

Aus der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Tübingen

Abteilung Poliklinik für Kieferorthopädie

Über den Zusammenhang zwischen Eindrehmoment und
Gewindedesign kieferorthopädischer Miniimplantate mit
Bezug auf deren Primärstabilität

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen

vorgelegt von

Seung-Woo Yoo

2020

Dekan: Professor Dr. B. Pichler
1. Berichterstatter: Professor Dr. Dr. G. Göz
2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. F. Hüttig

Tag der Disputation: 21.09.2020

INHALTSVERZEICHNIS

Inhaltsverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis	IV
Tabellenverzeichnis	VIII
1 Einleitung	1
1.1 Einführung.....	1
1.1.1 Die Kieferorthopädische Zahnbewegung	1
1.1.2 Verankerung	2
1.1.3 Maximale Verankerung durch skelettale Verankerungselemente	3
1.1.4 Das kieferorthopädische Miniimplantat	4
1.1.5 Die Primärstabilität.....	6
1.2 Fragestellung	7
1.3 Literatur mit ähnlicher Fragestellung	7
1.4 Notwendigkeit.....	8
1.5 Zielsetzung.....	9
2 Material und Methode.....	10
2.1 Die Miniimplantate.....	10
2.2 Synthetisches Knochensimulationsmaterial	11
2.3 Knochen	12
2.4 Messgerät	12
2.4.1 Aufbau für das Messen des Eindrehmomentes	12
2.4.2 Aufbau für das Messen der Ausreißkraft.....	14
2.5 Messung der Eindrehmomente	16
2.5.1 Eindrehen in Knochensimulationsmaterial	16
2.5.2 Eindrehen in die Knochenblöcke	16

2.6 Ausreißversuche	18
2.7 Statistik	19
3 Ergebnisse	21
3.1 Messung der Eindrehmomente	21
3.1.1 BENEfit®	21
3.1.2 Dual Top™	24
3.1.3 tomas®-Pin	27
3.1.4 Yesanchor®	29
3.2 Messung der Ausreißkräfte	32
3.2.1 BENEfit®	33
3.2.2 Dual Top™	35
3.2.3 tomas®-Pin	37
3.2.4 Yesanchor®	40
3.3 Vergleich der Miniimplantate in synthetischem Knochenmaterial.....	42
3.3.1 Die maximalen Eindrehmomente (MIT) in Sawbones®-Blöcke	42
3.3.2 Die maximalen Ausreißkräfte (Max F) aus Sawbones®-Blöcke	43
3.3.3 Korrelation zwischen Eindrehmoment und Ausreißkraft	43
3.4 Vergleich der Miniimplantate in Schweinebeckenkamm	44
3.4.1 Die maximalen Eindrehmomente (MIT) in Schweinebeckenkamm ...	44
3.4.2 Die maximalen Ausreißkräfte (Max F) aus Schweinebeckenkamm ..	45
3.4.3 Korrelation zwischen Eindrehmoment und Ausreißkraft	46
4 Diskussion	48
4.1 Versuchsaufbau	48
4.1.1 Messung der Primärstabilität	48
4.1.2 Einflussfaktoren auf die Messung	50
4.1.3 Aufbau der Eindrehversuche	53

4.1.4 Aufbau der Ausreißversuche	55
4.1.5 Vergleich der Versuchsaufbauten	56
4.2 Vergleich der Ergebnisse	56
4.2.1 Vergleich der Miniimplantate.....	56
4.2.2 Vergleich der Medien	59
4.3 Grenzen der Studie	60
4.3.1 Optimierung des Versuchsaufbaus beim Eindrehen.....	60
4.3.2 Gewindegeometrie.....	60
4.3.3. Begrenzte klinische Relevanz.....	60
4.4 Schlussfolgerung.....	61
5 Zusammenfassung.....	62
6 Literaturverzeichnis	64
7 Erklärung zum Eigenanteil	72
8 Danksagung.....	73
9 Lebenslauf	74

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1. Dehnungsverhältnisse des Alveolarknochens bei horizontaler Knochenbelastung (Bild aus: <i>Die kieferorthopädische Zahnbewegung</i> , Göz G, 1987); mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. Dr. G. Göz	1
Abbildung 2. Einteilung nach Dewey und Anderson (Erstellt, basierend auf <i>Orthodontic Anchorage</i> , Sandusky WC, <i>American Journal of Orthodontics</i> , 1951)	3
Abbildung 3. Liste verwendeter Termini (Bild aus: <i>Mini-Implantate in der Kieferorthopädie</i> , Ludwig B, 2007); mit freundlicher Genehmigung von PD Dr. Björn Ludwig und dem Quintessenz Verlag	5
Abbildung 4. Unterteilung eines Miniimplantates am Beispiel des tomas®-Pins (Bild aus: <i>Mini-Implantate in der Kieferorthopädie</i> , Ludwig B, 2007); mit freundlicher Genehmigung von PD Dr. Björn Ludwig und dem Quintessenz Verlag	6
Abbildung 5. (a) BENEfit®, (b) Dual Top™, (c) tomas®-Pin, (d) Yesanchor®. ...	11
Abbildung 6. Skizzierte Darstellung eines Mini-Implantats am Beispiel der BENEfit®-Schraube mit Merkmalen der Schneidengeometrie; a) Gewindewinkel, b) Schneidewinkel; mit freundlicher Genehmigung von PSM Medical Solutions.	11
Abbildung 7. Schweineknochen; (a) halber Schweinebeckenkamm; (b) iliosakraler Teil des Beckenknochens mit eingezeichnetem Sägefenster.	12
Abbildung 8. Drehmomentprüfstand.	13
Abbildung 9. Aufbau des Prüfstandes.	14
Abbildung 10. Prüfstand.	15
Abbildung 11. Jig mit Miniimplantat.	15
Abbildung 12. Fixierung.	16
Abbildung 13. Eindrehen in einen Sawbones®-Block (a) und eingedrehte Miniimplantate (b).	16
Abbildung 14. Eingebetteter Knochen.	17
Abbildung 15. Eindrehen der Miniimplantate in eingebetteten Schweinebeckenkammknochen.	17

Abbildung 16. Miniimplantate nach dem Eindrehen in Schweinebeckenkammknochen.	18
Abbildung 17. (a-c) Das Ausreißen am Beispiel eines Dual-Top™-Miniimplantates.	18
Abbildung 18. Einzeln ausgerissenes Miniimplantat.	19
Abbildung 19. a) bis c) Vorversuch am Sawbones®-Block am Beispiel eines tomas®-Pin Miniimplantates.	19
Abbildung 20. Verlaufsdiagramm der an Sawbones®-Blöcken gemessenen Eindrehmomente von BENEfit®-Miniimplantaten.	22
Abbildung 21. Verlaufsdiagramm der an Schweinebeckenkamm gemessenen Eindrehmomente von BENEfit®-Miniimplantaten.	23
Abbildung 22. Vergleich der Eindrehmomente der BENEfit®-Miniimplantate in Sawbones®-Blöcke und Schweinebeckenkamm zu den Messzeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm).	24
Abbildung 23. Verlaufsdiagramm der an Sawbones®-Blöcken gemessenen Eindrehmomente von Dual Top™-Miniimplantaten.	24
Abbildung 24. Verlaufsdiagramm der an Schweinebeckenkamm gemessenen Eindrehmomente von Dual Top™-Miniimplantaten.	25
Abbildung 25. Vergleich der Eindrehmomente der Dual Top™-Miniimplantate in Sawbones®-Blöcke und Schweinebeckenkamm zu den Messzeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm).	26
Abbildung 26. Verlaufsdiagramm der an Sawbones®-Blöcken gemessenen Eindrehmomente von tomas®-Pins.	27
Abbildung 27. Verlaufsdiagramm der an Schweinebeckenkamm gemessenen Eindrehmomente von tomas®-Pins.	28
Abbildung 28. Vergleich der Eindrehmomente der tomas®-Pins in Sawbones®-Blöcke und Schweinebeckenkamm zu den Messzeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm).	29
Abbildung 29. Verlaufsdiagramm der an Sawbones®-Blöcken gemessenen Eindrehmomente von Yesanchor®-Miniimplantaten.	30
Abbildung 30. Verlaufsdiagramm der an Schweinebeckenkamm gemessenen Eindrehmomente von Yesanchor®-Miniimplantaten.	31

Abbildung 31. Vergleich der Eindrehmomente der Yesanchor [®] -Miniimplantate in Sawbones [®] -Blöcke und Schweinebeckenkamm zu den Messzeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm).	32
Abbildung 32. Verlaufsdiagramm der Ausreißkraft der BENEfit [®] -Miniimplantate beim Ausreißversuch aus Sawbones [®] -Blöcken.....	33
Abbildung 33. Verlaufsdiagramm der Ausreißkräfte der BENEfit [®] -Miniimplantate beim Ausreißversuch aus Schweinebeckenkamm.	34
Abbildung 34. Vergleich der Ausreißkräfte der BENEfit [®] -Miniimplantate aus Sawbones [®] -Blöcken und Schweinebeckenkamm zu den Messzeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: N).....	35
Abbildung 35. Verlaufsdiagramm der Ausreißkräfte der Dual Top [™] -Miniimplantate beim Ausreißversuch aus Sawbones [®] -Blöcken.....	35
Abbildung 36. Verlaufsdiagramm der Ausreißkräfte der Dual Top [™] -Miniimplantate beim Ausreißversuch aus Schweinebeckenkamm.	36
Abbildung 37. Vergleich der Ausreißkräfte der Dual Top [™] -Miniimplantate aus Sawbones [®] -Blöcken und Schweinebeckenkamm zu den Messzeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: N).....	37
Abbildung 38. Verlaufsdiagramm der Ausreißkräfte der tomas [®] -Pins beim Ausreißversuch aus Sawbones [®] -Blöcken.	38
Abbildung 39. Verlaufsdiagramm der Ausreißkräfte der tomas [®] -Pins beim Ausreißversuch aus Schweinebeckenkamm.	39
Abbildung 40. Vergleich der Ausreißkräfte der tomas [®] -Pins aus Sawbones [®] -Blöcken und Schweinebeckenkamm zu den Messzeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: N).	39
Abbildung 41. Verlaufsdiagramm der Ausreißkräfte der Yesanchor [®] -Miniimplantate beim Ausreißversuch aus Sawbones [®] -Blöcken.....	40
Abbildung 42. Verlaufsdiagramm der Ausreißkräfte der Yesanchor [®] -Miniimplantate beim Ausreißversuch aus Schweinebeckenkamm.	41
Abbildung 43. Vergleich der Ausreißkräfte der Yesanchor [®] -Miniimplantate aus Sawbones [®] -Blöcken und Schweinebeckenkamm zu den Messzeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: N).....	41

Abbildung 44. Vergleich des maximalen Eindrehmomentes (MIT/T6) der Miniimplantate in Sawbones®-Blöcken (Maßeinheit: Ncm).....	42
Abbildung 45. Vergleich der maximalen Ausreißkräfte (Max F) der Miniimplantate aus Sawbones®-Blöcken (Maßeinheit: N).....	43
Abbildung 46. Streudiagramm zwischen dem maximalen Eindrehmoment (MIT; Maßeinheit: Ncm) und der maximalen Ausreißkraft (POS; Maßeinheit: N).	44
Abbildung 47. Vergleich der maximalen Eindrehmomente der Miniimplantate in Schweinebeckenkamm (Maßeinheit: Ncm).	45
Abbildung 48. Vergleich der maximalen Ausreißkräfte der Schrauben aus Schweinebeckenkamm (Maßeinheit: N).....	46
Abbildung 49. Streudiagramm zwischen dem maximalen Eindrehmoment (MIT) und der maximalen Ausreißkraft (POS).....	47

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1. Die verwendeten Miniimplantat-Typen mit unterschiedlicher Gewinde- und Schneidegeometrie.	11
Tabelle 2. Gemessene Eindrehmomente der BENEFit®-Miniimplantate in Sawbones®-Blöcke zu den Zeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).....	22
Tabelle 3. Gemessene Eindrehmomente der BENEFit®-Miniimplantate in Schweinebeckenkamm zu den Zeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).	23
Tabelle 4. Gemessene Eindrehmomente der Dual Top™-Miniimplantate in Sawbones®-Blöcke zu den Zeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).....	25
Tabelle 5. Gemessene Eindrehmomente der Dual Top™-Miniimplantate in Schweinebeckenkamm zu den Zeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).	26
Tabelle 6. Gemessene Eindrehmomente der tomas®-Pins in Sawbones®-Blöcke zu den Zeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).	27
Tabelle 7. Gemessene Eindrehmomente der tomas®-Pins in Schweinebeckenkamm zu den Zeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm; MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).	28
Tabelle 8. Gemessene Eindrehmomente der Yesanchor®-Miniimplantate in Sawbones®-Blöcke zu den Zeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).....	30
Tabelle 9. Gemessene Eindrehmomente der Yesanchor®-Miniimplantate in Schweinebeckenkamm zu den Zeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).	31
Tabelle 10. Gemessene Ausreißkräfte der BENEFit®-Miniimplantate aus Sawbones®-Blöcken zu den Zeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).	33

Tabelle 11. Gemessene Ausreißkräfte der BENEFIT®-Miniimplantate aus Schweinebeckenkamm zu den Zeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).	34
Tabelle 12. Gemessene Ausreißkräfte der Dual Top™-Miniimplantate aus Sawbones®-Blöcken zu den Zeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).	36
Tabelle 13. Gemessene Ausreißkräfte der Dual Top™-Miniimplantate aus Schweinebeckenkamm zu den Zeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).	37
Tabelle 14. Gemessene Ausreißkräfte der tomas®-Pins aus Sawbones®-Blöcken zu den Zeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).	38
Tabelle 15. Gemessene Ausreißkräfte der tomas®-Pins aus Schweinebeckenkamm zu den Zeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).	39
Tabelle 16. Gemessene Ausreißkräfte der Yesanchor®-Miniimplantate aus Sawbones®-Blöcken zu den Zeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).	40
Tabelle 17. Gemessene Ausreißkräfte der Yesanchor®-Miniimplantate aus Schweinebeckenkamm zu den Zeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).	41
Tabelle 18. Direkte Gegenüberstellung des maximalen Eindrehmomentes der Miniimplantate gegeneinander in Sawbones®-Blöcken.	42
Tabelle 19. Direkte Gegenüberstellung der maximalen Ausreißkräfte der Miniimplantate aus Sawbones®-Blöcken.	43
Tabelle 20. Pearson-Korrelation zwischen dem maximalen Eindrehmoment (MIT) und der maximalen Ausreißkraft (POS).	44
Tabelle 21. Direkte Gegenüberstellung der maximalen Eindrehmomente (MIT) der Miniimplantate in Schweinebeckenkamm.	45
Tabelle 22. Direkte Gegenüberstellung der maximalen Ausreißkräfte der Miniimplantate aus Schweinebeckenkamm.	46

Tabelle 23. Pearson-Korrelation zwischen dem maximalen Eindrehmoment (MIT) und der maximalen Ausreißkraft (POS). 47

1 EINLEITUNG

1.1 Einführung

1.1.1 Die Kieferorthopädische Zahnbewegung

Die Kieferorthopädie befasst sich mit dem Einstellen in die funktionell optimale Zahn- und Kieferstellung. Hierbei spielt die Zahnbewegung eine tragende Rolle. Das Prinzip der Zahnbewegung besteht im Umbau des parodontalen Gewebes. Durch Kraffteinwirkung auf einen Zahn entsteht auf einer Seite der Zahnwurzel Druck und auf der anderen Zug (Abb. 1). Auf der Druckseite findet Knochenresorption durch Osteoklasten statt, auf der Zugseite Knochenapposition durch Osteoblastenaktivität.

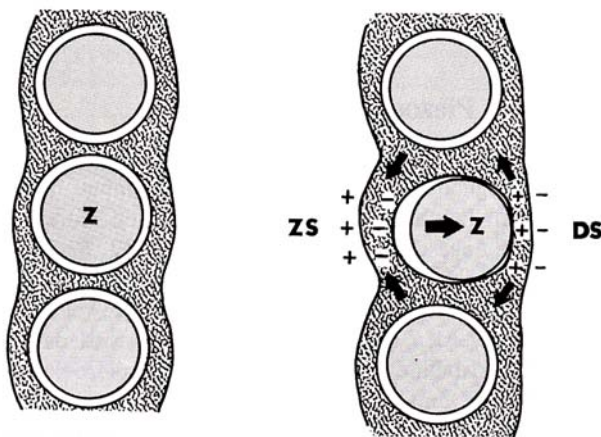


Abbildung 1. Dehnungsverhältnisse des Alveolarknochens bei horizontaler Knochenbelastung (Bild aus: *Die kieferorthopädische Zahnbewegung*, Göz G, 1987); mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. Dr. G. Göz.

1911 beobachtete Oppenheim in histologischen Schnitten Aktivitäten von Osteoklasten an den Druckzonen und Osteoblasten an den Zugzonen, was den Umbauprozess des Knochens erklärt (Oppenheim 1911). Göz konnte durch tierische und klinische Untersuchungen den biologischen Umbauprozess des Parodontiums bei einer Zahnbewegung ebenfalls histologisch darstellen (Göz 1987).

Bei einer kieferorthopädischen Behandlung werden in den meisten Fällen alle Zähne im Gebiss bewegt, wobei konventioneller Weise bestimmte Zahngruppen als Verankerung für die gezielte Bewegung anderer Zahngruppen/Zähne fungieren. Die Verankerungsverhältnisse sind in diesen Fällen nicht immer ideal, was unter Umständen zu unerwünschten Nebeneffekten auf ideal stehende Zähne führen kann.

1.1.2 Verankerung

McCoy definierte die Verankerung als „adequat und geeignet verteilte Widerstandseinheiten für die Kontrolle und Richtung der Kraft, die für eine Entwicklung des Bogens oder kleinerer Zahnbewegungen an den Zähnen angewendet werden“ (McCoy 1941). Diese Definition stützt sich auf das dritte newtonsche Axiom „Actio et reactio“. Bei jeder Zahnbewegung (actio) entsteht immer eine gleichgroße entgegengerichtete Kraft (reactio). Für eine gezielte Bewegung muss somit eine Verankerung vorhanden sein, die einen Widerstand gegen die entgegengesetzte Kraft liefert. Ist das Verankerungssegment nicht stabil, so führt die Gegenkraft zu einer unerwünschten Bewegung der als Anker dienenden Zahngruppe. Deshalb stellt sich bei einer Zahnbewegung stets die Frage, wie eine stabile Verankerung gewährleistet werden kann.

Angle hatte die Verankerung in einfache, stationäre, reziproke, intermaxilläre und okzipitale Verankerung unterteilt, wobei mit der okzipitalen Verankerung eine extraorale Verankerung im Sinne eines Headgears gemeint ist (Angle 1907). Diese Einteilung wurde durch Dewey und Anderson modifiziert (Dewey und Anderson 1942), welche von Sandusky dargestellt wurde (Abb. 2) (Sandusky 1951): Jene teilten primär in intramaxilläre, intermaxilläre und extramaxilläre Verankerung ein, welche weiter in einfache, stationäre und reziproke Verankerung und dann wiederum je nach Verankerungsart detaillierter unterteilt wurden.

Eine andere Einteilung unterscheidet minimale, mittlere und maximale Verankerung (Schopf 2008). Bei der minimalen Verankerung erfolgt die Verankerung durch die gesamte Front, um Molaren zu mesialisieren. Die

mittlere Verankerung ist reziprok, wobei ein Lückenschluss durch Mesialisation der Molaren und Distalisation der Front erzielt wird. Die maximale Verankerung ist eine stationäre Verankerung der Molaren zur Distalisation der Frontzähne.

Outline of Anchorage

Intramaxillary	Simple	Single, or primary
		Compound or reinforced
	Stationary	Single, or primary
		Compound or reinforced
	Reciprocal	Simple primary
		Simple compound
Stationary primary		
Stationary compound		
Intermaxillary	Simple	Single, or primary
		Compound or reinforced
	Stationary	Compound
		Simple primary
	Reciprocal	Simple compound
		Stationary compound
Extramaxillary		Occipital or cranial
		Facial
		Cervical

Abbildung 2. Einteilung nach Dewey und Anderson (Erstellt, basierend auf *Orthodontic Anchorage*, Sandusky WC, *American Journal of Orthodontics*, 1951).

Insbesondere für eine maximale Verankerung finden extraorale Apparaturen wie der Headgear Verwendung. Laut Angle und Sandusky ist eine echte stationäre Verankerung intraoral nicht möglich (Angle 1907; Sandusky 1951).

1.1.3 Maximale Verankerung durch skelettale Verankerungselemente

Mit Entwicklung der dentalen Implantate durch Brånemark (Brånemark et al. 1969, 1977) kamen auch die ersten Ideen einer Verankerung auf skelettaler Basis für kieferorthopädische Zwecke auf. Der größte Vorteil einer skelettalen Verankerung besteht darin, dass ein Zahn oder eine Zahngruppe gegen ein im Knochen befestigtes Verankerungselement bewegt wird; eine reziproke

Wirkung auf andere Zähne wird hiermit vermieden. Creekmore und Eklund (Creekmore und Eklund 1983) und Gray et al. (Gray et al. 1983) berichteten 1983 als Erste über die Möglichkeit einer skelettalen Verankerung in der Kieferorthopädie, kurz darauf folgten auch Roberts (Roberts et al. 1984), Douglass (Douglass und Killiany 1987), Ödman (Ödman et al. 1988), Higuchi (Higuchi und Slack 1991), Wehrbein (Wehrbein 1994) und viele andere und entwickelten diese Idee weiter. Doch bis dahin waren es modifizierte dentale Implantate oder für chirurgische Zwecke ausgelegte Schrauben, die zu kieferorthopädischen Zwecken verwendet wurden.

1.1.4 Das kieferorthopädische Miniimplantat

Im Jahr 1997 beschrieb Kanomi erstmals ein kieferorthopädisches Miniimplantat (Kanomi 1997). Er verwies auf die Problematik des ungeeigneten Einsatzes eines dentalen Implantates, dass es bedingt durch dessen Größe nur im Gaumen und in retromolaren oder zahnlosen Regionen und damit beschränkt eingesetzt werden kann. Zudem sollte ein Miniimplantat nach erfolgter Therapie einfach zu entfernen sein, wonach auch die Bezeichnung „Temporary Anchorage Device (TAD)“ entstand. Kanomi verwendete ein Miniimplantat mit einem Durchmesser von 1.2mm und einer Länge von 6mm. Somit war eine Insertion auch im interradikulären Bereich möglich. Dies löste einen Paradigmenwechsel in der Kieferorthopädie aus.

- Ankerschraube
- kieferorthopädische Verankerungsschrauben
- Kortikalis-Schrauben
- microimplant
- micro-implant
- Micro-implant anchorage
- Microsrews
- Mikroschrauben
- Mikrotitanschrauben
- mini implants for orthodontic anchorage
- mini screw
- mini-implant
- mini-implant for orthodontic anchorage
- mini-implant system
- Mini-Implantat
- Miniimplantat
- Minipin
- mini-screw
- miniscrew
- Mini-screw anchorage system
- miniscrew implant
- Ortho implant
- Orthodontic anchorage implant
- Orthodontic anchoring implants
- Orthodontic implants
- orthodontic mini implants
- Orthodontic miniscrews
- Ortho TAD
- skeletal anchorage system
- Small titanium screws
- TAD - Temporary Anchorage Devices
- titanium implant anchorage
- titanium microscrews
- titanium mini-implants

Abbildung 3. Liste verwendeter Termini (Bild aus: *Mini-Implantate in der Kieferorthopädie*, Ludwig B, 2007); mit freundlicher Genehmigung von PD Dr. Björn Ludwig und dem Quintessenz Verlag.

Seit dem Jahr 2003 hat die Anzahl an Miniimplantat-Systemen intensiv zugenommen (Ludwig 2007). Außerdem sind zahlreiche Studien über Miniimplantate veröffentlicht worden, wobei je nach Autor unterschiedlichste Termini benutzt wurden (Ludwig 2007) (Abb. 3).

Singh et al. teilten die Miniimplantate je nach Größe und Anwendungsgebiet ein (Singh et al. 2010). Doch mit der Weiterentwicklung verlor die Einteilung an Bedeutung, da Miniimplantat-Systeme vieler Hersteller mehr und mehr zu verschiedenen Indikationen eingesetzt werden konnten.

Anfänglich zu kieferorthopädischen Zwecken verwendete sogenannte Knochenschrauben wurden aus Vitallium hergestellt (Creekmore und Eklund 1983; Gray et al. 1983). Mit Entwicklung der dentalen Implantate aus Titanlegierungen rückte auf Grund der Biokompatibilität und Osseointegration (Brånemark et al. 1969) Titan als Material in den Vordergrund. Morais et al. beobachteten eine niedrigere Stressbelastung von Miniimplantaten aus purem Titan (commercially pure titanium, cp Ti) als bei solchen aus einer der Titan-Aluminium-Vanadium-Legierung (Ti6-Al4-V) und werteten somit das cp Ti Miniimplantat als weniger sicher (Morais et al. 2007). Darüber hinaus wurde die Möglichkeit einer Sofortbelastung bei Miniimplantaten aus Ti6-Al4-V-Legierung beschrieben (Morais et al. 2007). Das Erreichen einer stärkeren Legierung durch hinzufügen von Aluminium und Vanadium im Vergleich zum cp Ti wurde ebenfalls mehrfach bestätigt (Eliades et al. 2009; Knutson und Berzins 2013). Mittlerweile werden nahezu alle gängigen kieferorthopädischen Miniimplantate aus einer Ti6-Al4-V Legierung hergestellt, nur wenige aus Edelmetall (Scribante et al. 2018).

Ein Miniimplantat lässt sich in Kopf, transgingivalen Bereich und Schaft mit Gewinde gliedern (Ludwig 2007) (Abb. 4).



Abbildung 4. Unterteilung eines Miniimplantates am Beispiel des tomas®-Pins (Bild aus: *Mini-Implantate in der Kieferorthopädie*, Ludwig B, 2007); mit freundlicher Genehmigung von PD Dr. Björn Ludwig und dem Quintessenz Verlag.

