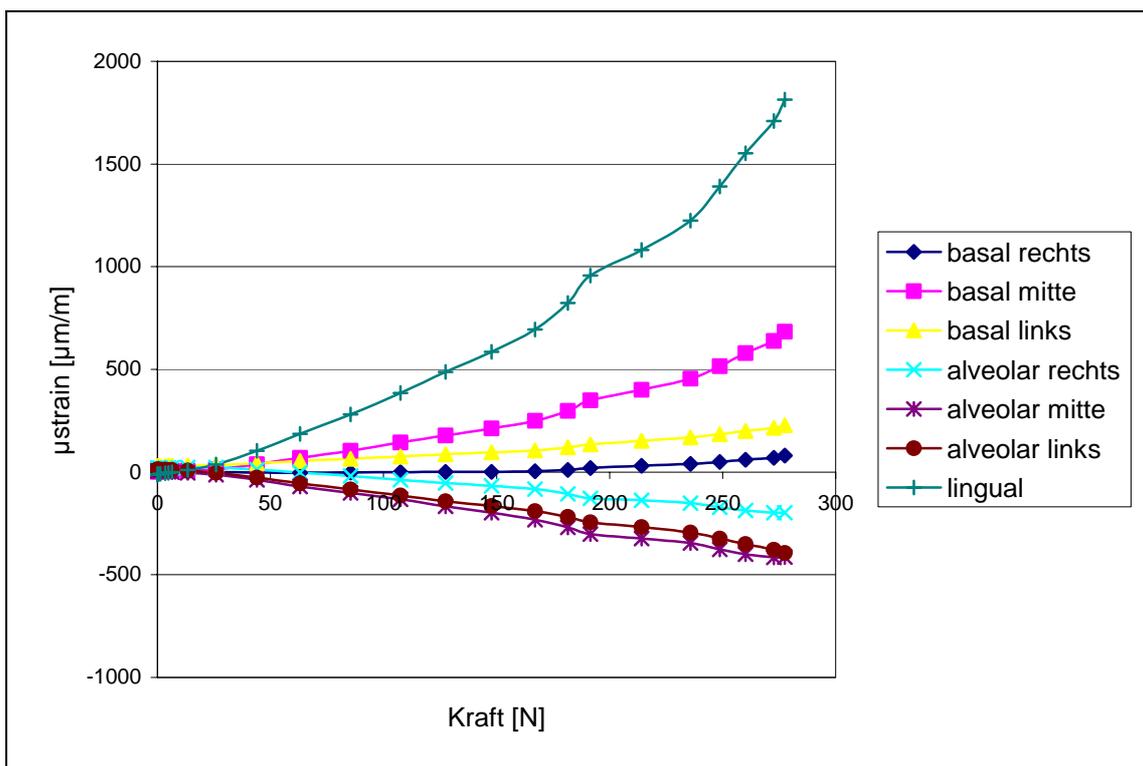


Abb.65 Kiefer C mit Miniplatten (4-Loch + 6-Loch). Krafteinwirkung molar rechts.

7.3.2 Kiefer D (Paramedianfraktur rechts): Miniplatten (2x4-Loch)

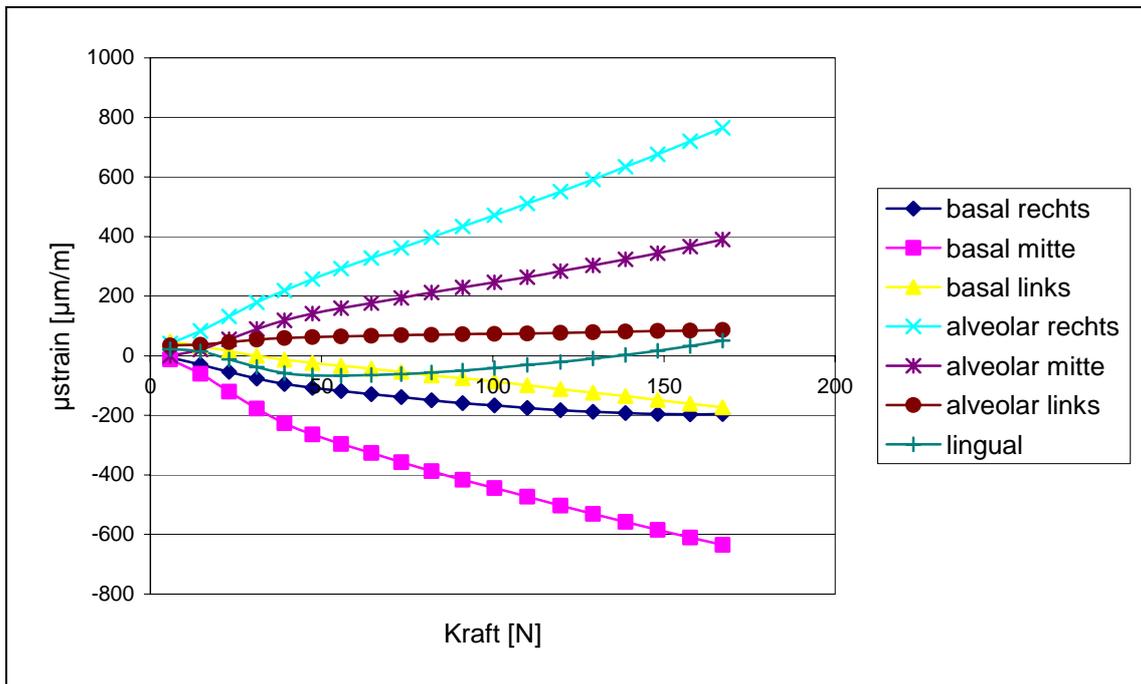


Abb.66 Kiefer D mit Miniplatten (2x4-Loch). Krafteinwirkung inzisal.

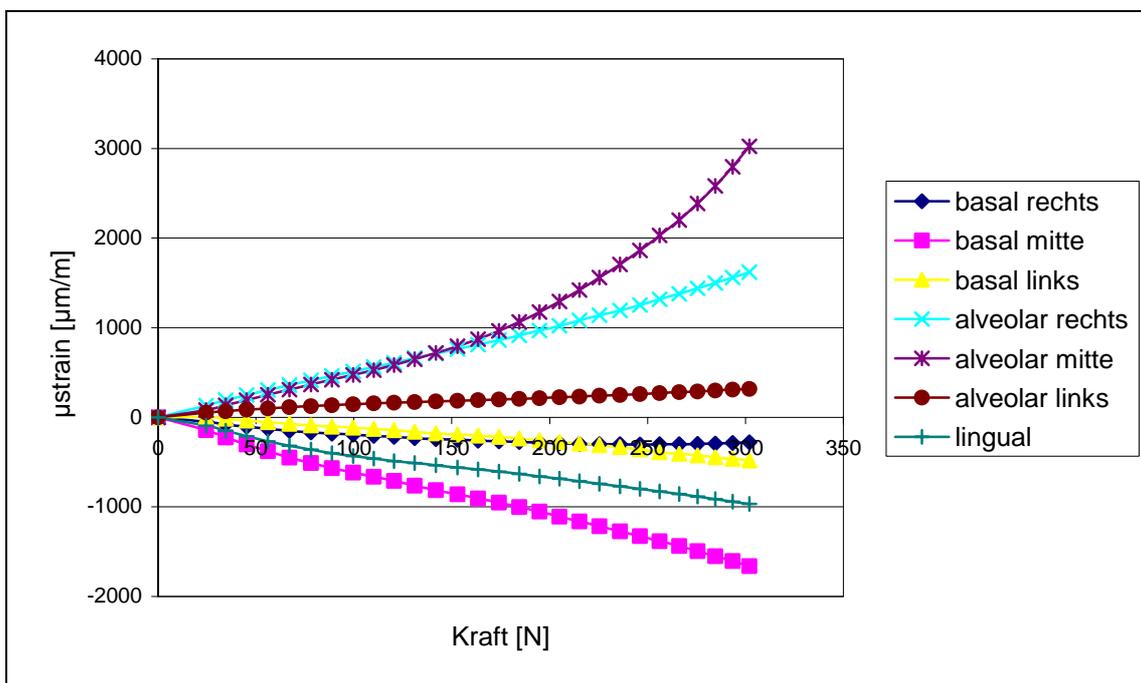


Abb.67 Kiefer D mit Miniplatten (2x4-Loch). Krafteinwirkung prämolare links.

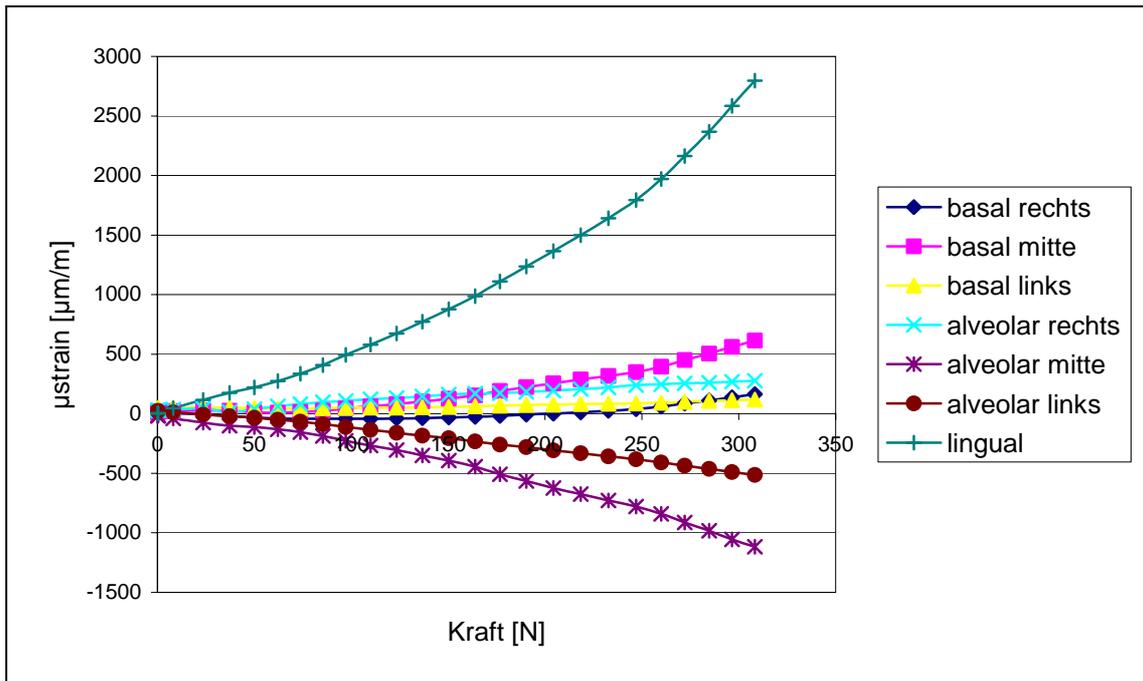


Abb.68 Kiefer D mit Miniplatten (2x4-Loch). Kraftereinwirkung prämolare rechts.

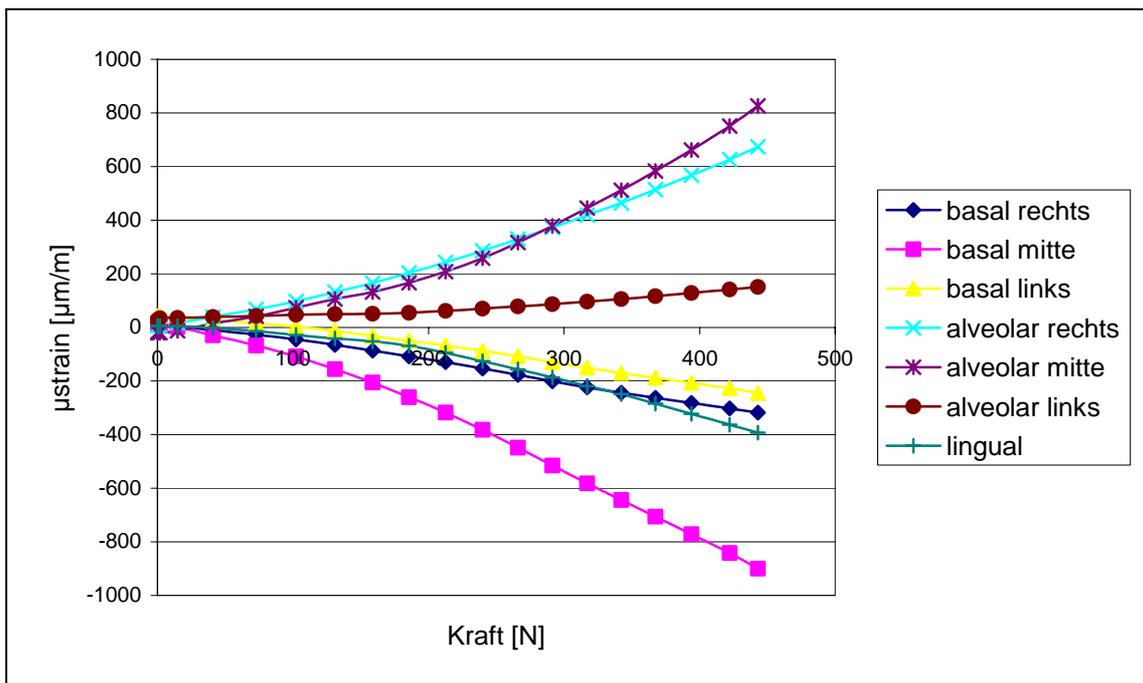


Abb.69 Kiefer D mit Miniplatten (2x4-Loch). Kraftereinwirkung molare links.

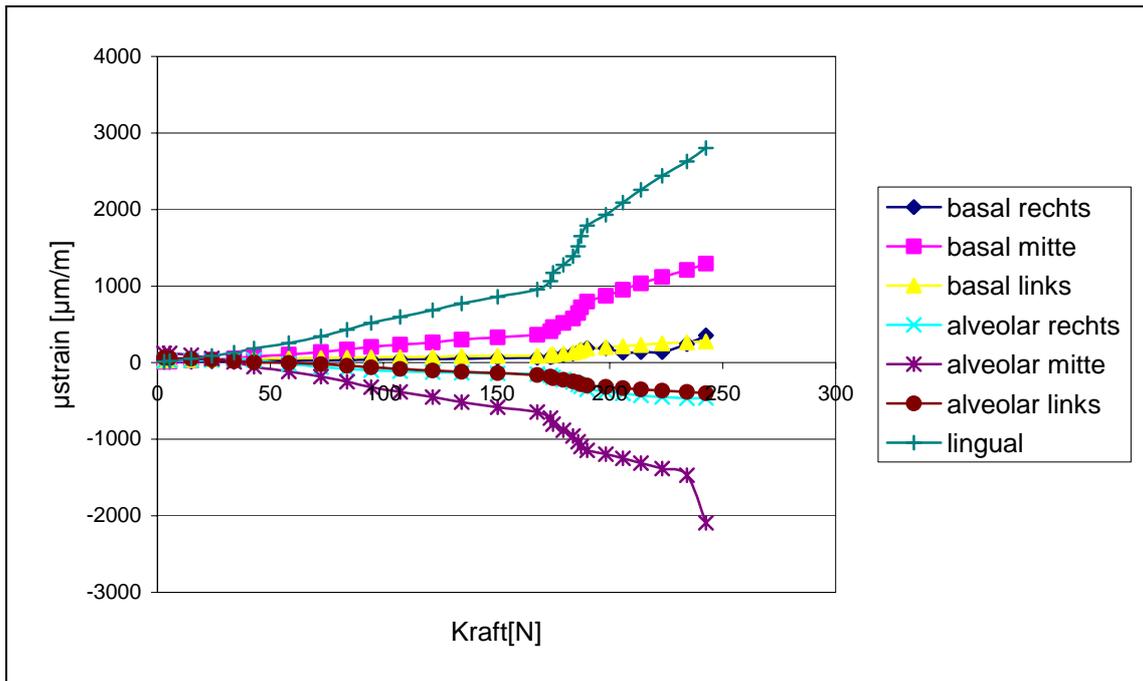


Abb.70 Kiefer D mit Miniplatten (2x4-Loch). Krafteinwirkung molar rechts.

