

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

Abzugskräfte an tomas®-abutments und an tomas®-
Transferkappen zur skelettalen Verankerung

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
Tübingen

vorgelegt von

Serifi, Dzenan

2018

Dekan: Prof. Dr. Ingo B. Autenrieth
1. Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. Gernot R. Göz
2. Berichterstatter: Prof. Dr. German Gomez-Roman

Tag der Disputation: 05.06.2018

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	6
Tabellenverzeichnis	9
Abkürzungsverzeichnis	10
1 Einleitung	11
1.1 Einführung	11
1.1.1 Verankerungsmethoden in der Kieferorthopädie	12
1.1.1.1 Konventionelle Verankerungsmethoden	12
1.1.1.2 Skelettale Verankerung und kieferorthopädische Miniimplantate	13
1.1.2 Einteilung der Temporary Anchorage Devices (TADs).....	14
1.1.2.1 Miniimplantate	14
1.1.2.2 Miniplatten	15
1.1.2.3 Onplants.....	16
1.1.2.4 Gaumenimplantate.....	16
1.1.2.5 Dentalimplantate.....	17
1.1.3 Einsatz von Miniimplantaten in der Kieferorthopädie	17
1.1.3.1 Planung der Implantation	19
1.1.3.2 Durchführung der Implantation.....	20
1.1.3.3 Abdrucknahme	21
1.1.3.4 Entfernung eines Miniimplantats.....	21
1.1.4 Das tomas®-System	21
1.2 Fragestellung	24
1.3 Literatur mit ähnlicher Fragestellung	24
1.4 Notwendigkeit der Arbeit	25
1.5 Ziel.....	26
2 Material und Methodik	28
2.1 Material.....	28
2.1.1 Miniimplantate	28
2.1.2 Abutments.....	30
2.1.3 Transferkappen	32
2.2 Methodik.....	33

2.2.1	Einbetten der tomas®-pins in einem Kunststoffblock	33
2.2.2	Abzugversuche	36
2.2.2.1	Abzugvorrichtung vertikal.....	37
2.2.2.2	Abzugvorrichtung schräg	39
2.2.3	Datenerfassung	40
2.2.4	Datenverarbeitung	41
2.2.5	Statistische Methoden.....	41
3	Ergebnisse	43
3.1	Abzug der Abutments.....	43
3.1.1	Messprotokoll des Abzugs eines Abutments.....	43
3.1.2	Abzugskräfte des tomas®-abutments universal	44
3.1.2.1	Abzüge des tomas®-abutments universal vom tomas®-pin SD.....	44
3.1.2.2	Abzüge des tomas®-abutments universal vom tomas®-pin EP.....	46
3.1.2.3	Abzugskräfte der tomas®-abutments universal (gruppiert)	47
3.2	Abzug der Transferkappen	48
3.2.1	Messprotokoll beim Abzug einer Transferkappe	48
3.2.2	Kräfte beim Abzug der Transferkappen	50
3.2.2.1	Abzüge der Transferkappen aus Ultramid®.....	50
3.2.2.1.1	Abzüge der Transferkappen aus Ultramid® vom tomas®-pin SD... 50	
3.2.2.1.2	Abzüge der Transferkappen aus Ultramid® vom tomas®-pin EP ... 51	
3.2.2.2	Abzüge der Transferkappen aus Moplen®.....	52
3.2.2.2.1	Abzüge der Transferkappen aus Moplen® vom tomas®-pin SD.... 52	
3.2.2.2.2	Abzüge der Transferkappen aus Moplen® vom tomas®-pin EP 53	
3.2.2.3	Abzüge der Transferkappen aus Lupolen®.....	54
3.2.2.3.1	Abzüge der Transferkappen aus Lupolen® vom tomas®-pin SD.... 54	
3.2.2.3.2	Abzüge der Transferkappen aus Lupolen® vom tomas®-pin EP 55	
3.2.2.4	Abzüge der Transferkappen aus Polyman®	56
3.2.2.4.1	Abzüge der Transferkappen aus Polyman® vom tomas®-pin SD... 56	
3.2.2.4.2	Abzüge der Transferkappen aus Polyman® vom tomas®-pin EP ... 57	
3.2.2.5	Abzüge der Transferkappen aus Makrolon®	58
3.2.2.5.1	Abzüge der Transferkappen aus Makrolon® vom tomas®-pin SD . 58	
3.2.2.5.2	Abzüge der Transferkappen aus Makrolon® vom tomas®-pin EP.. 59	

3.2.2.6	Abzugskräfte der Transferkappen gruppiert.....	60
3.2.2.6.1	Abzugskräfte der Transferkappen gruppiert nach tomas®-pin SD und tomas®-pin EP	60
3.2.2.6.2	Abzugskräfte der Transferkappen vom tomas®-pin SD gruppiert nach Material	61
3.2.2.6.3	Abzugskräfte der Transferkappen vom tomas®-pin EP gruppiert nach Material	63
3.3	Übersicht über alle Abzugskräfte beim ersten Abzug	64
3.4	Übersicht über alle Abzugskräfte beim letzten Abzug	66
3.5	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	67
4	Diskussion.....	68
4.1	Diskussion der Zielsetzung.....	68
4.2	Diskussion von Material und Methoden.....	69
4.2.1	Diskussion der verwendeten Materialien	70
4.2.2	Diskussion der Methoden	71
4.3	Diskussion der Ergebnisse.....	73
4.4	Grenzen der Studie	78
4.5	Schlussfolgerungen.....	78
5	Zusammenfassung	80
6	Literaturverzeichnis	82
7	Erklärung zum Eigenanteil	91
	Danksagung.....	92

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1. Beispiel einer durch zwei tomas®-pins und zwei tomas®-abutments universal skelettal verankerten Apparatur zur Mesialisierung der oberen ersten Molaren (Ziebura und Flieger 2012).	19
Abbildung 2: Die in dieser Studie untersuchten tomas®-pins SD (links) und EP (rechts) in der linken Abbildung und Pin mit Abutment in der rechten Abbildung. Quellen der Abbildung: (Zahnärztliche Mitteilungen online 2016; Dentaurum 2018a)	22
Abbildung 3: Diverse tomas®-abutments. Quelle der Abbildungen: (Dentaurum 2018a)	22
Abbildung 4: tomas®-Transferkappe (links), den tomas®-laboratory pin EP (Mitte) und tomas®-laboratory pin SD (rechts). Quelle der Abbildungen: (Dentaurum 2018a)	24
Abbildung 5. tomas®-pin SD mit Abgrenzungen des Kopf-, des Hals- und des Gewindeteils (Dentaurum 2008).	29
Abbildung 6. tomas®-pin SD von schräg oben mit gelb markierter Kontaktfläche des Kreuzslots (Dentaurum 2008).	29
Abbildung 7. tomas®-pin SD mit Draht (Dentaurum 2008).....	30
Abbildung 8. Das tomas®-abutment universal (Dentaurum 2015).....	30
Abbildung 9. Schematischer Aufbau eines tomas®-abutments mit Attachement (Dentaurum 2015).	31
Abbildung 10. Ansicht einer tomas®-Übertragungskappe aus Kunststoff zur Übertragung der Mundsituation auf ein Modell (Dentaurum 2015).	32
Abbildung 11. Einbettvorrichtung (Zeichnung in schräger Ansicht). Der Kunststoffblock mit der wannenartigen Aushöhlung zur Aufnahme des Orthocryl® beim Einbetten ist orange gefärbt. Quelle: (Dentaurum 2015).	33
Abbildung 12. Einbettvorrichtung (Konstruktionszeichnung). Quelle: (Dentaurum 2015).....	34
Abbildung 13. Einbettvorrichtung (Zeichnung in horizontaler Ansicht). Die Einbettvorrichtung ist orange und die gelochte Deckplatte zur Fixierung der maschinellen Eindrehhilfen ist grün gefärbt. Quelle: (Dentaurum 2015).	35
Abbildung 14. Zwei tomas®-pins in Seitenansicht im Einbettgerät. Links wurde ein Universal-abutment angebracht. Rechts wird gerade die Klinge einer Eindrehhilfe montiert.....	35

Abbildung 15. Grafische und fotografische Darstellungen der Abzugvorrichtungen für vertikale Abzüge.	37
Abbildung 16: Verschiedene Stadien eines vertikalen Abzugversuchs mit einem tomas®-abutment universal.	38
Abbildung 17: Grafische und fotografische Darstellung der Abzugvorrichtungen für die 45°-Abzüge.	39
Abbildung 18. Abzugversuch mit Abutment, 45 Grad.	40
Abbildung 19. Messprotokoll bei Abzug eines tomas®-abutment universal vom tomas®-pin SD.....	43
Abbildung 20. Vertikale Abzüge des tomas®-abutments universal vom tomas®-pin SD.	44
Abbildung 21. Schräge Abzüge des tomas®-abutments universal vom tomas®-pin SD.	45
Abbildung 22. Vertikale Abzüge des tomas®-abutments universal vom tomas®-pin EP.....	46
Abbildung 23. Schräge Abzüge des tomas®-abutments universal vom tomas®-pin EP.....	47
Abbildung 24. Abzugskräfte des tomas®-abutments universal gruppiert nach Abzugmodus und Variante des Pins.....	48
Abbildung 25. Messprotokoll der Abzüge einer Transferkappe aus Polypropylen (Moplen® EP 540 P natural, firmeninterner Code 904-023-00) von einem tomas®-pin EP.....	49
Abbildung 26. Vertikale Abzüge der Ultramid®-Transferkappen vom tomas®-pin SD.	51
Abbildung 27. Schräge Abzüge der Ultramid®-Transferkappen vom tomas®-pin SD.....	51
Abbildung 28. Vertikale Abzüge der Ultramid®-Transferkappen vom tomas®-pin EP.....	52
Abbildung 29. Schräge Abzüge der Ultramid®-Transferkappen vom tomas®-pin EP.....	52
Abbildung 30. Vertikale Abzüge der Moplen®-Transferkappen vom tomas®-pin SD.	53
Abbildung 31. Schräge Abzüge der Moplen®-Transferkappen vom tomas®-pin SD.	53
Abbildung 32. Vertikale Abzüge der Moplen®-Transferkappen vom tomas®-pin EP.....	54
Abbildung 33. Schräge Abzüge der Moplen®-Transferkappen vom tomas®-pin EP.....	54
Abbildung 34. Vertikale Abzüge der Lupolen®-Transferkappen vom tomas®-pin SD.....	55
Abbildung 35. Schräge Abzüge der Lupolen®-Transferkappen vom tomas®-pin SD.....	55
Abbildung 36. Vertikale Abzüge der Lupolen®-Transferkappen vom tomas®-pin EP.....	56