Der Kopfteil ist zur Verankerung verschiedener Konstruktionen gedacht. Die Design-Vielfalt reicht von knopfförmigen Köpfen über kreuz- bzw. lochförmige Slots bis hin zu einem Kopf mit aufschraubbaren Abutments.

Der transgingivale Bereich hat direkten Kontakt zur Schleimhaut und spielt im Hinblick auf eine mögliche periimplantäre Entzündung eine wichtige Rolle. Manche Hersteller gestalten diesen Bereich hinsichtlich der Einsatzregion breiter, insbesondere bei Miniimplantaten, die zur Implantation im Gaumenbereich gedacht sind, da die Gaumenschleimhaut wesentlich dicker ist als die in der vestibulären Region (Berens et al. 2006).

Der Gewindeteil ist verantwortlich für die Verankerung des Miniimplantates im Knochen. Maße wie Gewindelänge (Suzuki et al. 2013), Gewindedurchmesser (Shah et al. 2012), Gewindeform (Yoo et al. 2014) und Schneidengeometrie (Brinley et al. 2009; Topcuoglu et al. 2013) sind wichtige Parameter, um die Primärstabilität und somit die Verankerung eines Miniimplantates zu beeinflussen.

1.1.5 Die Primärstabilität

Die Primärstabilität ist als die Festigkeit direkt nach Eindrehen eines Implantates definiert (Rabel et al. 2007) und ist auf Grund der zu diesem Zeitpunkt unvollkommenen Osseointegration zwischen Miniimplantat und Knochen (Kyung 2003) die Hauptkraft, die den Halt im Knochen gewährleistet.

Nicht nur der Versuchsaufbau, sondern auch die Wahl des Versuchsmediums ist zur objektiven Messung der Primärstabilität von zentraler Bedeutung. Grundsätzlich kann zwischen biologischem Knochen, sprich tierischem bzw. menschlichem Knochen und synthetischem Knochensimulationsmaterial unterschieden werden. Einige Autoren kamen zu dem Schluss, dass wegen interindividueller Schwankungen der Knochenqualität zwischen unterschiedlichen Tieren ein synthetisches Knochensimulationsmaterial mehr Objektivität biete (DeCoster et al. 1990; Reynders et al. 2013). Andere fanden, dass tierischer Knochen in Hinblick auf die Kortikalisdicke viele Ähnlichkeiten mit menschlichem Knochen hat und somit realitätsnäher sei (Barros et al. 2011).

1.2 Fragestellung

Inwiefern wird die Primärstabilität von Miniimplantaten durch deren Gewindedesign beeinflusst? Die dieser Untersuchung zugrunde liegende Hypothese war, dass sich bei Miniimplantaten eine Messung des Eindrehmomentes über den gesamten Eindrehvorgang mit nachfolgenden Ausreißversuchen eignet, Eigenschaften von Gewindegeometrien aufzuzeichnen, die Einfluss auf die Primärstabilität haben.

Hierzu sollte ein neuer Versuchsaufbau konstruiert werden, der das Eindrehmoment über den gesamten Eindrehvorgang reproduzierbar aufzeichnen kann. Die Primärstabilität wurde zusätzlich zum Eindrehmoment anhand der Ausreißkraft gemessen. Des Weiteren sollte überprüft werden, ob an Schweinebeckenkamm und Knochensimulationsmaterial (Sawbones®) gleichermaßen die mechanischen Eigenschaften verschiedener Gewindegeometrien kieferorthopädischer Miniimplantate messbar sind.

1.3 Literatur mit ähnlicher Fragestellung

Ähnliche Fragestellungen zu Eindrehversuchen mit kieferorthopädischen Miniimplantaten unterscheiden sich insofern von dem hier durchgeführten

Versuchsaufbau, als dass bislang Eindrehmomente an kieferorthopädischen Miniimplantaten nur über Teilstücke des Insertionsvorganges gemessen wurden (Kim et al. 2009; Wilmes und Drescher 2011; Meira et al. 2013). Ein vergleichbarer Versuchsaufbau mit medizinischen Schrauben wurde von Koistinen et al. beschrieben (Koistinen et al. 2003). Diese maßen Ein- und Ausdrehmomente orthopädischer Schrauben. Hier waren die Ergebnisse reproduzierbar, aber diese Schrauben unterschieden sich in Größe und Form erheblich von kieferorthopädischen Miniimplantaten.

1.4 Notwendigkeit

Die Primärstabilität von Miniimplantaten hat direkten Einfluss auf deren Erfolgsrate (Ure et al. 2011). Zur Beurteilung der intraossären Haltbarkeit durch die Primärstabilität eines Miniimplantates haben sich Messungen von Eindrehmoment und Ausreißkraft etabliert (Lyon et al. 1941; Friberg et al. 1995; Inceoglu et al. 2004; Salmória et al. 2008; Petrey et al. 2010; Gracco et al. 2012; Cunha et al. 2017). Allerdings sind die meisten Versuchsaufbauten, insbesondere was das Messen des Eindrehmomentes anbelangt, nicht optimal konstruiert, um objektive Messungen durchzuführen (Reynders et al. 2013). Während die Mehrzahl der publizierten Methoden hierzu lediglich am Ende des Eindrehvorgangs (Salmória et al. 2008; Wilmes und Drescher 2011; Meira et al. 2013) bzw. nach dem Eindrehvorgang im Testblock (Nienkemper et al. 2013; Radwan et al. 2018) maß, würde eine Torque-Messung über den gesamten Eindrehvorgang Informationen über Einflüsse des Gewindedesigns messen (Cleek et al. 2007; Kim et al. 2009; Cho et al. 2013) und möglicherweise Rückschlüsse auf das mechanische Stabilitätsverhalten der jeweiligen Miniimplantate erlauben. Eine reproduzierbare Messmethode, um das Eindrehmoment kieferorthopädischer Miniimplantate über den gesamten Eindrehvorgang zu messen, ist bis zum jetzigen Zeitpunkt nicht wissenschaftlich publiziert worden.

1.5 Zielsetzung

Ein neuartiger Versuchsaufbau zur Messung des Drehmoments über den gesamten Eindrehvorgang sollte den Einfluss der Gewindeform vier verschiedener Miniimplant-Designs auf deren Primärstabilität in Knochen bzw. Knochensimulationsmaterial überprüfen. Die Primärstabilität sollte anhand des Eindrehmoments und der Ausreißkraft gemessen werden.

2 MATERIAL UND METHODE

Die Eindrehmomente und Ausreißkräfte von vier verschiedenen Miniimplantaten unterschiedlichen Designs wurden an Beckenkammknochen (Ilium) vom Schwein und am synthetischen Knochensimulationsmaterial Sawbones® (Sawbones Division of Pacific Research Laboratories, Vashon, WA, USA) untersucht.

2.1 Die Miniimplantate

Insgesamt wurden 80 Miniimplantate verwendet, davon 20 BENEfit® (Fa. PSM Medical Solutions, Tuttlingen, Deutschland; Durchmesser 2.0mm, Länge 9.0mm), 20 Dual Top™ (Fa. Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea; Durchmesser 1.6mm, Länge 8.0mm), 20 tomas®-pin (Fa. Dentaurum, Ispringen, Deutschland; Durchmesser 1.6mm, Länge 8.0mm) und 20 Yesanchor® (Fa. Ortholution, Seongnam, Korea; Durchmesser 1.6mm, Länge 7mm; Verkaufsname von unsterilen ORLUS®-Miniimplantaten). Jeweils zehn Miniimplantate jeder Sorte wurden durch Eindreh- oder Ausreißversuche an Schweinebeckenkammknochen bzw. an Sawbones® getestet. Von den vier Miniimplantat-Sorten hat nur die BENEfit®-Schraube eine zylindrische Gewindeform. Alle anderen besitzen eine konische Gewindeform. Die Geometrie der Gewindeschneiden unterscheidet sich zwischen allen vier Sorten. Anhand einer technischen Skizze, welche vom jeweiligen Hersteller zur Verfügung gestellt wurde, wurden die Werte vom Gewinde- und Steigungswinkel erhoben (Abb. 6).



Abbildung 5. (a) BENEfit®, (b) Dual Top™, (c) tomas®-Pin, (d) Yesanchor®.

Miniimplantat	Hersteller	Durchmesser (mm)	Länge (mm)	Gewindeform	Gewindegewinkel (a)	Steigungswinkel (b)
BENEfit®	PSM Medical Solutions, Tuttlingen, Deutschland	2.0	9.0	zylindrisch	121	10
Dual Top™	Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea	1.6	8.0	konisch	130	18
tomas®-Pin	Dentaurum, Ispringen, Deutschland	1.6	8.0	konisch	140	10
Yesanchor®	Ortholution, Seongnam, Korea	1.6	7.0	konisch	137	10

Tabelle 1. Die verwendeten Miniimplantat-Typen mit unterschiedlicher Gewinde- und Schneidengeometrie.

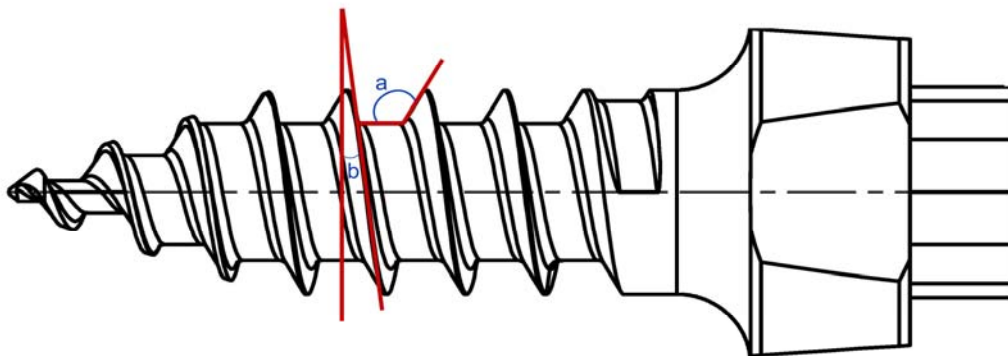


Abbildung 6. Skizzierte Darstellung eines Mini-Implantats am Beispiel der BENEfit®-Schraube mit Merkmalen der Schneidengeometrie; a) Gewindegewinkel, b) Schneidewinkel; mit freundlicher Genehmigung von PSM Medical Solutions.

2.2 Synthetisches Knochensimulationsmaterial

Als synthetisches Knochensimulationsmaterial kamen Polyurethanschaumblöcke der Fa. Sawbones® (Sawbones Division of Pacific Research Laboratories, Vashon, WA, USA) zum Einsatz (Kim et al. 2009; Schätzle et al. 2010; Cho und Baek 2012; Cho et al. 2012, 2013; Heo et al. 2012). Die in dieser Studie eingesetzten Sawbones®-Blöcke bestanden aus einem 40mm dicken Spongiosateil (Dichte 10pcf [pound per cubic foot]) und einem 1,5mm dicken Kortikalisteil (Dichte 30pcf), wobei der Kortikalisteil auf den Spongiosateil

adhäsiv draufgeklebt war. Die von Sawbones® gelieferten Platten wurden in Blöcke der Größe 60 x 12 x 45 mm zerlegt.

2.3 Knochen

Als natürliches Knochenmaterial kam Beckenknochen (Ilium) vom Schwein zum Einsatz. Die iliosakrale Seite besitzt eine Kortikalisdicke von 0.5 bis 3.0mm und ist plan. Daher eignet sie sich gut für axial gerichtete Versuche (Wilmes und Drescher 2011). Die Kortikalisdicke des hier verwendeten Knochens ist mit der bukkalen Kortikalisdicke des menschlichen maxillaren und mandibularen Knochens vergleichbar (Ono et al. 2008; Barros et al. 2011; Farnsworth et al. 2011; Wilmes und Drescher 2011; Kim et al. 2012; Laursen et al. 2013). Der iliosakrale Abschnitt des Iliums wurde in einem 40 x 40 x 10-15mm großen Block zurecht gesägt (Wilmes und Drescher 2011).

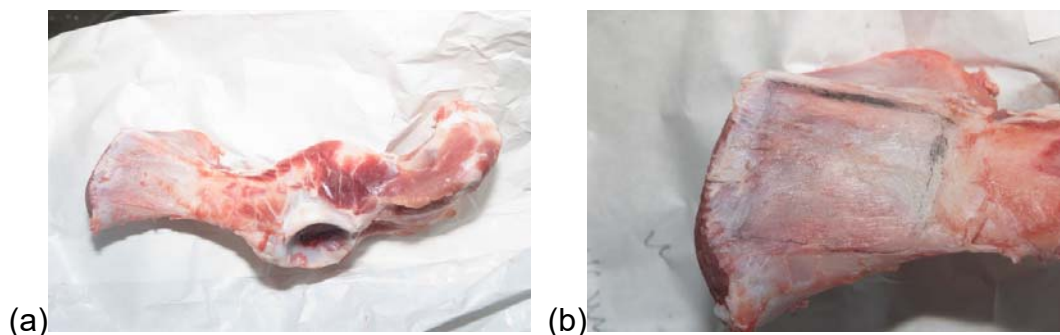
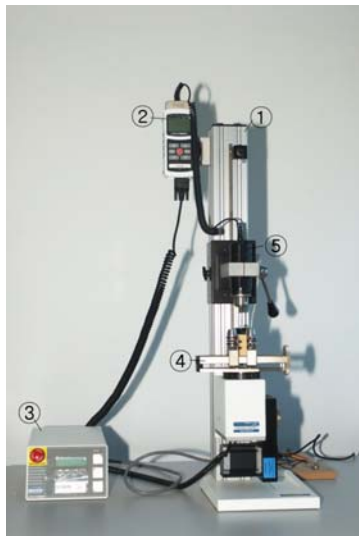


Abbildung 7. Schweineknochen; (a) halber Schweinebeckenkamm; (b) iliosakraler Teil des Beckenknochens mit eingezeichnetem Sägefenster.

2.4 Messgerät

2.4.1 Aufbau für das Messen des Eindrehmomentes

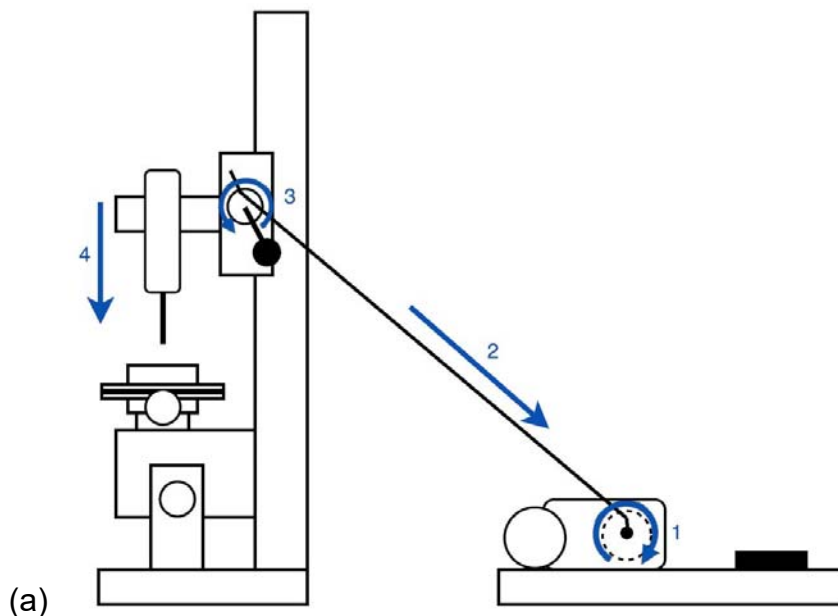
Für das Messen der Eindrehmomente der Miniimplantate wurde ein Drehmomentprüfstand Model TSTM-DC (Fa. Checkline Europe GmbH & Co. KG, Gronau, Deutschland) verwendet (Abb. 8). Die Einheit bestand aus einem Prüfstand (Model TSTM-DC), einem Drehmomentmessgerät (Model Series 5I), einem Drehmomentgriff (G1023), einer digitalen Kontrolleinheit und einem Drehmomentsensor (R50 Series).



- ① Prüfstand TSTM-DC
- ② Drehmomentmessgerät (Series 51)
- ③ Kontrolleinheit
- ④ Drehmomentgriff (G1023)
- ⑤ Drehmomentsensor (R50 Series)

Abbildung 8. Drehmomentprüfstand.

Da sich die Drehmoment-Messeinheit nur manuell über einen Hebel absenken ließ, war der Prüfstand in seinem ursprünglichen Aufbau für standardisierte Messungen ungeeignet. Wie in Abb. 9a zu sehen ist, wurde eine gleichförmige Absenkbewegung mit reproduzierbarer Geschwindigkeit durch eine motorisierte Winde gewährleistet, die über einen Seilzug den Drehknopf betätigte, an dem der Hebelarm ansetzte.



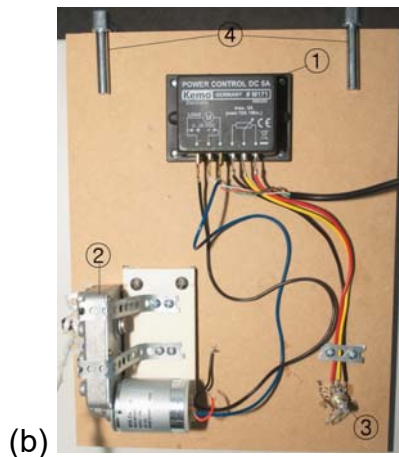


Abbildung 9. Aufbau des Prüfstandes.

(a) Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus; (b) auf Holzplatte montierter Elektromotor
① Stromadapter, ② Motor, ③ Schalter, ④ Laubsägezwingen.

Um die Position des Elektromotors gegen die entstehenden Abzugskräfte zu stabilisieren, wurde der Elektromotor mit Schrauben auf einer Holzplatte fixiert (Abb. 9b). Diese wiederum wurde mit zwei Laubsägezwingen an der Tischplatte fixiert. Der Motor war über zwei elektrische Kabel (Positiv- und Negativpol) mit dem Stromadapter verbunden. Ein Polypropylen-Seil mit einem Durchmesser von 3.5mm verband den Motor mit dem Drehknopf des Hebels am Prüfstand. Mit dem Schalter konnte die Rotationsgeschwindigkeit des Motors stufenlos reguliert werden. Er wurde so eingestellt, dass sich eine Absenkgeschwindigkeit des Drehmomentsensors von 0.5mm/s ergab (Abb. 9a - 1). Die Rotation wickelte das Polypropylen-Seil am Motor auf (Abb. 9a - 2) und am Drehknopf des Drehmomentstandes ab (Abb. 9a - 3), was zu einem Absenken des Drehmomentsensors führte (Abb. 9a - 4). So konnte eine gleichförmige Bewegung erzeugt werden. Die so gemessenen Werte wurden mit Hilfe der Software MESURgauge (Fa. Checkline Europe GmbH & Co. KG, Gronau, Deutschland) digital gespeichert.

2.4.2 Aufbau für das Messen der Ausreißkraft

Für das Messen der Ausreißkraft kam die Universalprüfmaschine Z010 (Fa. Zwick, Ulm, Deutschland) zum Einsatz. Um die Miniimplantate fassen zu können, wurden an den jeweiligen Schraubenkopf angepasste Jigs aus Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierung hergestellt (Abb 11). Einer der beiden Jigs passte

an die Yesanchor[®], der andere an Dual Top[™]-, BENEfit[®]- und tomas[®]-Schrauben. Diese wurden durch einen Stahldraht mit rundem Querschnitt und einem Durchmesser von 0.018inch mit dem Prüfstand verbunden (Abb. 10). Die so gemessenen Werte wurden mit Hilfe der Software TestXpert, Vers. 12 (Fa. Zwick, Ulm, Deutschland) digital gespeichert.



Abbildung 10. Prüfstand.

Um einen stabilen Halt der Knochen- bzw. Sawbones[®]-Blöcke zu gewährleisten, wurde bei den Ausreißversuchen der Drehmomentgriff (G1023) des Drehmomentprüfstandes verwendet. Hierzu wurde der Drehmomentgriff mit zwei Laubsägezwingen an dem Prüfstandteller fixiert (Abb. 12).



Abbildung 11. Jig mit Miniimplantat.



Abbildung 12. Fixierung.

2.5 Messung der Eindrehmomente

2.5.1 Eindrehen in Knochensimulationsmaterial

In jeden Block wurden fünf Miniimplantate mittig entlang der Längsachse senkrecht in die 60 x 12mm große Kortikalisoberfläche eingedreht (Abb. 13a). Der Abstand zwischen den Mini-implantaten betrug jeweils 10mm (Abb. 13b).

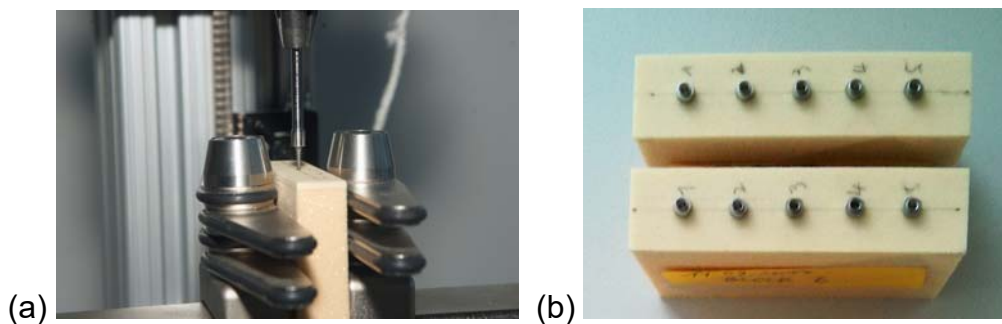


Abbildung 13. Eindrehen in einen Sawbones®-Block (a) und eingedrehte Miniimplantate (b).

2.5.2 Eindrehen in die Knochenblöcke

Die mechanischen Eigenschaften von Knochen werden durch Temperatur, Luftfeuchtigkeit, Lagerzeit etc. beeinflusst (Roe et al. 1988). Um den Einfluss von Nebeneffekten so gering wie möglich zu halten, wurden die frischen

Knochenpräparate umgehend freipräpariert und zurechtgesägt, um direkt im Anschluss die Eindrehversuche durchzuführen. Anschließend wurden sie in den Einbettkunststoff Probase (Fa. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland) eingebettet (Abb. 14a). Die Polymerisation fand im auf 7°C temperierten Wasser statt, um einer möglichen Überhitzung des Knochens durch die Polymerisationswärme entgegenzuwirken (Barros et al. 2011; Wilmes und Drescher 2011).

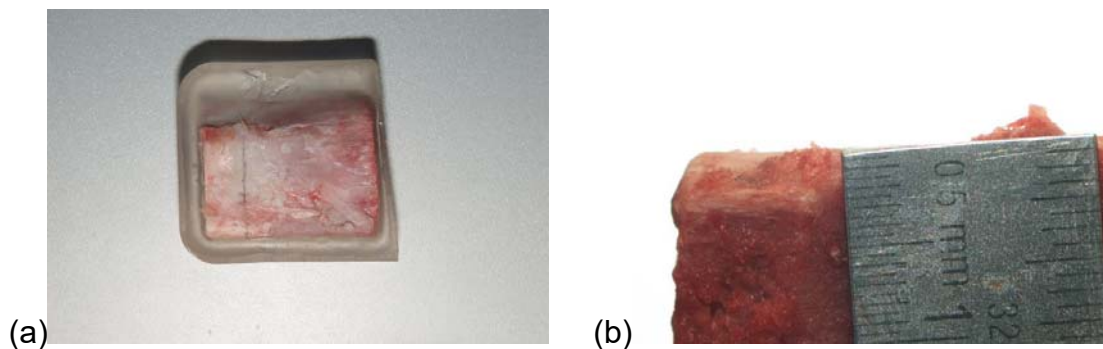


Abbildung 14. Eingebetteter Knochen.

Um den Vergleich mit Sawbones®-Blöcken zu ermöglichen, wurden die Miniimplantate entlang einer Linie eingedreht, auf der die Dicke der Kortikalis ca. 1,5 mm betrug (Abb. 14b). In jeden Knochenblock wurden fünf Miniimplantate derselben Sorte im Abstand von 5 mm eingedreht (Abb. 15 und 16). Die Miniimplantate wurden eingedreht, bis sich das gesamte Gewinde im Knochen befand. Das Eindremoment wurde in Ncm gemessen.



Abbildung 15. Eindrehen der Miniimplantate in eingebetteten Schweinebeckenkammknochen.



Abbildung 16. Miniimplantate nach dem Eindrehen in Schweinebeckenkammknochen.

2.6 Ausreißversuche

Sowohl beim Schweinebeckenkamm als auch bei den Sawbones[®]-Blöcken wurden die Ausreißversuche unmittelbar nach Abschluss der Eindrehversuche durchgeführt. Hierzu wurden die Miniimplantate axial zum durch einen Stahldraht an der Zugmaschine befestigten Jig ausgerichtet. Nach Anlegen des Jigs an das jeweilige Miniimplantat wurde mit einer Geschwindigkeit von 3mm/min in axialer Richtung gezogen, bis das Miniimplantat komplett aus dem Block herausgelöst war. Die Ausreißkraft wurde in N gemessen.



Abbildung 17. (a-c) Das Ausreißen am Beispiel eines Dual-Top™-Miniimplantates.

Für die Dual Top™-, BENEFit[®]- und tomas[®]-Schrauben mussten die 60 x 12 x 45mm großen Sawbones[®]-Blöcke in 10 x 12 x 45mm große Blöcke zerlegt werden, aus denen jeweils einzelne Miniimplantate ausgerissen wurden (Abb. 18). Diese Vorgehensweise ergab sich daraus, dass sich bei diesen Miniimplantat-Sorten im Vorversuch die Kortikalisschicht von der Spongiosaschicht gelöst hatte und so Einfluss auf die Messung an den übrigen Miniimplantat-Abzugskräften im selben Testblock ausgeübt hätte (Abb. 19 a-c).