7.3.3 Kiefer D (Paramedianfraktur rechts): Miniplatten (4-Loch + 6-Loch)

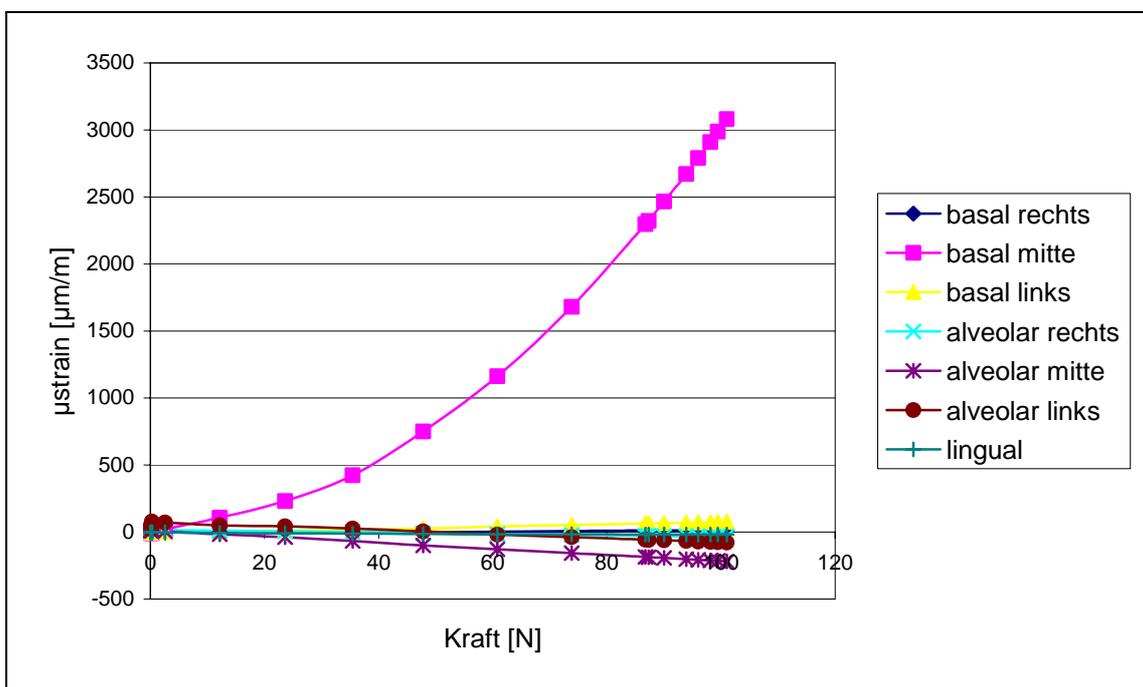


Abb.71 Kiefer D mit Miniplatten (4-Loch + 6-Loch). Krafteinwirkung inzisal.

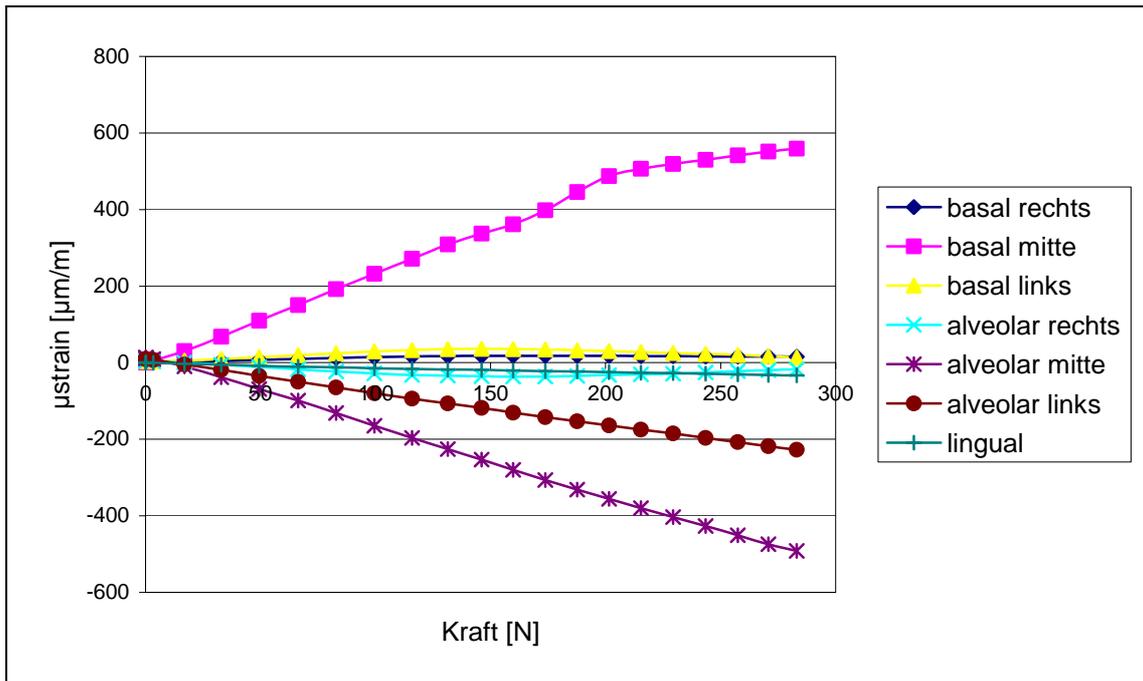


Abb. 72 Kiefer D mit Miniplatten (4-Loch + 6-Loch). Krafteinwirkung prämolare links.

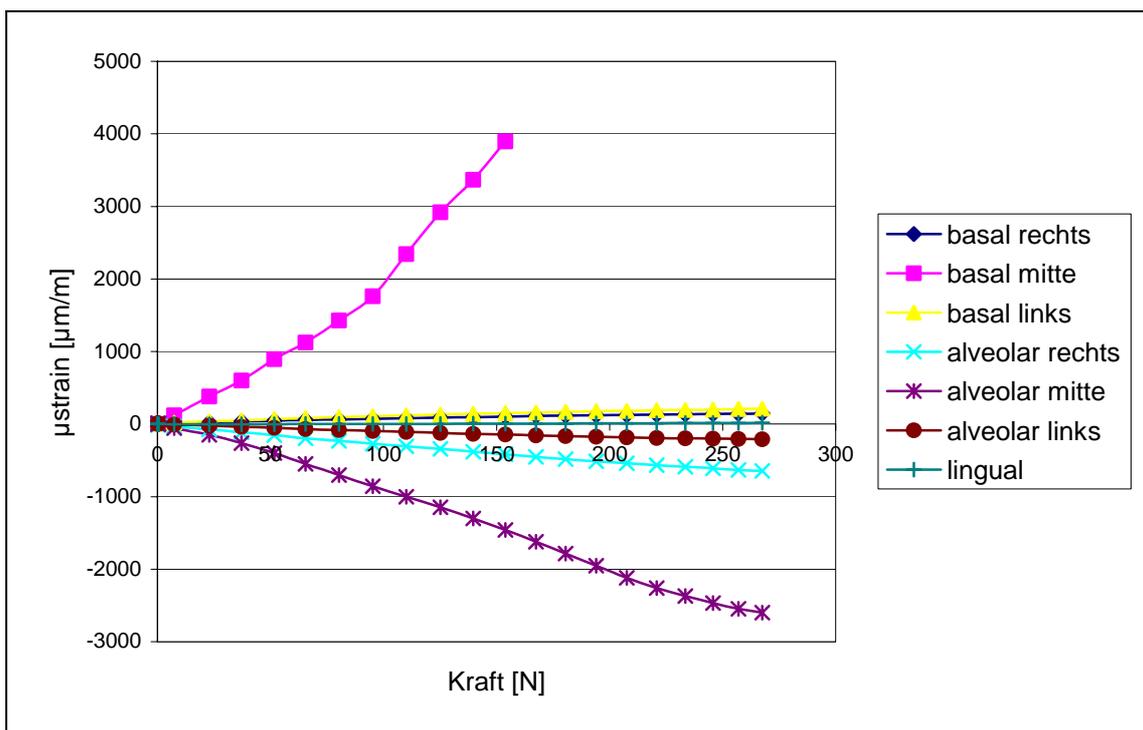


Abb. 73 Kiefer D mit Miniplatten (4-Loch + 6-Loch). Krafteinwirkung prämolare rechts.

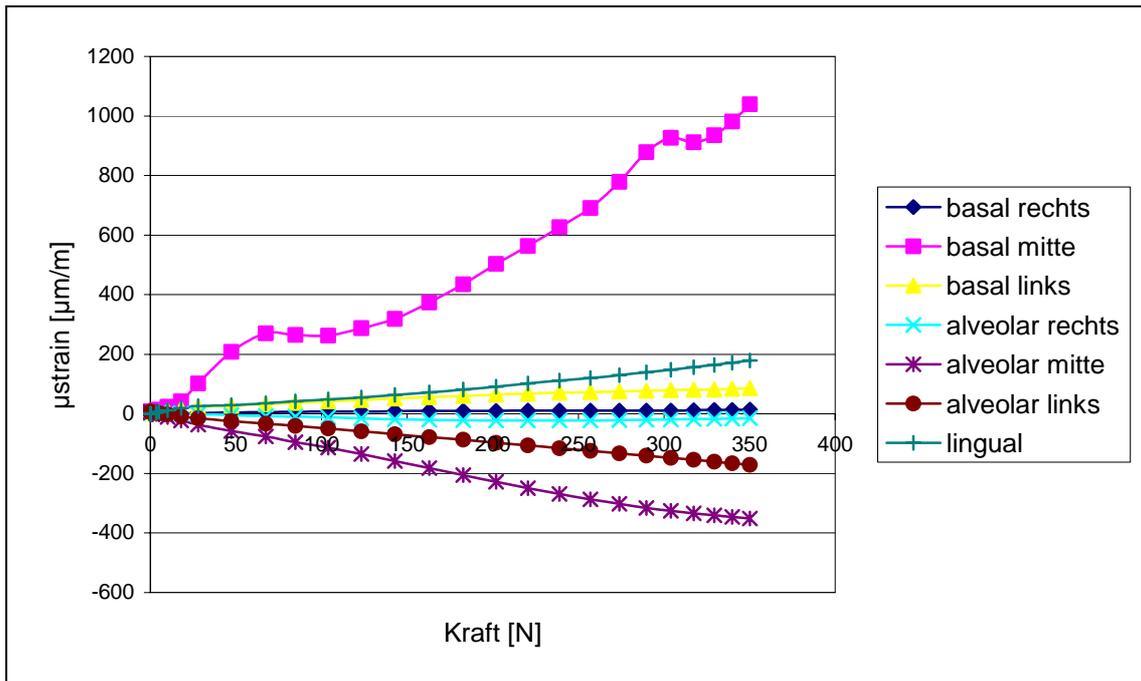


Abb.74 Kiefer D mit Miniplatten (4-Loch + 6-Loch). Krafteinwirkung molar links.

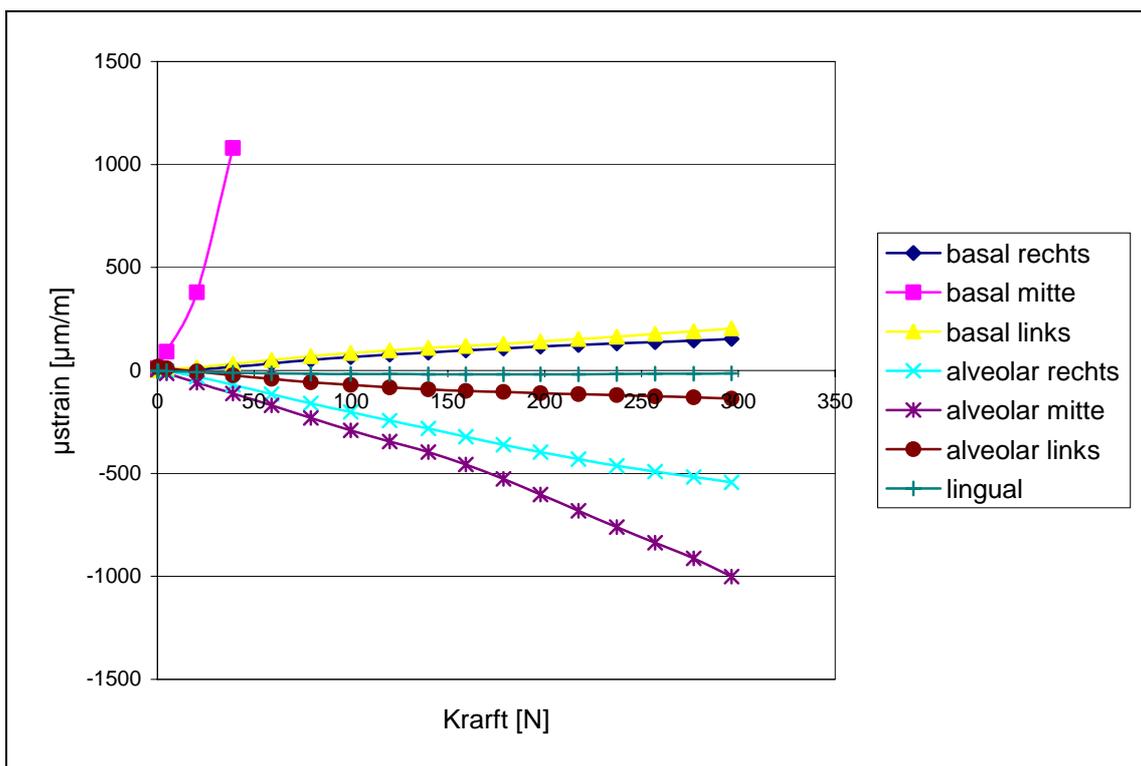


Abb.75 Kiefer D mit Miniplatten (4-Loch + 6-Loch). Krafteinwirkung molar rechts.

7.3.4 Kiefer F (Osteotomie): Miniplatten

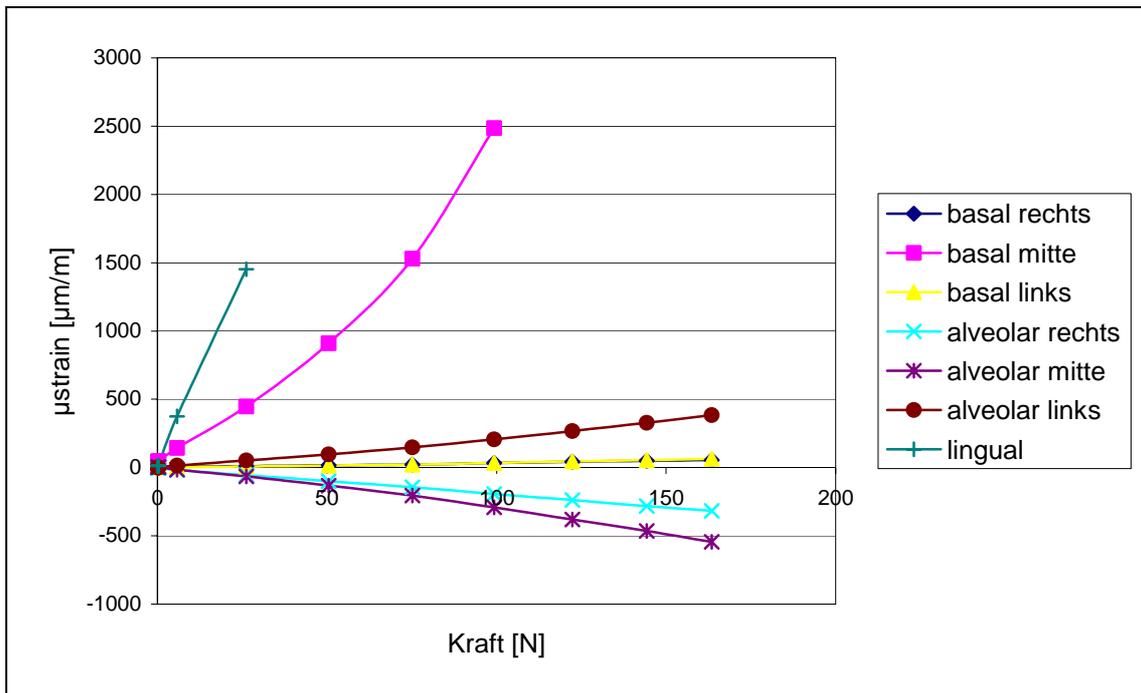


Abb. 76 Kiefer F mit Miniplatten. Kräfteinwirkung inzisal.

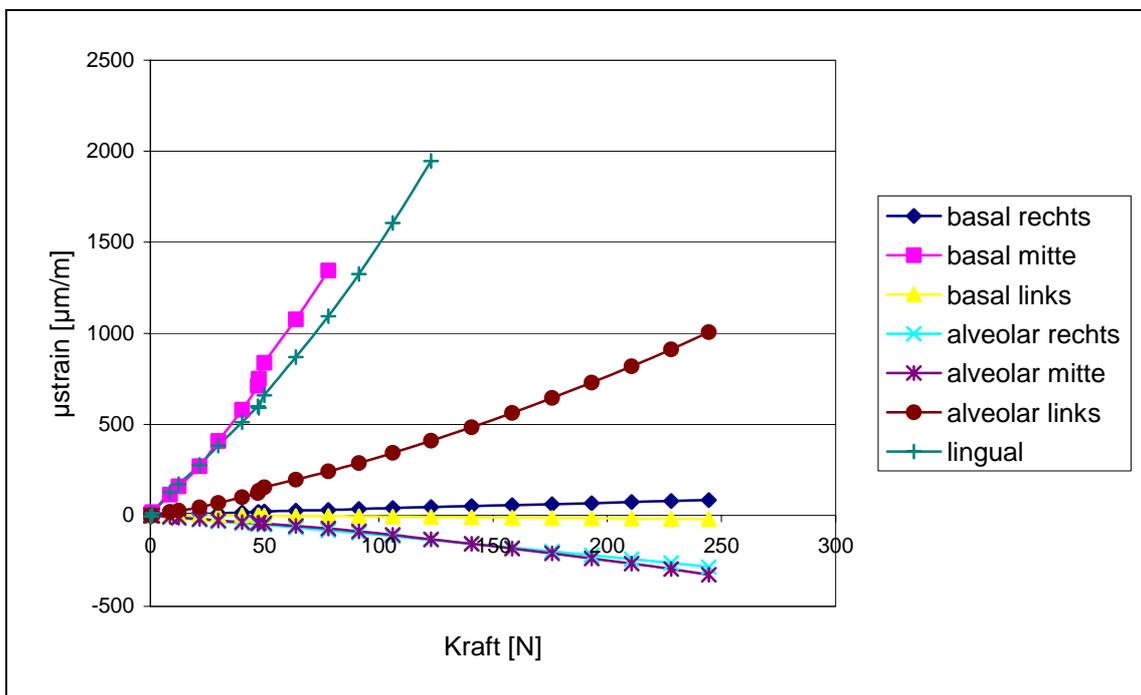


Abb. 77 Kiefer F mit Miniplatten. Kräfteinwirkung prämolark links.