Abbildung 37. Schräge Abzüge der Lupolen®-Transferkappen vom tomas®-pin EP.	56
Abbildung 38. Vertikale Abzüge der Polyman®-Transferkappen vom tomas®-pin SD.	57
Abbildung 39. Schräge Abzüge der Polyman®-Transferkappen vom tomas®-pin SD.	57
Abbildung 40. Vertikale Abzüge der Polyman®-Transferkappen vom tomas®-pin EP.	58
Abbildung 41. Schräge Abzüge der Polyman®-Transferkappen vom tomas®-pin EP.	58
Abbildung 42. Vertikale Abzüge der Makrolon®-Transferkappen vom tomas®-pin SD.	59
Abbildung 43. Schräge Abzüge der Makrolon®-Transferkappen vom tomas®-pin SD.	59
Abbildung 44. Vertikale Abzüge der Makrolon®-Transferkappen vom tomas®-pin EP.	60
Abbildung 45. Schräge Abzüge der Makrolon®-Transferkappen vom tomas®-pin EP.	60
Abbildung 46. Abzugskräfte der Transferkappen gruppiert nach SD- und EP-pins.	61
Abbildung 47. Abzugskräfte der Transferkappen vom tomas®-pin SD gruppiert nach Abzugmodus (vertikal oder schräg) und Material der Transferkappe.	62
Abbildung 48. Abzugskräfte der Transferkappen vom tomas®-pin EP gruppiert nach Abzugmodus (vertikal oder schräg) und Material der Transferkappe.	63

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1. Materialien der tomas®-Übertragungskappen.	32
Tabelle 2: Durchschnittliche Abzugskräfte (Mittelwerte \pm Standardabweichungen) vom tomas®-pin SD in Abhängigkeit des Materials der Transferkappe und der Richtung des Abzugs. Die Irrtumswahrscheinlichkeiten wurden mit einem Mann-Whitney-U-Test ermittelt.	62
Tabelle 3: Durchschnittliche Abzugskräfte (Mittelwerte \pm Standardabweichungen) vom tomas®-pin EP in Abhängigkeit des Materials der Transferkappe und der Richtung des Abzugs. Die Irrtumswahrscheinlichkeiten wurden mit einem Mann-Whitney-U-Test ermittelt.	64
Tabelle 4. Deskriptive Statistik der Abzugskräfte [N] vom tomas®-pin SD beim ersten Abzug. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; Max = Maximaler Wert; Min = Minimaler Wert.	65
Tabelle 5. Deskriptive Statistik der Abzugskräfte [N] vom tomas®-pin EP beim ersten Abzug. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; Max = Maximaler Wert; Min = Minimaler Wert.	65
Tabelle 6. Deskriptive Statistik der Abzugskräfte [N] vom tomas®-pin SD beim letzten Abzug. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; Max = Maximaler Wert; Min = Minimaler Wert.	66
Tabelle 7. Deskriptive Statistik der Abzugskräfte [N] vom tomas®-pin EP beim letzten Abzug. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; Max = Maximaler Wert; Min = Minimaler Wert.	66

Abkürzungsverzeichnis

mm	Millimeter
MW	Mittelwert
N	Newton
SD	Standardabweichung
TAD	Temporary Anchorage Device
tomas®-pin EP	Elastic Palatal
tomas®-pin SD	Self Drilling

1 Einleitung

1.1 Einführung

Eine stabile Verankerung ist Voraussetzung für eine zielgerichtete kieferorthopädische Zahnbewegung. Unter den temporär eingebrachten skelettalen Verankerungsmitteln, den sogenannten Temporary Anchorage Devices (TADs), werden Miniimplantate besonders häufig eingesetzt, da sie vielfältig einsetzbar, nur minimal invasiv, sofort belastbar, von der Compliance der Patienten unabhängig und vergleichsweise kostengünstig sind (Leung et al. 2008). Die skelettale Verankerung hat gegenüber der dentalen Verankerung den Vorteil, dass unbeabsichtigte Gegenbewegungen eines dentalen Verankerungssegmentes umgangen werden können. Dies gilt auch bei erwachsenen Patienten, die nach Zahnverlust ungünstige Voraussetzungen für eine konventionelle dentale Verankerung bieten (Schopf 2000).

Der vordere mittlere Gaumen ist ein häufig gewählter Insertionsort für Miniimplantate, da hier ein ausreichendes Knochenangebot besteht, die Insertion meist technisch einfach ist und keine Gefahr einer Verletzung von Zahnwurzeln besteht (Kim et al. 2006; Kang et al. 2007; Baumgaertel 2008; Gracco et al. 2008; Ludwig et al. 2011; Ziebura et al. 2012; Lee et al. 2013; Baumgaertel 2014). Auch interradiäre Miniimplantatverankerungen von lingual, palatinal oder vestibulär wurden als erfolgreiche Methode beschrieben (Ludwig et al. 2011; Lee et al. 2014; Wiechmann et al. 2014; Metzner et al. 2015; Wiechmann et al. 2015). Zwei palatinal gesetzte Miniimplantate sind z. B. zur direkten Ankopplung von Apparaturen zur Distalisation und Mesialisation von Seitenzähnen geeignet (Papadopoulos 2008; Ludwig et al. 2009a; Papadopoulos 2010). Zusätzlich lassen sich Abutments zur indirekten Verankerung von einzelnen Zähnen, Zahngruppen und als Träger für provisorische Kronen verwenden (Ludwig et al. 2009b).

Bei Miniimplantaten, die das Anbringen eines Abutments am Kopf der Implantatschraube ermöglichen, sind Kopplungen an komplexe kieferorthopädische Apparaturen möglich (Wilmes und Drescher 2008a; Baumgaertel 2014). Seit der Erstbeschreibung von Miniimplantaten 1997 durch Kanomi (Kanomi 1997) ist eine enorme Vielfalt entstanden.

Bereits im Jahr 2008 gab es weltweit mehr als 45 Systeme; die Zahl ist seither weiter gewachsen (Wüstefeld 2010).

1.1.1 Verankerungsmethoden in der Kieferorthopädie

1.1.1.1 Konventionelle Verankerungsmethoden

Traditionell können Zahnspangen innerhalb des Mundes (intraorale Verankerung) oder außerhalb des Mundes (extraorale Verankerung) fixiert werden (Schopf 2000; Ehrenfeld et al. 2011). Zur intraoralen Verankerung eignen sich Zähne oder andere orale Strukturen. Zur extraoralen Abstützung kann z. B. ein Headgear verwendet werden. Die dentale Verankerung kann durch einzelne Zähne oder durch eine verblockte Zahngruppe erfolgen, zum Beispiel über einen Palatinal- oder einen Lingualbogen. Die Verankerung kann zusätzlich durch eine elastische Verbindung zum gegenüberliegenden Zahnbogen unterstützt werden (intermaxilläre Verankerung) (Schopf 2000; Ehrenfeld et al. 2011).

Zwar sind extraorale Verankerungen im Gegensatz zu den meisten intraoralen frei von unerwünschten Gegenbewegungen von Verankerungszähnen, dennoch bestehen Bedenken hinsichtlich der Patienten-Compliance und -sicherheit (Cureton et al. 1993). Eine Reihe von Weichteil- und Augenverletzungen wurde mit dem Tragen eines Headgear in Verbindung gebracht (Samuels et al. 1996). In einigen seltenen Fällen führten diese Verletzungen sogar zum Verlust eines Auges (Booth-Mason und Birnie 1988; Samuels und Jones 1994; Samuels et al. 1996), was in der Folge durch bei starkem Zug selbst öffnende Sicherheitsverschlüsse vermieden werden konnte. Dennoch motivierten solche Vorfälle auch die Entwicklung konventioneller intraoraler Verfahren zur Distalisierung von Molaren (Jambi et al. 2013).

Bei der intermaxillären Verankerung werden zur Verstärkung der Verankerung Zähne des Gegenkiefers verwendet. So können Oberkieferzähne zur Verstärkung der Verankerung im Unterkiefer herangezogen werden und umgekehrt (Williams und Cook 2000). Intermaxilläre Züge übertragen dabei die Kraft von den Zähnen des einen Zahnbogens auf den anderen. Die Richtung der Kraft kann in Abhängigkeit der jeweiligen klinischen Erfordernisse variieren, schließt aber immer auch vertikale Kräfte mit ein (Williams und Cook 2000).