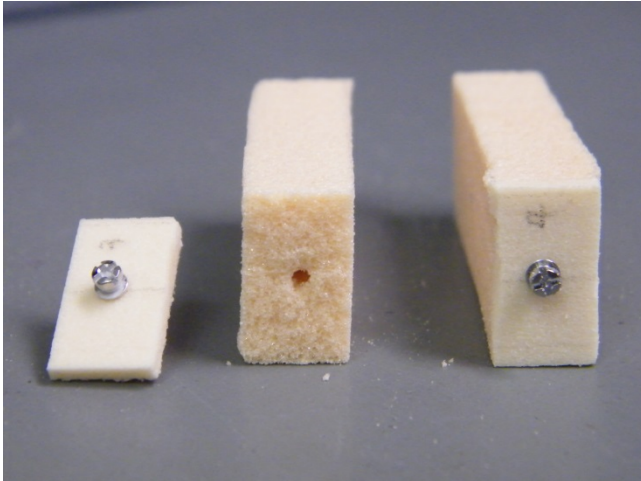


Abbildung 18. Einzel ausgerissenes Miniimplantat.

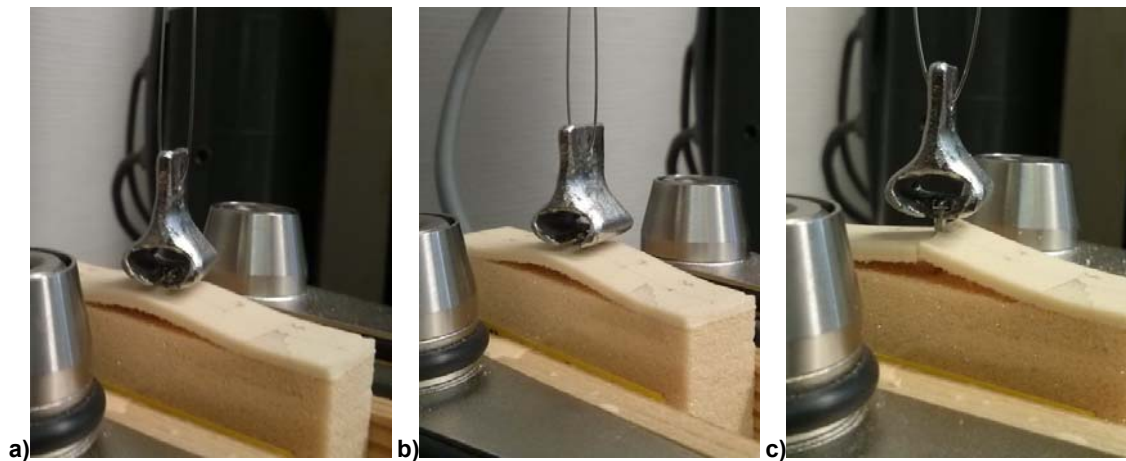


Abbildung 19. a) bis c) Vorversuch am Sawbones®-Block am Beispiel eines tomas®-Pin Miniimplantates.

2.7 Statistik

Alle statistischen Analysen wurden unter Verwendung der Software JMP Vers. 11 für Windows (SAS Institute Inc., NC, USA) durchgeführt. Für den Vergleich der variablen Schrauben in den unterschiedlichen Medien wurden eine einfache Varianzanalyse (one-way ANOVA) und der Post-hoc-Test nach Tukey-Kramer angewandt. Für den Vergleich der Medien bei den jeweiligen Schraubensorten wurde der t-Test verwendet. Zur Korrelationsbestimmung zwischen dem maximalen Eindrehmoment (Wert zum Zeitpunkt T6 beim Eindrehversuch) und der maximalen Ausreißkraft (Wert zum Zeitpunkt T3 beim Ausreißversuch)

wurde die Korrelation als Streudiagramm dargestellt und mit dem Pearson Korrelationskoeffizienten analysiert. Als signifikant wurden P-Werte mit $p < 0.05$ eingestuft.

3 ERGEBNISSE

3.1 Messung der Eindrehmomente

Das an den vier hier untersuchten Miniimplantat-Typen entstandene Drehmoment wurde sowohl am Schweinebeckenkamm als auch an den Sawbones®-Blöcken über den gesamten Eindrehverlauf gemessen. Die hierbei zu Stande gekommenen Drehmoment-Zeit-Kurven haben alle folgenden Verlauf gemeinsam: Der anfängliche Anstieg des Drehmomentes endet nach ca. 10 bis 15 Sekunden in einer Plateau-Phase. Diese wiederum wird ca. 40 bis 45 Sekunden nach Beginn des Eindrehvorganges von einem zweiten Anstieg abgelöst, der im maximalen Eindrehmoment (MIT, Maximum Insertion Torque) gipfelt. Aufgrund dieses Verlaufes wurden zur Analyse der Drehmomententwicklung folgende sechs Zeitpunkte berücksichtigt:

- T1: Ende des ersten Anstieges / Beginn des Plateaus
- T2: Ende des ersten Viertels des Plateaus
- T3: Ende der ersten Hälfte des Plateaus
- T4: Ende von drei Vierteln des Plateaus
- T5: Ende des gesamten Plateaus / Beginn des zweiten Anstieges
- T6: Maximales Eindrehmoment (MIT)

3.1.1 BENEFIT®

Beim Eindrehen in Sawbones®-Blöcke zeigten alle zehn BENEFIT®-Miniimplantate über den Gesamtverlauf eine gleichförmige Drehmomententwicklung, lediglich beim MIT (T6) kamen Unterschiede von bis zu 2,2Ncm zu Stande (Abb. 20, Tab. 2). Der Eindrehverlauf am Schweinebeckenkamm hingegen zeigte nach initialer Homogenität der Drehmomente über die ersten

3 Ergebnisse

circa 10 Sekunden bereits bei T1 Unterschiede von bis zu 6,8Ncm (Tab. 3), was zu ebenso stark unterschiedlichen Plateaus und MITs führte (Abb. 21).

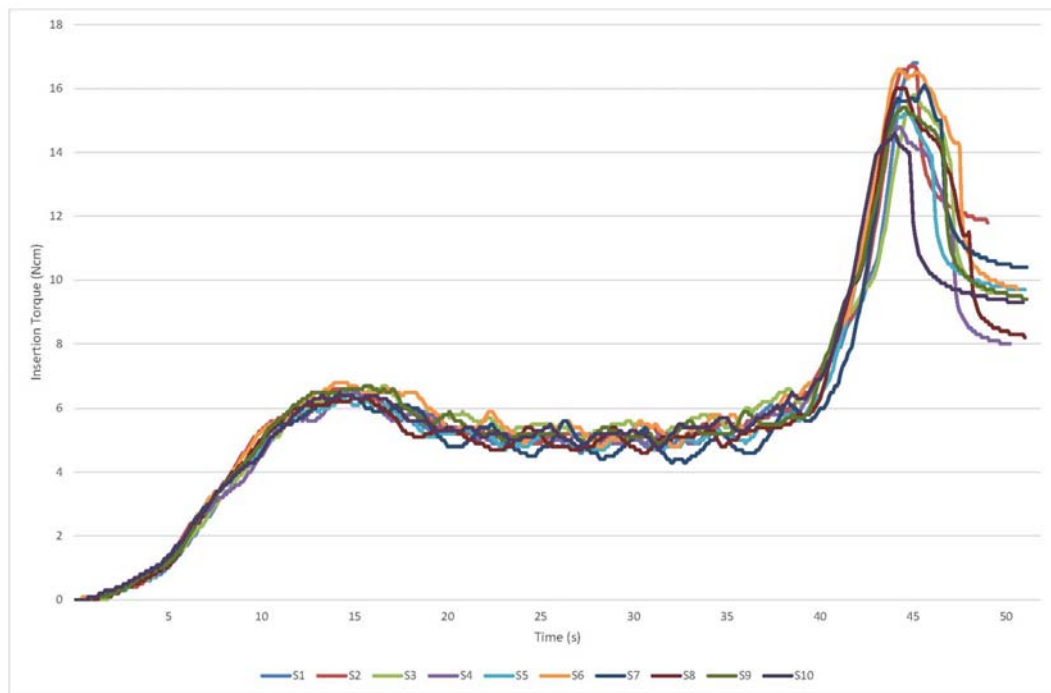


Abbildung 20. Verlaufsdiagramm der an Sawbones®-Blöcken gemessenen Eindrehmomente von BENEfit®-Miniimplantaten.

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	MW	SD
T1	6,1	6,6	6,5	6,5	6,3	6,8	6,4	6,3	6,7	6,4	6,38	0,66
T2	5,4	5,3	5,8	5,1	5,4	5,3	4,8	5,0	5,3	5,4	5,30	0,14
T3	5,1	5,1	5,2	5,1	4,7	5,6	5,0	4,8	4,9	5,0	5,08	0,19
T4	5,0	5,1	5,6	4,9	5,0	5,1	4,7	5,2	5,3	5,4	5,20	0,27
T5	6,0	6,0	6,2	6,0	5,9	6,5	6,0	6,0	5,9	6,9	6,07	0,33
T6	16,8	16,7	15,8	14,8	15,2	16,6	16,1	16,0	15,4	14,6	15,80	0,78

Tabelle 2. Gemessene Eindrehmomente der BENEfit®-Miniimplantate in Sawbones®-Blöcke zu den Zeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).

3 Ergebnisse

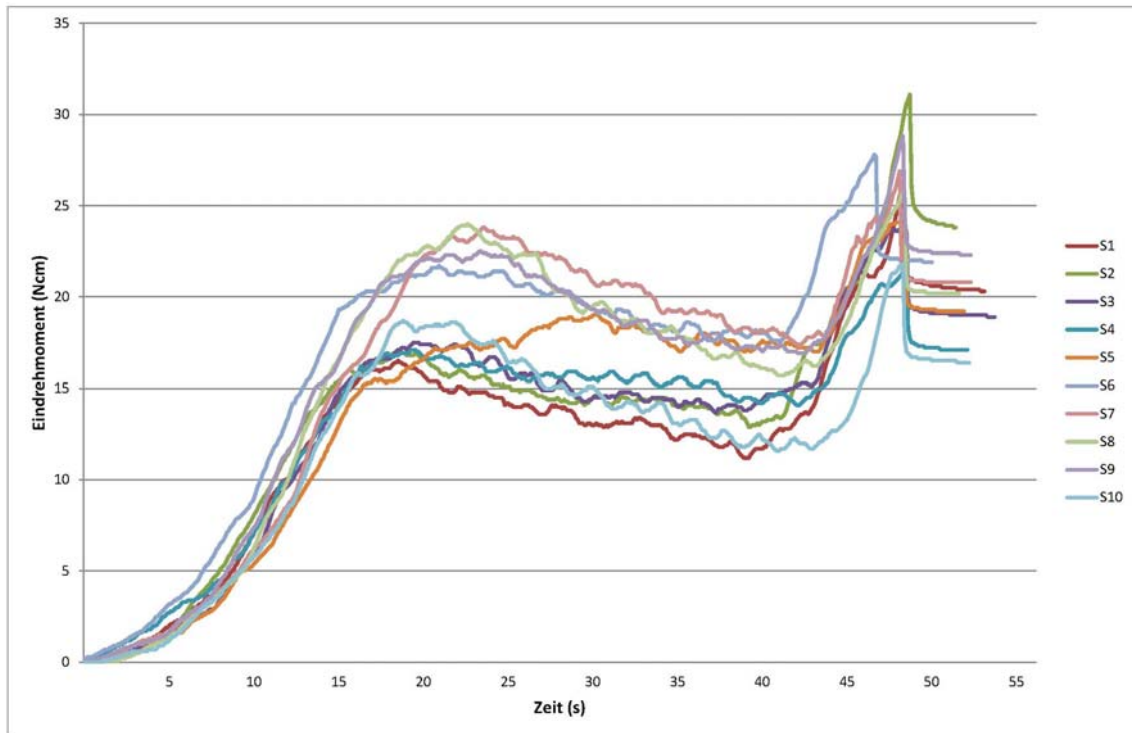


Abbildung 21. Verlaufdiagramm der an Schweinebeckenkamm gemessenen Eindrehmomente von BENEFit®-Miniimplantaten.

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	MW	SD
T1	16,5	17,1	17,5	16,9	17,1	20,3	23,3	22,0	21,1	18,7	18,52	2,78
T2	14,5	15,2	16,5	15,9	18,1	21,3	22,4	22,6	22,2	16,4	18,76	3,26
T3	13,0	14,3	14,3	15,6	18,3	20,1	20,6	19,0	19,2	14,0	17,11	3,12
T4	12,4	14,0	14,4	15,4	17,6	18,1	18,1	16,7	18,0	12,5	15,87	2,46
T5	12,9	13,4	15,4	15,0	17,0	17,6	17,9	16,9	17,6	12,7	15,64	2,16
T6	26,1	31,1	24,1	21,9	24,1	27,8	26,9	25,8	28,8	21,8	26,28	2,79

Tabelle 3. Gemessene Eindrehmomente der BENEFit®-Miniimplantate in Schweinebeckenkamm zu den Zeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).

Der Vergleich zwischen Sawbones®-Blöcken und Schweinebeckenkamm zeigte für die Messwerte zu T1 bis T6 signifikante Unterschiede des Drehmomentes. Die Streuung der Werte des MITs war mit $26,28 \pm 2,79$ Ncm beim Schweinebeckenkamm deutlich ausgeprägter (ca. 3,5-fach) als bei Sawbones®-Blöcken mit $15,8 \pm 0,78$ Ncm.

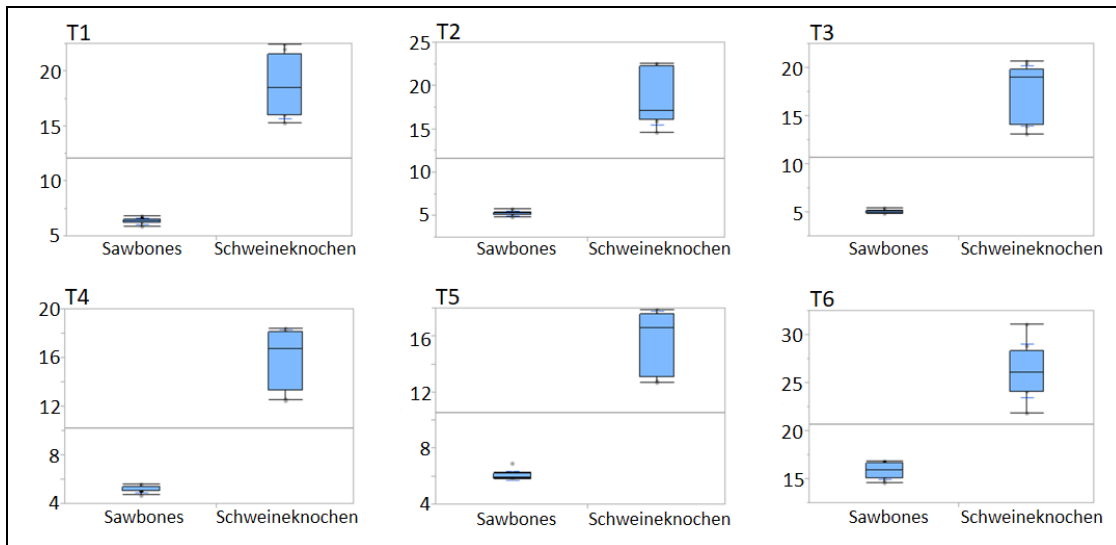


Abbildung 22. Vergleich der Eindrehmomente der BENEFit®-Miniimplantate in Sawbones®-Blöcke und Schweinebeckenkamm zu den Messzeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm).

3.1.2 Dual Top™

Das Dual Top™-Miniimplantat zeigte beim Eindrehen von jeweils zehn Exemplaren gleicher Größe sowohl in Sawbones®-Blöcke als auch in Schweinebeckenkamm eine homogene Drehmomententwicklung über den Gesamtverlauf (Abb. 23 und 24).

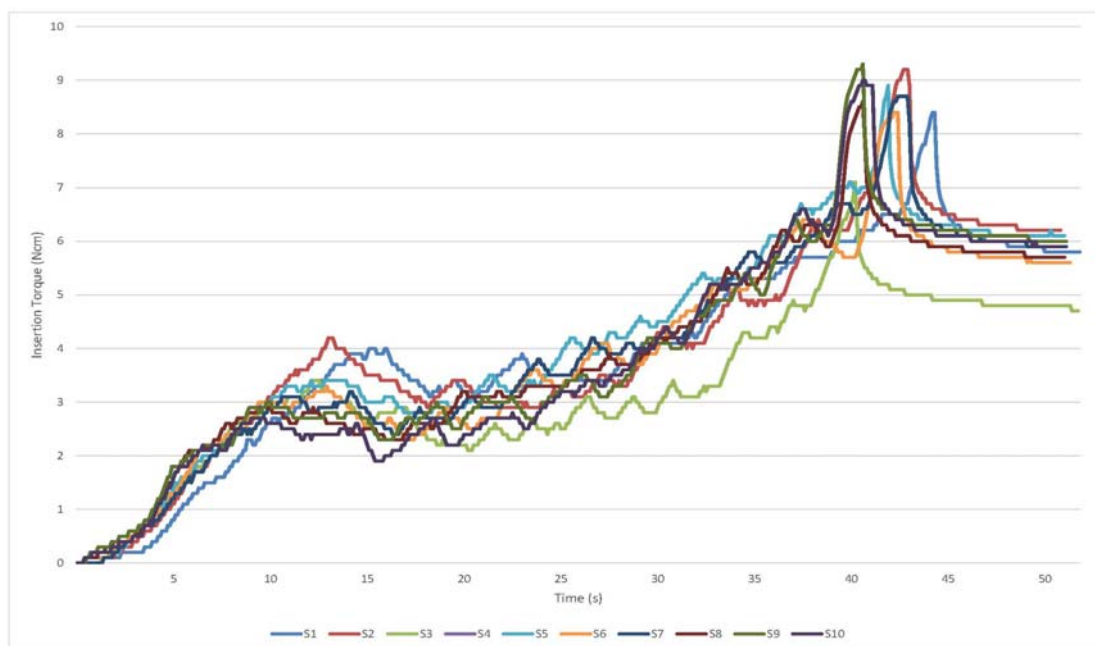


Abbildung 23. Verlaufsdigramm der an Sawbones®-Blöcken gemessenen Eindrehmomente von Dual Top™-Miniimplantaten.

3 Ergebnisse

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	MW	SD
T1	4,0	4,1	3,4	3,4	3,5	3,2	3,1	2,9	2,9	2,7	3,32	0,27
T2	3,4	3,4	2,2	2,9	3,4	2,8	2,7	2,4	2,4	2,1	2,77	0,50
T3	3,9	3,5	2,5	3,9	4,0	3,8	3,6	3,3	2,8	2,9	3,42	0,53
T4	5,3	5,1	3,1	5,2	5,3	5,2	5,1	4,4	4,1	4,2	4,70	0,73
T5	6,5	6,9	4,8	7,0	7,2	5,7	6,6	5,9	6,3	6,3	6,32	0,71
T6	8,4	9,2	7,1	8,9	9,2	8,4	8,7	8,6	9,3	9,0	8,68	0,64

Tabelle 4. Gemessene Eindrehmomente der Dual Top™-Miniimplantate in Sawbones®-Blöcke zu den Zeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).

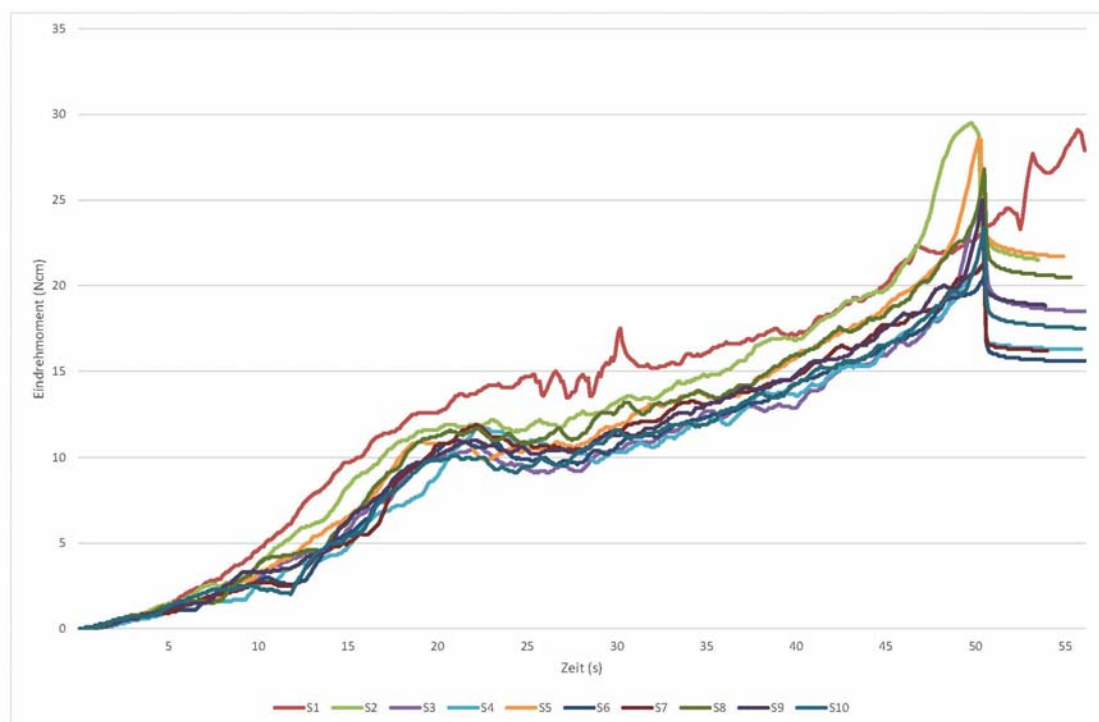


Abbildung 24. Verlaufdiagramm der an Schweinebeckenkamm gemessenen Eindrehmomente von Dual Top™-Miniimplantaten.

3 Ergebnisse

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	MW	SD
T1	12,6	11,6	9,9	11,7	10,8	10,8	10,8	11,1	10,0	9,9	10,92	0,86
T2	13,5	12,1	9,1	10,2	10,6	9,7	10,5	11,7	10,5	9,5	10,74	1,34
T3	16,5	13,4	11,6	12,1	13,2	12,4	13,2	13,7	12,7	11,9	13,07	1,39
T4	19,4	16,8	12,9	13,9	16,2	15,4	15,5	16,9	15,6	15,2	15,78	1,76
T5	23,3	19,6	16,6	17,4	21,0	19,5	18,7	22,6	19,9	19,5	19,81	0,69
T6	29,1	29,5	24,8	21,0	28,6	20,6	21,2	26,8	25,0	23,4	25,00	1,18

Tabelle 5. Gemessene Eindrehmomente der Dual Top™-Miniimplantate in Schweinebeckenkamm zu den Zeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).

Der Vergleich zwischen Sawbones®-Blöcken und Schweinebeckenkamm zeigte für die Messwerte zu T1 bis T6 geringe Unterschiede des Drehmomentes. Die Streuung der Werte des MITs war mit $25,00 \pm 1,18\text{Ncm}$ beim Schweinebeckenkamm ausgeprägter (ca. doppelt so ausgeprägt) als bei Sawbones®-Blöcken mit $8,68 \pm 0,64\text{Ncm}$ (Tab. 4 und 5).

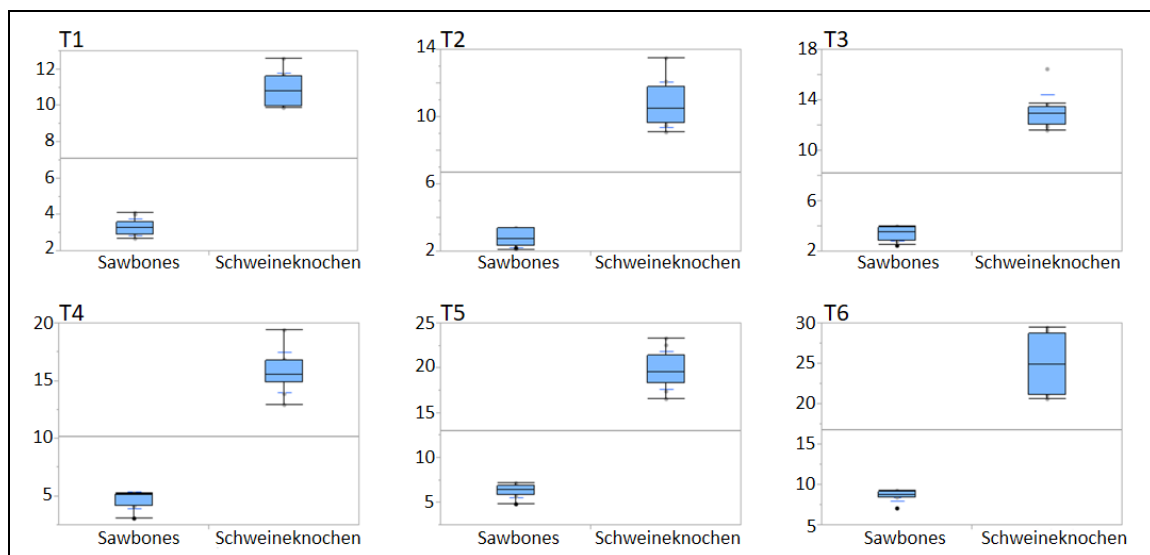


Abbildung 25. Vergleich der Eindrehmomente der Dual Top™-Miniimplantate in Sawbones®-Blöcke und Schweinebeckenkamm zu den Messzeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm).

3.1.3 tomas®-Pin

Der tomas®-Pin zeigte beim Eindrehen von zehn Exemplaren gleicher Größe in Sawbones®-Blöcke nach initialer Homogenität der Drehmomente über die ersten circa 10 Sekunden ab T1 unterschiedliche Verlaufsformen (Abb. 26). Der Eindrehversuch am Schweinebeckenkamm hingegen zeigte eine homogene Verlaufsform (Abb. 27).