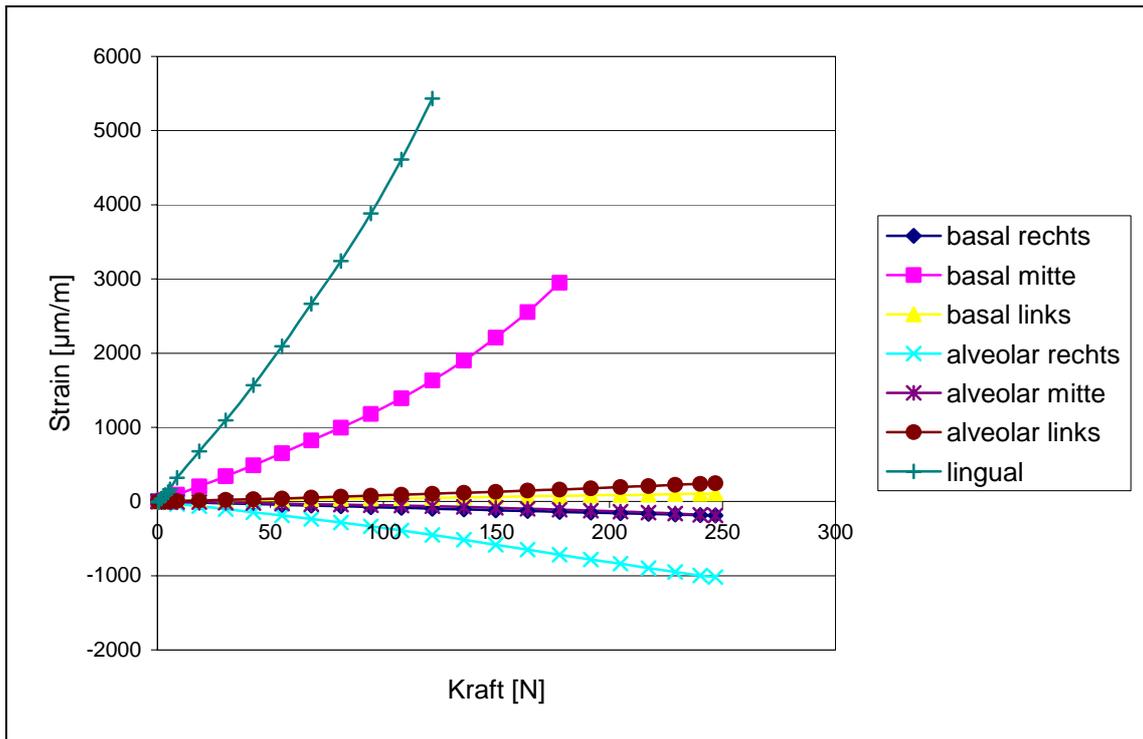


Abb.78 Kiefer F mit Miniplatten. Krafteinwirkung prämolare rechts.

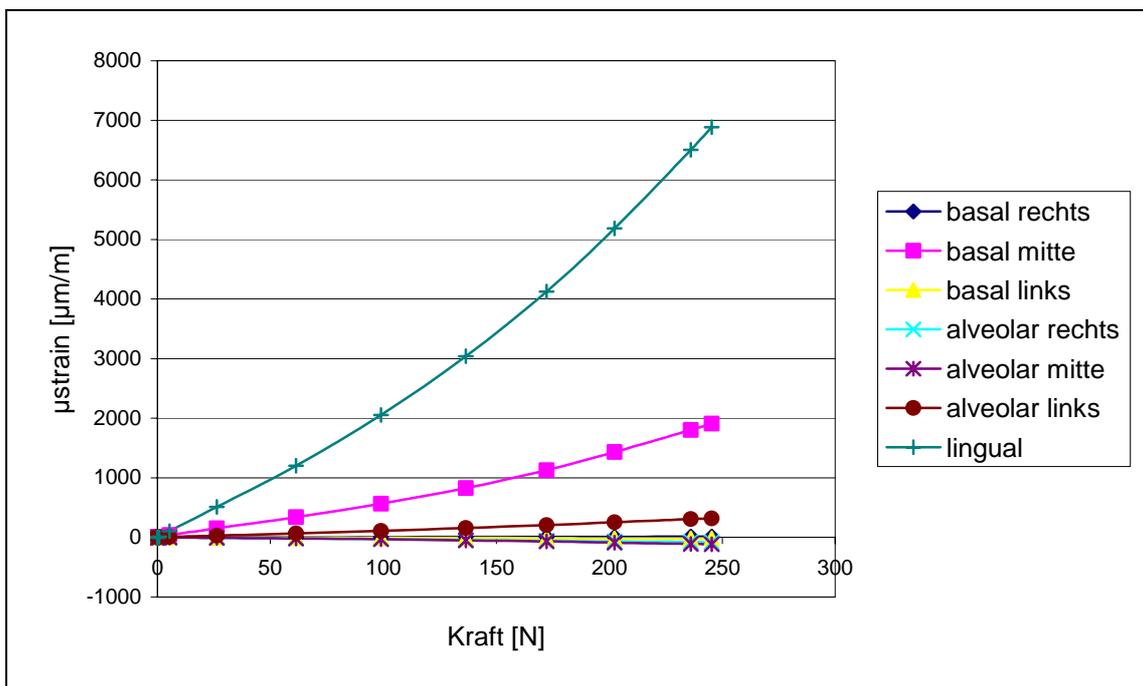


Abb.79 Kiefer F mit Miniplatten. Krafteinwirkung molar links.

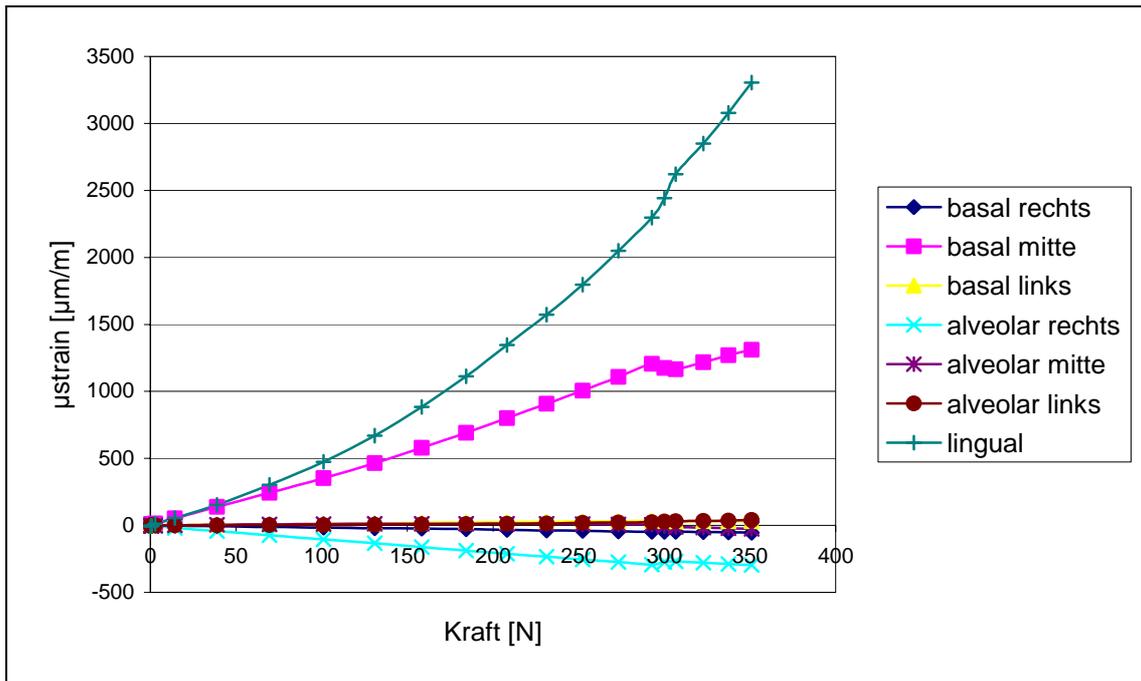


Abb.80 Kiefer F mit Miniplatten. Krafteinwirkung molar rechts.

7.4 3-D-Platten

7.4.1 Kiefer A (Korpusfraktur links): 3-D-Platte (ohne Kompressionslöcher)

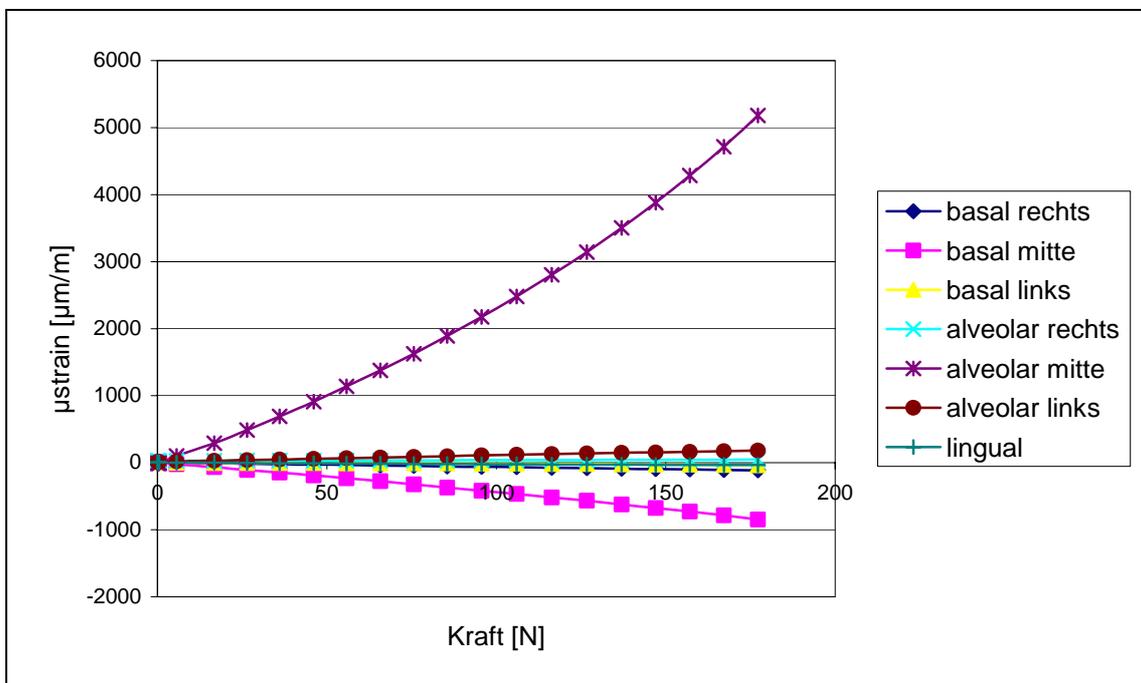


Abb.81 Kiefer A mit 3-D-Platte. Krafteinwirkung inzisal.

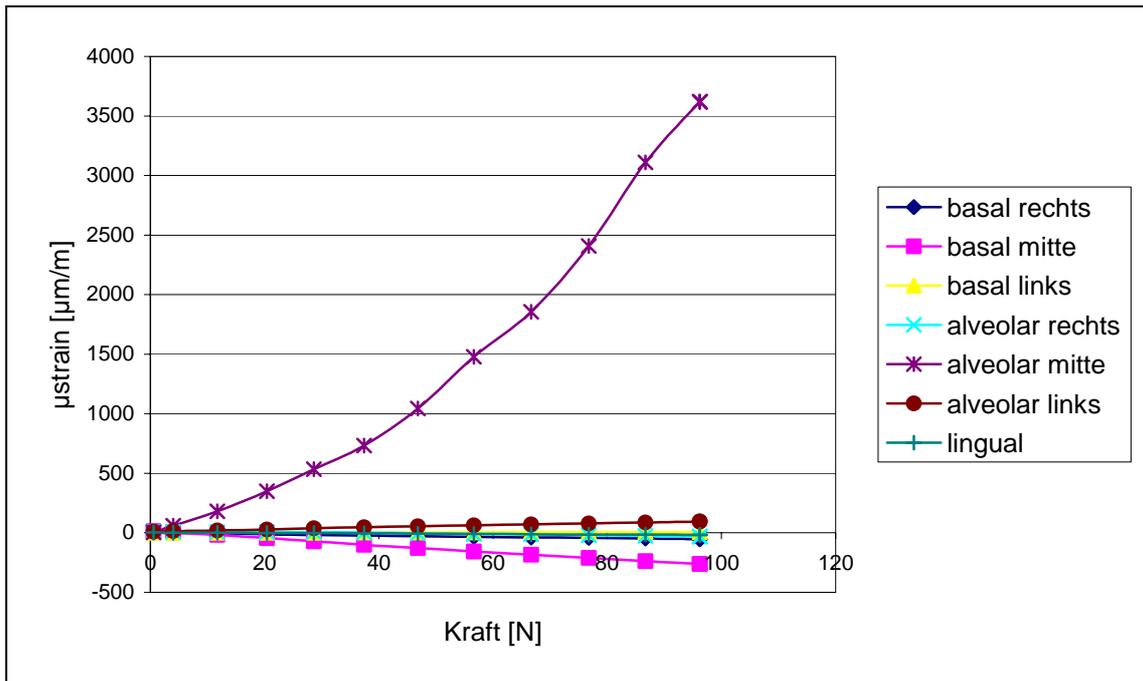


Abb.82 Kiefer A mit 3-D-Platte. Kraftereinwirkung prämolare links.

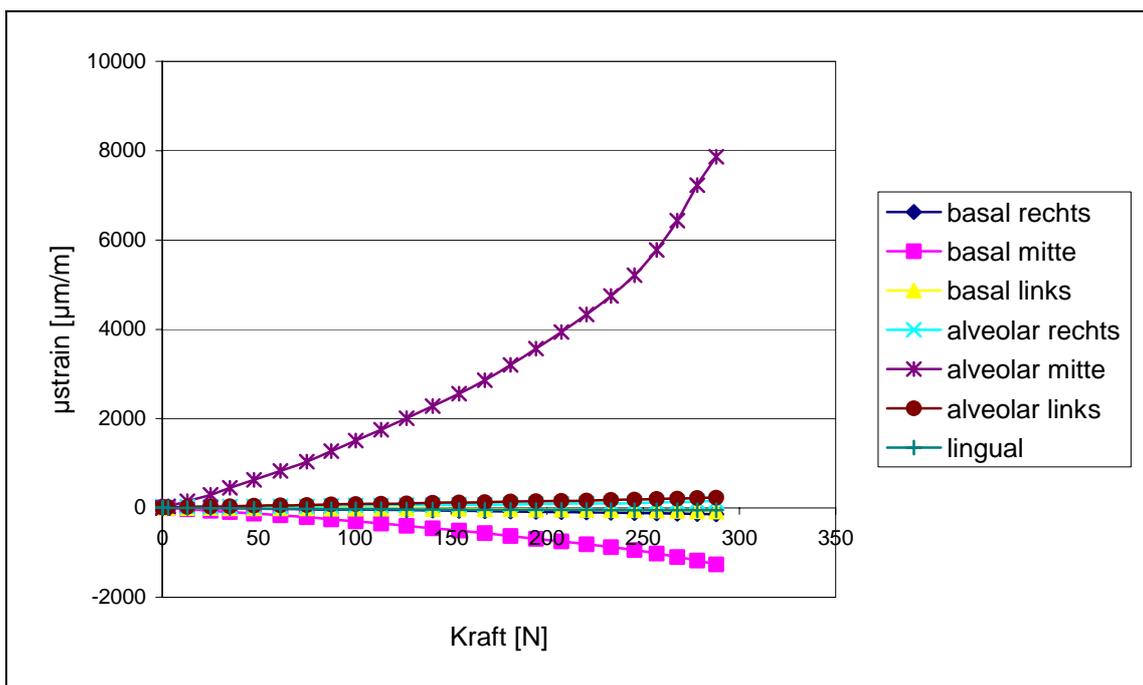


Abb.83 Kiefer A mit 3-D-Platte. Kraftereinwirkung prämolare rechts.