Im Gegensatz dazu werden bei der intramaxillären Verankerung die Zähne des gleichen Kiefers verwendet, um Widerstand gegen erwünschte zahnbewegende Kräfte ausüben zu können (Williams und Cook 2000).

Unterschieden wird außerdem zwischen minimaler, mittlerer und maximaler Verankerung. Diese Unterteilung bezieht sich auf die Positionsstabilität des 6-Jahr-Molaren gegen eine Mesialisierung und lässt sich am Beispiel eines Lückenschlusses nach Extraktion eines ersten Prämolaren veranschaulichen: Bei minimaler Verankerung wird die Position der Front möglichst gehalten, während die posterioren Zähne nach mesial geführt werden. Dabei wird zunächst der zweite Prämolare allein gegen die verblockte Front gezogen, sodass er als Reaktion auf die Kraftapplikation deutlich mesialisiert wird. Bei der mittleren Verankerung werden nach Möglichkeit zwei gleich starke Verankerungssegmente gebildet, wodurch Aktion und Reaktion ein vergleichbares Ausmaß annehmen und eine reziproke Zahnbewegung stattfindet; z. B. können die Zähne mesial und distal der Lücke einzeln gegeneinander gezogen werden. Unter maximaler Verankerung wird die Bewegung der posterioren Zahngruppe durch Verblockung der posterioren Zähne und deren Zug gegen einen einzelnen anterioren Zahn minimiert. Eine absolute Umgehung der mesialisierenden Kraft auf posteriore Zähne kann durch direkten Zug zwischen anteriorem Zahnsegment und posterior gesetzten TADs (Temporary Anchorage Devices) oder durch direkten Zug anterior gesetzter TADs und posterioren Zahnsegmenten erfolgen (Choi et al. 2009; Lee et al. 2011; Bechtold et al. 2013).

1.1.1.2 Skelettale Verankerung und kieferorthopädische Miniimplantate

Die Verwendung von metallischen Schrauben als Anker wurde bereits im Jahr 1945 vorgeschlagen (Gainsforth und Higley 1945). Ab den frühen 1980er Jahren etablierte Roberts ein Konzept mit starren enossalen Implantaten zur Verankerung (Roberts et al. 1984; Roberts et al. 1989; Roberts et al. 1990; Garetto et al. 1995). Melsen verwendete in Fällen mit fehlenden oder minderwertigen Seitenzähnen Draht, der durch den Jochbeinbogen gezogen war, als Verankerung (Melsen et al. 1998).

Eine alternative Entwicklung beinhaltet eine Modifikation von dentalen Implantaten geringeren Durchmessers, die in den Alveolarknochen inseriert werden und dort für die Dauer der Behandlung verbleiben (Kanomi 1997). Diese Technik kann im Prinzip in allen

klinischen Situationen angewandt werden, bei denen die Zähne nicht zur Verankerung genutzt werden können (z. B. bei umfangreicherer Zahnlosigkeit, Nichtanlagen, parodontaler Schwäche, multifaktoriellen kraniofazialen Syndromen usw.) (Kanomi 1997). Eine reduzierte Mesialdrift, das Vorhandensein eines exakten, fixierten Kraftzentrums mit einer orientierten Bewegungsmöglichkeit, die Vielzahl an möglichen Positionen und Mechaniken und das Ermöglichen einer Distalisierung bei erwachsenen Patienten zählen zu dem durch skelettale Verankerungen erweiterten Behandlungsspektrum (Jasoria et al. 2013; Nosouhian et al. 2015).

1.1.2 Einteilung der Temporary Anchorage Devices (TADs)

Ein TAD ist eine am Knochen fixierte kieferorthopädische Verankerungseinheit, welche die Zähne der reaktiven Einheit unterstützt oder eine reaktive Einheit vollständig ersetzt, und nach Therapieende wieder entfernt wird. Temporäre Verankerungseinheiten können entweder transossal, subperiostal oder enossal platziert werden; sie können an Knochen mechanisch (äußerlich stabilisiert) und/oder biochemisch (osseointegriert) fixiert werden (Dalstra et al. 2004; Herman und Cope 2005; Ottoni et al. 2005; Singh et al. 2010).

Man unterscheidet Minischraubenimplantate, Miniplatten, Onplants, palatinale Kurzimplantate und Dentalimplantate (McGuire et al. 2006).

1.1.2.1 Miniimplantate

Das Miniimplantat ist eine Modifikation von Schrauben, die zur Fixierung von maxillofazialen Frakturen verwendet werden (Kanomi 1997). Miniimplantate bestehen aus Reintitan und dienen durch eine mechanische monokortikale Retention als temporäre Anker (Kanomi 1997; Lee et al. 2010). Zu den Miniimplantaten zählen die Minischrauben, schraubenartige Implantate entsprechender Größe und Micro-Implantate (McGuire et al. 2006; Reynders et al. 2012). So wie bei dentalen Implantaten gibt es auch bei den Miniimplantaten zahlreiche unterschiedliche Systeme. Alle Systeme verwenden ein konisches oder zylindrisches Schraubendesign mit asymmetrischer oder symmetrischer Gewindesteigung. Der Außendurchmesser der Gewinde liegt zwischen 1,2 und 2,5 mm, die Länge variiert zwischen 6 und 11 mm. Ein wichtiger Unterschied zwischen den

Systemen liegt in der Form des Kopfes, welcher entweder eine Kugelform mit Löchern hat oder eine flache, geschlitzte Oberfläche besitzt. Die meisten Systeme haben selbstschneidende oder selbstbohrende Gewinde (McGuire et al. 2006).

Miniimplantate mit Längen zwischen 4 und 6 mm eignen sich zur Insertion in die meisten anatomischen Strukturen (Janssen et al. 2008). Im Gegensatz zu Miniplatten und palatinalen Kurzimplantaten kann mit Miniimplantaten das Risiko chirurgischer Traumata und Kollateralschäden für benachbarte Strukturen minimiert werden (Janssen et al. 2008). Neben ihrer geringen Größe zählen minimale anatomische Limitationen, ein geringer chirurgischer Aufwand, ein hoher Patientenkomfort, eine sofortige Belastbarkeit und geringe Kosten zu den weiteren Vorteilen der Miniimplantate (Maino et al. 2003; Maino et al. 2005; Luzi et al. 2009; Reynders et al. 2009).

1.1.2.2 Miniplatten

Osteosyntheseplatten wurden ursprünglich für die Versorgung von fazialen Traumata und zur rekonstruktiven Chirurgie entwickelt (Valentino et al. 1994). Dieses System besteht aus Titanplatten in unterschiedlichen Formen (L, I, T und Y) und monokortikalen Schrauben (2 mm im Durchmesser, 5 mm lang), welche im Ober- oder Unterkieferknochen außerhalb der Bezahnung platziert werden. Miniplatten und dazugehörige Fixierschrauben bestehen aus Reintitan, sind biokompatibel und eignen sich zur temporären Osseointegration (Janssen et al. 2008). Nach der Hebung eines Mukoperiostlappens unter Lokalanästhesie werden die verformbaren Platten an die Knochenoberfläche angepasst und mit in der Regel zwei oder drei Schrauben fixiert; danach wird der Lappen wieder zugenäht (Janssen et al. 2008). Das Kopfstück wird intraoral exponiert und mit dem Bogen verbunden (Janssen et al. 2008).

Erfolgsraten der Behandlung mit Miniplatten liegen zwischen 85,4 % und 100 % (Londa 2005; Janssen et al. 2008). Über mechanische Retention bieten Miniplatten eine stabile Verankerung für orthodontische Zahnbewegungen, insbesondere für die Distalisierung von Unterkieferzähnen, für die Protrusion von Zähnen und die Intrusion von Molaren im Oberkiefer (Chen et al. 2007a; Wilmes et al. 2009; Sverzut et al. 2015; Farret 2016). Allerdings wurden periimplantäre Entzündungsreaktionen und subperiostale Knochenappositionen beobachtet (Londa 2005; Janssen et al. 2008).

Zu den prinzipiellen Vorteilen von Miniplatten im Vergleich zu anderen temporären Verankerungseinheiten gehört, dass diese nicht mit der Zahnbewegung interferieren und dass multiple Schrauben eine sicherere Verankerung bieten, die speziell für Patienten mit einer extrem dünnen Substantia compacta günstig ist (Sugawara et al. 2004; Choi et al. 2005).

1.1.2.3 Onplants

Das Onplant wurde 1995 als neuer Implantattyp für kieferorthopädische Applikationen vorgestellt (Block und Hoffman 1995). Das Onplant ist eine Aufsatzscheibe mit einer dem Knochen zugekehrten osteokonduktiven Oberfläche und einer Gewindeöffnung an der oralen Seite, in die Deckschrauben mit funktionellen Köpfen eingedreht werden können, an denen dann Drähte befestigt werden. Obwohl das Design des Onplants weiterentwickelt wurde, ist die Insertion nach wie vor kompliziert und als Einsatzort kommt ausschließlich der Gaumen infrage (Armbruster und Block 2001; Janssens et al. 2002; Hong et al. 2005; Chen et al. 2007b).