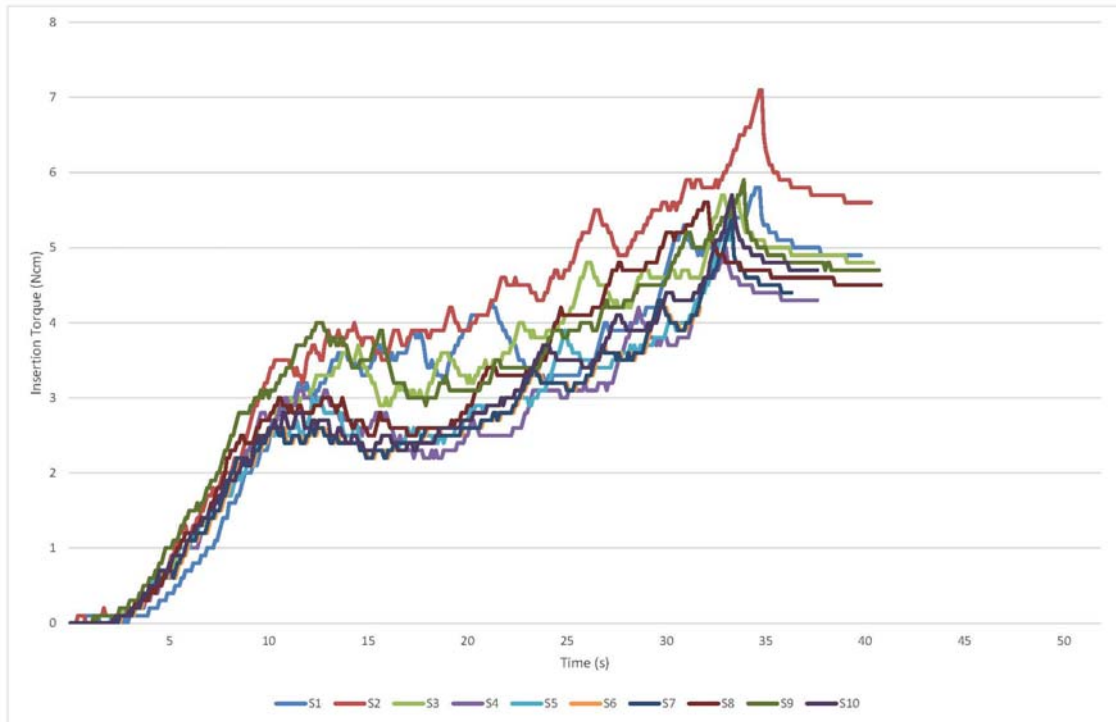


Abbildung 26. Verlaufsdiagramm der an Sawbones®-Blöcken gemessenen Eindrehmomente von tomas®-Pins.

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	MW	SD
T1	3,2	3,5	3,6	3,1	2,9	2,6	2,6	3,0	4,0	2,8	3,13	0,45
T2	3,6	3,5	3,2	2,4	2,5	1,9	2,3	2,5	3,2	2,4	2,75	0,58
T3	4,0	4,3	4,0	2,5	2,9	2,3	2,6	2,8	3,3	2,9	3,16	0,71
T4	3,4	5,3	4,3	3,1	3,6	2,8	3,2	3,9	3,9	3,4	3,69	0,72
T5	4,9	5,8	4,6	3,8	3,8	3,2	3,9	4,7	4,5	4,3	4,35	0,73
T6	5,8	7,1	5,7	5,0	5,4	4,3	5,4	5,6	5,9	5,7	5,59	0,71

Tabelle 6. Gemessene Eindrehmomente der tomas®-Pins in Sawbones®-Blöcke zu den Zeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).

3 Ergebnisse

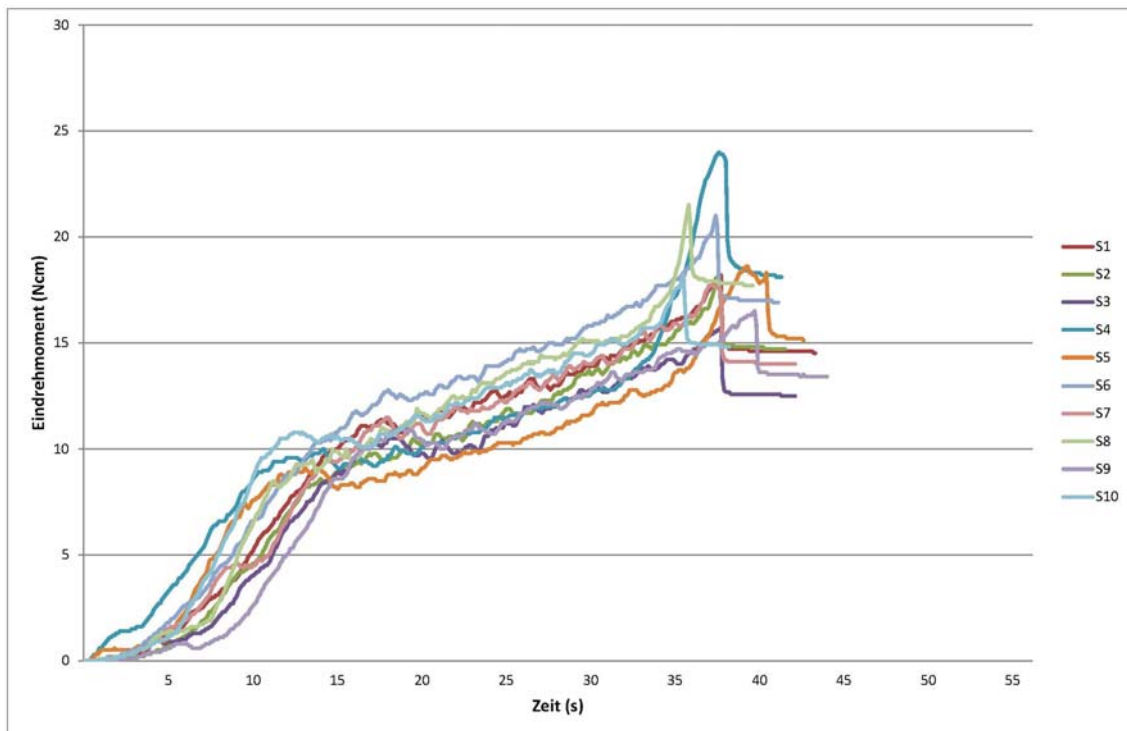


Abbildung 27. Verlaufsdiagramm der an Schweinebeckenkamm gemessenen Eindrehmomente von tomas®-Pins.

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	MW	SD
T1	11,1	9,8	10,4	9,6	9,1	10,3	9,5	9,2	10,0	10,8	9,98	0,67
T2	11,8	10,6	9,8	9,4	8,9	12,4	11,2	10,8	10,6	10,7	10,62	1,06
T3	13,0	11,8	12,1	10,8	9,9	13,9	12,2	13,0	12,2	12,4	12,13	1,13
T4	14,3	14,0	13,0	12,4	11,3	15,8	14,0	14,5	13,5	13,9	13,67	1,23
T5	16,2	15,9	14,7	13,0	12,9	18,0	15,8	16,7	14,9	15,7	15,22	1,90
T6	18,2	18,1	15,7	24,0	18,6	21,0	17,7	21,5	16,5	18,2	18,22	3,47

Tabelle 7. Gemessene Eindrehmomente der tomas®-Pins in Schweinebeckenkamm zu den Zeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm; MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).

Der Vergleich zwischen Sawbones®-Blöcken und Schweinebeckenkamm zeigte für die Messwerte zu T1 bis T6 geringe Unterschiede des Drehmomentes. Die Streuung der Werte des MITs war mit $18,22 \pm 3,47\text{Ncm}$ beim Schweinebeckenkamm deutlich ausgeprägter (ca. 5-fach) als bei Sawbones®-Blöcken mit $5,59 \pm 0,71\text{Ncm}$.

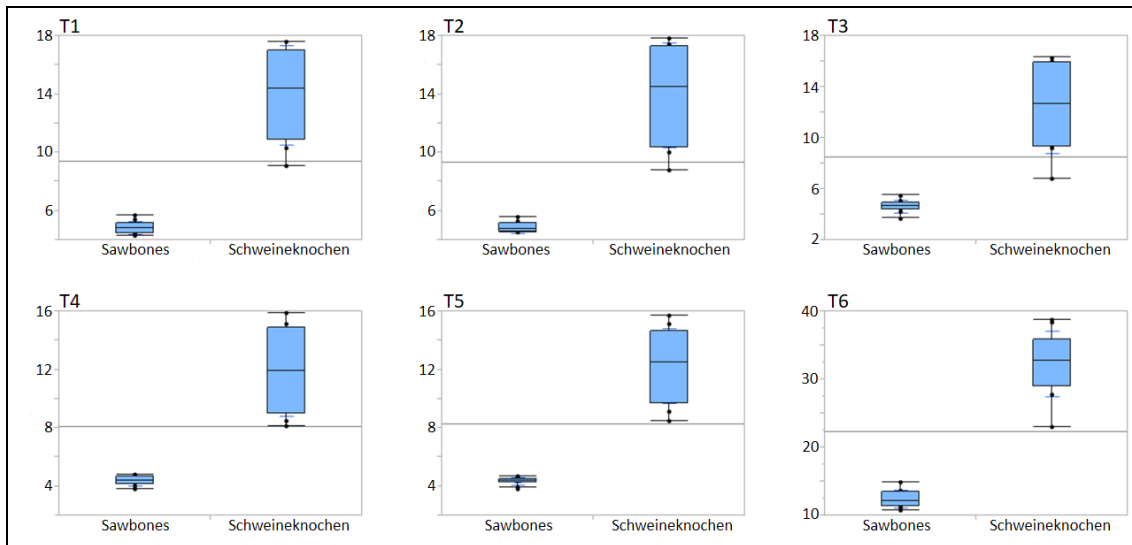


Abbildung 28. Vergleich der Eindrehmomente der tomas[®]-Pins in Sawbones[®]-Blöcke und Schweinebeckenkamm zu den Messzeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm).

3.1.4 Yesanchor[®]

Das Yesanchor[®]-Miniimplantat zeigte beim Eindrehen von zehn Exemplaren gleicher Größe in Sawbones[®]-Blöcke eine gleichförmige Drehmomententwicklung über den Gesamtverlauf (Abb. 29). Der Eindrehverlauf beim Schweinebeckenkamm hingegen zeigte nach initialer Homogenität der Drehmomente über die ersten circa 15 Sekunden bereits bei T1 Unterschiede von bis zu 8,5Ncm (Tab. 8), was ebenso zu stark unterschiedlichen Plateaus und MITs führte (Abb. 30).

3 Ergebnisse

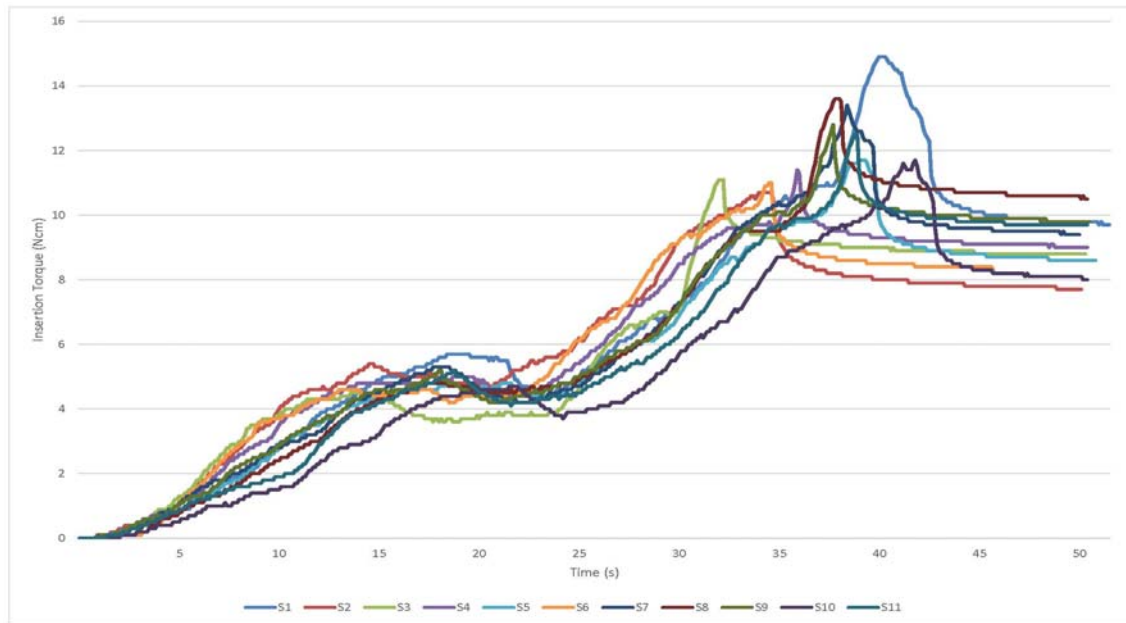


Abbildung 29. Verlaufdiagramm der an Sawbones®-Blöcken gemessenen Eindrehmomente von Yesanchor®-Miniimplantaten.

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	MW	SD
T1	5,7	5,4	4,3	4,8	4,5	4,6	5,1	4,8	4,6	4,4	4,86	0,48
T2	5,6	5,1	4,5	4,8	4,6	4,5	5,3	4,7	4,8	4,5	4,85	0,37
T3	5,5	5,1	3,7	4,9	4,6	4,5	4,6	4,5	4,7	4,7	4,65	0,49
T4	4,7	4,8	3,8	4,7	4,6	4,3	4,3	4,5	4,2	4,0	4,39	0,33
T5	4,4	4,7	3,8	4,5	4,4	4,6	4,4	4,6	4,5	3,9	4,36	0,29
T6	14,9	10,7	11,1	11,4	11,7	11,0	13,4	13,6	12,8	11,7	12,38	1,31

Tabelle 8. Gemessene Eindrehmomente der Yesanchor®-Miniimplantate in Sawbones®-Blöcke zu den Zeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).

3 Ergebnisse

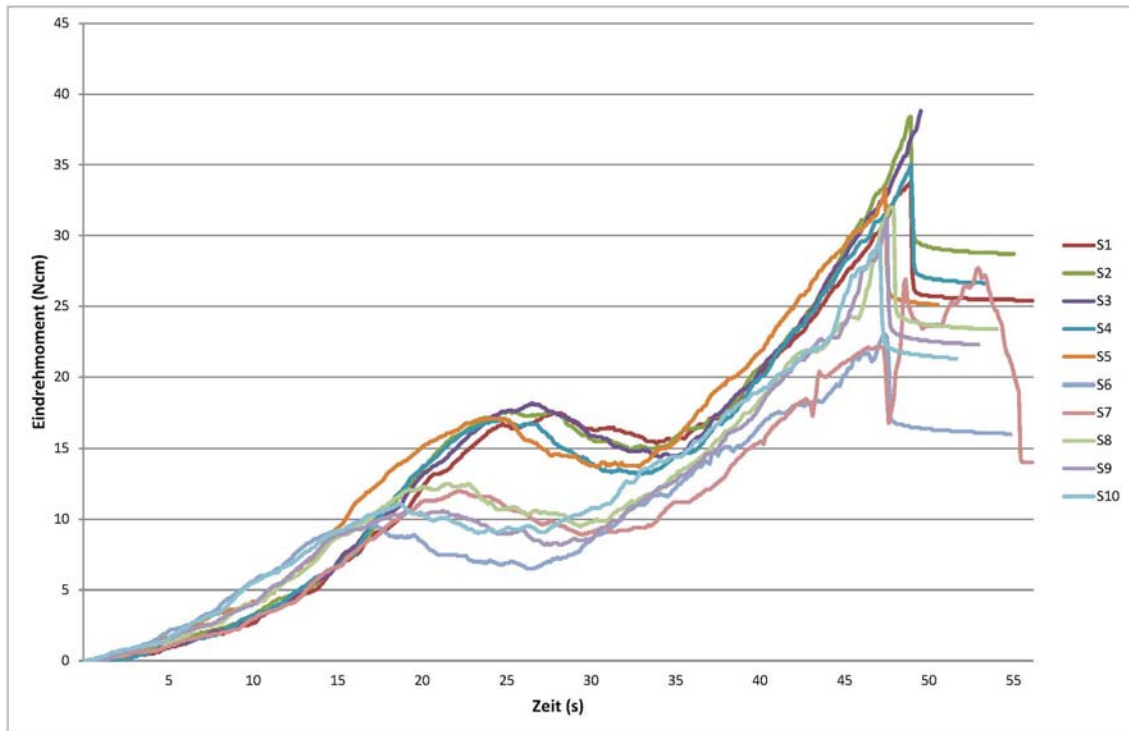


Abbildung 30. Verlaufsdiagramm der an Schweinebeckenkamm gemessenen Eindrehmomente von Yesanchor®-Miniimplantaten.

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	MW	SD
T1	16,7	17,6	17,6	16,8	16,8	9,1	11,3	12,1	10,3	11,1	13,94	3,43
T2	17,3	17,4	17,8	16,7	17,0	8,8	11,6	12,3	10,5	10,0	13,94	3,61
T3	16,3	16	15,9	14,9	14,5	6,8	9,7	10,8	9,4	9,2	12,35	3,52
T4	15,9	15,1	14,8	13,4	13,8	8,1	9,2	10,4	8,5	9,4	11,86	3,02
T5	15,7	15,1	14,5	13,3	13,8	11,7	11,2	9,9	8,5	9,1	12,28	2,57
T6	33,8	38,4	38,8	35,0	33,4	23,0	27,7	32,0	31,2	29,5	32,28	4,80

Tabelle 9. Gemessene Eindrehmomente der Yesanchor®-Miniimplantate in Schweinebeckenkamm zu den Zeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).

Der Vergleich zwischen Sawbones®-Blöcken und Schweinebeckenkamm zeigte für die Messwerte zu T1 bis T6 signifikante Unterschiede des Drehmomentes. Die Streuung der Werte des MITs war mit $32,28 \pm 4,80$ Ncm beim Schweinebeckenkamm deutlich ausgeprägter (ca. 3,5-fach) als bei Sawbones®-Blöcken mit $12,38 \pm 1,31$ Ncm (Tab. 8 und 9).

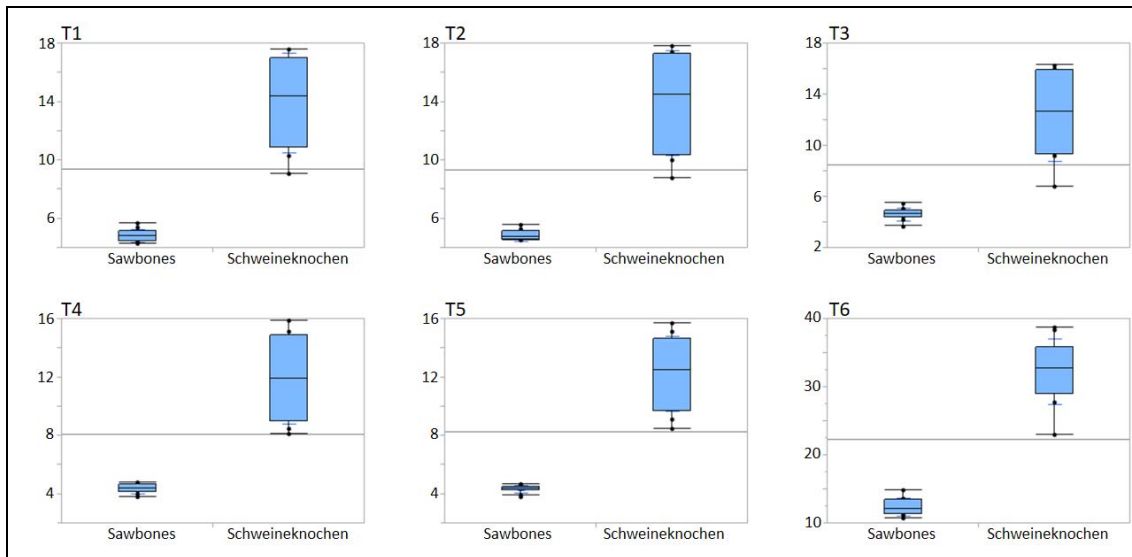


Abbildung 31. Vergleich der Eindrehmomente der Yesanchor®-Miniimplantate in Sawbones®-Blöcke und Schweinebeckenkamm zu den Messzeitpunkten T1 bis T6 (Einheit: Ncm).

3.2 Messung der Ausreißkräfte

Die an den vier hier untersuchten Miniimplantat-Typen entstandenen Ausreißkräfte wurden sowohl am Schweinebeckenkamm als auch an Sawbones®-Blöcken über den gesamten vertikalen Ausreißverlauf gemessen. Die hierbei zu Stande gekommenen Spannungs-Dehnungs-Kurven haben allesamt folgenden Verlauf gemeinsam: Während eines steilen Kraftanstieges zeigte sich im Bereich 40-60N ein kurzzeitiger Spannungsabfall. Nach Erreichen der maximalen Ausreißkraft (Max F) nahm die Kurve drastisch ab. Aufgrund dieses Verlaufes wurden zur Analyse der Ausreißkraftentwicklung folgende drei Zeitpunkte berücksichtigt:

- T1: Beginn des intermediären Spannungsabfalles
- T2: Ende des intermediären Spannungsabfalles
- T3: Maximale Spannung/Ausreißkraft (Max F)

3.2.1 BENEFit®

An den Sawbones®-Blöcken zeigten die Spannungskurven der zehn BENEFit®-Miniimplantate eine homogene Form (Abb. 32). Der kurzzeitige Spannungsabfall fand im Bereich zwischen 41,65N und 53,04N statt.

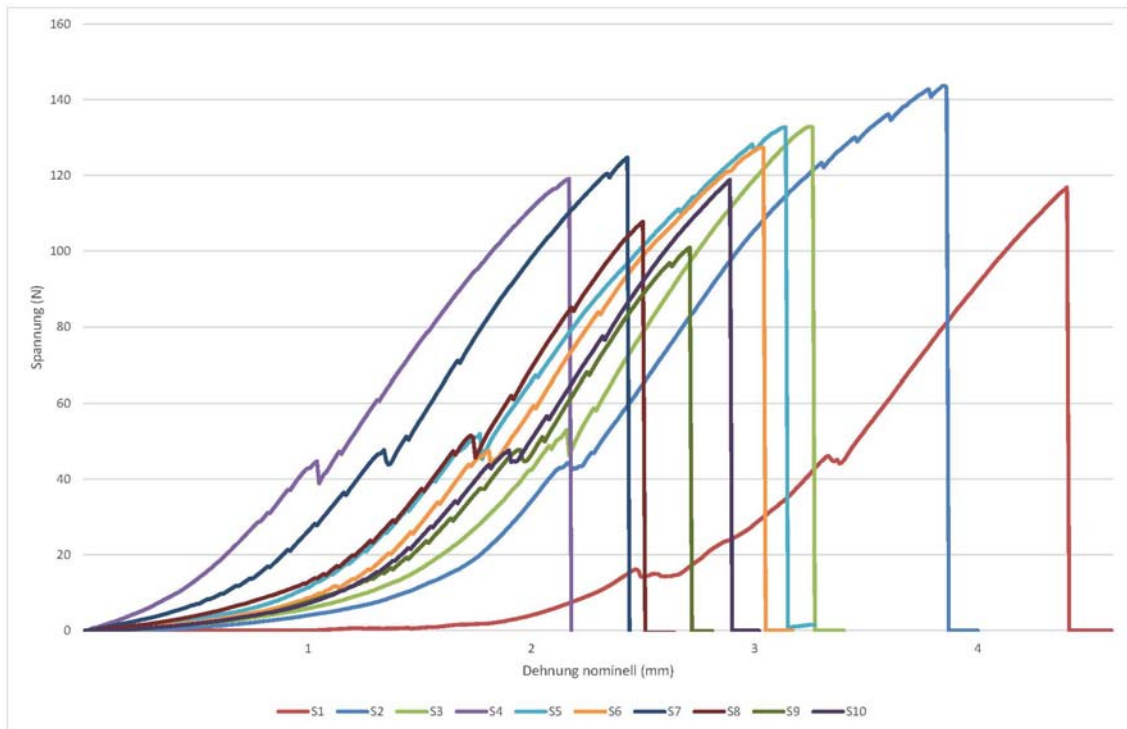


Abbildung 32. Verlaufsdigramm der Ausreißkraft der BENEFit®-Miniimplantate beim Ausreißversuch aus Sawbones®-Blöcken.

Die gemessenen Ausreißkräfte der Implantate zu den jeweiligen Messzeitpunkten sind in Tabelle 10 zusammengefasst.

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	MW	SD
T1	46,11	44,44	53,04	44,82	51,90	47,50	47,67	51,51	47,78	47,66	48,23	2,98
T2	44,17	42,75	47,74	41,65	48,00	45,33	44,10	46,93	44,84	44,91	45,04	2,06
T3	116,86	143,22	132,96	119,14	133,00	127,33	124,77	107,81	100,99	118,88	122,50	12,53

Tabelle 10. Gemessene Ausreißkräfte der BENEFit®-Miniimplantate aus Sawbones®-Blöcken zu den Zeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).