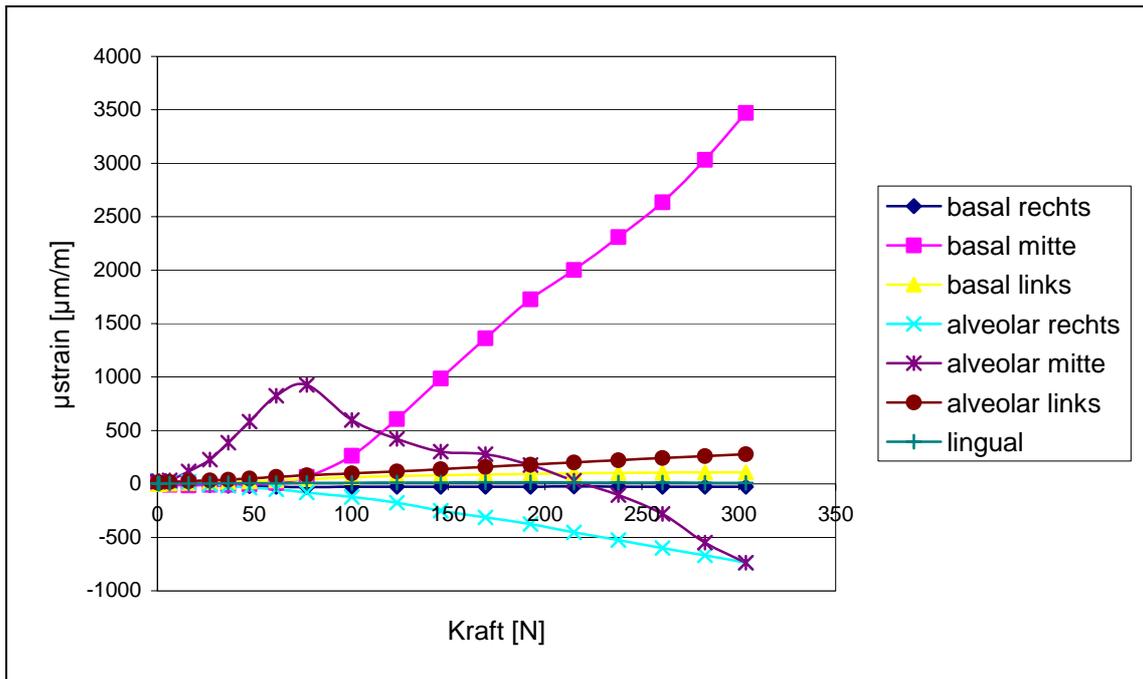


Abb.84 Kiefer A mit 3-D-Platte. Kräfteinwirkung molar links.

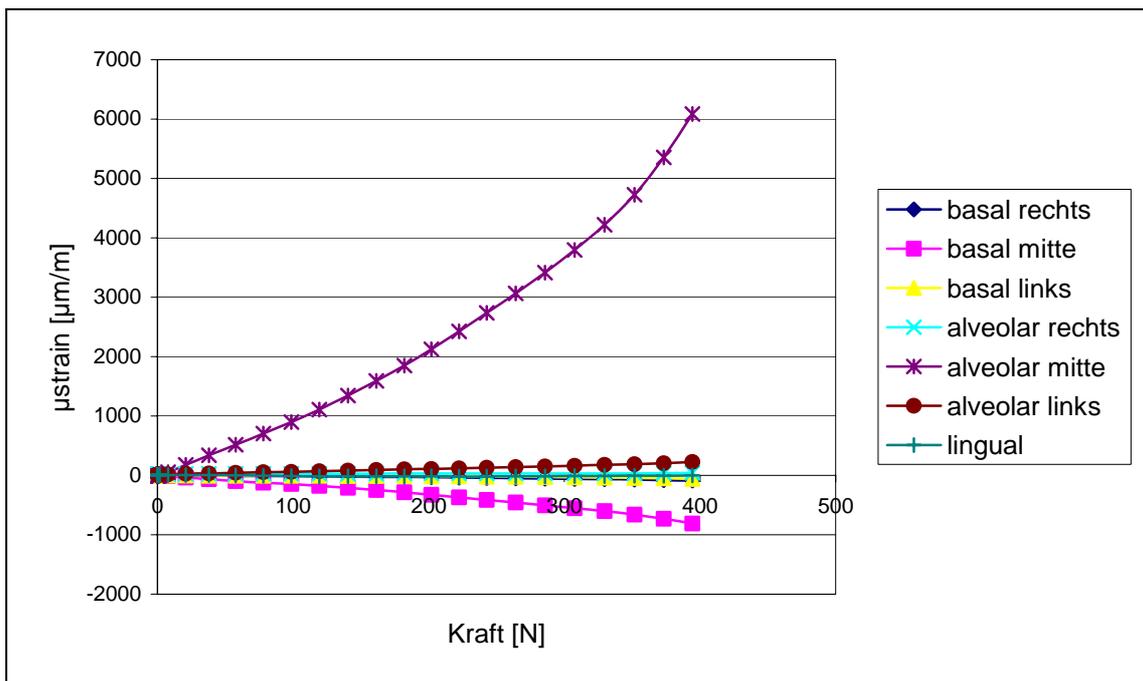


Abb.85 Kiefer A mit 3-D-Platte. Kräfteinwirkung molar rechts.

7.4.2 Kiefer B (Medianfraktur): 3-D-Platte

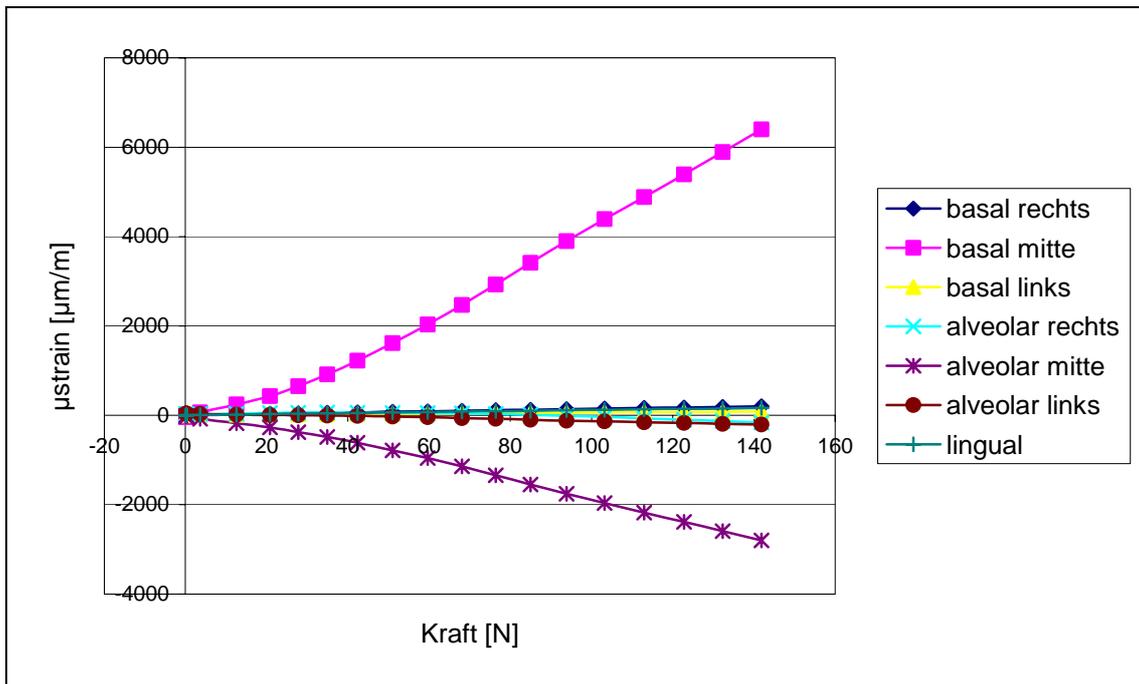


Abb.86 Kiefer B mit 3-D-Platte. Krafteinwirkung inzisal.

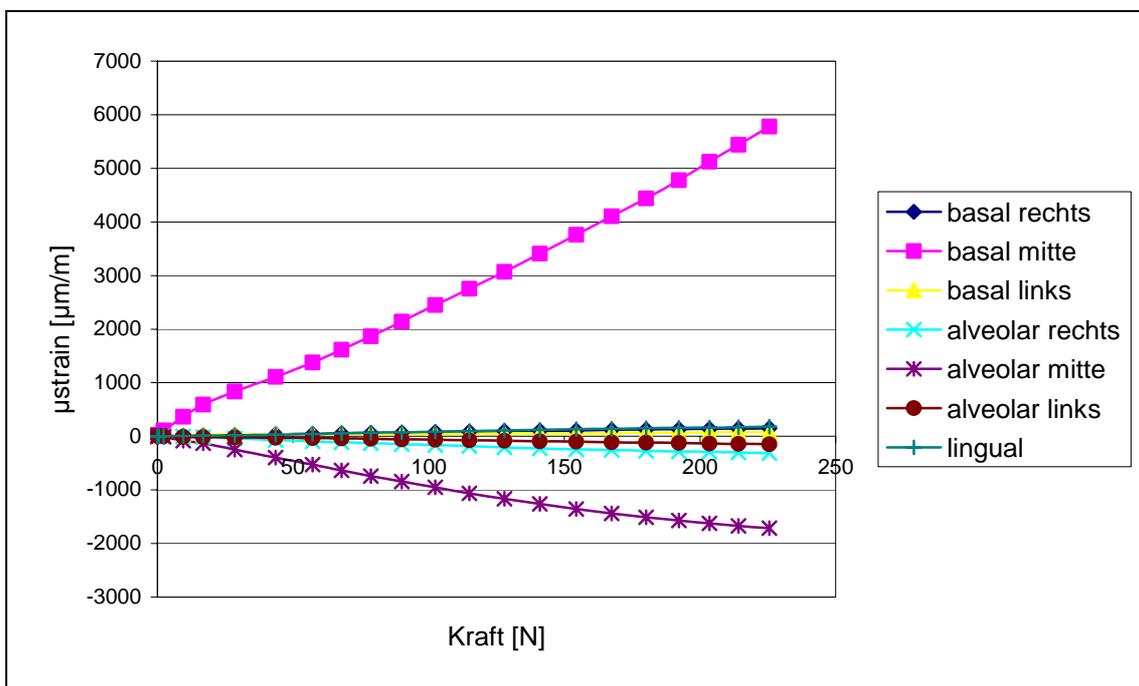


Abb.87 Kiefer B mit 3-D-Platte. Krafteinwirkung prämolare links.

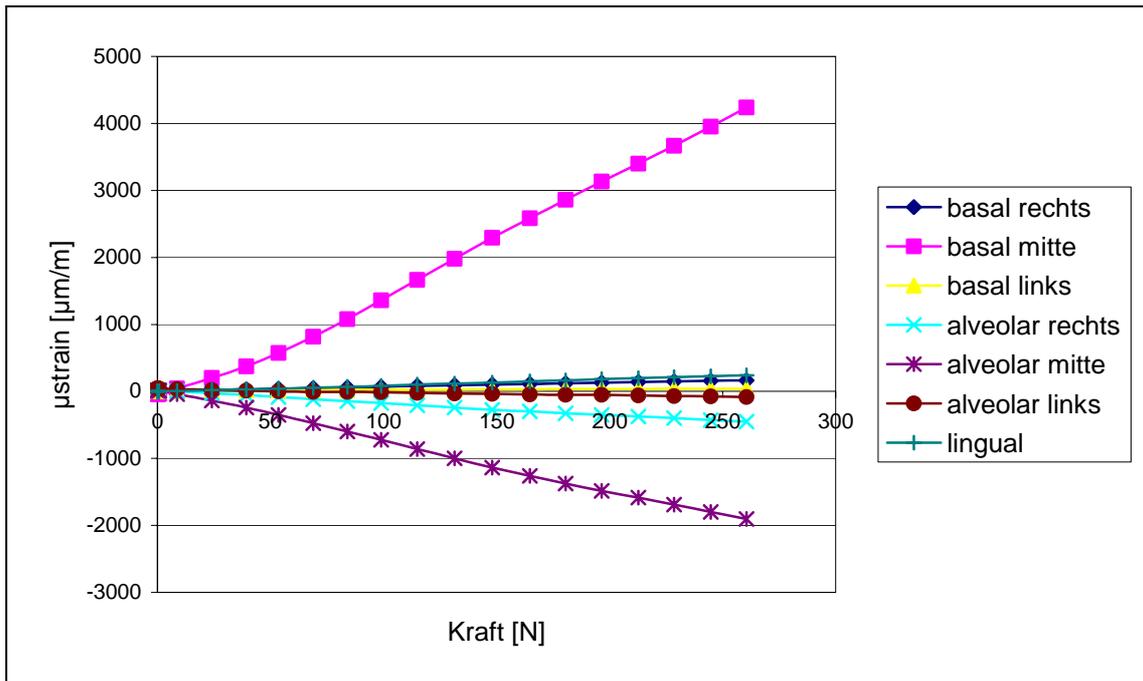


Abb.88 Kiefer **B** mit 3-D-Platte. Krafteinwirkung prämolare rechts.

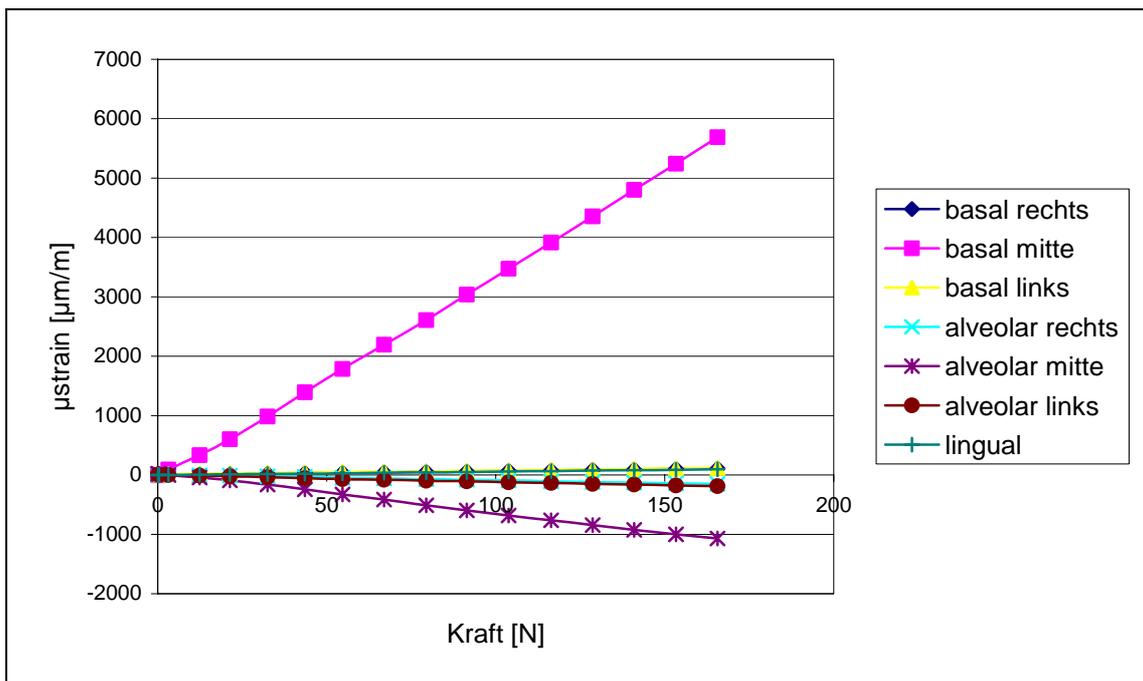


Abb.89 Kiefer **B** mit 3-D-Platte. Krafteinwirkung molare links.

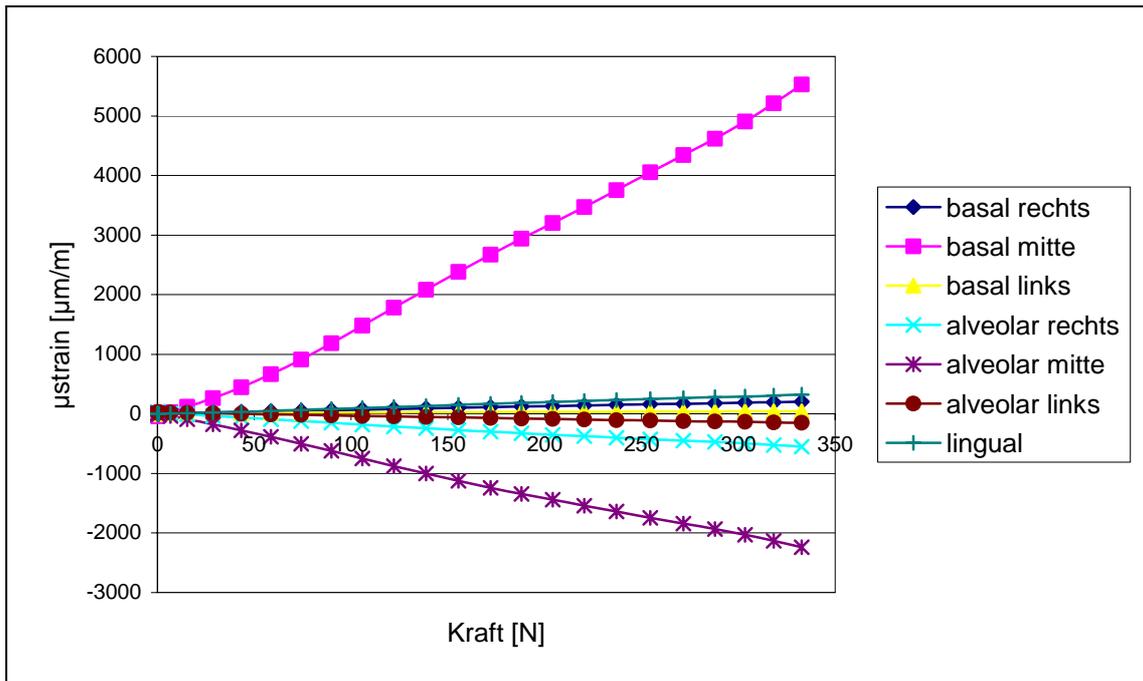


Abb.90 Kiefer **B** mit 3-D-Platte. Krafteinwirkung molar rechts.