1.1.2.4 Gaumenimplantate

1996 wurde ein speziell für die Kieferorthopädie entwickeltes System palatinaler Kurzimplantate beschrieben (Wehrbein et al. 1996b; Wehrbein et al. 1996c; Wehrbein et al. 1999). Diese gewindefurchenden Implantate (4-6 mm lang und 3,3 mm im Durchmesser) wurden mit einer transmukosalen Einheilkappe verwendet (1,5, 2,5 oder 4,5 mm lang und 4,1 mm im Durchmesser). Nach der Platzierung und einer dreimonatigen Einheilphase wird die Verankerung mit einem transpalatinalen Bogen vom Implantat aus erreicht, welcher an den ersten Molaren oder Prämolaren angreift (Cousley 2005). Das Orthosystem benötigt eine entsprechende Suprakonstruktion, die mittels eines Übertragungssystems laborgefertigt werden muss. Ein offensichtlicher Vorteil von Gaumenimplantaten gegenüber traditionellen dentalen Implantaten ist, dass sie bei vollbezahnten Patienten verwendet werden können und bei frühzeitiger Implantation die Behandlungsdauer nicht verlängert wird (Wehrbein et al. 1996a; Wehrbein et al. 1996c; Wehrbein et al. 1999; Cousley 2005). Insbesondere bei umfangreicher Distalisation oder

Mesialisation im Oberkiefer bietet das Orthosystem klinisch Vorteile, da das palatinale Kurzimplantat selbst nicht umpositioniert werden muss (Wolf und Wichelhaus 2012).

1.1.2.5 Dentalimplantate

Dentalimplantate können als skelettale Verankerung dienen (Janssen et al. 2008). Die Platzierung von dentalen Implantaten als Teil eines restaurativen Therapieplans gehört zur Routine der meisten Zahnarztpraxen; gewünscht ist der langfristige Verbleib des Implantats im Knochen (Adell et al. 1981). Diese Verfahren sind sehr anspruchsvoll, da es schwierig ist, die exakte Lokation für das Implantat zu finden, da die endgültige Bewegung der natürlichen Zahnstruktur nicht immer präzise vorhergesagt werden kann (Smalley 1995; Smalley und Blanco 1995). Da Implantate nur in einen zahnlosen oder retromolaren Bereich gesetzt werden, ist diese Option für vollständig bezahnte Erwachsene oder jüngere Patienten mit Milchgebiss oder einem gemischten Gebiss nicht praktikabel (Kokich 1996).

1.1.3 Einsatz von Miniimplantaten in der Kieferorthopädie

Orthodontische Miniimplantate revolutionierten die Kieferorthopädie durch eine äußerst effektive Verankerung unter Ausbleiben von unbeabsichtigten dentalen Gegenbewegungen bei geringen Verlustraten (Papadopoulos et al. 2011; Papageorgiou et al. 2012; Jambi et al. 2013; Nanda und Upadhyay 2013; Jambi et al. 2014). Ihr Erfolg hängt von der initialen mechanischen Stabilität, der Menge und Qualität der Kraftbelastung sowie von der Mundhygiene ab (Chen et al. 2009; Reynders et al. 2016). Die Anzahl an Publikationen zu orthodontischen Miniimplantaten hat seit ihrer Einführung durch Kanomi im November 1997 (Kanomi 1997) exponentiell zugenommen und es wurden zahlreiche orthodontische Implantatfirmen gegründet (Prabhu und Cousley 2006).

Linguale Verankerungseinheiten gingen im Vergleich zu labialen orthodontischen Implantaten mit erhöhten oralen Beschwerden, vermehrten Sprechbeeinträchtigungen und gesteigerten Problemen mit der Nahrungsaufnahme einher. Auf der anderen Seite waren linguale Verankerungseinheiten mit einem vergrößerten Eckzahnabstand und

einem signifikant reduzierten Verlust der Verankerung des ersten Oberkiefermolaren während des Lückenschlusses assoziiert (Papageorgiou et al. 2016).

Zu den potenziellen Komplikationen von Miniimplantaten gehören Implantatverlust und Infektionen sowie Schwellungen der Mundschleimhaut an der Insertionsstelle. Um diesen unerwünschten Komplikationen entgegenzuwirken, wird z. B. empfohlen, das Implantat vor Belastung mindestens drei Monate einheilen zu lassen (Motoyoshi 2011).

Hinsichtlich des Designs von Miniimplantaten haben sich die nachfolgenden Merkmale als erfolgreich erwiesen (Ludwig und Glasl 2009):

- Gewindeart: selbstbohrend
- Länge des Gewindeanteils: 6, 8 und 10 mm
- Außendurchmesser des Gewindes: 1,6 mm
- Gingivahals: konisch oder zylindrisch
- Kopf: Universalkopf mit Kreuz-Slot
- Material: Titan-6-Aluminium-4-Vanadium
- Anzahl der Schrauben im System: optimal 3, maximal 10.

Je nach den Erfordernissen der kieferorthopädischen Apparatur sowie des Behandlungsziels können Miniimplantate generell in allen Kieferabschnitten platziert werden, die eine ausreichende Knochensubstanz aufweisen (Reynders et al. 2009; Reynders et al. 2012; Reynders et al. 2016). Die Lingualseite des Unterkiefers hat sich hierfür allerdings als ungünstig erwiesen, da sie außerordentlich hohe Verlustraten der Miniimplantate aufwies (Berens et al. 2005). Weitere Einschränkungen können sich durch ein nicht ausreichendes Knochenangebot an den Tubera maxillae ergeben (Hourfar et al. 2017a; Hourfar et al. 2017b). Die Gefahr einer Wurzel- oder Nervenverletzung sollte stets ausgeschlossen sein (Raabe 2013).

Mögliche Indikationen für Miniimplantate sind (McGuire et al. 2006):

- Lückenschluss bei Klasse-I-Okklusion
- Distalisation und Mesialisation von Zähnen
- Aufrichten von Molaren

- Intrusion und Extrusion von Zähnen
- Sliding mechanics in Klasse II
- Vermeidung der Protrusion von Schneidezähnen bei Oligodontie
- Veränderungen der Zahnstellung bei präprothetischer Behandlung



Abbildung 1. Beispiel einer durch zwei tomas®-pins und zwei tomas®-abutments universal skelettal verankerten Apparatur zur Mesialisierung der oberen ersten Molaren (Ziebura und Flieger 2012).

1.1.3.1 Planung der Implantation

Der Kopf des Miniimplantats sollte stets im Bereich der anhaftenden Gingiva liegen. Die gewünschte Lage wird durch Röntgenaufnahmen, Diagnosemodelle und/oder klinisch ermittelt. Für eine erfolgreiche Verankerung sind ein ausreichendes Knochenangebot und der Abstand zu Nachbarstrukturen (Parodontium, Wurzel, Nerv, Zahn) zu überprüfen (Hörsting und Joo 2005). Ein Minimum von 1 mm Knochen sollte die Schraube zirkulär umgeben (Wilmes und Drescher 2008a). Bei der Auswahl des Insertionsortes sind die geplante Bewegungsrichtung der Zähne sowie die Veränderungen des interradikulären Raumes zu beachten. Die Schraube soll möglichst so platziert werden, dass sie die gewünschten Bewegungen nicht behindert (Wilmes und Drescher 2008a).

Zur radiologischen Absicherung der Schraubenposition genügt in der Regel ein aktuelles Orthopantomogramm. Um die geplante Insertionsregion schätzt man die knöcherne Situation, die Lage benachbarter Wurzeln oder Zahnkeime und die topografische Nähe von Nerven und Gefäßen ab (Wilmes und Drescher 2008a).

Am Planungsmodell können die Zahnachsen und der Verlauf der mukogingivalen Grenzlinie eingezeichnet werden. Daraus ergibt sich das Insertionsfeld für das Miniimplantat. (Wilmes und Drescher 2008a).

1.1.3.2 Durchführung der Implantation

Die Anästhesie kann durch Infiltrations- und/oder Oberflächenanästhesie erfolgen. Im Bereich des Gaumens kann auch eine Anästhesie der Nn. palatini majores durchgeführt werden (Wilmes und Drescher 2008a).

Zur optimalen Verankerung möglichst tief im Knochen sollte das Miniimplantat in einer Region mit einer dünnen Schleimhaut (1 bis 1,5 mm) eingesetzt werden (Wilmes und Drescher 2008a). Nach erfolgter Anästhesie wird daher die Schleimhautdicke etwa mit einer zahnärztlichen Sonde mit einem Gummistopper aus der Endodontologie gemessen (Wilmes und Drescher 2008a).

Die Implantatschraube wird mit einem Schraubendreher oder in weniger gut zugänglichen Arealen maschinell mit einem Winkelstück eingebracht. Hierbei sollte eine Eindrehgeschwindigkeit von etwa 25 U/min verwendet werden (Wilmes und Drescher 2008a).

In den Schlitz des Miniimplantats kann ein Draht zur Verbindung mit orthodontischen Elementen, wie z. B. Brackets, Bändern oder Federn, eingelegt und mit einem lighthärtenden Adhäsiv oder einer Ligatur befestigt werden (Wilmes und Drescher 2008a). In vielen Fällen ist auch das weniger aufwendige Einhängen elastischer Ketten, um direkt gegen Zähne oder Zahngruppen zu ziehen, das Mittel der Wahl (Park et al. 2003; Lee et al. 2011).

1.1.3.3 Abdrucknahme

Falls die Anfertigung einer Apparatur im Labor erforderlich ist, erfolgt die Übertragung der Implantatposition vom Patientenmund auf ein Gipsmodell, auf dem die Arbeit angefertigt wird. Zu diesem Zweck wird eine Abdruckkappe auf das Implantat gesetzt. Bei der Abformung sollte die Abdruckkappe möglichst im Abdruck verbleiben und gut vom Abformmaterial (z. B. Silikon oder Alginat) umschlossen sein. Anschließend wird das Laborimplantat in die Abdruckkappe im Löffel gesteckt. Laborimplantate sind Analoge der Miniimplantate, die im Gipsmodell des Kiefers sitzen. Diese imitieren die Position des Miniimplantats im Mund. Das Laborimplantat steht als Platzhalter für das eigentliche Implantat und hat somit den gleichen Kopfaufbau wie das Implantat im Mund des Patienten (Wilmes und Drescher 2008a).