3 Ergebnisse

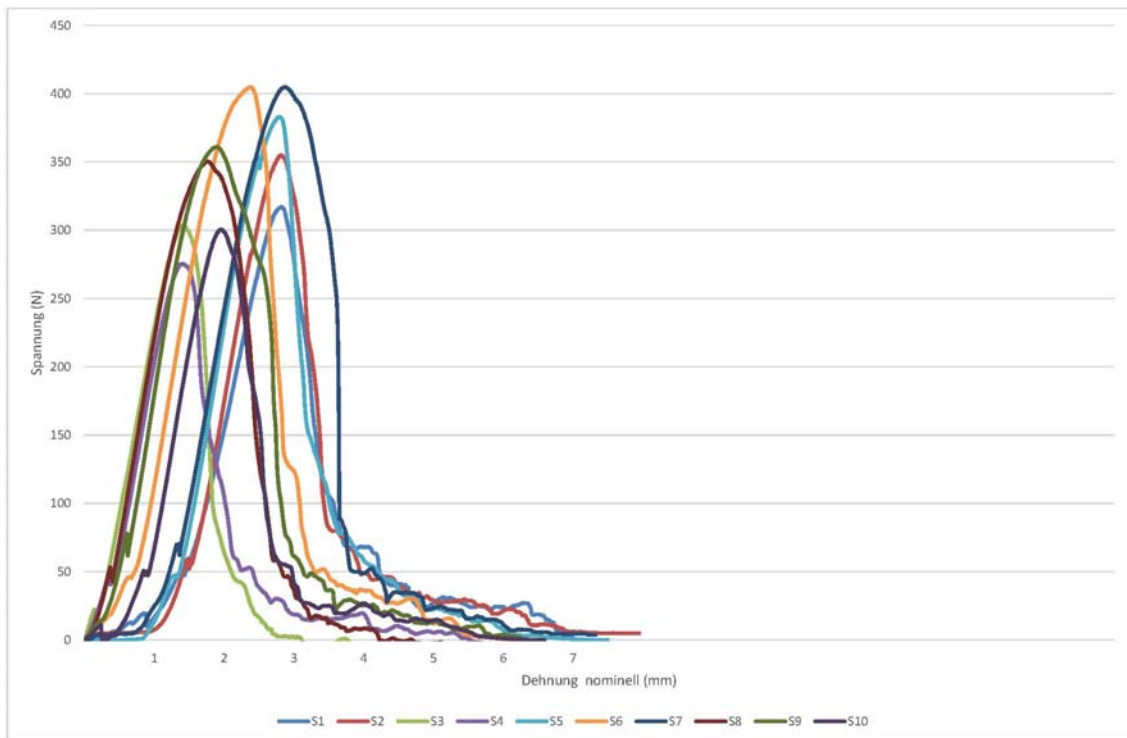


Abbildung 33. Verlaufsdiagramm der Ausreißkräfte der BENEFit®-Miniimplantate beim Ausreißversuch aus Schweinebeckenkamm.

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	MW	SD
T1	50,12	59,90	22,14	45,62	47,03	44,78	70,44	53,22	77,91	50,69	52,19	15,27
T2	47,30	55,78	16,80	42,45	47,82	45,25	65,21	46,31	68,10	50,55	48,56	14,06
T3	317,07	355,01	303,68	284,50	382,80	404,97	404,84	350,41	360,99	300,61	345,59	45,06

Tabelle 11. Gemessene Ausreißkräfte der BENEFit®-Miniimplantate aus Schweinebeckenkamm zu den Zeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).

Der Mittelwert der gemessenen Max F-Werte zu T3 war beim Schweinebeckenkamm mit $345,59 \pm 45,06\text{N}$ durchschnittlich um $223,09\text{N}$ höher als bei den Sawbones®-Blöcken mit $122,50 \pm 12,53\text{N}$. Die Streuung der Werte zum Zeitpunkt T3 (Max F) war beim Schweinebeckenkamm ausgeprägter (Abb. 34).

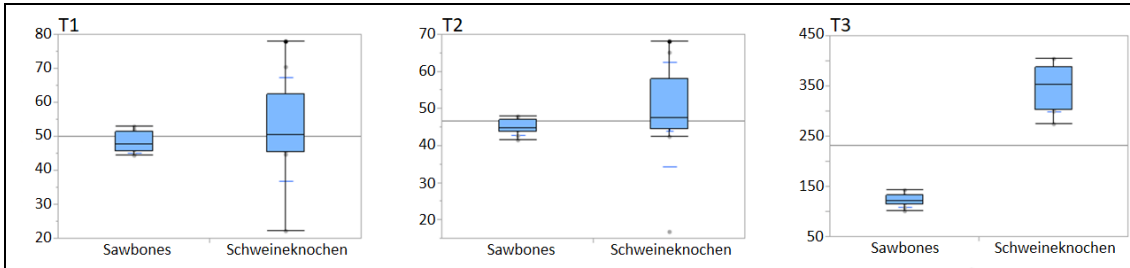


Abbildung 34. Vergleich der Ausreißkräfte der BENEFIT®-Miniimplantate aus Sawbones®-Blöcken und Schweinebeckenkamm zu den Messzeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: N).

3.2.2 Dual Top™

An den Sawbones®-Blöcken zeigten die zehn Dual Top™-Miniimplantate unterschiedliche Anstiegskurven (Abb. 35). Die Max F-Werte zum Zeitpunkt T3 lagen zwischen 107,30N und 124,34N (Tab. 12).

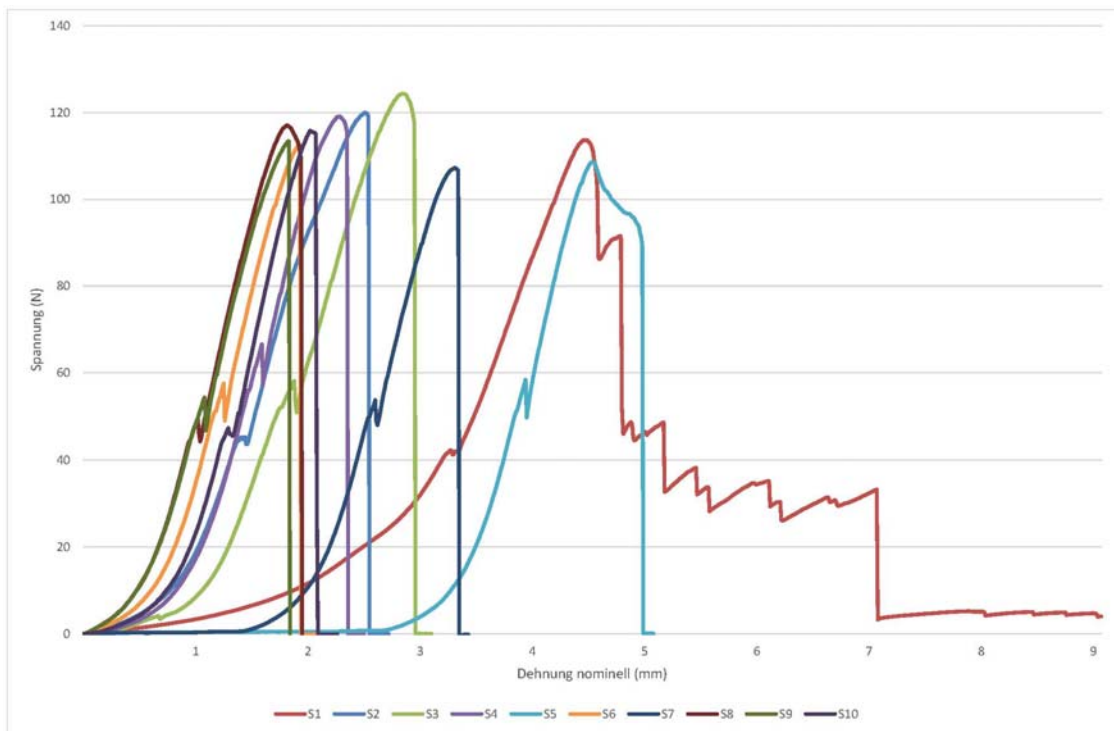


Abbildung 35. Verlaufsdiagramm der Ausreißkräfte der Dual Top™-Miniimplantate beim Ausreißversuch aus Sawbones®-Blöcken.

3 Ergebnisse

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	MW	SD
T1	42,28	45,40	58,12	66,55	58,46	57,57	53,83	49,22	54,48	46,78	53,27	7,37
T2	42,13	44,41	51,00	59,30	51,66	52,41	51,96	48,09	51,39	45,96	49,83	4,88
T3	113,63	119,97	124,34	119,08	108,65	112,65	107,30	117,03	113,41	115,84	115,19	5,20

Tabelle 12. Gemessene Ausreißkräfte der Dual Top™-Miniimplantate aus Sawbones®-Blöcken zu den Zeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).

Die Verlaufskurven am Schweinebeckenkamm zeigten unterschiedliche Verlaufsformen (Abb. 36). Die Werte zu den Zeitpunkten T1 und T2 der Schrauben S2 und S6 konnten wegen nicht vorhandenen intermediären Spannungsabfalles nicht gemessen werden. Die gemessenen Max F-Werte beim Schweinebeckenkamm lagen mit $277,95 \pm 62,33\text{N}$ durchschnittlich um 162N höher als bei den Sawbones®-Blöcken mit $115,20 \pm 5,20\text{N}$ (Tab. 13).

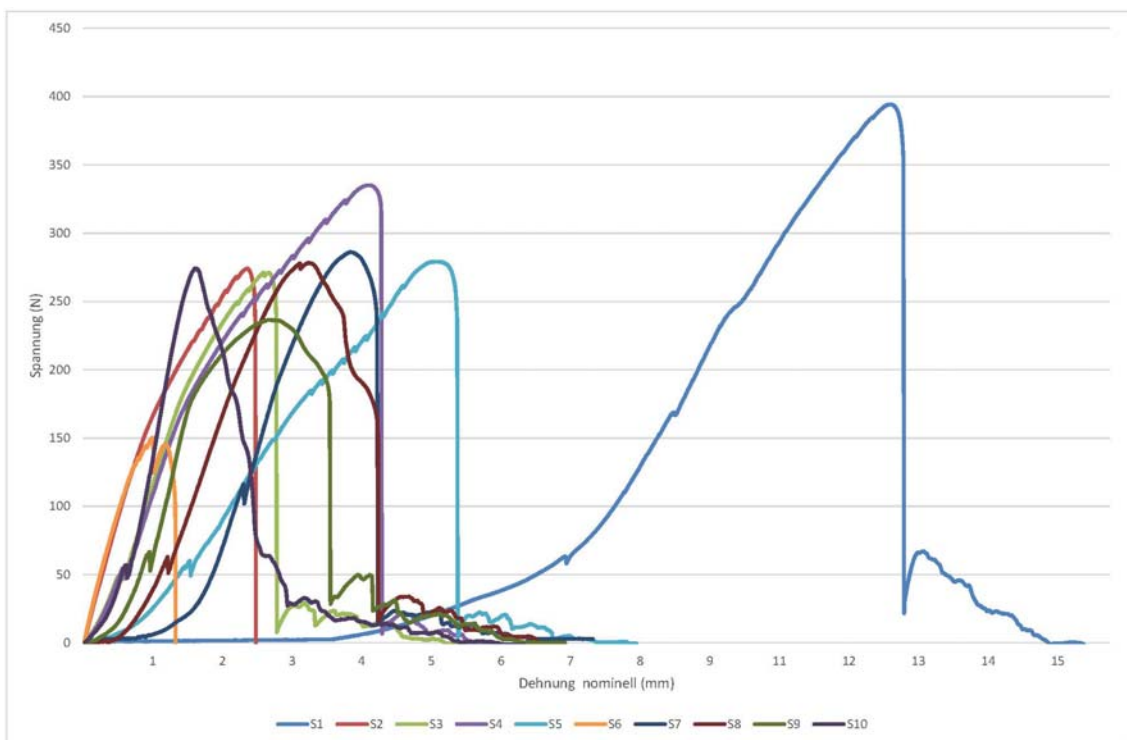


Abbildung 36. Verlaufsdiagramm der Ausreißkräfte der Dual Top™-Miniimplantate beim Ausreißversuch aus Schweinebeckenkamm.

3 Ergebnisse

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	MW	SD
T1	63,43		50,13	56,76	60,00		116,29	63,00	66,73	56,64	66,62	20,71
T2	59,35		47,02	50,91	51,33		104,67	52,96	55,42	49,45	58,89	18,88
T3	394,32	274,06	271,20	335,27	279,25	150,37	286,25	278,14	236,58	274,10	277,95	62,33

Tabelle 13. Gemessene Ausreißkräfte der Dual Top™-Miniimplantate aus Schweinebeckenkamm zu den Zeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).

Die Streuung der Max F-Werte war beim Schweinebeckenkamm deutlich ausgeprägter als bei den Sawbones®-Blöcken (Abb. 37).

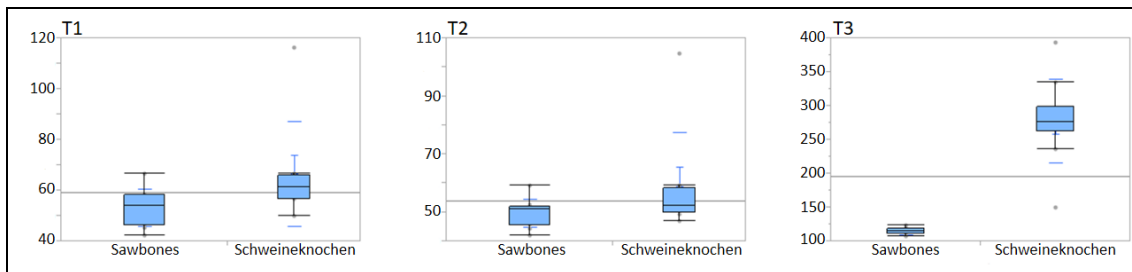


Abbildung 37. Vergleich der Ausreißkräfte der Dual Top™-Miniimplantate aus Sawbones®-Blöcken und Schweinebeckenkamm zu den Messzeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: N).

3.2.3 tomas®-Pin

An den Sawbones®-Blöcken zeigten die zehn tomas®-Pins eine einheitliche Form der Anstiegskurve (Abb. 38). Abgesehen von den Ausreißern S4 und S7 lagen die Max F-Werte zum Zeitpunkt T3 zwischen 104,99N und 124,72N (Tab. 14).

3 Ergebnisse

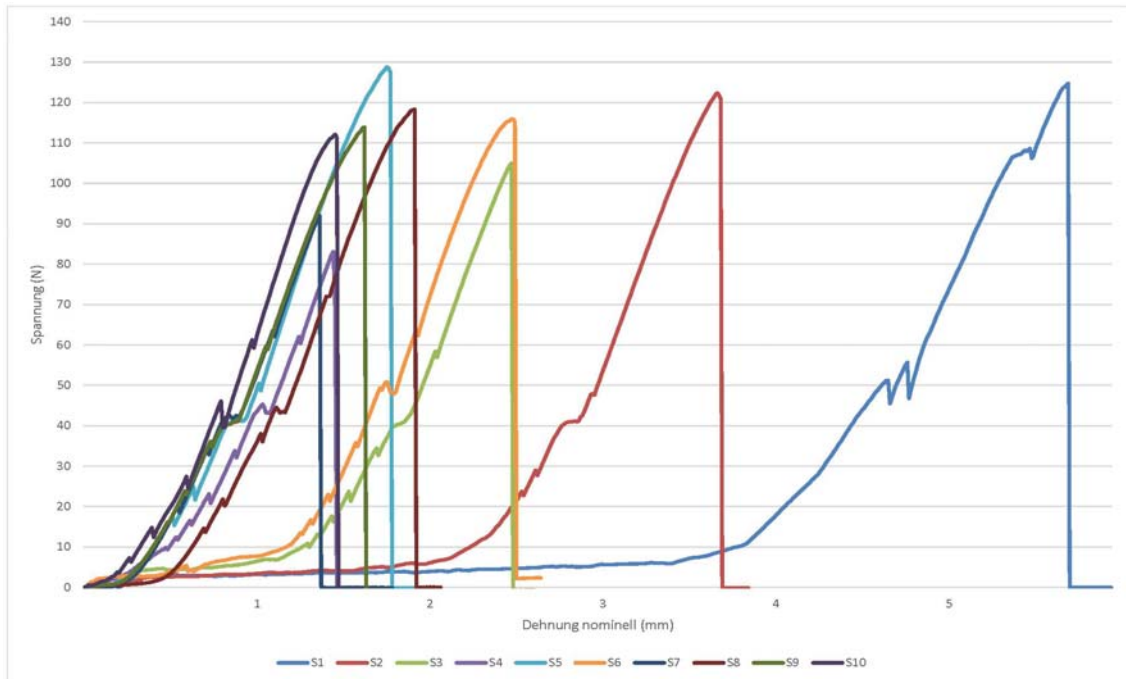


Abbildung 38. Verlaufsdigramm der Ausreißkräfte der tomas®-Pins beim Ausreißversuch aus Sawbones®-Blöcken.

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	MW	SD
T1	51,18	40,53	40,37	45,26	40,54	50,84	42,29	44,48	40,34	46,05	44,19	4,18
T2	50,33	41,23	43,01	43,67	41,11	49,64	42,19	43,23	40,95	41,00	43,64	3,49
T3	124,72	122,33	104,99	83,06	128,78	115,84	92,00	118,31	113,90	112,09	111,60	14,50

Tabelle 14. Gemessene Ausreißkräfte der tomas®-Pins aus Sawbones®-Blöcken zu den Zeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).

Beim Ausreißversuch aus dem Schweinebeckenkamm konnten die Werte der Schraube S8 zu den Zeitpunkten T1 und T2 wegen nicht vorhandenen intermediären Spannungsabfalles nicht gemessen werden (Abb. 39). Die gemessenen Max F-Werte zum Zeitpunkt T3 lagen beim Schweinebeckenkamm mit $264,68 \pm 54,68\text{N}$ durchschnittlich ca. 153N höher als bei den Sawbones®-Blöcken mit $111,60 \pm 14,50\text{N}$ (Tab. 14 und 15).

3 Ergebnisse

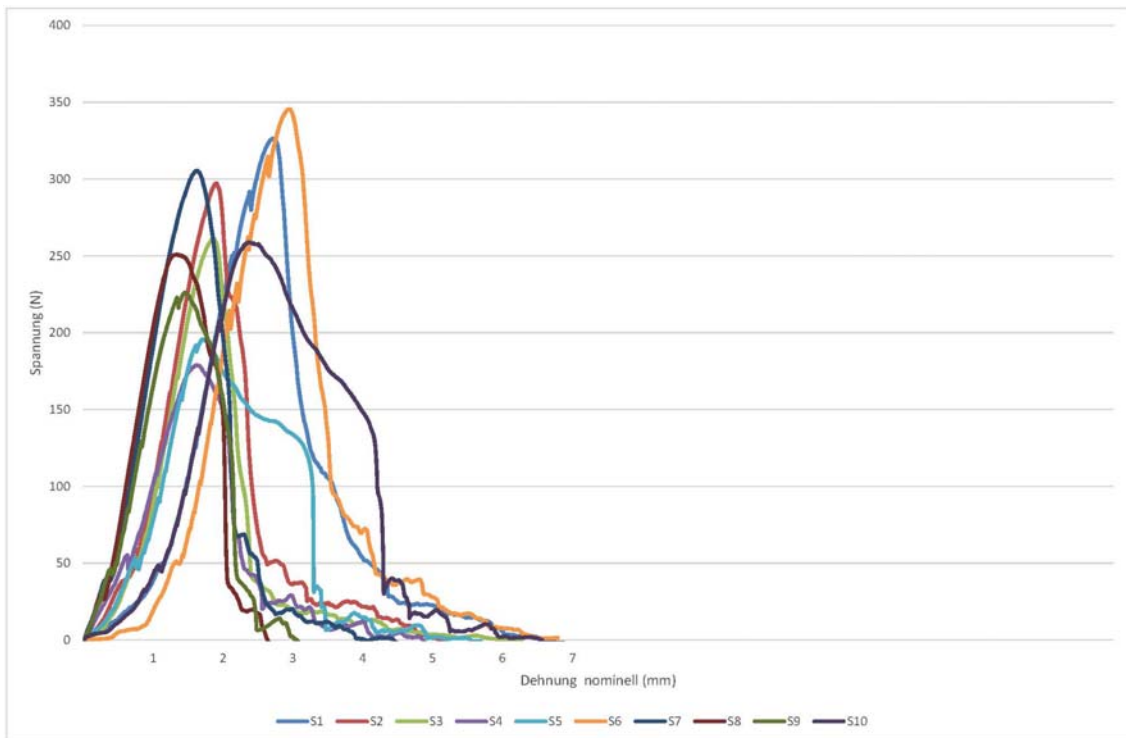


Abbildung 39. Verlaufsdiagramm der Ausreißkräfte der tomas®-Pins beim Ausreißversuch aus Schweinebeckenkamm.

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	MW	SD
T1	49,12	57,20	52,23	55,25	53,13	51,21	40,25		46,45	48,52	50,37	5,06
T2	49,65	58,65	51,27	48,65	49,51	50,45	38,89		44,17	46,49	48,64	5,38
T3	326,51	297,19	261,27	178,98	195,66	345,52	305,58	251,00	226,22	258,90	264,68	54,68

Tabelle 15. Gemessene Ausreißkräfte der tomas®-Pins aus Schweinebeckenkamm zu den Zeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).

Die Streuung der Max F-Werte war beim Schweinebeckenkamm deutlich ausgeprägter als bei den Sawbones®-Blöcken (Abb. 34).

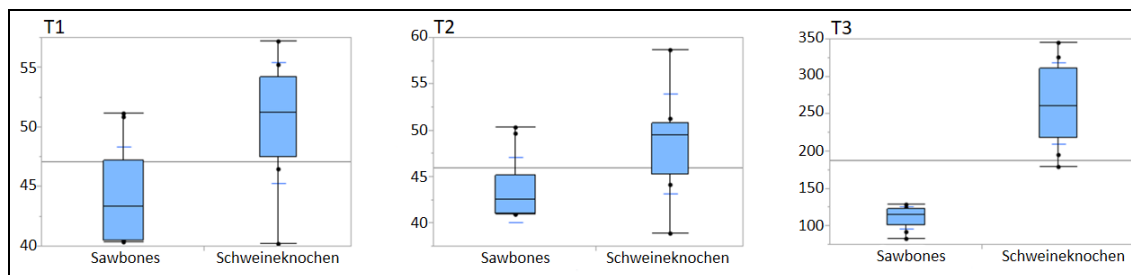


Abbildung 40. Vergleich der Ausreißkräfte der tomas®-Pins aus Sawbones®-Blöcken und Schweinebeckenkamm zu den Messzeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: N).

3.2.4 Yesanchor®

Bei den Sawbones®-Blöcken zeigten die zehn Yesanchor®-Miniimplantate unterschiedliche Spannungskurven (Abb. 41). Die Max F-Werte zum Zeitpunkt T3 lagen zwischen 71,60N und 106,02N (Tab. 16).

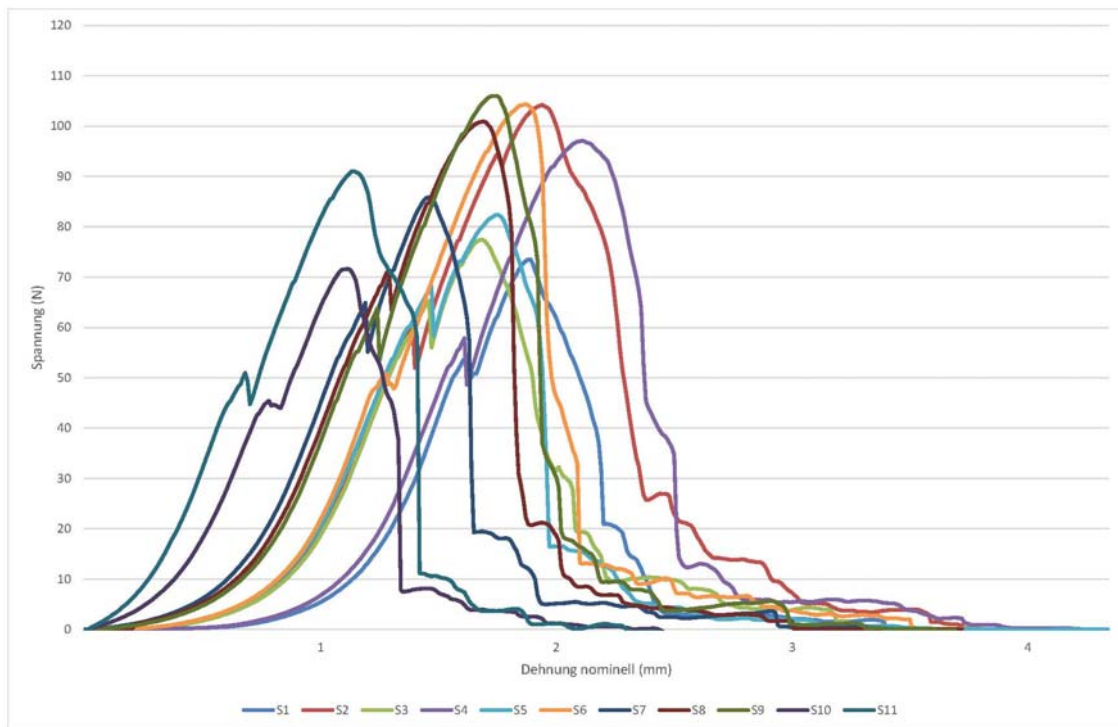


Abbildung 41. Verlaufsdigramm der Ausreißkräfte der Yesanchor®-Miniimplantate beim Ausreißversuch aus Sawbones®-Blöcken.

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	MW	SD
T1	53,70	60,39	65,28	57,91	68,04	64,89	71,31	63,77	45,44	49,33	60,01	8,36
T2	50,80	56,31	57,85	54,61	61,90	62,66	67,17	60,98	43,97	49,11	56,54	7,08
T3	73,50	104,22	77,45	97,11	82,40	85,83	100,93	106,02	71,60	91,05	89,01	12,74

Tabelle 16. Gemessene Ausreißkräfte der Yesanchor®-Miniimplantate aus Sawbones®-Blöcken zu den Zeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).

Die Verlaufskurven beim Schweinebeckenkamm zeigten sehr unregelmäßige Formen (Abb. 42). Die gemessenen Max F-Werte beim Schweinebeckenkamm lagen mit $340,60 \pm 105,74\text{N}$ durchschnittlich ca. 251N höher als bei den Sawbones®-Blöcken mit $89,01 \pm 12,75\text{N}$ (Tab. 16 und 17).