7.4.3 Kiefer C (Paramedianfraktur rechts): 3-D-Platte (mit interfragmentärer Kompression)

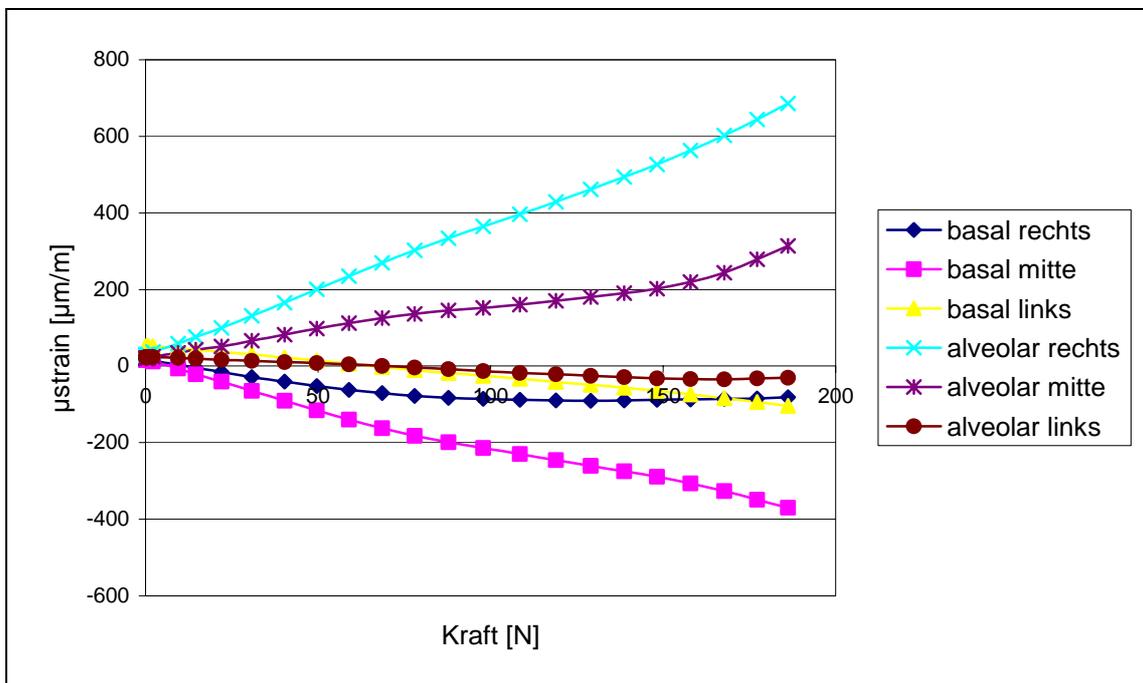


Abb.91 Kiefer **C** mit 3-D-Platte. Krafteinwirkung inzisal.

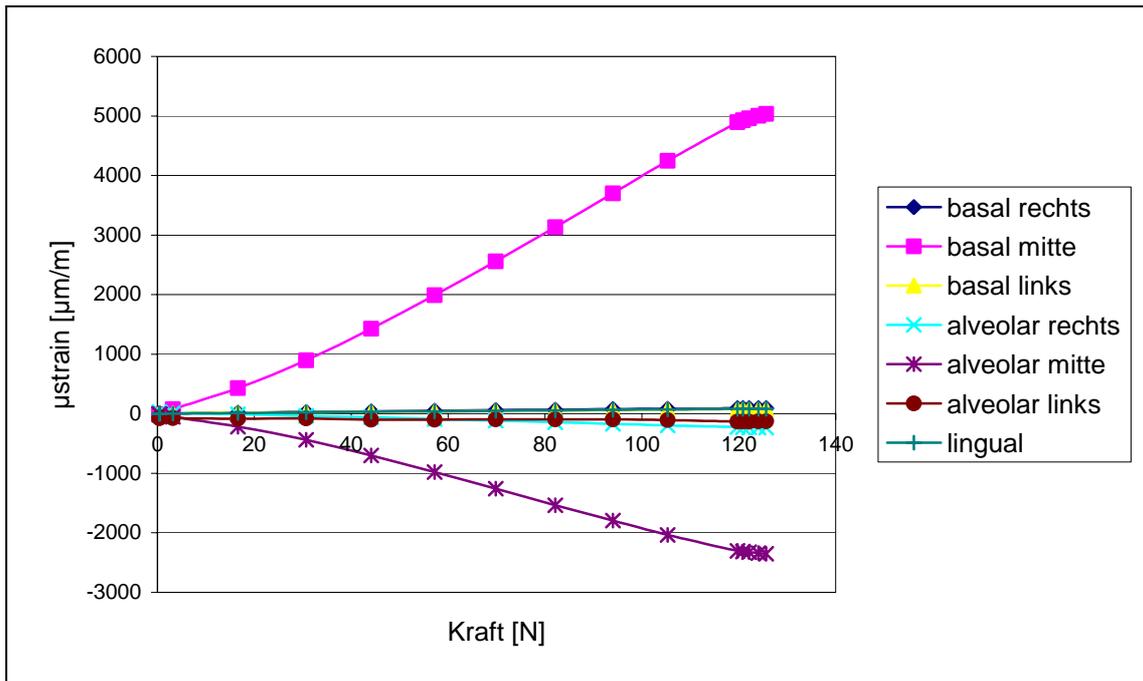


Abb.92 Kiefer C mit 3-D-Platte. Krafteinwirkung prämolare links.

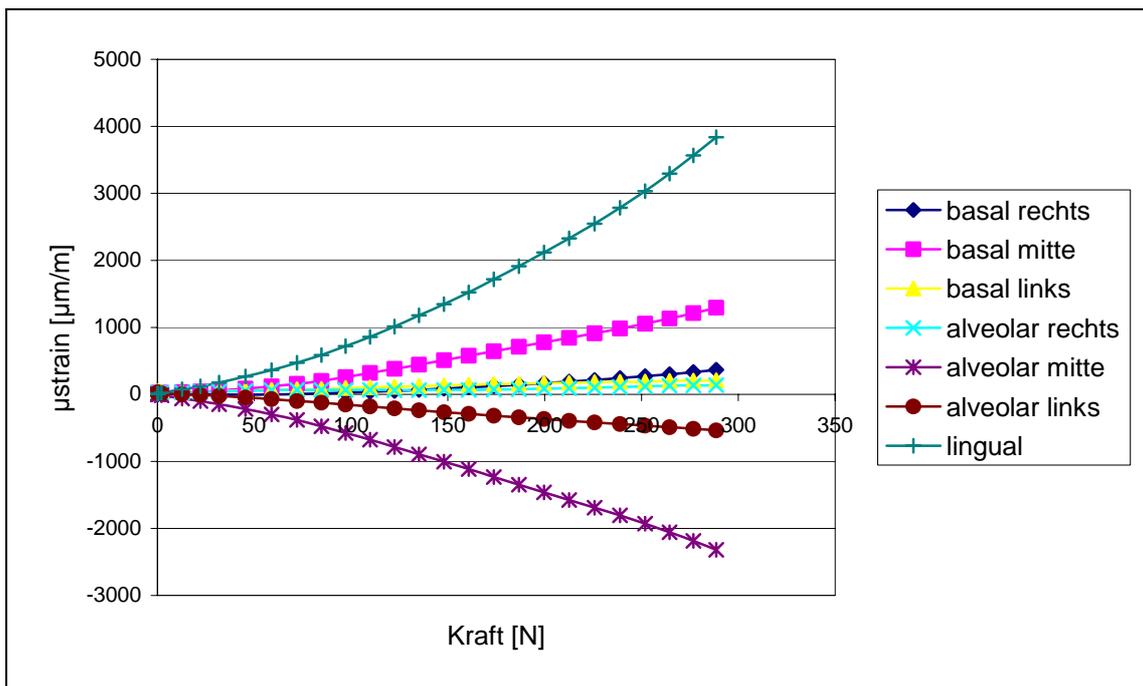


Abb.93 Kiefer C mit 3-D-Platte. Krafteinwirkung prämolare rechts.

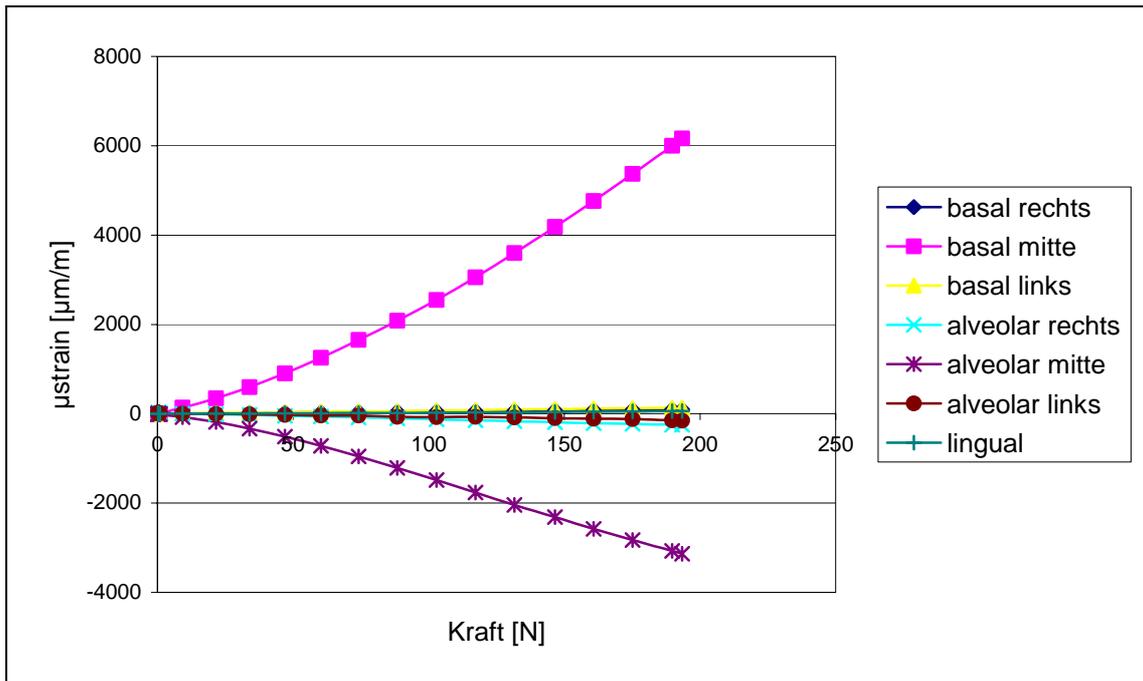


Abb.94 Kiefer C mit 3-D-Platte. Kraftereinwirkung molar links.

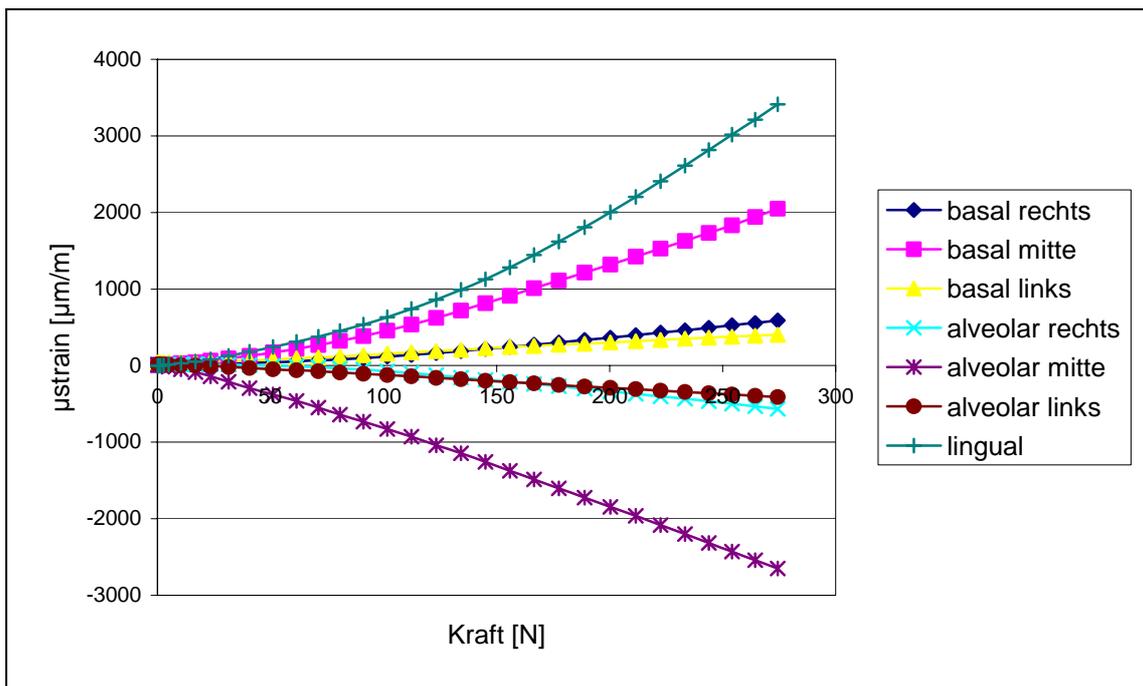


Abb.95 Kiefer C mit 3-D-Platte. Kraftereinwirkung molar rechts.

7.4.4 Kiefer E (Medianfraktur): 3-D-Platte (mit interfragmentärer Kompression)

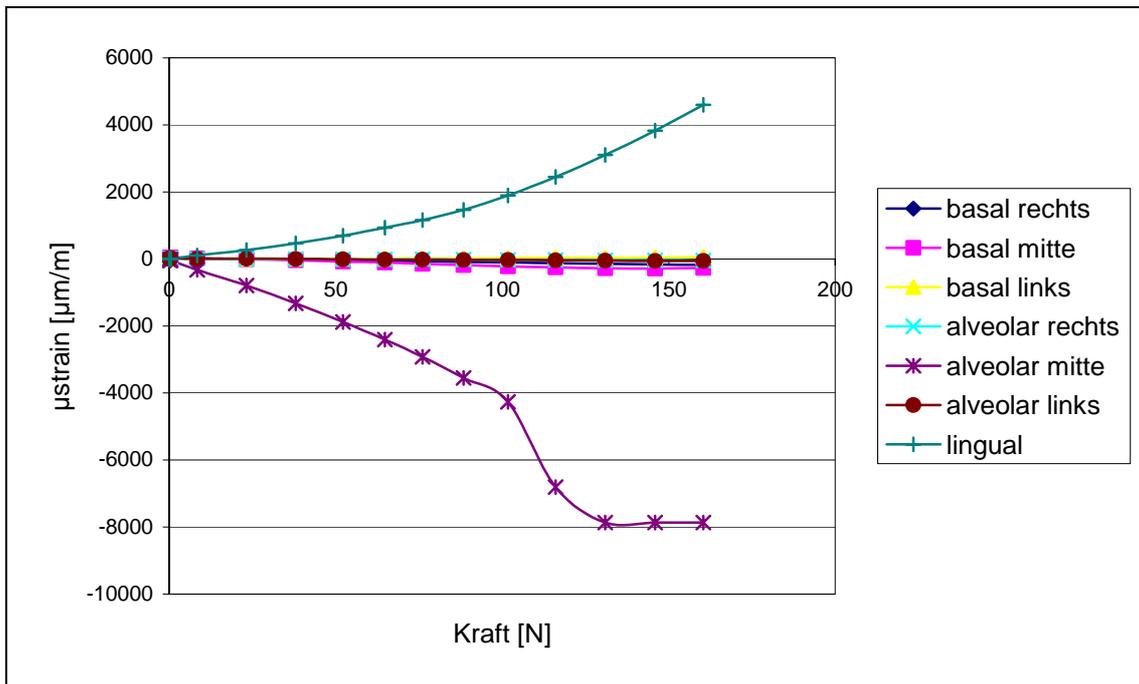


Abb.96 Kiefer E mit 3-D-Platte (4-Loch, 11 mm Schrauben). Krafteinwirkung inzisal.