1.1.3.4 Entfernung eines Miniimplantats

Nach Lokalanästhesie und Entfernung der Kopplungselemente kann das Miniimplantat mit dem gleichen Werkzeug, mit dem es eingebracht wurde, herausgedreht werden (Wilmes und Drescher 2008a).

1.1.4 Das tomas®-System

Das tomas®-System dient der direkten skelettalen Verankerung bei Distalisation, Mesialisation, Intrusion, Gaumennahterweiterung oder zur indirekten Verankerung (Reimann et al. 2016). tomas® ist ein Akronym und steht für „temporary orthodontic micro anchorage system“ (Bumann 2006).

Das tomas®-System besteht aus den Miniimplantaten tomas®-pin SD (Self Drilling) oder tomas®-pin EP (Elastic Palatal) (Abbildung 2) und wahlweise aus diversen Abutments (Abbildung 3). Die Insertion der tomas®-pins kann entweder von vestibulär oder palatinal zwischen die Zahnwurzeln (interradikulär), palatinal, paramedian in den vorderen Gaumen oder direkt in den zahnlosen Kieferkamm, z. B. auch als temporäres Miniimplantat, erfolgen. Der Kopf der tomas®-pins dient dabei als Verankerung für diverse Kopplungselemente, um Zahnbewegungen zu erreichen bzw. zu unterstützen.

a)



b)



Abbildung 2: (a) Die in dieser Studie untersuchten tomas®-pins SD (links) und EP (rechts) und (b) Miniimplantat mit Abutment. Quellen der Abbildung: (Zahnärztliche Mitteilungen online 2016; Dentaurum 2018a)

a)



b)



c)



d)



e)



f)



Abbildung 3: Diverse tomas®-abutments. (a) Tube Square 22; (b) Tube 1.1; (c) Universal; (d) Wire 6; (e) Wire 12; (f) Median: Quelle der Abbildungen: (Dentaurum 2018a)

Der Miniimplantatkopf verfügt entweder über einen Kreuzschlitz (SD) oder einen Pilzkopf (EP). Der für die palatinale Insertion konzipierte tomas®-pin EP hat einen pilzförmigen Kopf, an dem Kopplungselemente, wie z. B. Federn, elastische Ringe oder Ketten befestigt werden können (Dentaurum 2018b). Das Abutment sitzt ohne Verschraubung, Verkantung oder Verlötung in optimaler Position fest auf dem Miniimplantat und lässt sich wiederum leicht entfernen, ohne dabei zu leichtgängig zu sein oder sich versehentlich zu lösen (Dentaurum 2018b).

Der tomas®-pin SD ist mit einem 22er-Kreuzslot versehen. Dadurch kann er wie ein konventionelles Bracket verwendet und in die Behandlung eingebunden werden. Das Ligieren bzw. Fixieren der Kopplungselemente (z. B. Vierkantdrähte, Federn etc.) erfolgt mit einem Tropfen Adhäsiv, der nach Abschluss der Behandlung mit der Weingartzange einfach wieder entfernt wird (Zahnärztliche Mitteilungen online 2016).

Beide Miniimplantate verfügen über einen Sechskant, auf welchen die Abutments mittels eines innovativen Schnappmechanismus aufgesteckt werden und einrasten (Zahnärztliche Mitteilungen online 2016).

Die tomas®-pins sind in den Längen 6, 8 und 10 mm verfügbar. Durch das selbstbohrende Gewinde ist kein Vorbohren nötig, sodass bereits nach einer halben Umdrehung die Miniimplantat-Spitze ohne massiven Kraftaufwand in den Knochen eindringt. Der konische, maschinenpolierte Gingivakragen gewährt eine besonders dichte Adaption der Mundschleimhaut und vermeidet so unerwünschte Reizungen der Gingiva. Damit ist eine hohe Primärstabilität im Knochen gewährleistet (Dentaurum 2018b).

Die tomas®-abutments sind zur Organisation im Kiefer um 360° rotierbar (Abbildung 3). Dadurch können auch diverse Miniimplantatachsen von zwei sagittal im Bereich der Gaumennaht gesetzten Miniimplantaten ausgeglichen werden. Zusätzlich sind die tomas®-abutments mit Attachments (Röhrchen, Drähten etc.) in der Lage, Divergenzen in der Einschubrichtung von bis zu 10° pro tomas®-pin auszugleichen. Die Fixierung in der Endposition erfolgt mit der Weingartzange. Mit den tomas®-Transferkappen und den tomas®-Laboratory-pins kann die Apparatur schnell und einfach im Labor erstellt werden (Abbildung 4).

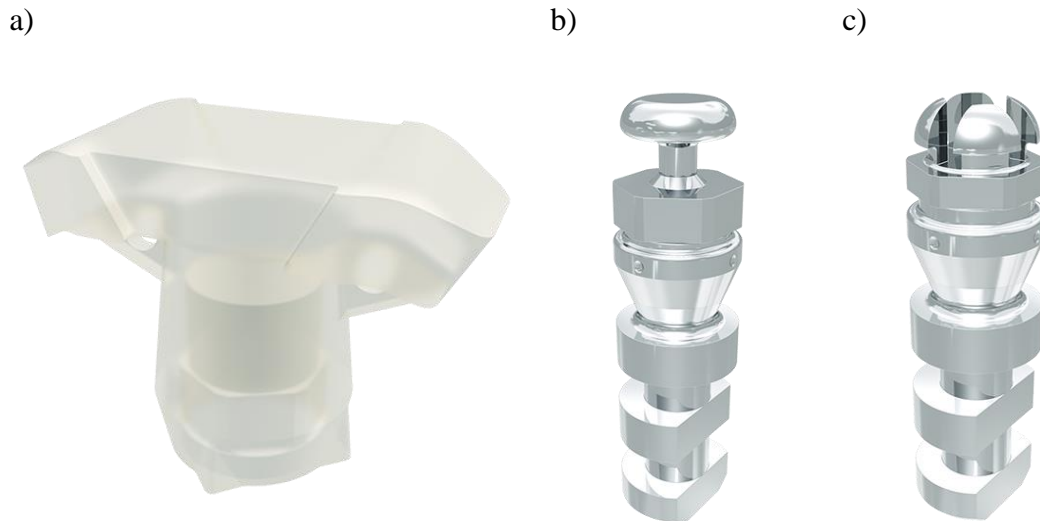


Abbildung 4: (a) tomas®-Transferkappe; (b) tomas®-Laboratory-pin EP und (c) tomas®-Laboratory-pin SD. Quelle der Abbildungen: (Dentaurum 2018a)

1.2 Fragestellung

Das tomas® Miniimplantatsystem (Dentaurum GmbH & Co. KG; Ispringen, Deutschland) bewerkstelligt die Kopplung zwischen Miniimplantat und Abutment über einen neuartigen Steckmechanismus durch einen Kraft- und Formschluss, der weder durch eine Klebeverbindung noch durch eine Ligatur oder Verschraubung gesichert werden muss. Es soll untersucht werden, inwiefern dieser neuartige Steckmechanismus den klinischen Kräften zur kieferorthopädischen Verbindung standhält und ob die Stabilität für die Dauer der Behandlung konstant bleibt.

1.3 Literatur mit ähnlicher Fragestellung

Neben dem hier untersuchten tomas®-System existieren andere Kopplungssysteme zwischen Miniimplantat und Abutment. Hierzu gehören geschraubte Verbindungen, z. B. das System AbsoAnchor® (Fa. Dentos, Daegu, Korea) (Melsen 2005; Berens et al. 2006; Wiechmann et al. 2007; Chen et al. 2008; Wilmes et al. 2008; Schätzle et al. 2009) und das Benefit®-System (Fa. PSM Medical Solutions; Tuttlingen, Deutschland) (Wilmes und

Drescher 2008a, 2008b) sowie das OrthoLox-Kopplungssystem (Fa. Promedia; Siegen, Deutschland), eine Kombination von gesteckter und geschraubter Verbindung (Promedia-Medizintechnik 2015). Diese Verbindungen sind durch Deckschrauben gesichert, sodass sich hier die Notwendigkeit einer Ermittlung der Abzugskräfte nicht stellt. Allerdings sind die Applikation und die Ausgliederung dieser Systeme im Vergleich zur Steckverbindung am tomas®-System aufwendiger und es wird eine größere Anzahl von Teilen benötigt, die im Zuge der Einsetzung oder Entfernung aspiriert werden könnten.

Eine Kopplung durch einen Steckmechanismus bietet auch ORTOeasy® (Fa. Forestadent, Pforzheim, Deutschland) (Antoszewska et al. 2009; Ludwig et al. 2010). Hierbei erfolgt die Sicherung der Kopplung durch eine Ligatur oder eine Klebeverbindung, wodurch sich eine Messung von Abzugskräften ebenfalls erübrigt. Die Applikation sowie die Ausgliederung sind jedoch deutlich aufwendiger als bei einem reinen Stecksystem. Weiterhin zeichnet sich das tomas®-System durch eine geringe Verlustrate aus (Bumann 2006).