3 Ergebnisse

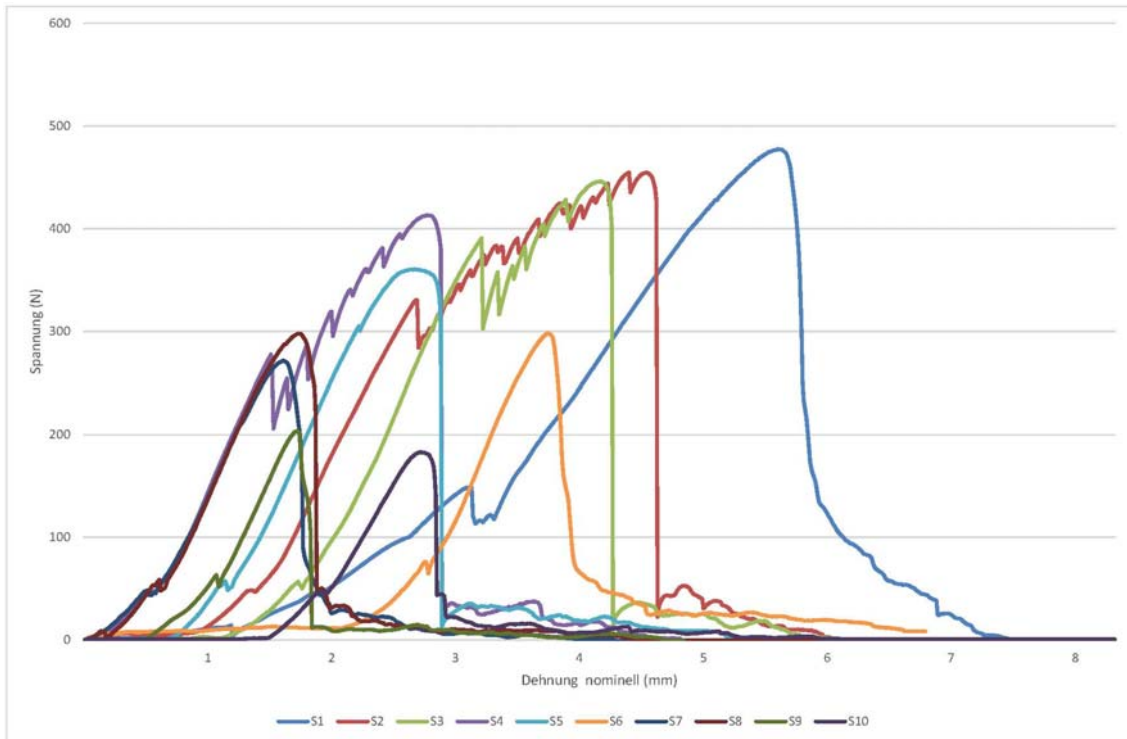


Abbildung 42. Verlaufsdigramm der Ausreißkräfte der Yesanchor®-Miniimplantate beim Ausreißversuch aus Schweinebeckenkamm.

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	MW	SD
T1	45,01	48,65	56,88	48,57	55,08	76,26	48,64	58,55	63,36	46,96	54,80	9,57
T2	44,29	47,35	51,74	46,62	52,77	72,47	45,45	51,78	58,65	46,12	51,72	8,50
T3	477,45	454,79	446,14	413,17	360,49	298,17	271,56	297,77	203,50	182,94	340,60	105,74

Tabelle 17. Gemessene Ausreißkräfte der Yesanchor®-Miniimplantate aus Schweinebeckenkamm zu den Zeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: Ncm; S = Schraube, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung).

Die Streuung der Max F-Werte war beim Schweinebeckenkamm deutlich ausgeprägter als bei den Sawbones®-Blöcken (Abb. 43).

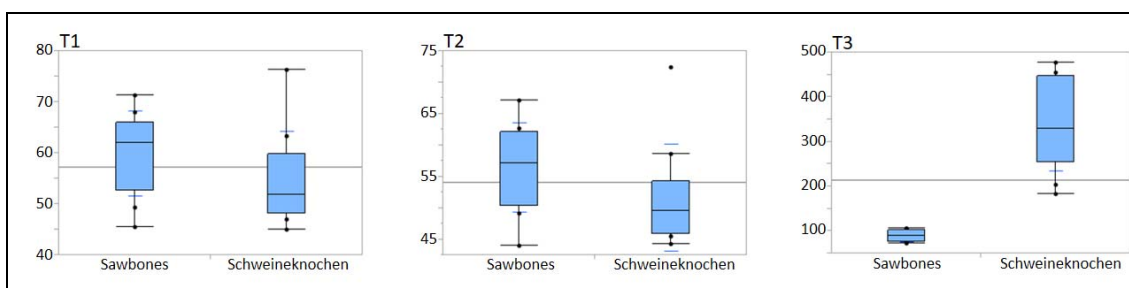


Abbildung 43. Vergleich der Ausreißkräfte der Yesanchor®-Miniimplantate aus Sawbones®-Blöcken und Schweinebeckenkamm zu den Messzeitpunkten T1 bis T3 (Einheit: N).

3.3 Vergleich der Miniimplantate in synthetischem Knochenmaterial

3.3.1 Die maximalen Eindrehmomente (MIT) in Sawbones®-Blöcke

Die maximalen Eindrehmomente (MIT) der vier Miniimplantat-Sorten in Sawbones®-Blöcke zeigten allesamt im gegenseitigen Vergleich signifikante Unterschiede ($p < .0001$, Abb. 44).

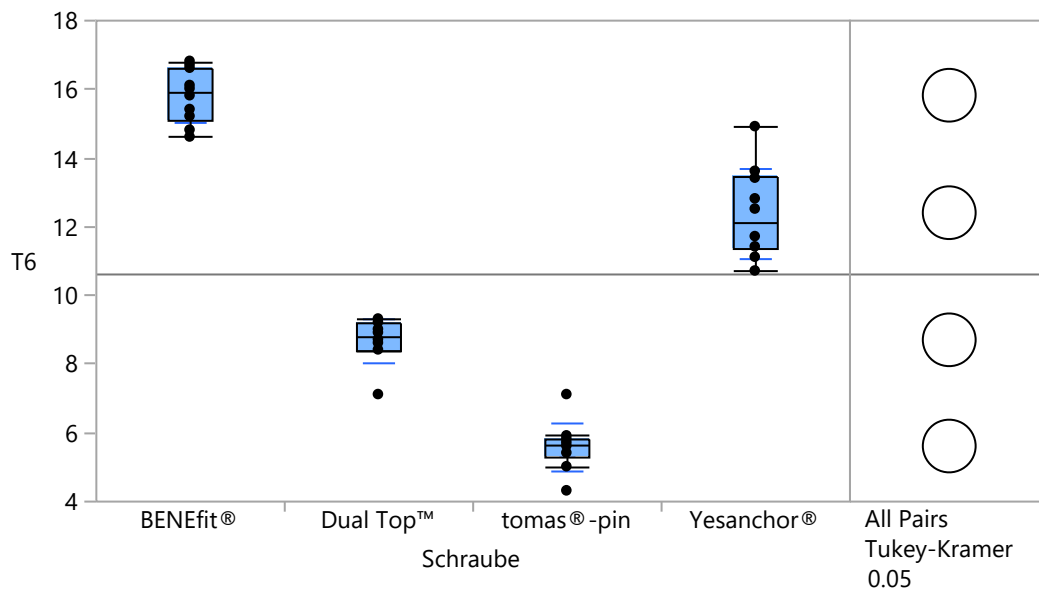


Abbildung 44. Vergleich des maximalen Eindrehmomentes (MIT/T6) der Miniimplantate in Sawbones®-Blöcken (Maßeinheit: Ncm).

Implantat A	Implantat B	Differenz (in Ncm)	p-Wert
BENEfit®	tomas®-Pin	10,21	<.0001
BENEfit®	Dual Top™	7,12	<.0001
Yesanchor®	tomas®-Pin	6,79	<.0001
Yesanchor®	Dual Top™	3,42	<.0001
BENEfit®	Yesanchor®	3,42	<.0001
Dual Top™	tomas®-Pin	3,09	<.0001

Tabelle 18. Direkte Gegenüberstellung des maximalen Eindrehmomentes der Miniimplantate gegeneinander in Sawbones®-Blöcken.

3.3.2 Die maximalen Ausreißkräfte (Max F) aus Sawbones®-Blöcke

Bei den maximalen Ausreißkräften zeigte sich im vertikalen Ausreißversuch aus Sawbones®-Blöcke ein signifikanter Unterschied zwischen BENEfit® und Yesanchor® und zwischen Dual Top™ und Yesanchor® ($p < .0001$, Abb. 45)

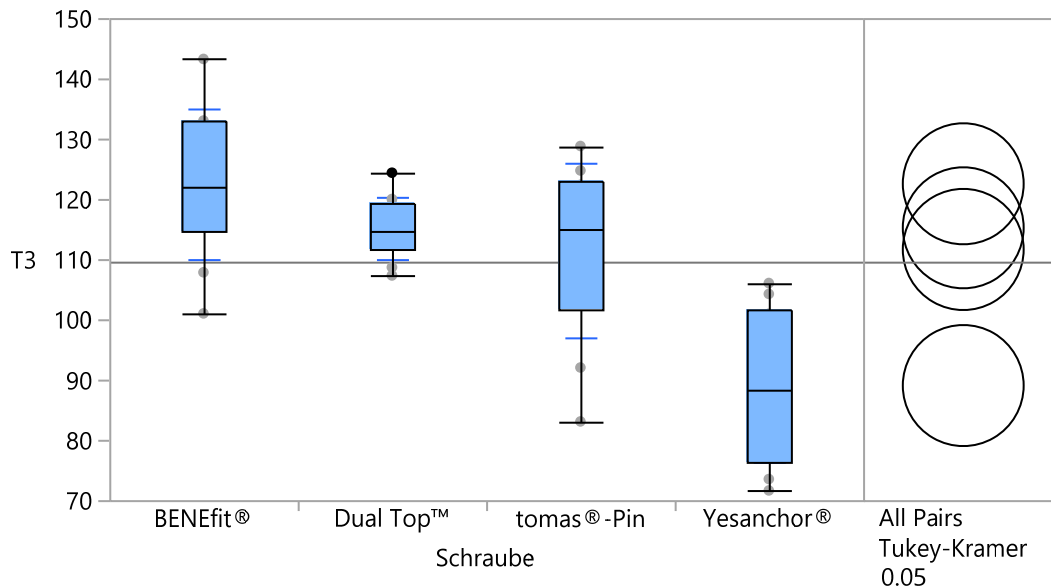


Abbildung 45. Vergleich der maximalen Ausreißkräfte (Max F) der Miniimplantate aus Sawbones®-Blöcken (Maßeinheit: N).

Implantat A	Implantat B	Differenz (in N)	p-Wert
BENEfit®	Yesanchor®	33,48	<.0001
Dual Top™	Yesanchor®	26,18	<.0001
tomas®-Pin	Yesanchor®	22,59	0.0007
BENEfit®	tomas®-Pin	10,90	0.1840
BENEfit®	Dual Top™	7,31	0.5170
Dual Top™	tomas®-Pin	3,59	0.9038

Tabelle 19. Direkte Gegenüberstellung der maximalen Ausreißkräfte der Miniimplantate aus Sawbones®-Blöcken.

3.3.3 Korrelation zwischen Eindrehmoment und Ausreißkraft

Beim Sawbones®-Block konnten auf Grund der Trennung von Kortikalis- und Spongiosaschicht bei den Miniimplantaten BENEfit®, Dual-Top™ und tomas®-Pin nur Werte der Yesanchor®-Miniimplantate ausgewertet werden. Hier zeigte

sich keine signifikante Korrelation zwischen Eindrehmoment und Ausreißkraft (Abb. 46 und Tab. 20).

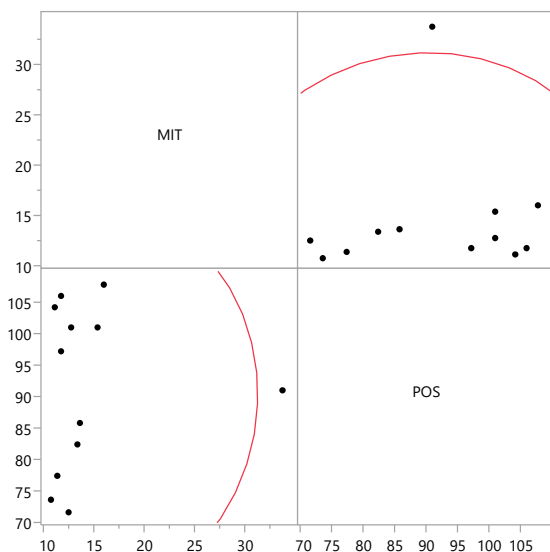


Abbildung 46. Streudiagramm zwischen dem maximalen Eindrehmoment (MIT; Maßeinheit: Ncm) und der maximalen Ausreißkraft (POS; Maßeinheit: N).

Tabelle 20. Pearson-Korrelation zwischen dem maximalen Eindrehmoment (MIT) und der maximalen Ausreißkraft (POS).

Variante	Variante	r*	P-Wert
POS	MIT	0.0463	0.8988

*r=Korrelationskoeffizient

3.4 Vergleich der Miniimplantate in Schweinebeckenkamm

3.4.1 Die maximalen Eindrehmomente (MIT) in Schweinebeckenkamm

Die maximalen Eindrehmomente (MIT) der Miniimplantate in Schweinebeckenkamm zeigten nur beim Vergleich zwischen tomas®-Pin und Yesanchor® einen signifikanten Unterschied ($p < .0001$). Andere Vergleiche zeigten keine Signifikanz (Abb. 47).

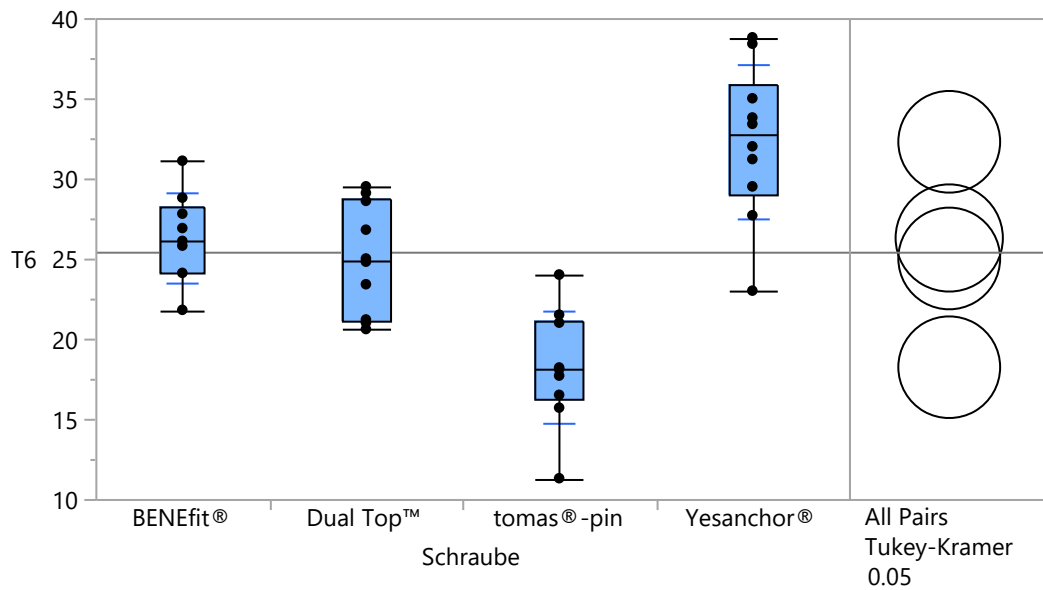


Abbildung 47. Vergleich der maximalen Eindrehmomente der Miniimplantate in Schweinebeckenkamm (Maßeinheit: Ncm).

Implantat A	Implantat B	Differenz (in Ncm)	p-Wert
Yesanchor®	tomas®-Pin	14,06	<.0001
BENEfit®	tomas®-Pin	8,06	0.0002
Yesanchor®	Dual Top™	7,28	0.0006
Dual Top™	tomas®-Pin	6,78	0.0014
Yesanchor®	BENEfit®	6,00	0.0065
BENEfit®	Dual Top™	1,28	0.8770

Tabelle 21. Direkte Gegenüberstellung der maximalen Eindrehmomente (MIT) der Miniimplantate in Schweinebeckenkamm.

3.4.2 Die maximalen Ausreißkräfte (Max F) aus Schweinebeckenkamm

Die maximalen Ausreißkräfte beim Ausreißversuch aus dem Schweinebeckenkamm zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Miniimplantaten (Abb. 48).

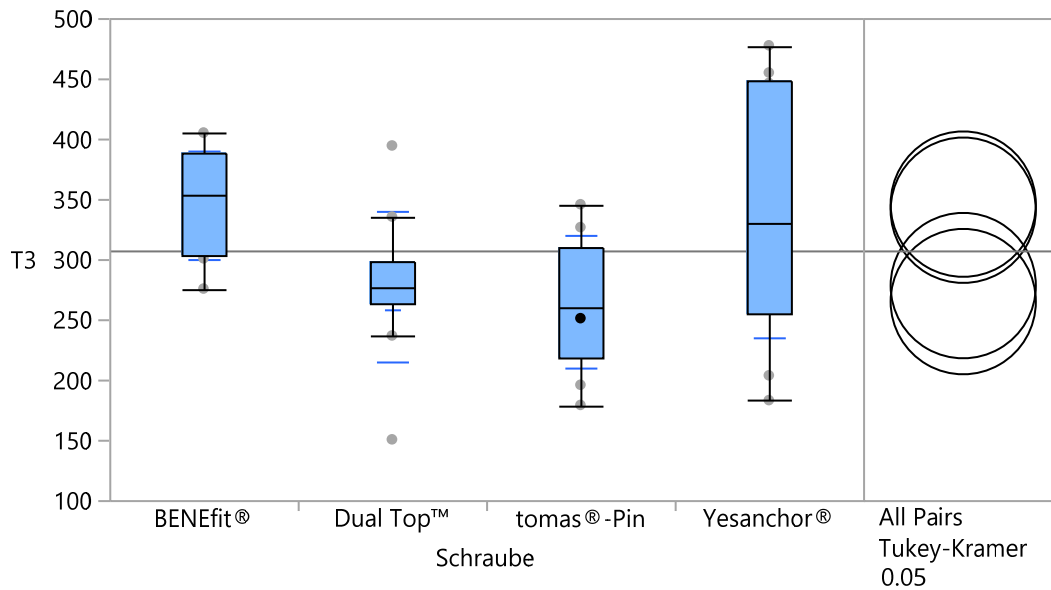


Abbildung 48. Vergleich der maximalen Ausreißkräfte der Schrauben aus Schweinebeckenkamm (Maßeinheit: N).

Implantat A	Implantat B	Differenz (in N)	p-Wert
BENEfit®	tomas®-Pin	80,91	0.0685
Yesanchor®	tomas®-Pin	75,92	0.0961
BENEfit®	Dual Top™	67,63	0.1618
Yesanchor®	Dual Top™	62,64	0.2156
Dual Top™	tomas®-Pin	13,27	0.9749
BENEfit®	Yesanchor®	4,99	0.9986

Tabelle 22. Direkte Gegenüberstellung der maximalen Ausreißkräfte der Miniimplantate aus Schweinebeckenkamm.

3.4.3 Korrelation zwischen Eindrehmoment und Ausreißkraft

Beim Schweinebeckenkamm zeigte sich eine signifikante Korrelation zwischen dem maximalen Eindrehmoment und der maximalen Ausreißkraft (Abb. 48 und Tab. 24).

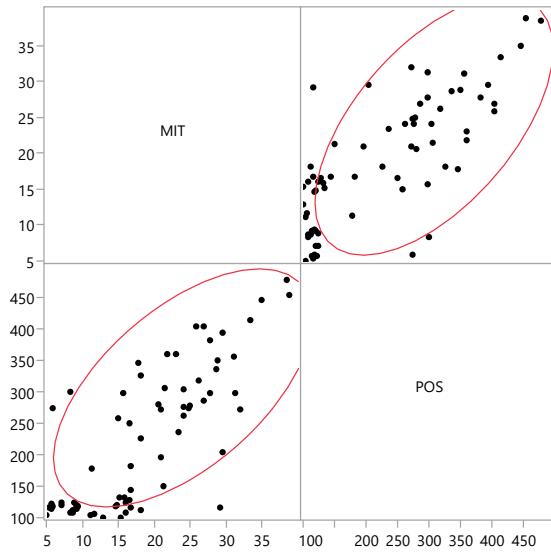


Abbildung 49. Streudiagramm zwischen dem maximalen Eindrehmoment (MIT) und der maximalen Ausreißkraft (POS).

Tabelle 23. Pearson-Korrelation zwischen dem maximalen Eindrehmoment (MIT) und der maximalen Ausreißkraft (POS).

Variante	Variante	r*	P-Wert
POS	MIT	0.5920	<0.05

*r=Korrelationskoeffizient

4 DISKUSSION

In einem neuartigen Verfahren wurde das Eindrehmoment von Miniimplantaten über den gesamten Eindrehvorgang gemessen. Durch den hier vorgestellten Versuchsaufbau gelang erstmals die Reproduzierbarkeit der Drehmomentmessung während des vollständigen Eindrehens, bedingt durch gleichmäßige Rotationsgeschwindigkeit und gleichmäßigen Anpressdruck. Durch die anschließenden Ausreißversuche wurde der direkte Vergleich der mechanischen Eigenschaften unterschiedlicher Gewindegeometrie ergänzt.

4.1 Versuchsaufbau

4.1.1 Messung der Primärstabilität

Die Primärstabilität wird definiert als die Festigkeit direkt nach Eindrehen eines Implantates (Rabel et al. 2007). Zur Messung der Primärstabilität wurden bislang in der Regel das Eindrehmoment oder die Ausreißkraft gemessen (Rabel et al. 2007; Migliorati et al. 2012; Pithon et al. 2012; Novsak et al. 2015).

Eindrehmomente von Implantaten wurden zur quantitativen Bestimmung der Primärstabilität gemessen (Tricio et al. 1995). Friberg et al. beschrieben das Messen des Eindrehmomentes als eine wissenschaftliche Methode um die Primärstabilität von Implantaten zu beurteilen (Friberg et al. 1995(a); Friberg et al. 1995(b)). Ein Zusammenhang zwischen dem maximalen Eindrehmoment und der Erfolgs- bzw. Verlustrate kieferorthopädischer Miniimplantate wurde in mehreren Untersuchungen festgestellt (Motoyoshi et al. 2006; McManus et al. 2011; Suzuki et al. 2013). Dabei wurde ein signifikant höheres Eindrehmoment über 10 Ncm mit einer reduzierten Erfolgsrate der Miniimplantate in Verbindung gebracht (Motoyoshi et al. 2006; Suzuki et al. 2013). Di Leonardo et al. wiederum fanden keinen Zusammenhang, wobei hier der Insertionsort auf den Gaumen beschränkt war (Di Leonardo et al. 2018). In der vorliegenden Arbeit durchgeführten Versuchen stand ein erhöhtes Eindrehmoment mit einem steileren Gewindevorlauf und höherem Gewindedurchmesser in

Zusammenhang. Die Hersteller der hier getesteten Miniimplantate empfehlen ein maximales Eindrehmoment zwischen 20 und 30 Ncm. Die Eindrehmomentwerte lagen während der Untersuchung mit Sawbones®-Blöcken zwischen 10 und 30 Ncm. Bei den Versuchen an Schweinebeckenkammknochen wurden Werte von über 30 Ncm gemessen, was mit der dichteren Kompakta des Mediums in Zusammenhang steht. Durch die Auswahl der Versuchsmedien kann beim Versuchsaufbau so reguliert werden, dass das vom Hersteller empfohlene maximale Eindrehmoment nicht überschritten wird.

Lyon et al. hatten Ausreißversuche durchgeführt, um die Primärstabilität von verschiedenen Knochenschrauben zu messen (Lyon et al. 1941); damals wurde der Begriff Haltekraft, „holding power“, verwendet. Definiert wurde diese durch Koranyi et al. als die maximale uniaxiale Zugkraft, die benötigt wird, um einen Defekt am Knochen zu produzieren (Koranyi et al. 1970). Seither sind Ausreißversuche eine bewährte Methode, um diese „Haltekraft“ von Implantaten quantitativ zu bestimmen.

Die in dieser Untersuchung gemessenen Kräfte betragen meist über 200 N, was den Werten anderer Studien entsprach (Huja et al. 2005; Salmória et al. 2008; Wang et al. 2010). Zwar übersteigen diese Werte die auf kieferorthopädische Miniimplantate wirkenden klinischen Kräfte deutlich, welche i.d.R. zwischen 100 und 1500 cN liegen (Ren et al. 2004). Jedoch bietet die Ausreißkraft eine bewährte Möglichkeit, die Primärstabilität quantitativ darzustellen und zu vergleichen.

Bei den Ausreißversuchen und der gemessenen Ausreißkraft besteht insofern eine eingeschränkte klinische Relevanz, als dass kieferorthopädische Kräfte auf Miniimplantate selten senkrecht wirken (Petrey et al. 2010). Da allerdings in situ noch weitere Faktoren wie Weichgewebe Einfluss auf die Miniimplantate haben (Lee et al. 2013), die bei Versuchen schwer reproduzierbar sind, stellt der Ausreißversuch in senkrechter Richtung eine objektivierbare Alternative zur Quantifizierung der Primärstabilität dar.

Für die Messung der Primärstabilität wurden auch andere Arten von Versuchen durchgeführt. Wilmes et al. maßen das maximale Eindrehmoment am Ende des Eindrehvorgangs (Wilmes und Drescher 2011). Nienkemper et al. verwendeten die Resonanz-Frequenz-Analyse, welche die Stabilität nach Einsetzen des Miniimplantates quantifiziert (Nienkemper et al. 2013). Bei beiden Versuchen findet keine Aufzeichnung des gesamten Eindrehvorgangs statt; somit kann keine Aussage über den Einfluss der geometrischen Eigenschaften eines Miniimplantates auf die Primärstabilität getroffen werden.

Insbesondere die Messung der Stabilität im bereits eingedrehten Zustand zeigt kaum klinisch relevante Aspekte. Der Zusammenhang zwischen Eindrehmoment und Erfolgsrate eines Miniimplantates wurde mehrfach beschrieben (Motoyoshi et al. 2006; McManus et al. 2011; Suzuki et al. 2013); solche Zusammenhänge mit der Resonanz-Frequenz-Analyse sind bislang unbekannt.