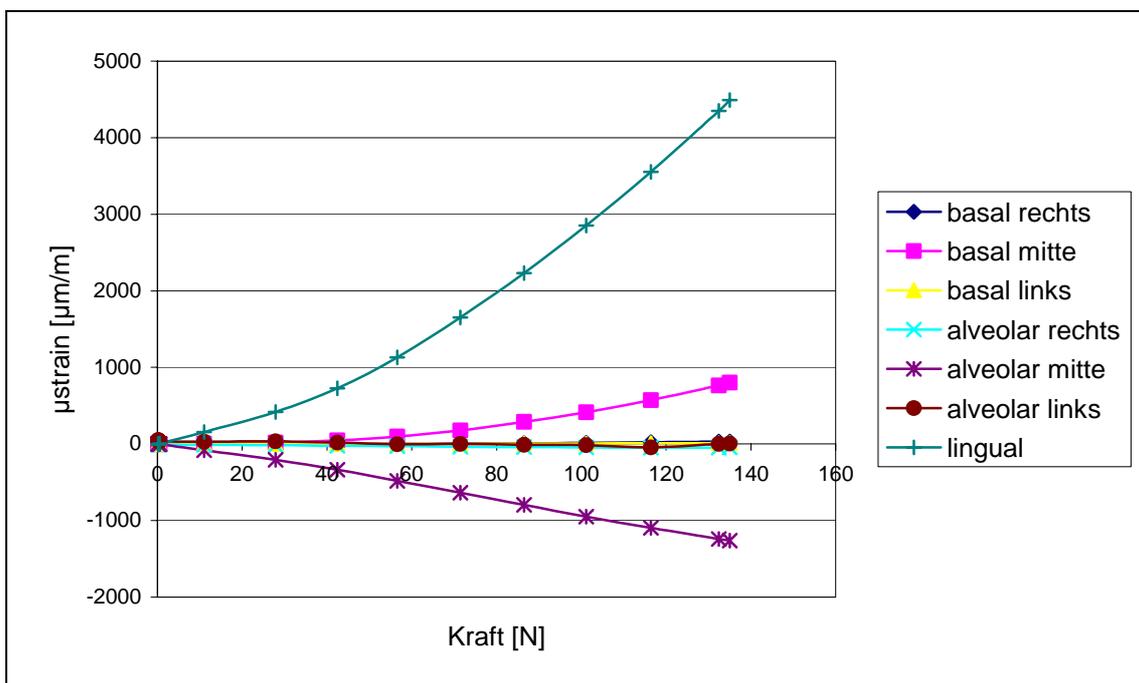


Abb.97 Kiefer E mit 3-D-Platte (4-Loch, 5 mm Schrauben). Krafteinwirkung inzisal.

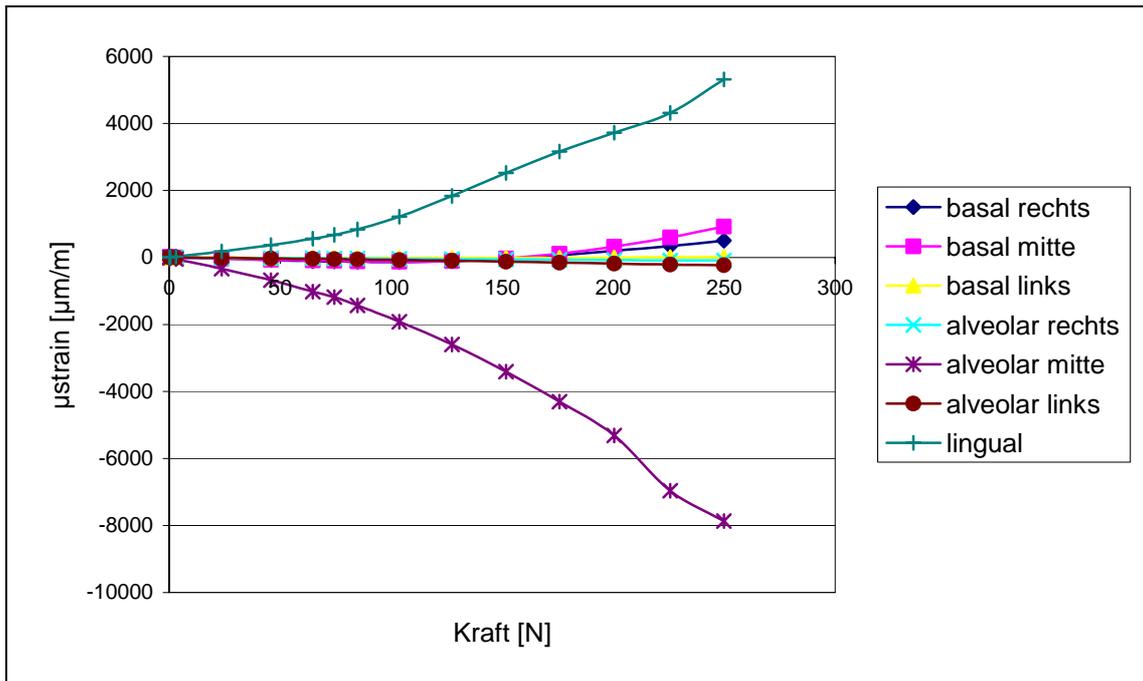


Abb.98 Kiefer E mit 3-D-Platte (4-Loch, 11 mm Schrauben). Krafteinwirkung prämolare links.

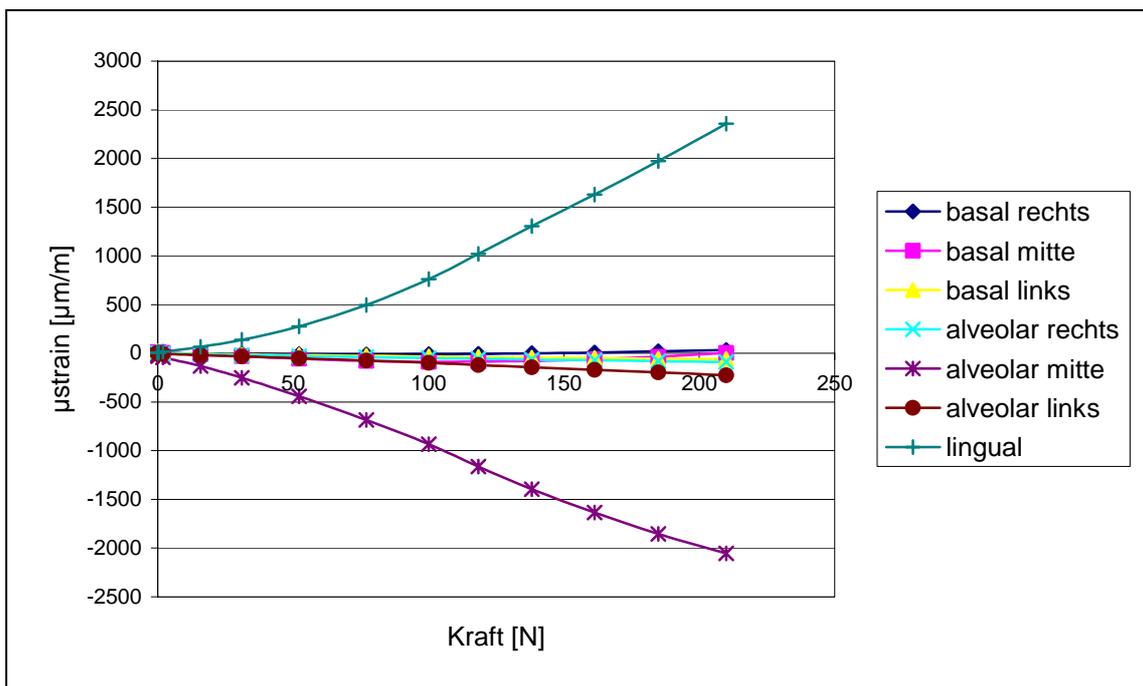


Abb.99 Kiefer E mit 3-D-Platte (4-Loch, 5 mm Schrauben). Krafteinwirkung prämolare links.

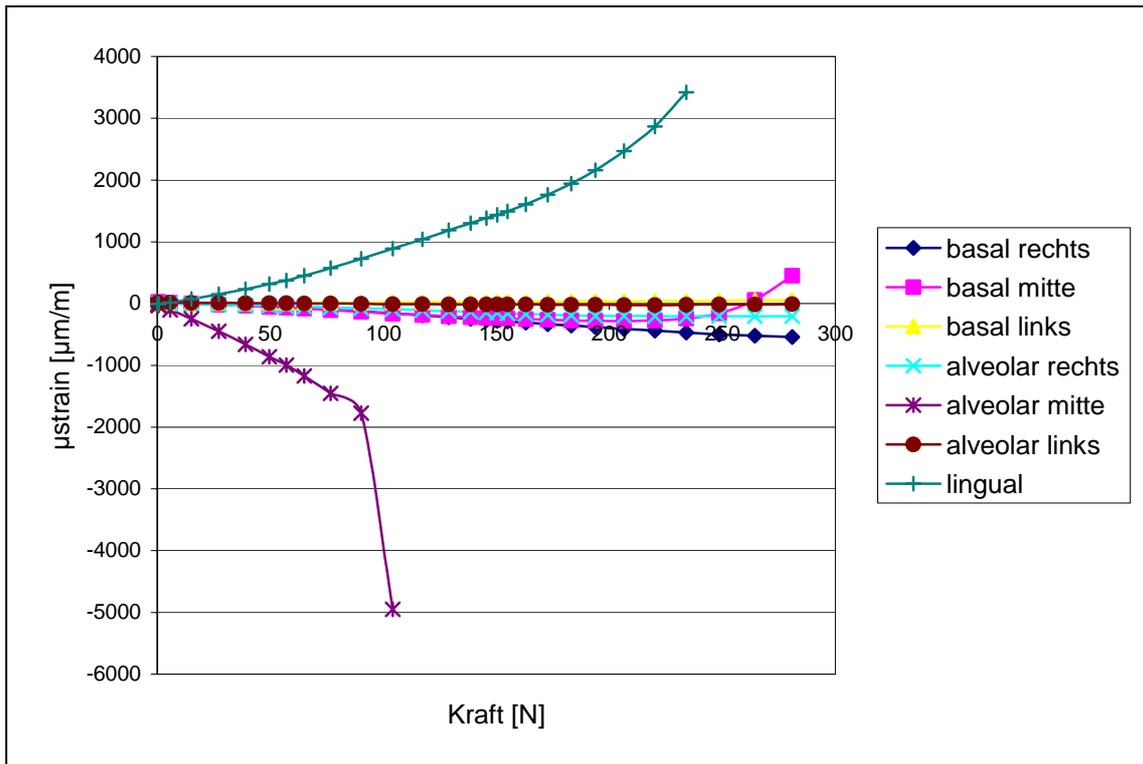


Abb.100 Kiefer E mit 3-D-Platte (4-Loch, 11 mm Schrauben). Krafteinwirkung prämolare rechts.

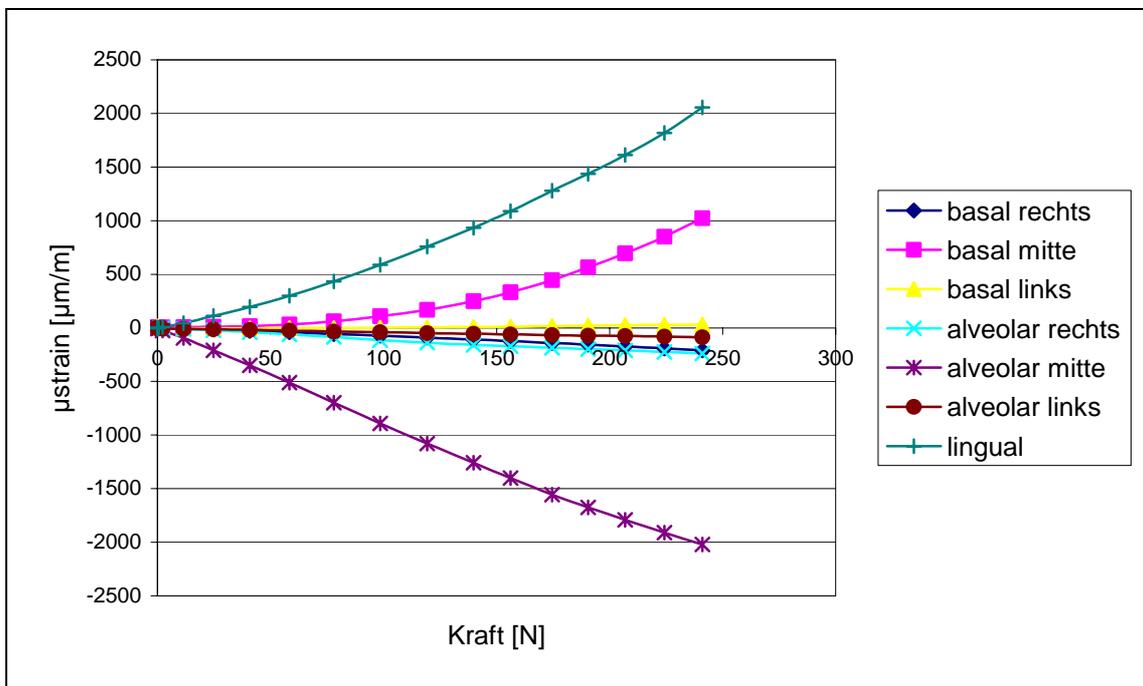


Abb.101 Kiefer E mit 3-D-Platte (4-Loch, 5 mm Schrauben). Krafteinwirkung prämolare rechts.

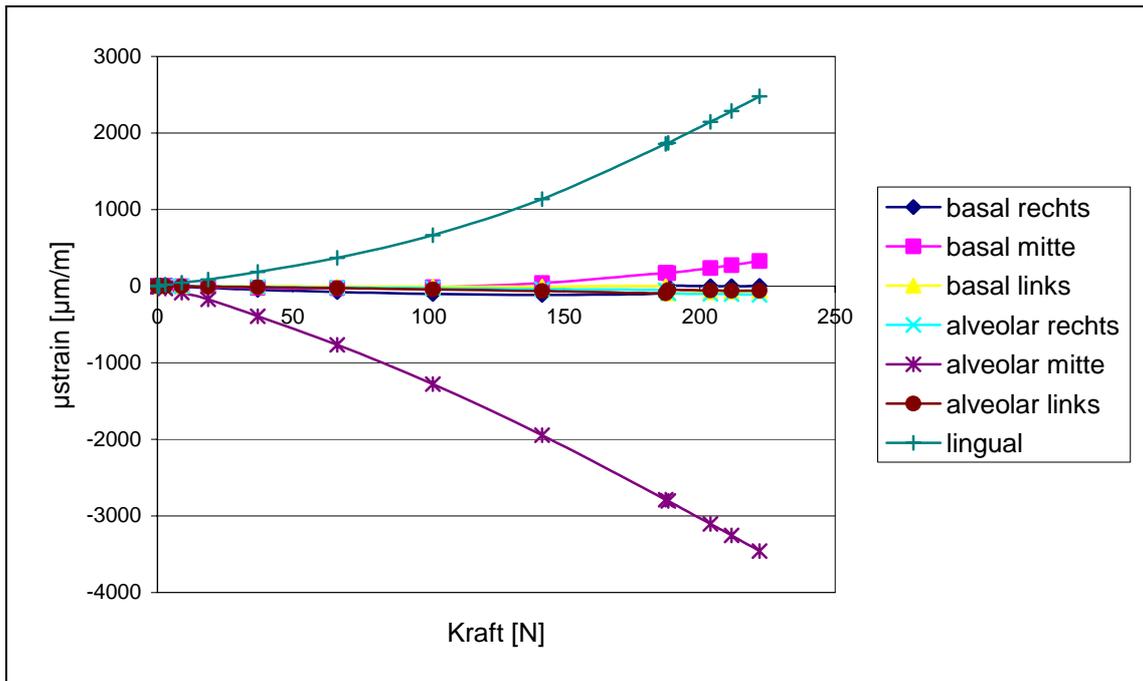


Abb. 102 Kiefer E mit 3-D-Platte (4-Loch, 11 mm Schrauben). Krafteinwirkung molar links.