1.4 Notwendigkeit der Arbeit

Bisher existiert in der kieferorthopädischen Implantologie kein Miniimplantat-abutment-System, das rein über Friktions- und Schnappmechanismen hält. Alle bisherigen Systeme halten über Verklebungen, Verdrahtungen, Ligaturen oder Verschraubungen (Reynders et al. 2009; Schatzle et al. 2009; Crismani et al. 2010; Tsui et al. 2012; Leo et al. 2016).

Die bisherigen Systeme sind für den praktizierenden Kieferorthopäden im Falle von Verdrahtungen schwieriger anzubringen, im Falle von Verklebungen schwieriger zu lösen und im Falle von Verschraubungen besteht die Gefahr, dass die Abutments sich selbst lösen. Eine Lockerung der Deckschraube führt dazu, dass der Formschluss auf Dauer nicht mehr gesichert ist, was Einfluss auf Kraftgröße und Kraftvektor einer kieferorthopädischen Behandlung nehmen kann. Um die Probleme der bisherigen Systeme zu umgehen, wurde das tomas®-System entwickelt. Dessen klinische Einsetzbarkeit soll mittels der hier vorgestellten Laborstudie in vitro überprüft werden.

1.5 Ziel

Das Ziel dieser Laborstudie ist, zu überprüfen, ob die Reibungskraft und das Verschleißverhalten zwischen tomas®-pins und tomas®-abutments für einen klinischen Einsatz geeignet ist, also ob der Verbund der neuartigen gesteckten Abutments den klinischen kieferorthopädischen Kraftgrößen standhält.

Dabei soll ein gerader Abzug leicht zu lösen sein, während die Verbindung zwischen Pin und Abutment den im Zuge einer kieferorthopädischen Behandlung auftretenden schrägen Traktionskräften standhalten soll. Zusätzlich soll überprüft werden, ob ein mehrmaliges Abnehmen ohne Friktionsverlust möglich ist und nicht zu einem funktionsbeeinträchtigenden Verschleiß zwischen Abutment und Miniimplantat führt.

Ein weiteres Ziel dieser Laborstudie ist die Bestimmung der Abzugskräfte von tomas®-Transferkappen aus fünf verschiedenen Materialien. Transferkappen sollen idealerweise geringe, aber konstante Abzugskräfte aufweisen, sodass sie sich zwar nicht von selbst vom Pin lösen, aber bei der Entnahme der Abformung aus dem Mund leicht lösen lassen und lagesicher in der Abformmasse verbleiben. Hier soll jenes Material mit den günstigsten Eigenschaften bestimmt werden.

Zur präzisen Beantwortung der Zielfragestellung sollen die folgenden vier Forschungsfragen mithilfe der Laborstudie erarbeitet werden:

- 1) Welche Kräfte sind erforderlich, um das tomas®-abutment universal vom tomas®-pin SD und vom tomas®-pin EP vertikal beziehungsweise in schräger Richtung (45 Grad) abziehen? Gibt es Unterschiede zwischen den Abzugskräften vom tomas®-pin SD und denen vom tomas®-pin EP? Gibt es Unterschiede zwischen den Abzugskräften beim vertikalen und beim schrägen Abzug des Abutments (45 Grad)?
- 2) Bleiben die Abzugskräfte über mehrere aufeinanderfolgende Abzugsversuche konstant oder kommt es durch wiederholtes Aufstecken und Abziehen zu einem Nachlassen der Abzugskräfte als Hinweis auf eine mögliche Lockerung der Verbindung zwischen Schraube und Abutment?
- 3) Welche Kräfte sind erforderlich, um die tomas®-Transferkappen vom tomas®-pin SD und vom tomas®-pin EP vertikal und in schräger Richtung (45 Grad)

abzuziehen? Gibt es Unterschiede bei den Abzugskräften der tomas®-Transferkappen zwischen tomas®-pin SD und tomas®-pin EP? Gibt es Unterschiede der Abzugskräfte zwischen vertikalem Abzug und schrägem Abzug (45 Grad) der tomas®-Transferkappen?

- 4) Gibt es Unterschiede hinsichtlich der Abzugskräfte zwischen Prototypen der tomas®-Transferkappen, die aus unterschiedlichen Kunststoffen (Ultramid®, Moplen®, Lupolen®, Polyman® und Makrolon®) bestehen? Sind diese nach mehrmaligem Aufsetzen und Abziehen immer noch einsetzbar bzw. wie schnell schwindet die Haltekraft?

2 Material und Methodik

In der vorliegenden Laborstudie wurde mit Bezug auf die klinische Anwendung die Abzugstabilität der tomas®-abutments sowie fünf unterschiedlicher Transferkappen von den Miniimplantatköpfen zweier verschiedener tomas®-pins gemessen. Die eingesetzten Materialien und der Versuchsaufbau werden im Folgenden beschrieben.

2.1 Material

2.1.1 Miniimplantate

Der tomas®-pin der Firma Dentaureum GmbH & Co. KG (Ispringen, Deutschland) ist ein kieferorthopädisches Miniimplantat zur temporären skelettalen Verankerung im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung.

Der Implantatkopf hat eine Höhe von 2,3 mm und ist mit einem 1,15 mm tiefen Kreuzslot versehen. Der runde Schraubenkopf trägt zudem einen sechskantigen Anteil, sodass der tomas®-pin je nach Indikation und Behandlungssituation mit verschiedenen kieferorthopädischen Apparaturen gekoppelt werden kann (Abbildung 5).

Der Halsteil unterhalb des Implantatkopfes besteht aus einem 2 mm hohen Gingivakragen mit einem maximalen Durchmesser von 2,8 mm, um in der klinischen Anwendung die Ausbildung eines stabilen Zahnfleischringes um das Miniimplantat zu gewährleisten. An den Gingivakragen schließt sich das Gewinde an. Alle Schaftlängen (6 mm, 8 mm und 10 mm) haben einen Gewindedurchmesser von 1,6 mm und einen Kerndurchmesser von 1,2 mm. Hierbei ist zu erwähnen, dass die selbstschneidende Variante einen konstanten Kerndurchmesser besitzt, während die selbstbohrende Variante einen konischen Kerndurchmesser hat, sich also zur Spitze hin verjüngt.

Der tomas®-pin wird aus Titan Grad 5 nach ASTM (American Society for Testing and Materials) hergestellt und wurde von der FDA (Food and Drug Administration, USA) zugelassen (Dentaureum 2008).

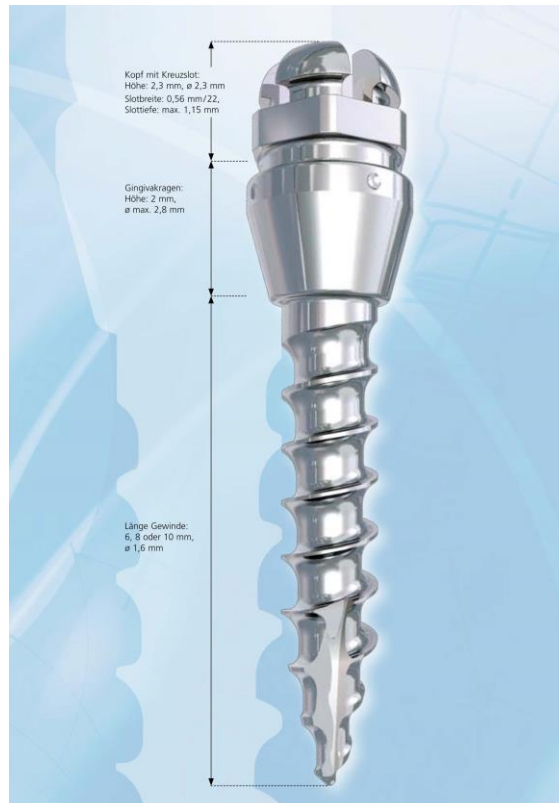


Abbildung 5. tomas®-pin SD mit Abgrenzungen des Kopf-, des Hals- und des Gewindeteils (Dentaurum 2008).

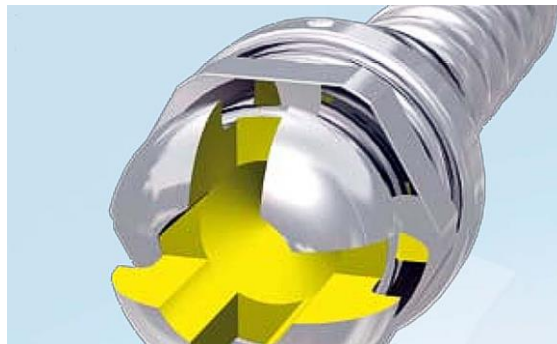


Abbildung 6. tomas®-pin SD von schräg oben mit gelb markierter Kontaktfläche des Kreuzslots (Dentaurum 2008).



Abbildung 7. tomas®-pin SD mit Draht (Dentaurum 2008).

In der vorliegenden Untersuchung wurden folgende zwei Ausführungen selbstschneidender tomas®-pins verwendet, wobei der tomas®-pin SD eine Kreuzslotkopf und der tomas®-pin EP einen pilzförmigen Kopf hat.

1. tomas®-pin SD, 10 mm Länge (REF 912-900-03, LOT 408125).
2. tomas®-pin EP, 10 mm Länge, (REF 302-210-00).

2.1.2 Abutments

Das tomas®-abutment universal besteht aus dem Edelstahl 1.4404. Dieser Werkstoff lässt sich laut Hersteller auf Drehautomaten bearbeiten und schweißen (Dentaurum 2015).



Abbildung 8. Das tomas®-abutment universal (Dentaurum 2015).