4.1.2 Einflussfaktoren auf die Messung

4.1.2.1 Eigenschaften eines Miniimplantates

Sowohl das Eindrehmoment als auch die Ausreißkraft hängen maßgeblich von der Beschaffenheit des Miniimplantates und der des Testblocks ab, in den das Miniimplantat eingedreht bzw. aus dem es herausgezogen wird. Während bei den dentalen Implantaten die SLA (sandblasted with large grit and acid-etched)-Oberfläche (Buser et al. 1991) die Osseointegration verbessert (Cochran et al. 2011; Buser et al. 2012; van Velzen et al. 2015), haben die kieferorthopädischen Miniimplantate meist eine glatte Oberfläche, da sie nach erfolgter Therapie wieder entfernt werden (Kanomi 1997; Suzuki und Suzuki 2011). Die Entfernung des Miniimplantates wäre durch die Sekundärstabilität im Sinne einer Osseointegration erschwert (Oh et al. 2006). Im Hinblick auf die Stabilität beobachteten Chaddad et al. keinen signifikanten Unterschied der Überlebensrate in Abhängigkeit von der Oberflächenstruktur (Chaddad et al. 2008). Chang et al. behaupteten, dass die mechanischen Eigenschaften der Miniimplantate erheblich vom Design abhängen (Chang et al. 2012). Ein wichtiges Kriterium sei die Gewindeform, bei der konisch von zylindrisch

unterschieden wird. Einige Autoren berichteten über höhere Eindrehmomente bei den konischen als bei den zylindrischen Gewinden (Pithon et al. 2011; Heo et al. 2012), wobei andere gegensätzliches herausfanden (Pithon et al. 2012) oder keinen Unterschied beschrieben (Yoo et al. 2014). Auch der Gewindedurchmesser hat einen Einfluss auf die Messwerte des Eindrehmomentes und der Ausreißkräfte. Eine Steigerung des Eindrehmomentes und der Ausreißkraft bei Vergrößerung des äußeren Gewindedurchmessers wurde von Lim et al. und Shah et al. beschrieben (Lim et al. 2008; Shah et al. 2012). Tatli et al. zeigten, dass der Gewindedurchmesser einen signifikanten Zusammenhang zum Eindrehmoment hat (Tatli et al. 2019). Ein längeres Gewinde bewirkt ein höheres Eindrehmoment, ein zu kurzes Miniimplantat geht demnach mit einem reduzierten Eindrehmoment einher (Lim et al. 2008; Kim et al. 2009; Shah et al. 2012). Suzuki et al. empfahlen eine Mindestlänge von 5mm im Ober- bzw. 6mm im Unterkiefer für eine bessere Erfolgsrate (Suzuki et al. 2013). Das Design der Gewindeschneide beeinflusst die Messungen ebenfalls. Brinley et al. untersuchten den Einfluss der Schneidenformen und -abstände und fanden heraus, dass bei kleinem Abstand zwischen den Schneiden und bei geriffelter Schneidenform das Eindrehmoment einen höheren Wert zeigte (Brinley et al. 2009). Topcuoglu et al. und Radwan et al. berichteten über eine positive Auswirkung eines größeren Abstandes der Gewindeschneiden auf die Primärstabilität (Topcuoglu et al. 2013; Radwan et al. 2018). Andere Studien beobachteten einen Zusammenhang zwischen Schneidenformen und -winkeln und der Ausreißkraft (Gracco et al. 2012; Cunha et al. 2015). Gracco et al. fanden heraus, dass ein umgekehrtes Sägezahngehwinde im Vergleich zu den anderen untersuchten Gewindeformen eine höhere Ausreißkraft erforderte (Gracco et al. 2012). Cunha et al. beschrieben eine bessere Primärstabilität von Miniimplantaten mit kürzeren Gewindeschneideabständen (0,6mm im Vergleich zu 0,8mm) und kleinerem Schneidenwinkel (30° im Vergleich zu 45°) bei dichteren Knochensimulationsmaterialien. Bei weniger dichten Knochensimulationsmaterialien dagegen zeigten Miniimplantate mit längeren

Gewindeschneidenabständen und Schneidenwinkel von 45° eine bessere Primärstabilität (Cunha et al. 2015).

Allerdings geht aus der Studie nicht eindeutig hervor, ob Gewindeschneidenabstand oder -winkel mehr Einfluss auf die Primärstabilität haben. Dabei ist zu beachten, dass bei den Arbeiten von Topcuoglu et al. und Radwan et al. Miniimplantate von unterschiedlichen Herstellern verglichen wurden (Topcuoglu et al. 2013; Radwan et al. 2018). Hier besteht die Schwierigkeit des direkten Vergleichs der einzelnen Gewindegeometrie-eigenschaften, da gleichzeitig auch andere Werte abweichen, welche ebenfalls Einfluss auf das Eindrehmoment haben könnten. Im Idealfall sollten die Miniimplantate wie in den Versuchen von Cunha et al. und Gracco et al. vom selben Hersteller stammen und lediglich die Gewindegeometrie unterschiedlich sein (Gracco et al. 2012; Cunha et al. 2015).

4.1.2.2 Materialeigenschaften der Testblocks

Beim Testblock spielen die Dichte und die Dicke der Kortikalisschicht eine maßgebliche Rolle. So wurde mehrfach beschrieben, dass mit einer dichteren Kortikalisschicht eine höhere Primärstabilität einhergeht (Marquezan et al. 2011, 2014; Wilmes und Drescher 2011; Hung et al. 2012; Migliorati et al. 2012; Katalinic et al. 2017). Gleiches gilt für die Dicke der Kortikalis (Huja et al. 2005; Motoyoshi et al. 2007; Lim et al. 2008; Migliorati et al. 2012; Pithon et al. 2012). Watanabe et al. dagegen fanden keinen Zusammenhang zwischen Primärstabilität und Kortikalisdichte oder -dicke (Watanabe et al. 2013).

Um eine klinisch relevante Situation nachzustellen, kamen verschiedene Materialien als Testblock in Frage, die in natürlichen Knochen und in synthetische Knochensimulationsmaterialien einzuteilen sind. Echte Knochenmaterialien, die bei Implantatstudien zum Einsatz kamen, waren Rippen vom Schwein (Friberg et al. 1995; Katalinic et al. 2017), Minischwein (Pithon et al. 2013) oder Rind (Tricio et al. 1995), Oberschenkelknochen vom Schwein (Mattos et al. 2011) oder Rind (Mischkowski et al. 2008), Unterkiefer vom Hund (Salmória et al. 2008), Schienbein vom Schaf (Cleek et al. 2007) oder auch menschliche Kieferknochen von Kadavern (Friberg et al. 1995;

Brinley et al. 2009; Suzuki et al. 2010; McManus et al. 2011). Aufgrund der Ähnlichkeit der Kortikalisdicke zum menschlichen Kieferknochen und der Verfügbarkeit kam als tierischer Knochen das hier verwendete Ilium vom Schwein oftmals zum Einsatz (Barros et al. 2011; Wilmes und Drescher 2011; Estelita et al. 2014). Als synthetisches Knochensimulationsmaterial hat sich der auch hier verwendete Polyurethanschaum von Sawbones® wegen seiner Homogenität und seiner variablen Herstellungsmöglichkeiten im Hinblick auf Dicke oder Dichte der simulierten Schichten in vielen Untersuchungen bewährt (Song et al. 2007; Brinley et al. 2009; Kim et al. 2009; Barros et al. 2011; AlSamak et al. 2012; Shah et al. 2012; Cho et al. 2012, 2013; Gracco et al. 2012; Heo et al. 2012; Hung et al. 2012; Akyalcin et al. 2013). Als Dichte der simulierten Kortikalisschicht wurde 30pcf gewählt, welche für die kortikale Dichte eines humanen Unterkiefers beschrieben wird (Park et al. 2008; Holm et al. 2012). Als Spongiosaschicht wurde die Dichte 10pcf genommen, welche in etwa der durchschnittlichen Dichte der Spongiosaschicht im Ober- und Unterkiefer entspricht (Park et al. 2008; Holm et al. 2012).

4.1.3 Aufbau der Eindrehversuche

Bei den Eindrehversuchen wird ein Miniimplantat manuell mit entsprechendem Werkzeug (Salmória et al. 2008; Pithon et al. 2011; Whang et al. 2011; Tepedino et al. 2017) oder durch automatisiertes Rotieren entweder des Miniimplantates oder des Testblocks eingedreht. Ein manuelles Eindrehen wurde vornehmlich bei Versuchen an menschlichen Kieferknochen von Kadavern (Friberg et al. 1995; Brinley et al. 2009; Suzuki et al. 2010; McManus et al. 2011) oder an Patienten durchgeführt (Motoyoshi et al. 2006, 2010; Suzuki und Suzuki 2011). Auch in in-vitro-Studien wurden Schrauben manuell eingedreht (Migliorati et al. 2018). Einige Studien verwendeten in ihren Versuchen tierischen Knochen als Testblock. Das Miniimplantat wurde hier manuell eingedreht, indem sie den Drehmomentsensor samt Miniimplantat per Hand rotierten (Mattos et al. 2011; Pithon et al. 2011). Beim automatisierten Rotieren wurde das Eindrehen des Miniimplantates in den Testblock durch ein Zusammenschieben von Miniimplantat und Testblock ermöglicht, was in den

meisten Versuchen durch ein Zusammenschieben beider Elemente in vertikaler Richtung im Sinne eines Absenkens geschah. Dabei wurde der Drehmomentsensor mit Miniimplantat entweder per Hand (Whang et al. 2011) oder mit Hilfe eines Gewichtes (Cho und Baek 2012; Heo et al. 2012; Shah et al. 2012; Cho et al. 2013) abgesenkt. Barros et al. entwarfen einen Versuchsaufbau, bei dem der Drehmomentsensor mit befestigtem Miniimplantat in horizontaler Richtung eingedreht wurde (Barros et al. 2011). Sie drehten den Drehmomentsensor ebenfalls manuell.

Hierbei liegt das größte Problem in der fehlenden Reproduzierbarkeit, was zu einer größeren Streuung der Messwerte führen kann. Wilmes et al. versuchten durch ein automatisiertes Verfahren die Messeinheit herunterzufahren (Wilmes und Drescher 2011). Doch bei diesem Versuch wurde lediglich das finale Eindrehmoment gemessen, was dem maximalen Eindrehmoment entsprechen soll. Während des vorangegangenen manuellen Eindrehens des Implantates könnten Abtragungen von Knochengewebe aufgetreten sein, was wiederum Einfluss auf das finale maximale Eindrehmoment haben könnte (Reynders et al. 2012). Außerdem konnte der Verlauf des gesamten Eindrehens nicht aufgezeichnet werden.

Koistinen et al. entwarfen einen Versuchsaufbau für das Messen von Eindreh- und Ausdrehmomenten einer Knochenschraube (Koistinen et al. 2003). Zwar bezieht sich hier der Aufbau auf anderweitig verwendete medizinische Schrauben, dennoch zeigt er im Hinblick auf einen Aufbau für die Eindrehmomentmessung eines Miniimplantates wichtige Anhaltspunkte. Demnach ist eine korrekte senkrechte Einstellung der zu testenden Schraube unabdingbar um mögliche seitliche Belastungen zu vermeiden und um eine hohe Reproduzierbarkeit zu erzielen. Auch die fortlaufende Aufzeichnung des Drehmomentes ermögliche eine bessere Interpretation der Drehmomententwicklung.

In der vorliegenden Arbeit wurde ein neuartiger Aufbau konstruiert, der eine Möglichkeit zeigt, das Eindrehmoment unkompliziert und objektiv zu messen. Der Drehhebel für das Absenken des Drehmomentsensors war hier an einen

Motor gekoppelt, um die Reproduzierbarkeit durch automatisiertes, gleichmäßiges Absenken des Miniimplantates gemeinsam mit dem Drehmomentsensor zu gewährleisten. Die Einspannvorrichtung, in der der Testblock befestigt war, rotierte in einer definierten Geschwindigkeit gegen den Uhrzeigersinn; durch das gleichmäßige Absenken der das Miniimplantat haltenden Klinge mit dem Drehmomentmesser konnte das Eindrehmoment über den gesamten Eindrehvorgang aufgezeichnet werden. Anhand dessen konnten die Eigenschaften der Gewindegeometrie interpretiert werden. Allerdings war bei diesem Aufbau eine Anpassung zwischen der Absenkgeschwindigkeit und der Rotationsgeschwindigkeit nicht möglich. So wird möglicherweise das Miniimplantat teilweise ins Medium hineingedrückt anstatt hineingedreht zu werden. Im Idealfall sollte die Geschwindigkeit der Absenkung mit der Rotationsgeschwindigkeit und dem Abstand der jeweiligen Gewindeschneiden abgestimmt werden.

4.1.4 Aufbau der Ausreißversuche

Der Ausreißversuch ist eine häufig angewandte Methode, um die Primärstabilität quantitativ zu bestimmen. Hierbei spielen die Befestigung eines Versuchsblocks mit inseriertem Miniimplantat und die Ausreißgeschwindigkeit eine zentrale Rolle. Der Testblock muss stabil befestigt werden, da die Ausreißkraft mehr als 400N betragen kann. Die Ausreißgeschwindigkeit betrug in der Regel zwischen 1 und 10mm pro Minute, wobei eine Geschwindigkeit von 3mm/min häufig verwendet wurde (Mischkowski et al. 2008; Wei et al. 2011; Chang et al. 2012; Hung et al. 2012; Shah et al. 2012; Lee et al. 2013). Diese Geschwindigkeit wurde auch hier angewandt. Um die maximale Ausreißkraft korrekt zu ermitteln, wurde die Zugrichtung axial eingestellt (Lee et al. 2013). Im vorliegenden Versuchsaufbau kam die Universalprüfmaschine Z010 (Fa. Zwick, Ulm, Deutschland) zum Einsatz. Für das Halten des jeweiligen Miniimplantates wurden passende Jigs manuell angefertigt, da für Ausreißzwecke geeignete Instrumente nicht vorhanden waren. Um eine ausreichende Stabilität zu gewährleisten, wurden diese Jigs aus einer Cobalt-Chrom-Molybdän Legierung gegossen (Abb. 10). Sie wurden so gestaltet, dass sie den Kopf des

Miniimplantates nahezu kraftschlüssig umfassten. Aufgrund der unterschiedlichen Kopfdurchmesser des Yesanchor[®]-Miniimplantates gegenüber den anderen drei Sorten wurden zwei verschiedene Jigs angefertigt.

4.1.5 Vergleich der Versuchsaufbauten

Der Eindrehversuch gibt im Hinblick auf die Wiedergabe der Eigenschaften der Gewinde- und Schneidengeometrie mehr Auskunft als der Ausreißversuch. Insbesondere an der Aufzeichnung des gesamten Eindrehvorgangs lassen sich genauere Aussagen über die Eigenschaften eines Miniimplantates ablesen, die einen engen Zusammenhang mit der Primärstabilität aufweisen.

4.2 Vergleich der Ergebnisse

4.2.1 Vergleich der Miniimplantate

4.2.1.1 Eindrehen in Sawbones[®]-Blöcke

Alle Miniimplantat-Typen hatten einen anfänglich starken Anstieg der Kurve gemeinsam, was auf die Widerstandsfestigkeit der dichten Kortikalisschicht in Kombination mit der Zunahme des Durchmessers an der Gewindespitze zurückzuführen ist. Sobald ein Miniimplantat die Kortikalisschicht durchdrungen hat, beginnt ein Plateau. Dieser Verlauf geht mit dem durch das Eindrehen verursachten Stress einher (Ghorbanyjavadpour et al. 2019). Hier zeigt sich der Unterschied zwischen einem flachen Plateauverlauf, wie beim BENEfit[®]-Miniimplantat (Abb. 19) und einem ansteigenden, wie bei den Dual-Top[™]- (Abb. 22), tomas-Pin[®]- (Abb. 25) und Yesanchor[®]-Miniimplantaten (Abb. 28). Der Grund liegt hier in der Gewindeform, nämlich darin, ob sie zylindrisch oder konisch ist. Bei zylindrischer Gewindeform fällt das Plateau flach aus, während das Plateau bei konischer Gewindeform einen Anstieg zeigt.

Auffällig ist das einförmig flache Plateau der Verlaufskurve der BENEfit[®]-Miniimplantate. Der Grund für das flache Plateau könnte auch im Unterschied der Schneidenformen liegen, die im Falle der BENEfit[®]-Miniimplantate in die simulierte Spongiosaschicht mit minimalem Widerstand eingedreht wurden, da

die Kombination aus Rotations- und Absenkgeschwindigkeit zur Gewindesteilheit passten. Alle vier Sorten zeigten in der direkten Gegenüberstellung eine signifikante Differenz des Eindrehmomentes (Abb. 43 und Tab. 18). Im Vergleich zwischen den Dual-Top™- und tomas®-Pin-Miniimplantaten wiesen die Dual-Top™-Miniimplantate höhere Eindrehmomente auf. Ein Grund könnte der kleinere Gewindegewinkel sein, was auch mit den Ergebnissen von Cunha et al. übereinstimmt (Cunha et al. 2015). Die BENEfit®-Miniimplantate zeigten im Vergleich zu den tomas®-Pin-Miniimplantaten deutlich höhere Eindrehmomente. Zwar ist das Gewinde dieser BENEfit®-Miniimplantate im Vergleich um 1mm länger, doch kann man am Verlauf der Diagramme (Abb. 19 und Abb. 25) erkennen, dass der Unterschied nicht nur in der Länge des Gewindes liegt, da in diesem Fall lediglich die Plateau-Phase länger wäre. Bei den BENEfit®-Miniimplantaten war ein deutlich stärkerer Anstieg des Eindrehmomentes nach dem Plateau zu beobachten, was darauf schließen lässt, dass andere Faktoren als Gewindedurchmesser, -länge oder -form in Frage kommen. Dafür mag, wie unter Punkt 4.1.2.1 beschrieben, die Gewindeschneidengeometrie entscheidend sein. Allerdings lassen sich die Werte schwer vergleichen, da mehrere Werte gleichzeitig unterschiedlich sind, die einen Einfluss auf die Ergebnisse haben könnten und somit der Grund für einen signifikanten Unterschied nicht eindeutig einem Wert zuzuordnen ist. Des Weiteren scheint die Herstellungstechnik der jeweiligen Hersteller Einfluss auf die Eindrehmessungen zu haben (Whang et al. 2011).

4.2.1.2 Ausreißen aus dem Sawbones®-Block

Bei den Ausreißenversuchen wurde im Zuge der Vorversuche festgestellt, dass der Verbund zwischen der simulierten Kortikalisschicht und der simulierten Spongiaschicht nicht stabil genug war, so dass sich diese Schichten voneinander trennten; bei den Ausreißenversuchen der Miniimplantate BENEfit®, Dual-Top™ und tomas®-Pin trat diese Trennung ein (Abb. 17, 18). Lediglich bei den Yesanchor®-Miniimplantaten lösten sich die Schichten nicht, da hier die Ausreißkräfte im Vergleich zu den anderen drei Miniimplantat-Sorten signifikant kleiner waren (Abb. 44). Hier scheinen Schneidenbreite und -form eine wichtige Rolle zu spielen (Gracco et al. 2012). Betrachtet man die Verlaufsformen der

Kurven, so ist bei allen vier Miniimplantat-Sorten im Bereich zwischen 40-60N ein intermediärer Spannungsabfall der Ausreißkraft zu beobachten. Während der Versuche konnte die Ursache nicht identifiziert werden. Da dieser intermediäre Spannungsabfall unabhängig von Miniimplantat-Sorte oder Testblock auftrat, wird vermutet, dass sich der Grund dafür im Versuchsaufbau befand, beispielsweise in der Aufhängung der Jigs.

Ein direkter Vergleich der maximalen Eindrehmomente und der maximalen Ausreißkräfte ist auf Grund der Trennung der Schichten beim Sawbones®-Block nicht möglich. Lediglich die Werte von den Yesanchor®-Miniimplantaten konnten direkt verglichen werden. Wie auf Abbildung 46 und Tabelle 20 zu sehen ist, ist keine Korrelation zwischen beiden Kräften zu erkennen. Diese Aussage stimmt zwar mit einigen anderen Untersuchungen überein (Inceoglu et al. 2004; Salmória et al. 2008; Chang et al. 2012), konnte aber in der vorliegenden Arbeit nur bei einer von vier Miniimplantaten bestätigt werden.

4.2.1.3 Eindrehen in Schweinebeckenkamm

Die Eindrehmomente in Schweinebeckenkamm fallen größer aus als die in die Sawbones®-Blöcke (Abb. 43 und Abb. 46). Vermutlich ist die Dichte der Kortikalisschicht des Schweinebeckenkamms höher als die der simulierten Kortikalisschicht der Sawbones®-Blöcke. Die höchsten Werte wurden bei den Yesanchor®-Miniimplantaten gemessen (Abb. 46), worin ein Unterscheid zu den Eindrehversuchen in Sawbones®-Blöcke besteht. Eine mögliche Ursache scheint die Schneidengeometrie zu sein. Bei Betrachtung der Verlaufskurven von BENEfit®- und Yesanchor®-Miniimplantaten (Abb. 20 und 29) lassen sich Unterschiede zwischen S1-S5 und S6-S10 beobachten, die jeweils in unterschiedliche Knochenblöcke eingedreht wurden. Dies lässt sich auf die Tatsache zurückführen, dass die Knocheneigenschaften des Schweinebeckenkamms von Tier zu Tier unterschiedlich sind (Kido et al. 1997).

4.2.1.4 Ausreißen aus dem Schweinebeckenkamm

Auch bei den Ausreißversuchen aus dem Schweinebeckenkamm war der intermediäre Spannungsabfall zwischen 40 und 60N wie aus dem Sawbones®-Block zu beobachten. Die Ausreißkräfte der Miniimplantat-Sorten zeigten in der

Gegenüberstellung keine signifikanten Unterschiede (Tab. 22). Weder Gewindeform noch Durchmesser eines Miniimplantates zeigten einen Einfluss auf die Ausreißkraft. Wie Abbildung 47 zeigt, waren aber deutliche Unterschiede in der Streuung der Werte zu sehen. Insbesondere die Yesanchor[®]-Miniimplantate zeigten eine weite Streuung. Eine mögliche Erklärung wäre die Inhomogenität des Schweineknorpels, der bei den Yesanchor[®]-Miniimplantaten verwendet wurde. Die unauffällige Streuung bei den Eindrehversuchen in den jeweiligen Knochenblock derselben Sorte dagegen (Abb. 29) lässt auf eine inkongruente Reaktion des Knochenblocks auf Eindreh- und Ausreißversuchen schließen. Bei Gegenüberstellung dieser zwei Messungen war bei allen übrigen getesteten Miniimplantat-Sorten eine positive Korrelation zwischen maximalem Eindrehmoment und maximaler Ausreißkraft zu erkennen (Abb. 48, Tab. 23), was die Resultate anderer Studien bestätigt (Brinley et al. 2009; Hung et al. 2012; Migliorati et al. 2012; Shah et al. 2012).

4.2.2 Vergleich der Medien

Beim Sawbones[®]-Block sind die maximalen Eindrehmomente weniger weit gestreut als beim Schweinebeckenkamm (Abb. 21, 24, 27, 30). Beim Schweinebeckenkamm spielt neben der Herkunft auch das Lagerungsumfeld des Knochens eine Rolle, wie Roe et al. anhand abweichender Werte von Ausreißkräften feststellten (Roe et al. 1988). Die Knocheneigenschaften würden durch Einflüsse wie Temperatur, Lagerungsdauer und Sterilisationsvorgang verändert, so dass keine einheitlichen Voraussetzungen vorlägen. Roe et al. fanden keine signifikanten Unterschiede zwischen Knochen unmittelbar nach Opferung eines Tieres und nach einwöchiger Lagerung des Knochens bei -20°C (Roe et al. 1988; Huja et al. 2005). In diesem Versuch wurde daher Knochen verwendet, der nach Tötung des Schweins bei -18°C gelagert wurde und nicht älter als eine Woche alt war. Im Gegensatz dazu soll der Sawbones[®]-Block reproduzierbare und einheitliche Bedingungen liefern, die die Objektivität eines Versuches begünstigen. Die Möglichkeit, die Dicke und die Dichte zu variieren, ist ebenfalls als Vorteil hervorzuheben. Andere Autoren hatten bereits die Vorteile von synthetischen Knochensimulationsmaterialien gegenüber

tierischem bzw. menschlichem Knochen beschrieben (DeCoster et al. 1990; Reynders et al. 2013). Am Sawbones®-Block muss jedoch beim Ausreißversuch ein ausreichend stabiler Verbund zwischen der simulierten Kortikalis- und Spongiosaschicht gewährleistet sein (Reynders et al. 2013), damit sich die Schichten nicht wie bei den hier vorgelegten Versuchen voneinander trennen.

4.3 Grenzen der Studie

4.3.1 Optimierung des Versuchsaufbaus beim Eindrehen

Die Absenkgeschwindigkeit des Drehmomentsensors sollte der Rotationsgeschwindigkeit beim Eindrehen angepasst werden, so dass das reine Eindrehmoment ohne Verfälschung durch den Absenkdruck gemessen wird.

4.3.2 Gewindegeometrie

Für eine genauere Beurteilung des Einflusses durch die einzelnen Komponenten der Schneidengewindegeometrie, wie Schneidenabstand, -winkel, -breite oder Innendurchmesser, auf das Eindrehmoment sollten diese Werte einzeln verändert und dadurch verursachte Unterschiede gemessen werden. Dabei sollte darauf geachtet werden, dass außer der jeweils veränderten Variablen alle anderen potenziellen Variablen konstant bleiben.

4.3.3. Begrenzte klinische Relevanz

Zum Verhalten dieser kieferorthopädischen Miniimplantate im klinischen Einsatz können hier nur bedingt Rückschlüsse gezogen werden. Dadurch ist die Übertragbarkeit auf den klinischen Einsatz eingeschränkt. Dennoch eröffnet die Tatsache, dass sich Eigenschaften des Gewindedesigns in der Messung des Eindrehmoments widerspiegeln, neue Möglichkeiten für eine Optimierung des Gewindedesigns und damit der Primärstabilität von kieferorthopädischen Miniimplantaten, die sich auch positiv im klinischen Einsatz positiv bemerkbar machen sollten.