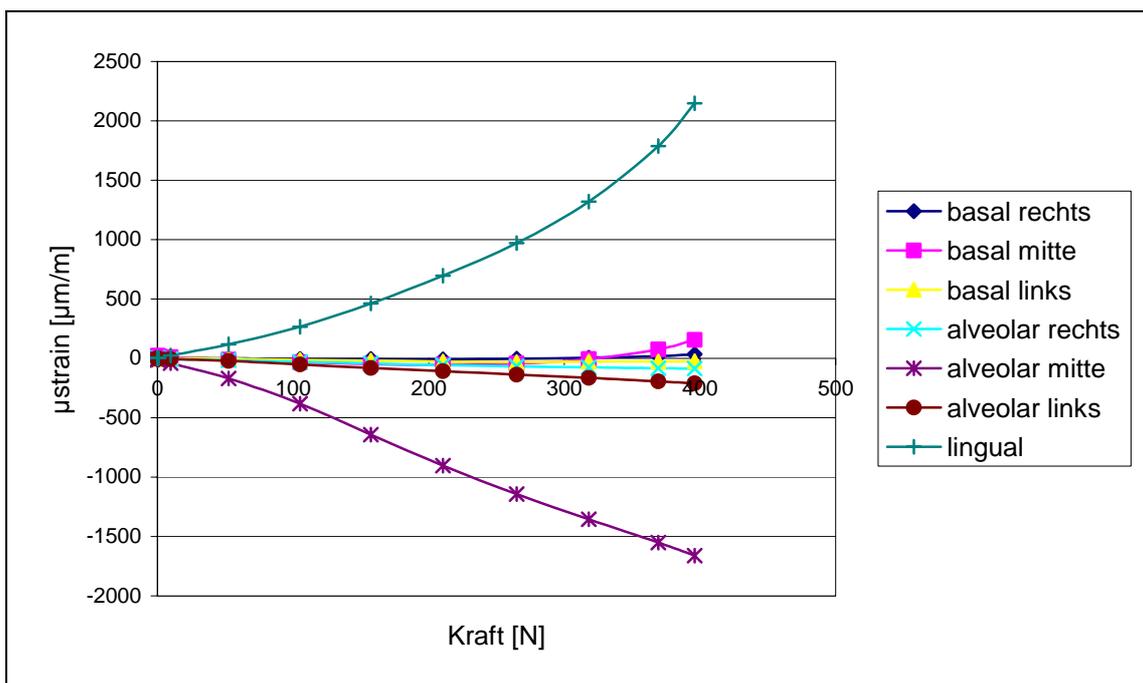


Abb. 103 Kiefer E mit 3-D-Platte (4-Loch, 5 mm Schrauben). Krafteinwirkung molar links.

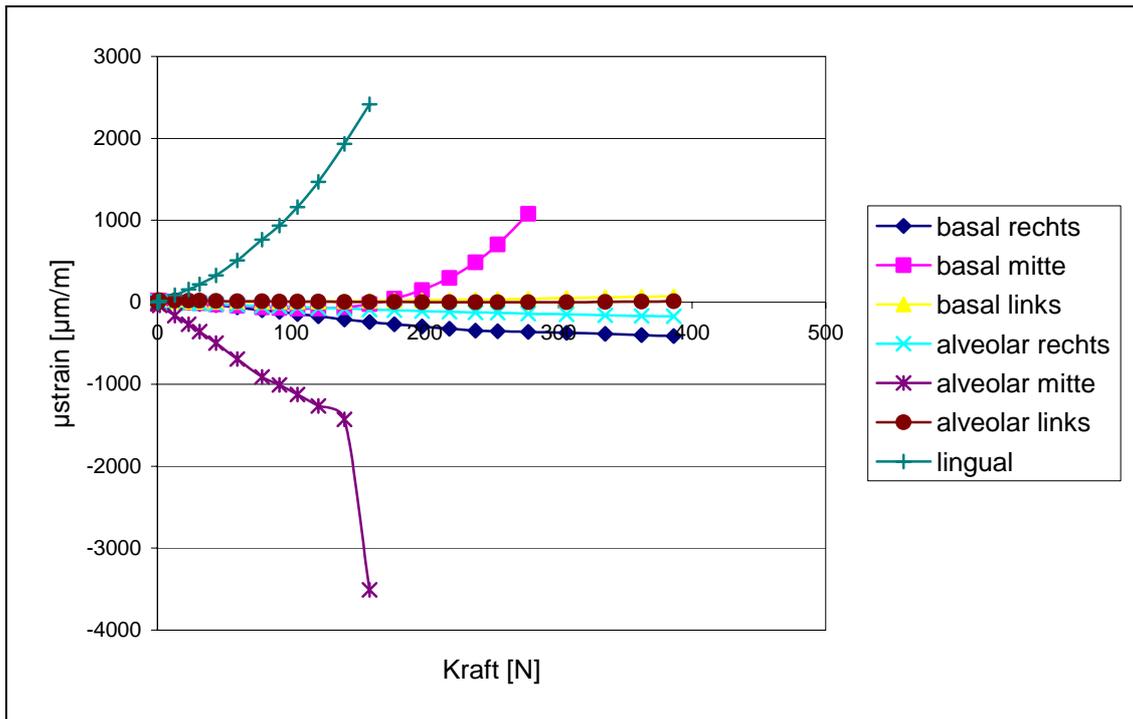


Abb.104 Kiefer E mit 3-D-Platte (4-Loch, 11 mm Schrauben). Krafteinwirkung molar rechts.

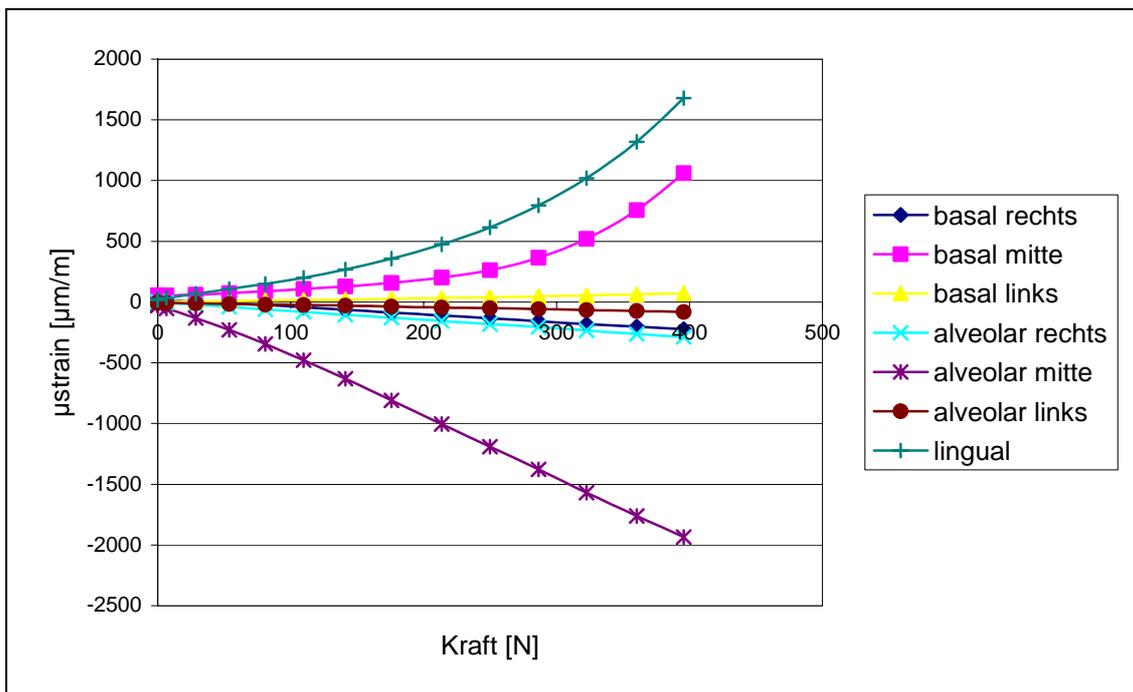


Abb.105 Kiefer E mit 3-D-Platte (4-Loch, 5 mm Schrauben). Krafteinwirkung molar rechts.

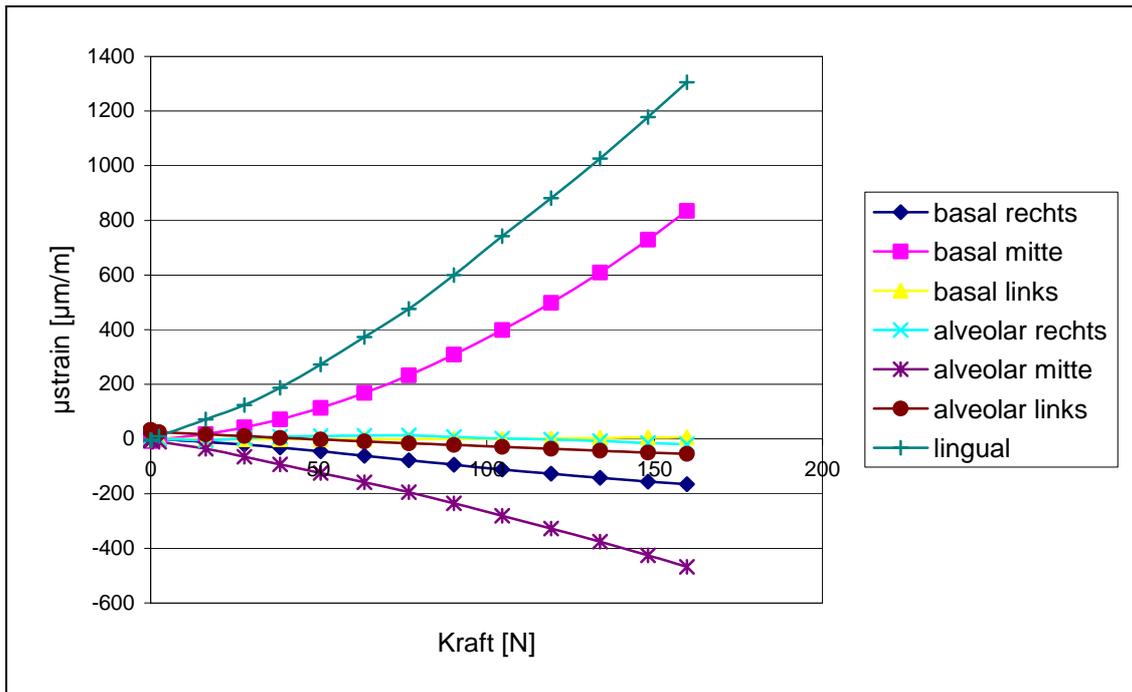


Abb.106 Kiefer E mit 3-D-Platte (8-Loch, 11 mm Schrauben). Kräfteinwirkung inzisal.

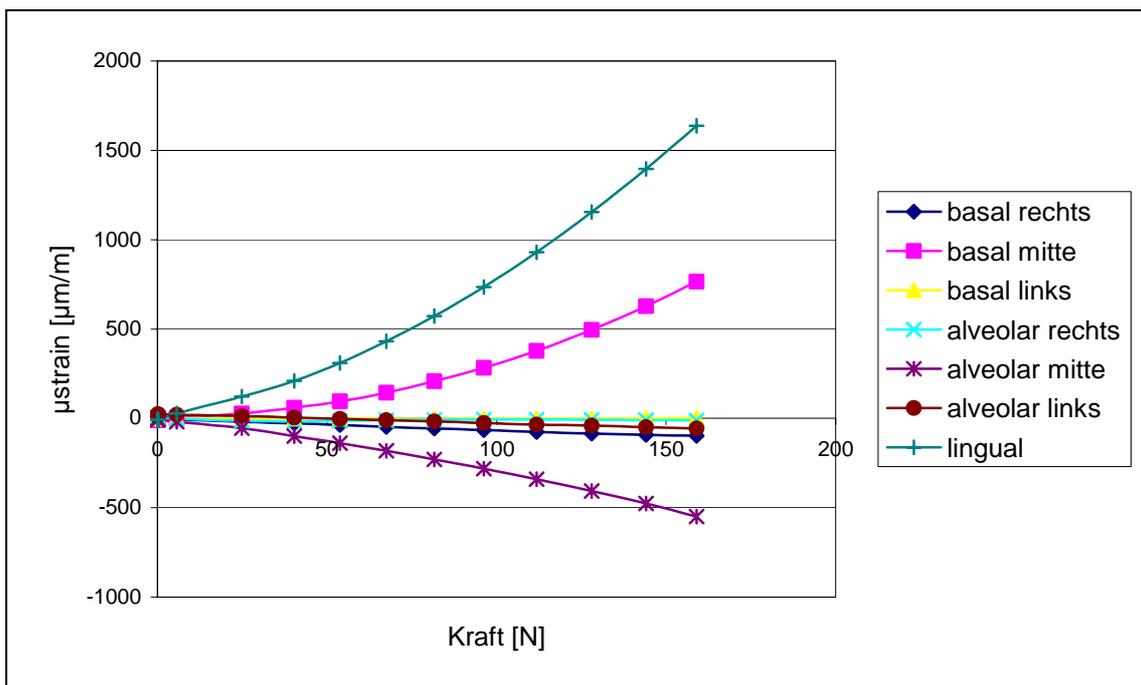


Abb.107 Kiefer E mit 3-D-Platte (8-Loch, 5 mm Schrauben). Kräfteinwirkung inzisal.

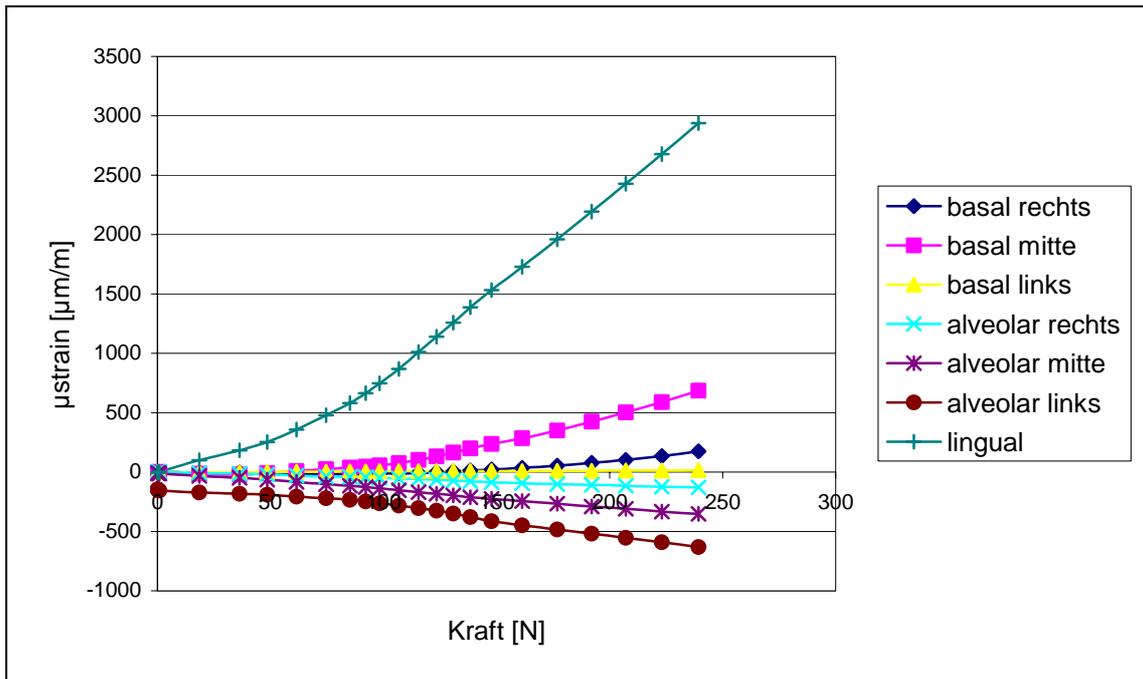


Abb.108 Kiefer E mit 3-D-Platte (8-Loch, 11 mm Schrauben). Krafteinwirkung prämolare links.

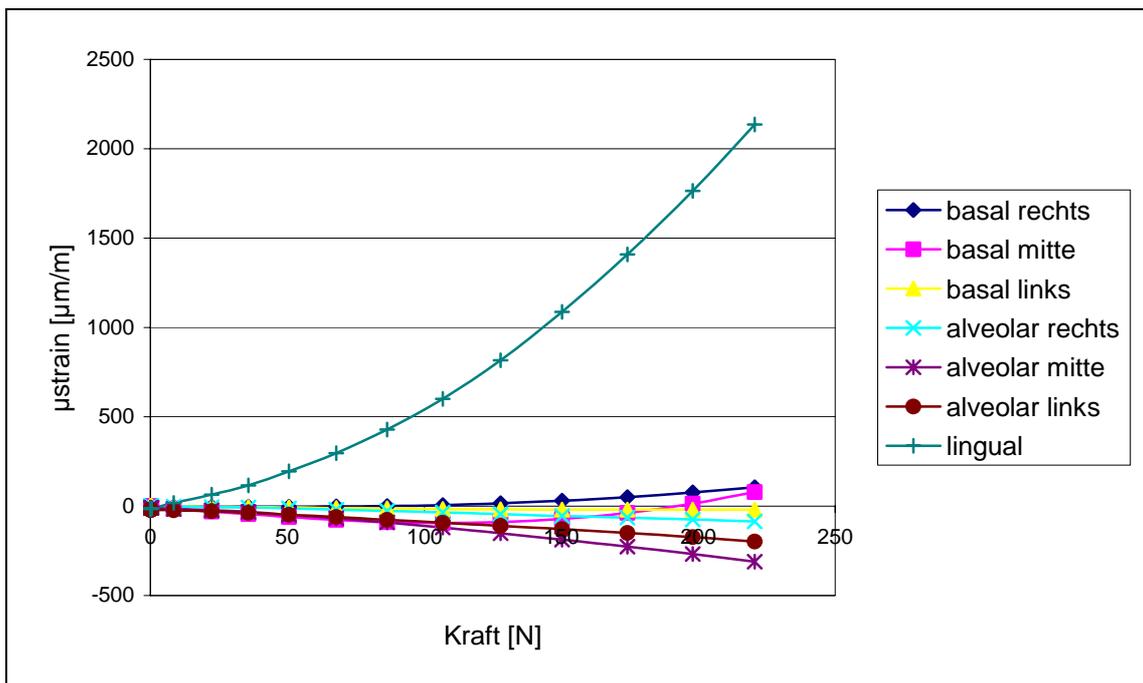


Abb.109 Kiefer E mit 3-D-Platte (8-Loch, 5 mm Schrauben). Krafteinwirkung prämolare links.