Die Verbindung mit dem tomas®-pin erfolgt sowohl über einen Formschluss als auch über einen Kraftschluss, welcher über einen Schnappmechanismus hergestellt wird.

Die Fixierung eines Drahtes am tomas®-abutment universal kann durch Verschweißen, Verkleben, Drahtligatur oder Gummiligatur erfolgen.

Das tomas®-abutment universal weist eine in Richtung der Flügel verlaufende rinnenförmige Vertiefung um 1,15 mm auf. Für Drähte mit einem Durchmesser von 1,1 mm ist hier zum Kraftschluss ein weiterer Schnappmechanismus eingearbeitet, der beispielsweise dem Zahntechniker durch vorübergehendes Einlegen eines Drahtes die Herstellung der Apparatur erleichtern soll (Dentaurum 2017).

Alternativ zum tomas®-abutment universal existiert eine Reihe weiterer Abutments mit zusätzlichen frei drehbaren Formteilen (Attachments) wie Röhrchen und Drähten für die direkte und indirekte Kopplung an kieferorthopädische Apparaturen (Dentaurum 2008). Diese Abutments sind zwar nicht Gegenstand der durchgeführten Studie, die Basis der verschiedenen Abutments, die für die Verbindung mit dem Miniimplantat maßgeblich ist, ist baugleich mit der Basis des tomas®-abutments universal.

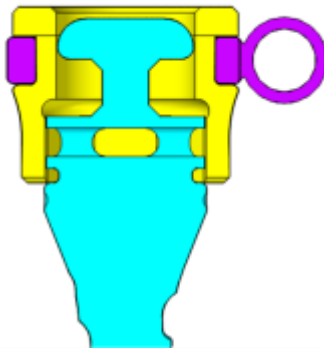


Abbildung 9. Schematischer Aufbau eines tomas®-abutments mit Attachment (Dentaurum 2015).

2.1.3 Transferkappen

Die Abdruckkappe (Transferkappe) ist eine Kunststoffkappe, welche das Implantat während der Abformung bedeckt und bei der Abdrucknahme im Abdruck verbleibt. Ihre Position im Abdruck überträgt die Position eines Miniimplantates im Kieferknochen auf das Laborimplantat im Gipsmodell. Auf diese Weise können im Labor präzise Verbindungselemente zwischen Implantatköpfen und imprimierten Zähnen angefertigt werden.



Abbildung 10. Ansicht einer tomas®-Übertragungskappe aus Kunststoff zur Übertragung der Mundsituation auf ein Modell (Dentaurum 2015).

Fünf verschiedene tomas®-Transferkappen (siehe Tabelle 1) waren ebenfalls Gegenstand der vorliegenden Untersuchung.

Handelsname	Material
Ultramid® B3S natural	Polyamid
Moplen® EP 540 P natural	Polypropylen
Lupolen® 1800 S natural	Low density Polyethylen ohne Zusätze
Polyman® (ABS) M/MI-A K1452	ABS (Acrylnitril-Butadien-Styrol-Copolymerisat)
Makrolon® 2858	Polycarbonat natur

Tabelle 1. Materialien der tomas®-Übertragungskappen.

2.2 Methodik

2.2.1 Einbetten der tomas®-pins in einem Kunststoffblock

Zur Vorbereitung der Abzugversuche wurde eine Vorrichtung zur Einbettung der tomas®-pins angefertigt. Diese Einbettvorrichtung bestand aus einem rechteckigen Kunststoffblock, welcher im Zentrum eine wannenartige Aushöhlung zur Aufnahme des zunächst flüssigen Einbettkunststoffes Orthocryl® (Dentaurum GmbH und Co. KG, Ispringen, Deutschland) aufwies. Die tomas®-pins wurden bis zur Aushärtung des Einbettkunststoffes mit Hilfe der maschinellen tomas®-Eindrehhilfen in einer speziell für diese gelochten Deckplatte fixiert. Pro Arbeitsgang wurden jeweils fünf Pins in einem Abstand von 2 cm eingebettet. Diese Konstruktion wurde gewählt, um eine möglichst standardisierte Messung der Abzugskräfte zu gewährleisten.

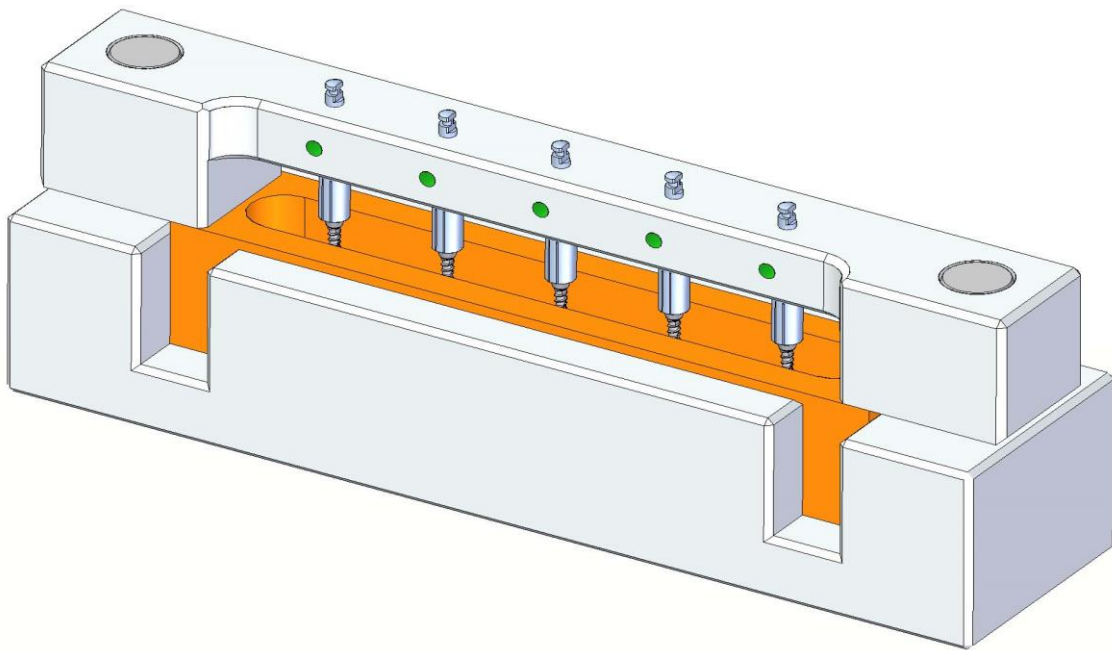
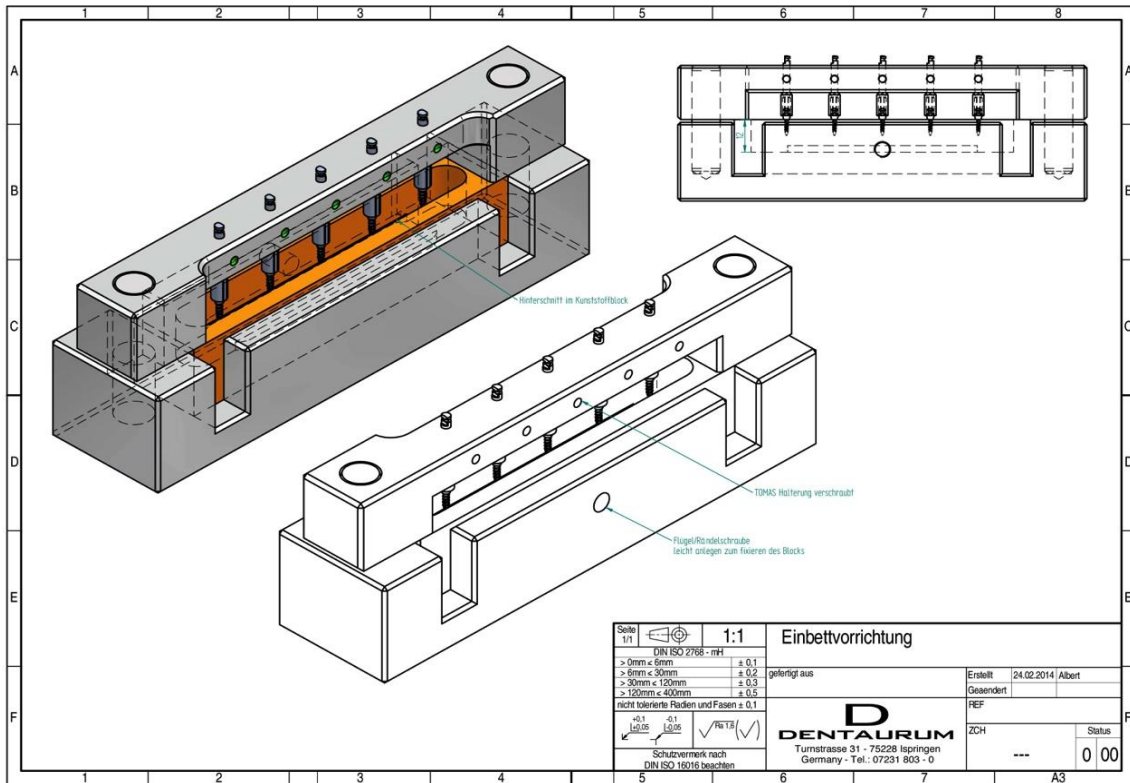


Abbildung 11. Einbettvorrichtung (Zeichnung in schräger Ansicht). Der Kunststoffblock mit der wannenartigen Aushöhlung zur Aufnahme des Orthocryl® beim Einbetten ist orange gefärbt. Quelle: (Dentaurum 2015).