4.4 Schlussfolgerung

Der neuartige Versuchsaufbau liefert Hinweise darauf, wie man die mechanischen Eigenschaften eines kieferorthopädischen Miniimplantates umfassender messen und beurteilen kann. Innerhalb der Grenzen der vorliegenden Untersuchung können folgende Schlüsse gezogen werden:

- Synthetisches Knochensimulationsmaterial eignet sich aufgrund der homogenen und konfigurierbaren Eigenschaften und der uneingeschränkten Lagerungsbedingungen besser für Versuchszwecke als Tierknochen.
- Das Eindrehmoment muss über den gesamten Eindrehverlauf aufgezeichnet werden können. So können anhand der Verlaufskurven Schlüsse über den Einfluss gewindegeometrischer Komponenten gezogen werden. Die Hypothese, dass sich bei Miniimplantaten eine Messung des Eindrehmomentes über den gesamten Eindrehvorgang mit nachfolgenden Ausreißversuchen eignet, Eigenschaften von Gewindegeometrien aufzuzeichnen, die Einfluss auf die Primärstabilität haben, wurde somit bestätigt.
- Diese Methode eröffnet neue Möglichkeiten zur Optimierung von Gewindedesigns kieferorthopädischer Miniimplantate; die genauen gewindegeometrischen Eigenschaften müssen einzeln evaluiert und gemessen werden.

5 ZUSAMMENFASSUNG

Die Verankerung ist essenzieller Bestandteil der Zahnbewegung. Da eine rein dentale Verankerung in vielen Fällen zu unerwünschten Nebeneffekten führt, ist die skelettale Verankerung ein wichtiger Bestandteil der zeitgenössischen Kieferorthopädie.

Für die skelettale Verankerung kommen kieferorthopädische Miniimplantate zum Einsatz, die durch ihre geringe Größe vielerorts intraoral, auch interradikulär, in den Kieferknochen gesetzt werden können.

Um die Primärstabilität von Miniimplantaten in vitro zu beurteilen, haben sich Eindreh- und Ausreißtests an synthetischen Knochensimulationsmaterialien und Tierknochen bewährt. Die Primärstabilität wird durch unterschiedliche Eigenschaften sowohl des Miniimplantates als auch des Testmediums beeinflusst. Hier wurde ein neuartiger Versuchsaufbau kreiert, um verlässliche und vor allem reproduzierbare Messungen durchführen zu können.

Je 20 Miniimplantate der vier verschiedenen Sorten BENEfit[®], Dual-Top[™], tomas-Pin[®] und Yesanchor[®] kamen für diese Untersuchung zum Einsatz. Sie zeigten im Hinblick auf Gewindeform und Durchmesser unterschiedliche Eigenschaften. Von jeder Sorte wurden jeweils zehn Miniimplantate zum Eindrehen und Ausreißen an synthetischem Knochensimulationsmaterial von Sawbones[®] und weitere zehn zum Eindrehen und Ausreißen an Schweinebeckenkamm verwendet.

Die mittleren Werte des maximalen Eindrehmoments (MIT; Maximum Insertion Torque) zeigten bei den Versuchen an Schweinebeckenkamm eine größere Streuung als an Sawbones[®]-Blöcken.

Am Schweinebeckenkamm zeigte sich eine signifikante Korrelation zwischen der maximalen Ausreißkraft (Max F) und dem maximalen Eindrehmoment (MIT).

An Sawbones[®]-Blöcken zeigte sich keine signifikante Korrelation zwischen der maximalen Ausreißkraft und dem maximalen Eindrehmoment.

Der Ausreißversuch eignet sich trotz eingeschränkter klinischer Relevanz für die Quantifizierung der Primärstabilität.

Der hier vorgestellte neuartige Versuchsaufbau konnte erstmals in reproduzierbarer Weise das Eindrehmoment eines kieferorthopädischen Miniimplantates über den gesamten Eindrehverlauf messen. Wegen der Homogenität und der uneingeschränkten Lagerungsbedingungen eignen sich synthetische Knochensimulationsmaterialien besser als tierische Knochen. Allerdings sollte ein stabiler Verbund zwischen der simulierten Kortikalisschicht und der Spongiosaschicht gewährleistet sein.

Die Absenkmechanik zum Messen des Eindrehmomentes sollte weiter optimiert werden, um eine Messung des reinen Widerstandes der Gewindeschneiden am Testblock zu gewährleisten. Auch müssen die gewindegeometrischen Eigenschaften evaluiert und gemessen werden, um deren Eigenschaften genauer beurteilen zu können.

6 LITERATURVERZEICHNIS

- Akyalcin S, McIver HP, English JD, Ontiveros JC and Gallerano RL (2013) Effects of repeated sterilization cycles on primary stability of orthodontic mini-screws. *The Angle Orthodontist* 83(4): 674–679.
- AlSamak S, Bitsanis E, Makou M and Eliades G (2012) Morphological and structural characteristics of orthodontic mini-implants. *Journal of Orofacial Orthopedics* 73(1): 58–71.
- Angle HE (1907) *Treatment of Malocclusion of the Teeth - Angle's System*. The S.S. White Dental Manufacturing Company.
- Barros SE, Janson G, Chiqueto K, Garib DG and Janson M (2011) Effect of mini-implant diameter on fracture risk and self-drilling efficacy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 140(4): e181–e192.
- Berens A, Wiechmann D and Dempf R (2006) Mini- und Mikroschrauben zur temporären skelettalen Verankerung in der Kieferorthopädie. *Journal of Orofacial Orthopedics* 67(6): 450–458.
- Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J and Ohlsson Å (1969) Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses:I. Experimental Studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery* 3(2): 81–100.
- Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O and Ohman A (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery. Supplementum* 16: 1–132.
- Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Sridhar C, Kyung HM and Buschang PH (2009) Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. *The Angle Orthodontist* 79(6): 1156–1161.
- Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH and Stich H (1991) Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *Journal of Biomedical Materials Research* 25(7): 889–902.
- Buser D, Janner SFM, Wittneben JG, Brägger U, Ramseier CA and Salvi GE (2012) 10-Year Survival and Success Rates of 511 Titanium Implants with a Sandblasted and Acid-Etched Surface: A Retrospective Study in 303 Partially Edentulous Patients. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 14(6): 839–851.
- Chaddad K, Ferreira AFH, Geurs N and Reddy MS (2008) Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *The Angle Orthodontist* 78(1): 107–113.
- Chang JZC, Chen YJ, Tung YY, Chiang YY, Lai EHH, Chen WP and Lin CP (2012) Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 141(3): 279–288.
- Cho IS, Kim SK, Chang Y II and Baek SH (2012) In vitro and in vivo mechanical

- stability of orthodontic mini-implants. *The Angle Orthodontist* 82(4): 611–617.
- Cho IS, Kim TW, Ahn SJ, Yang IH and Baek SH (2013) Effects of insertion angle and implant thread type on the fracture properties of orthodontic mini-implants during insertion. *The Angle Orthodontist* 83(4): 698–704.
- Cho KC and Baek SH (2012) Effects of predrilling depth and implant shape on the mechanical properties of orthodontic mini-implants during the insertion procedure. *The Angle Orthodontist* 82(4): 618–624.
- Cleek TM, Reynolds KJ and Hearn TC (2007) Effect of screw torque level on cortical bone pullout strength. *Journal of Orthopaedic Trauma* 21(2): 117–123.
- Cochran DL, Jackson JM, Bernard JP, ten Bruggenkate CM, Buser D, Taylor TD, Weingart D, Schoolfield JD, Jones AA and Oates TW (2011) A 5-year prospective multicenter study of early loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 26(6): 1324–1332.
- Creekmore TD and Eklund MK (1983) The possibility of skeletal anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics* 17(4): 266–269.
- Cunha AC, Freitas AOA, Marquezan M and Nojima LI (2015) Mechanical influence of thread pitch on orthodontic mini-implant stability. *Brazilian Oral Research* 29(1): 1–6.
- Cunha AC, da Veiga AMA, Masterson D, Mattos CT, Nojima LI, Nojima MCG and Maia LC (2017) How do geometry-related parameters influence the clinical performance of orthodontic mini-implants? A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 46(12): 1539–1551.
- DeCoster TA, Heetderks DB, Downey DJ, Ferries JS and Jones W (1990) Optimizing bone screw pullout force. *Journal of Orthopaedic Trauma* 169–174.
- Dewey M and Anderson G (1942) *Practical orthodontics*. 6th edn. St. Louis: The C. V. Mosby.
- Douglass JB and Killiany DM (1987) Dental implants used as orthodontic anchorage. *The Journal of Oral Implantology* 13(1): 28–38.
- Eliades T, Zinelis S, Papadopoulos MA and Eliades G (2009) Characterization of retrieved orthodontic miniscrew implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 135(1): 10.e1-10.e7.
- Estelita S, Janson G, Chiqueto K and Ferreira ES (2014) Effect of recycling protocol on mechanical strength of used mini-implants. *International Journal of Dentistry* 2014: 424923, 5 Pages.
- Farnsworth D, Rossouw PE, Ceen RF and Buschang PH (2011) Cortical bone thickness at common miniscrew implant placement sites. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 139(4): 495–503.
- Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG and Lekholm U (1995) Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. *Clinical Oral Implants Research* 6(3): 164–171.

- Friberg B, Sennerby L, Roos J and Lekholm U (1995) Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clinical Oral Implants Research* 6(4): 213–219.
- Ghorbanyjavadpour F, Kazemi P, Moradinezhad M and Rakhshan V (2019) Distribution and amount of stresses caused by insertion or removal of orthodontic miniscrews into the maxillary bone: A finite element analysis. *International Orthodontics*. Elsevier Masson SAS 17(4): 758–768.
- Göz G (1987) *Die kieferorthopädische Zahnbewegung*. Nördlingen: Carl Hanser Verlag München Wien.
- Gracco A, Giagnorio C, Incerti Parenti S, Alessandri Bonetti G and Siciliani G (2012) Effects of thread shape on the pullout strength of miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 142(2): 186–90.
- Gray JB, Steen ME, King GJ and Clark a E (1983) Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics* 83(4): 311–317.
- Heo YY, Cho KC and Baek SH (2012) Angled-predrilling depth and mini-implant shape effects on the mechanical properties of self-drilling orthodontic mini-implants during the angled insertion procedure. *The Angle Orthodontist* 82(5): 881–888.
- Higuchi KW and Slack JM (1991) The use of titanium fixtures for intraoral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 6(3): 338–344.
- Holm L, Cunningham SJ, Petrie A and Cousley RRJ (2012) An in vitro study of factors affecting the primary stability of orthodontic mini-implants. *The Angle Orthodontist* 82(6): 1022–1028.
- Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson K a and Larsen PE (2005) Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 127(3): 307–313.
- Hung E, Oliver D, Kim KB, Kyung HM and Buschang PH (2012) Effects of pilot hole size and bone density on miniscrew implants' stability. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 14(3): 454–60.
- Inceoglu S, Ferrara L and McLain RF (2004) Pedicle screw fixation strength: Pullout versus insertional torque. *Spine Journal* 4(5): 513–518.
- Kanomi R (1997) Mini-implant for orthodontic anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics* 31(11): 763–767.
- Katalinic A, Trinajstic Zrinski M, Roksandic Vrancic Z and Spalj S (2017) Influence of Manual Screwdriver Design in Combination with and Without Drilling on Insertion Torque of Orthodontic Mini-Implants. *Implant Dentistry* 26(1): 95–100.
- Kido H, Schulz EE, Kumar A, Lozada J and Saha S (1997) Implant diameter and bone density: effect on initial stability and pull-out resistance. *The Journal of oral implantology* 23(4): 163–9.
- Kim Heung Joong, Yu SK, Lee MH, Lee HJ, Kim Hee Jung and Chung CH (2012)

- Cortical and cancellous bone thickness on the anterior region of alveolar bone in Korean: a study of dentate human cadavers. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 4(3): 146–152.
- Kim YK, Kim YJ, Yun PY and Kim JW (2009) Effects of the taper shape, dual-thread, and length on the mechanical properties of mini-implants. *The Angle Orthodontist* 79(5): 908–914.
- Knutson KJ and Berzins DW (2013) Corrosion of orthodontic temporary anchorage devices. *European Journal of Orthodontics* 35(4): 500–6.
- Koistinen A, Santavirta S and Lappalainen R (2003) Apparatus to test insertion and removal torque of bone screws. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 217(6): 503–508.
- Koranyi E, Bowman CE, Knecht CD and Janssen M (1970) Holding power of orthopedic screws in bone. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 283–286.
- Kyung HM (2003) Development of Orthodontic Micro-Implants for Intraoral Anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics* XXXVII(6): 321–328.
- Laursen MG, Melsen B and Cattaneo PM (2013) An evaluation of insertion sites for mini-implants: a micro - CT study of human autopsy material. *The Angle Orthodontist* 83(2): 222–229.
- Lee J, Kim JY, Choi YJ, Kim KH and Chung CJ (2013) Effects of placement angle and direction of orthopedic force application on the stability of orthodontic miniscrews. *The Angle Orthodontist* 83(4): 667–673.
- Di Leonardo B, Ludwig B, Lisson JA, Contardo L, Mura R and Hourfar J (2018) Insertion torque values and success rates for paramedian insertion of orthodontic mini-implants. *Journal of Orofacial Orthopedics* 79(2): 109–115.
- Lim SA, Cha JY and Hwang CJ (2008) Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *The Angle Orthodontist* 78(2): 234–240.
- Ludwig B (2007) *Mini-Implantate in der Kieferorthopädie*. 1st edn. Quintessenz Verlags-GmbH.
- Lyon WF, Cochran JR and Smith L (1941) Actual Holding Power of Various Screws in Bone. *Annals of Surgery* 114(3): 376–384.
- Marquezan M, Souza MMG De, Araújo MTDS, Nojima LI and Nojima MDCG (2011) Is miniscrew primary stability influenced by bone density? *Brazilian Oral Research* 25(5): 427–432.
- Marquezan M, Mattos CT, Sant'Anna EF, de Souza MMG and Maia LC (2014) Does cortical thickness influence the primary stability of miniscrews?: A systematic review and meta-analysis. *The Angle Orthodontist* 84(6): 1093–1103.
- Mattos CT, Ruellas AC and Sant'anna EF (2011) Effect of autoclaving on the fracture torque of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Journal of Orthodontics* 38(1): 15–20.

- McCoy JD (1941) *Applied Orthodontics*, ed. 5. Philadelphia: Lea &Febiger.
- McManus MM, Qian F, Grosland NM, Marshall SD and Southard TE (2011) Effect of miniscrew placement torque on resistance to miniscrew movement under load. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 140(3): e93–e98.
- Meira TM, Tanaka OM, Ronsani MM, Maruo IT, Guariza-Filho O, Camargo ES and Maruo H (2013) Insertion torque, pull-out strength and cortical bone thickness in contact with orthodontic mini-implants at different insertion angles. *European Journal of Orthodontics* 35(6): 766–771.
- Migliorati M, Benedicenti S, Signori A, Drago S, Barberis F, Tournier H and Silvestrini-Biavati A (2012) Miniscrew design and bone characteristics: an experimental study of primary stability. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 142(2): 228–234.
- Migliorati M, Drago S, Dalessandri D, Lagazzo A, Gallo F, Capurro M and Silvestrini-Biavati A (2018) On the stability efficiency of anchorage self-tapping screws: Ex vivo experiments on miniscrew implants used in orthodontics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. Elsevier Ltd 81(December 2017): 46–51.
- Mischkowski RA, Kneuert P, Florvaag B, Lazar F, Koebke J and Zöller JE (2008) Biomechanical comparison of four different miniscrew types for skeletal anchorage in the mandibulo-maxillary area. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 37(10): 948–54.
- Morais LS, Serra GG, Muller CA, Andrade LR, Palermo EFA, Elias CN and Meyers M (2007) Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: Immediate loading and metal ion release. *Acta Biomaterialia* 3(3 SPEC. ISS.): 331–339.
- Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M and Shimizu N (2006) Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clinical Oral Implants Research* 17(1): 109–114.
- Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A and Shimizu N (2007) Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 22(5): 779–784.
- Motoyoshi M, Uemura M, Ono A, Okazaki K, Shigeeda T and Shimizu N (2010) Factors affecting the long-term stability of orthodontic mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 137(5): 588.e1–5; discussion 588-9.
- Nienkemper M, Wilmes B, Panayotidis A, Pauls A, Golubovic V, Schwarz F and Drescher D (2013) Measurement of mini-implant stability using resonance frequency analysis. *The Angle Orthodontist* 83(2): 230–238.
- Novsak D, Trinajstic Zrinski M and Spalj S (2015) Machine-driven versus manual insertion mode: influence on primary stability of orthodontic mini-implants. *Implant Dentistry* 24(1): 31–6.
- Ödman J, Lekholm U, Jemt T, Brånemark PI and Thilander B (1988) Osseointegrated titanium implants - a new approach in orthodontic treatment.

- European Journal of Orthodontics 10(1): 98–105.
- Oh NH, Kim SH, Kook YA, Lee KH, Kang YK and Mo SS (2006) Removal torque of sandblasted large grit, acid etched treated mini-implant. *Korean Journal of Orthodontics* 36(5): 324–330.
- Ono A, Motoyoshi M and Shimizu N (2008) Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 37(4): 334–340.
- Oppenheim A (1911) Tissue changes, particularly of the bone, incident to tooth movement. *European Orthodontic Society* 303–359.
- Park HS, Lee YJ, Jeong SH and Kwon TG (2008) Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 133(1): 30–37.
- Petrey JS, Saunders MM, Kluemper GT, Cunningham LL and Beeman CS (2010) Temporary anchorage device insertion variables: Effects on retention. *Angle Orthodontist* 80(4): 634–641.
- Pithon MM, Figueiredo DSF and Oliveira DD (2013) Mechanical evaluation of orthodontic mini-implants of different lengths. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 71(3): 479–486.
- Pithon MM, Nojima MG and Nojima LI (2011) In vitro evaluation of insertion and removal torques of orthodontic mini-implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 40(1): 80–5.
- Pithon MM, Nojima MG and Nojima LI (2012) Primary stability of orthodontic mini-implants inserted into maxilla and mandible of swine. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 113(6): 748–754.
- Rabel A, Köhler SG and Schmidt-Westhausen AM (2007) Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clinical Oral Investigations* 11(3): 257–265.
- Radwan ES, Montasser MA and Maher A (2018) Influence of geometric design characteristics on primary stability of orthodontic miniscrews. *Journal of Orofacial Orthopedics* 79(3): 191–203.
- Ren Y, Maltha JC, Van 't Hof MA and Kuijpers-Jagtman AM (2004) Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A mathematic model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 125(1): 71–77.
- Reynders RM, Ronchi L, Ladu L, van Etten-Jamaludin F and Bipat S (2012) Insertion torque and success of orthodontic mini-implants: a systematic review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 142(5): 596-614.e5.
- Reynders RM, Ronchi L, Ladu L, Van Etten-Jamaludin F and Bipat S (2013) Insertion torque and orthodontic mini-implants: a systematic review of the artificial bone literature. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine* 227(11): 1181–1202.
- Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG and Smith RS (1984) Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *American*

- Journal of Orthodontics 86(2): 95–111.
- Roe SC, Pijanowski GJ and Johnson AL (1988) Biomechanical properties of canine cortical bone allografts: effects of preparation and storage. *American Journal of Veterinary Research* 49(6): 873–877.
- Salmória KK, Tanaka OM, Guariza-Filho O, Camargo ES, de Souza LT and Maruo H (2008) Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 133(6): 790.e15-790.e22.
- Sandusky WC (1951) Orthodontic Anchorage. *American Journal of Orthodontics* 37(11): 858–866.
- Schätzle M, Golland D, Roos M and Stawarczyk B (2010) Accuracy of mechanical torque-limiting gauges for mini-screw placement. *Clinical Oral Implants Research* 21(8): 781–788.
- Schopf P (2008) *Curriculum Kieferorthopädie Band II*. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH.
- Scribante A, Montasser MA, Radwan ES, Bernardinelli L, Alcozer R, Gandini P and Sfondrini MF (2018) Reliability of orthodontic miniscrews: Bending and maximum load of different Ti-6Al-4V titanium and stainless steel Temporary Anchorage Devices (TADs). *Materials* 11(7): 1138, 10 Pages.
- Shah AH, Behrents RG, Kim KB, Kyung HM and Buschang PH (2012) Effects of screw and host factors on insertion torque and pullout strength. *The Angle Orthodontist* 82(4): 603–610.
- Singh K, Kumar D, Jaiswal R and Bansal A (2010) Temporary anchorage devices -Mini-implants. *National Journal of Maxillofacial Surgery* 1(1): 30–34.
- Song YY, Cha JY and Hwang CJ (2007) Mechanical Characteristics of Various Orthodontic Mini-screws in Relation to Artificial Cortical Bone Thickness. *The Angle Orthodontist* 77(6): 979–985.
- Suzuki EY, Suzuki B, Aramrattana A, Harnsiriwattanakit K and Kowanich N (2010) Assessment of miniscrew implant stability by resonance frequency analysis: a study in human cadavers. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 68(11): 2682–9.
- Suzuki EY and Suzuki B (2011) Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 139(5): 669–678.
- Suzuki M, Deguchi T, Watanabe H, Seiryu M, Iikubo M, Sasano T, Fujiyama K and Takano-Yamamoto T (2013) Evaluation of optimal length and insertion torque for miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 144(2): 251–259.
- Tatli U, Alraawi M and Toroğlu MS (2019) Effects of size and insertion angle of orthodontic mini-implants on skeletal anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. Mosby Inc. 156(2): 220–228.
- Tepedino M, Masedu F and Chimenti C (2017) Comparative evaluation of insertion torque and mechanical stability for self-tapping and self-drilling orthodontic

- miniscrews - An in vitro study. *Head and Face Medicine* 13(1): 1–7.
- Topcuoglu T, Bicakci AA, Avunduk MC and Sahin Inan ZD (2013) Evaluation of the effects of different surface configurations on stability of miniscrews. *The Scientific World Journal* 2013: 14–17.
- Tricio J, van Steenberghe D, Rosenberg D and Duchateau L (1995) Implant stability related to insertion torque force and bone density: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry* 74(6): 608–612.
- Ure DS, Oliver DR, Kim KB, Melo AC and Buschang PH (2011) Stability changes of miniscrew implants over time A pilot resonance frequency analysis. *The Angle Orthodontist* 81(6): 994–1000.
- van Velzen FJJ, Ofec R, Schulten EAJM and ten Bruggenkate CM (2015) 10-year survival rate and the incidence of peri-implant disease of 374 titanium dental implants with a SLA surface: A prospective cohort study in 177 fully and partially edentulous patients. *Clinical Oral Implants Research* 26(10): 1121–1128.
- Wang Z, Zhao Z, Xue J, Song J, Deng F and Yang P (2010) Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: a microcomputed tomographic analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 137(1): 100–7.
- Watanabe H, Deguchi T, Hasegawa M, Ito M, Kim S and Takano-Yamamoto T (2013) Orthodontic miniscrew failure rate and root proximity, insertion angle, bone contact length, and bone density. *Orthodontics & Craniofacial Research* 16(1): 44–55.
- Wehrbein H (1994) Enossale Titanimplantate als orthodontische Verankerungselemente. *Fortschritte der Kieferorthopädie* 55(5): 236–250.
- Wei X, Zhao L, Xu Z, Tang T and Zhao Z (2011) Effects of cortical bone thickness at different healing times on microscrew stability. *The Angle Orthodontist* 81(5): 760–766.
- Whang CZY, Bister D and Sherriff M (2011) An in vitro investigation of peak insertion torque values of six commercially available mini-implants. *European Journal of Orthodontics* 33(6): 660–666.
- Wilmes B and Drescher D (2011) Impact of bone quality, implant type, and implantation site preparation on insertion torques of mini-implants used for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 40(7): 697–703.
- Yoo SH, Park YC, Hwang CJ, Kim JY, Choi EH and Cha JY (2014) A comparison of tapered and cylindrical miniscrew stability. *European Journal of Orthodontics* 36(5): 557–562.

7 ERKLÄRUNG ZUM EIGENANTEIL

Versuche und Messungen sowie das Verfassen der Doktorarbeit führte der Doktorand selbstständig durch. Er war an Konzeption und statistischer Auswertung der Daten beteiligt.

Herr Dr. T. Bechtold war an der Konzeption der Studie beteiligt. Er hat die Arbeit betreut und das Manuskript korrigiert.

Die statistische Auswertung der erhobenen Daten erfolgte mit Unterstützung von Herrn Dr. G. Blumenstock.

8 DANKSAGUNG

Als Erstes möchte ich Herrn Prof. Dr. Dr. Gernot Göz für die Überlassung des Themas, seine Geduld und die Abfassung des ersten Gutachtens ganz herzlich danken.

Ein besonderer Dank gilt meinem Betreuer und guten Freund OA Dr. Till E. Bechtold, der mir stets für Fragen mit Rat und Anregungen zur Seite stand. Ohne seine hervorragende Betreuung wäre die Dissertation nicht zustande gekommen.

Auch möchte ich mich bei Frau Christine Schille von der Medizinischen Werkstoffkunde und Technologie ganz herzlich für ihre Unterstützung bedanken.

Einen großen Dank möchte ich Herrn Dr. Gunnar Blumenstock vom Institut für Klinische Epidemiologie und Angewandte Biometrie für seine großartige Hilfe bei den statistischen Auswertungen aussprechen.

Mein persönlicher Dank gilt meiner Frau für ihre Geduld und ihre unendliche Unterstützung während der gesamten Zeit.

Nicht zuletzt bedanke ich mich bei meinen Eltern und allen Freunden, die mir in guten wie in schlechten Zeiten immer zur Seite standen und eine große Hilfe waren.

9 LEBENSLAUF