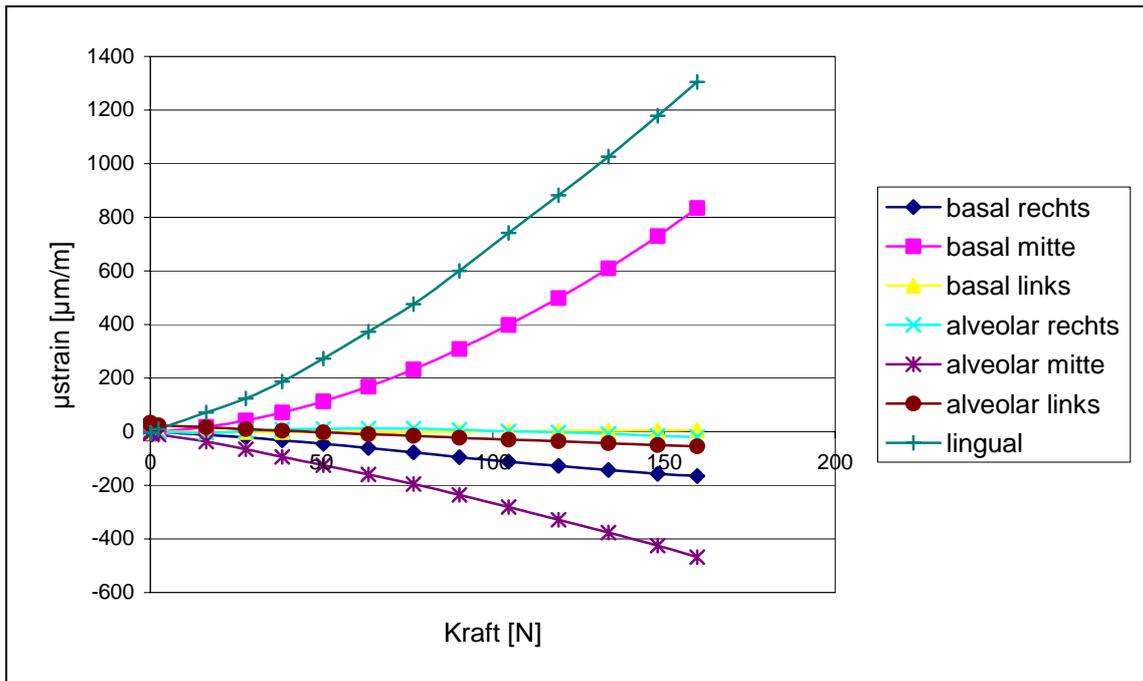


Abb. 110: Kiefer E mit 3-D-Platte (8-Loch, 11 mm Schrauben). Krafteinwirkung prämolare rechts.

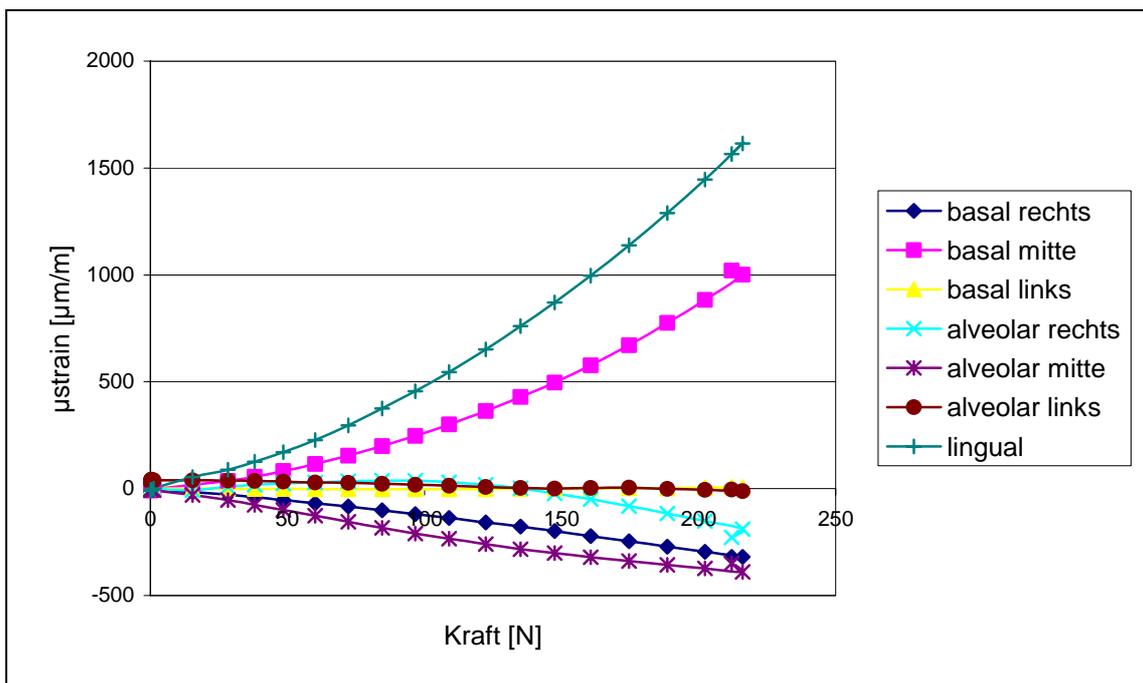


Abb. 111: Kiefer E mit 3-D-Platte (8-Loch, 5 mm Schrauben). Krafteinwirkung prämolare rechts.

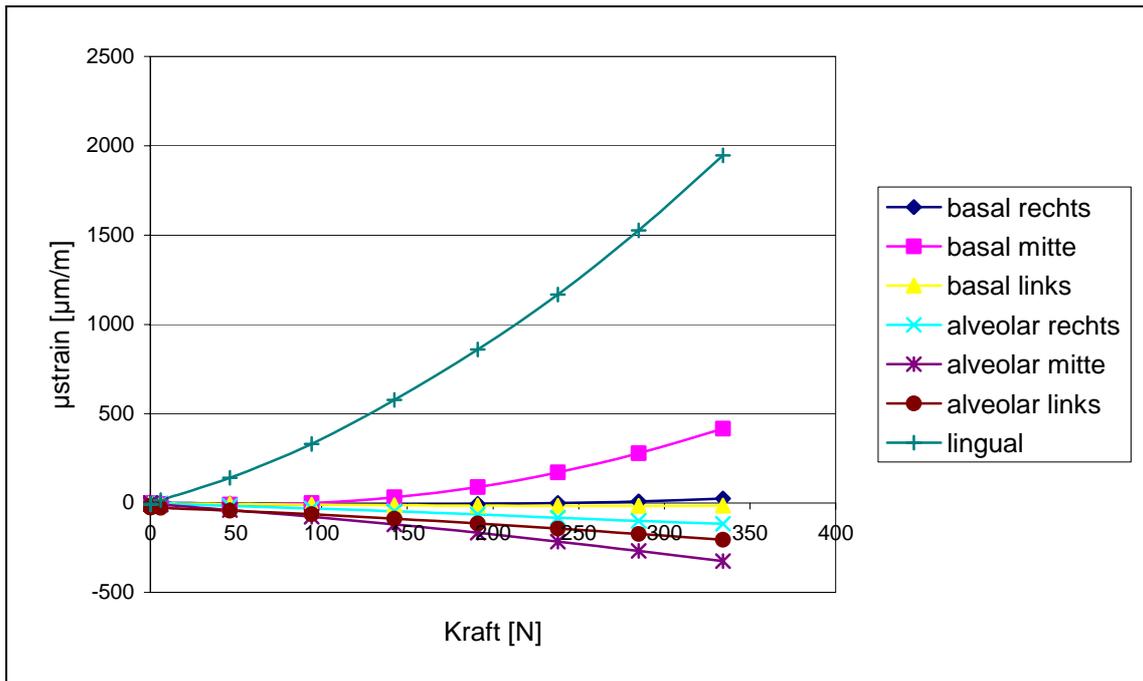


Abb.112 Kiefer E mit 3-D-Platte (8-Loch, 11 mm Schrauben). Krafteinwirkung molar links.

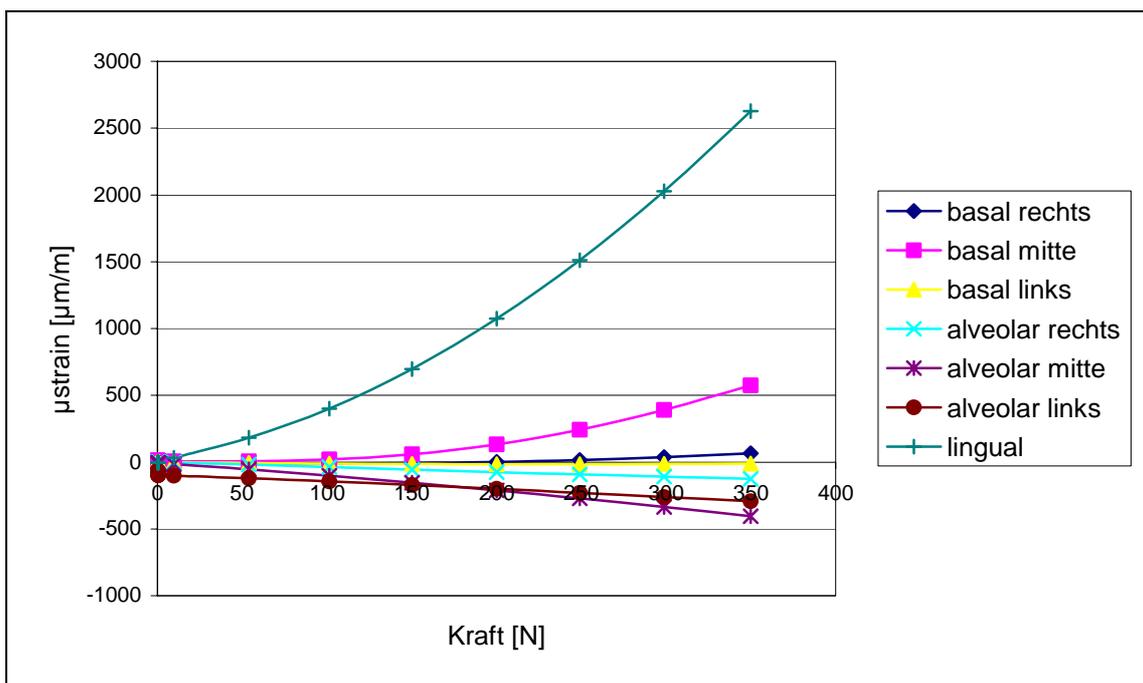


Abb.113 Kiefer E mit 3-D-Platte (8-Loch, 5 mm Schrauben). Krafteinwirkung molar links.

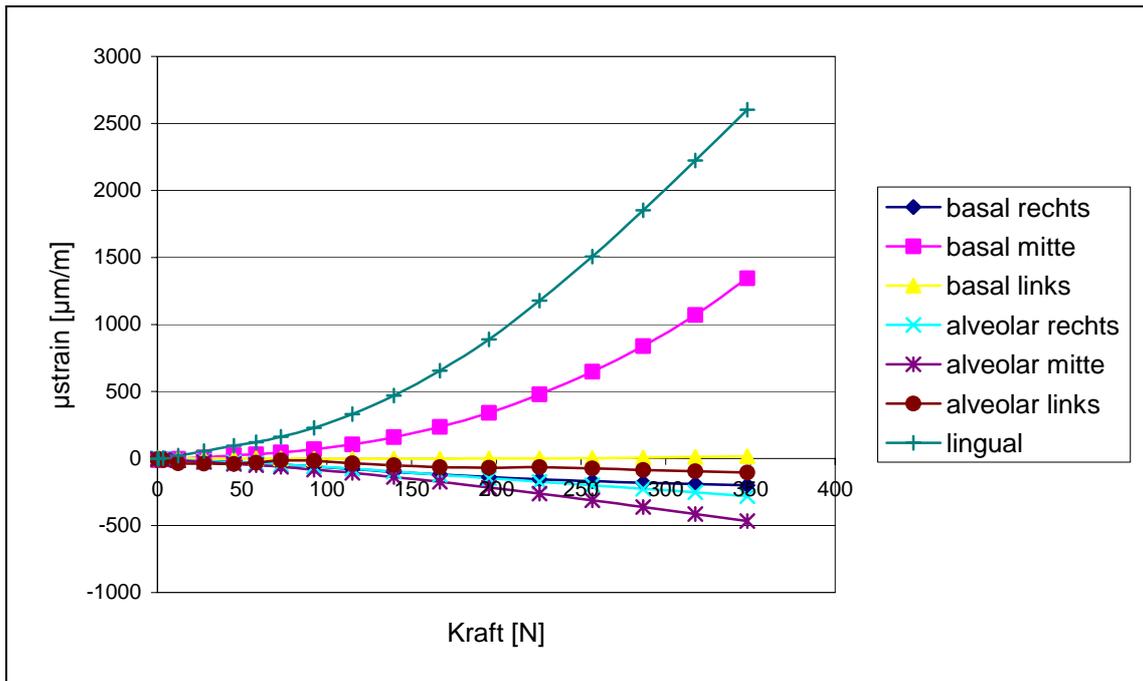


Abb.114 Kiefer E mit 3-D-Platte (8-Loch, 11 mm Schrauben). Krafteinwirkung molar rechts.

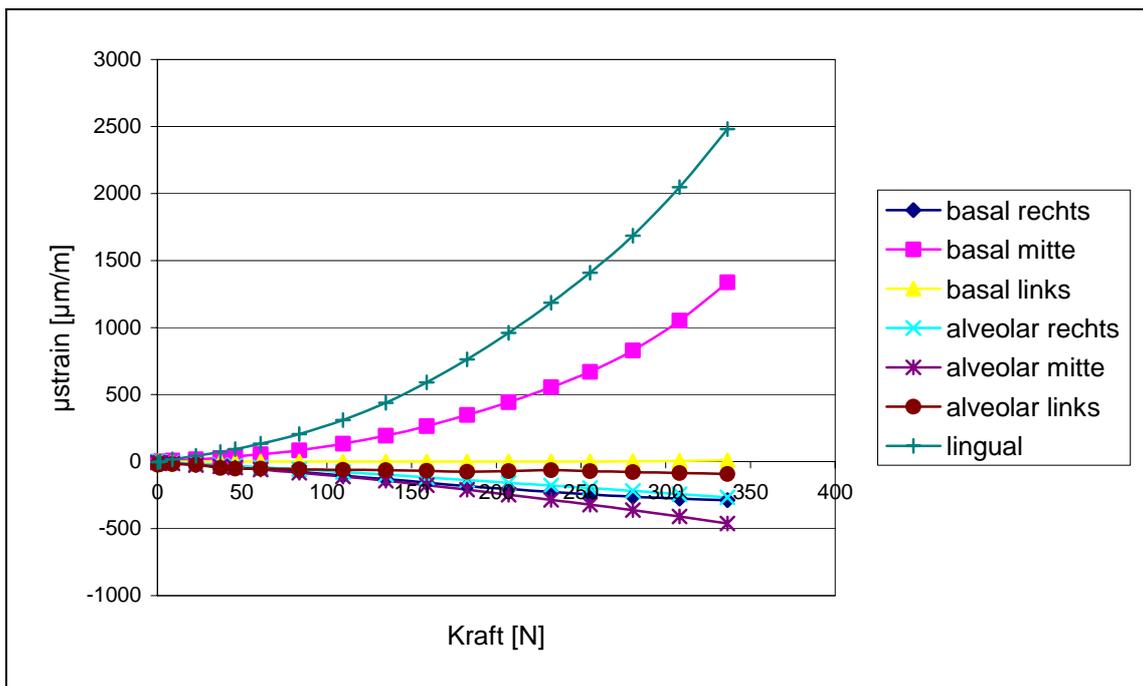


Abb. 115 Kiefer E mit 3-D-Platte (8-Loch, 5 mm Schrauben). Krafteinwirkung molar rechts.

8 Danksagung

Für die Überlassung des Themas danke ich Herrn Prof. Dr.med. Dr.med.dent. Dr.h.c. Joos und Herrn Prof. Dr.med. Dr.med.dent. J. Piffkò. Zudem ist ihre Mitwirkung entscheidend für die Durchführung und den Erfolg der Arbeit verantwortlich. Insbesondere durch Bereitstellung der Materialien sowie die Osteosynthese der verwendeten Unterkieferpräparate.

Meiner Mutter und Uli danke ich besonders. Sie haben mich stets in allen Lagen unterstützt und immer bei der Arbeit ermutigt.

Christian Homann danke ich für die gute Zusammenarbeit im Labor.

Frau Goldbeck hat mit scharfem Blick Korrektur gelesen, auch dafür – last not least – vielen Dank.