Seite 1/1		1:1	Einbettvorrichtung	
DIN ISO 2768 - mH			gefertigt aus	Erstellt 24.02.2014 Albert
> 0mm < 6mm	± 0,1		Geaendert	
> 6mm < 30mm	± 0,2		REF	
> 30mm < 120mm	± 0,3		ZCH	Status
> 120mm < 400mm	± 0,5		---	0 00
nicht tolerierte Radien und Fasen ± 0,1				
		 Turnstrasse 31 - 75228 Ispringen Germany - Tel.: 07231 803 - 0		
Schutzvermerk nach DIN ISO 16016 beachten				

Abbildung 12. Einbettvorrichtung (Konstruktionszeichnung). Quelle: (Dentaurum 2015).

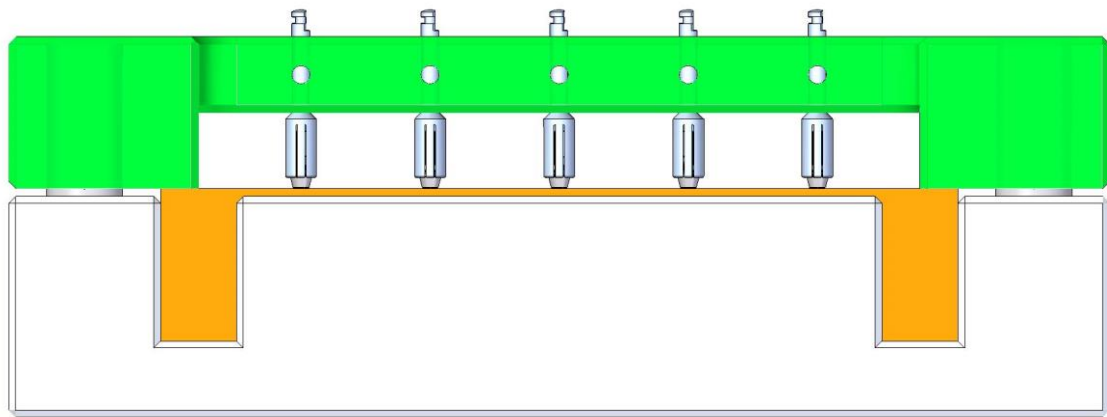


Abbildung 13. Einbettvorrichtung (Zeichnung in horizontaler Ansicht). Die Einbettvorrichtung ist orange und die gelochte Deckplatte zur Fixierung der maschinellen Eindrehhilfen ist grün gefärbt. Quelle: (Dentaurum 2015).



Abbildung 14. Zwei tomas®-pins in Seitenansicht im Einbettgerät. Links wurde ein Universal-abutment angebracht. Rechts wird gerade die Klinge einer Eindrehhilfe montiert.

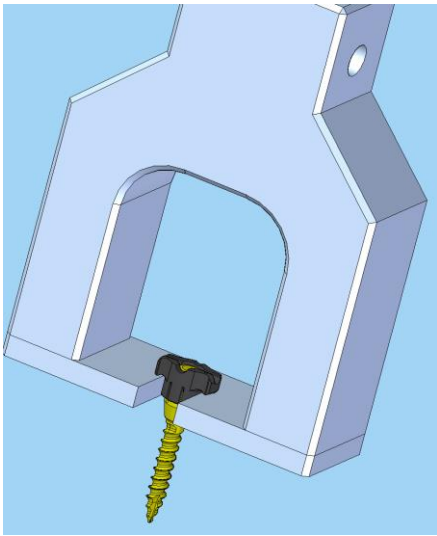
2.2.2 Abzugversuche

Insgesamt wurden, wie zuvor beschrieben, 240 tomas®-pins eingebettet, 120 tomas®-pins SD und 120 tomas®-pins EP.

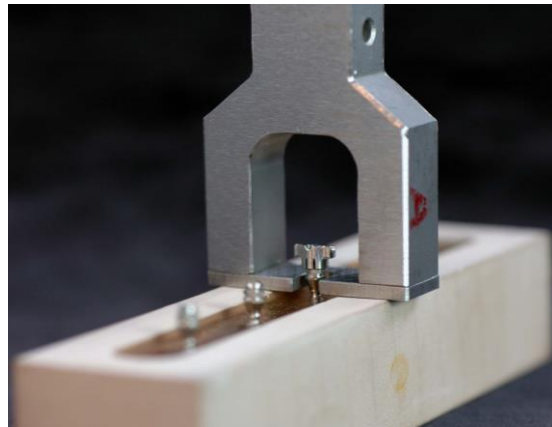
Der Abziehvorgang und die Bestimmung der Zugfestigkeit von Abutments und Transferkappen erfolgten mit Hilfe der servohydraulischen Prüfmaschine der HC-Baureihe von Zwick/Roell (Tischmodell für Kräfte bis 5 kN; Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland). Für die Untersuchungen wurden zwei unterschiedliche Testreihen gewählt, zum einen der Abzug der Abutments und Transferkappen in vertikaler Richtung und zum anderen der Abzug der Abutments und Transferkappen in schräger Richtung mit einem Abzugswinkel von 45°. Hierzu wurden eigens Haltestative angefertigt, um jeweils durchgehend eine konstante Richtung der Abzugskräfte zu gewährleisten.

Die Vorkraft betrug 0,2 N, und die Prüfgeschwindigkeit betrug 1 mm/min. Die maximalen Abzugskräfte wurden durch die zum Gerät gehörende Software als Einzelmessungen angezeigt. Hieraus wurden Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) bestimmt. Die Einzelmessungen wurden grafisch in einem Koordinatensystem (x-Achse: Dehnung in mm; y-Achse: Kraft in N) aufgezeichnet, wobei für die Fragestellung der vorliegenden Studie lediglich die Kraftmaxima relevant sind. Für jede Versuchsreihe wurden jeweils 20 Abzugversuche pro Abutment bzw. 10 Abzugversuche pro Transferkappe vom selben tomas®-pin vorgenommen. Bei jedem Wechsel eines Abutments bzw. einer Transferkappe wurde auch ein neuer tomas®-pin verwendet, um Störgrößen in Form von eventuellen Abnutzungserscheinungen an den Miniimplantatköpfen zwischen den verschiedenen Versuchsserien zu vermeiden.

2.2.2.1 Abzugsvorrichtung vertikal



a) Vorrichtung für vertikale Abzüge mit Abutment.



b) Vertikaler Abzugversuch mit Abutment.



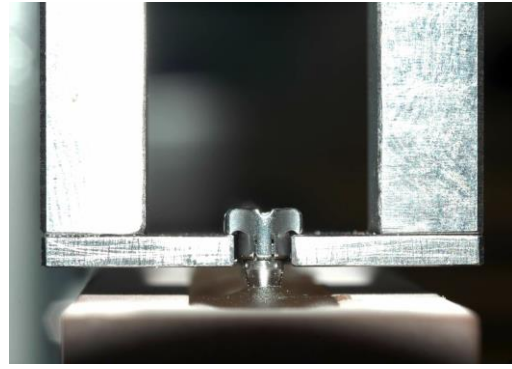
c) Vertikaler Abzugversuch mit Transferkappe.

Abbildung 15. Grafische und fotografische Darstellungen der Abzugsvorrichtungen für vertikale Abzüge.

In den folgenden Fotografien (Abbildung 16 a bis d) sind verschiedene Stadien eines Abzugversuchs mit einem tomas®-abutment universal fotografisch dargestellt.



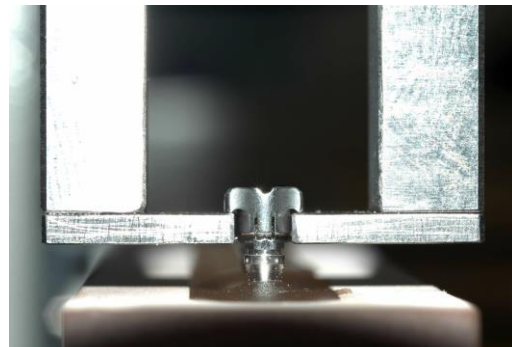
a) Vor Beginn der Krafteinwirkung. Kein Kontakt zwischen Abzugbügel und Abutment.



b) Erster Kontakt zwischen Abutment und Abzugbügel.



c) Beginnender Abzug des Abutments vom tomas®-pin.

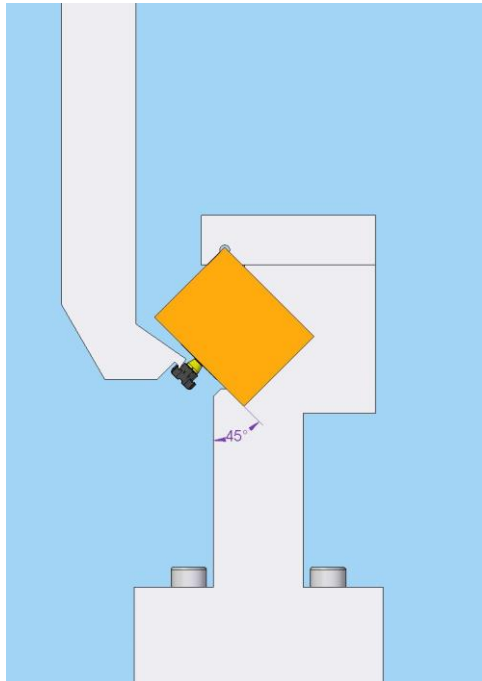


d) Kurz vor Ablösung des Abutments vom tomas®-pin.

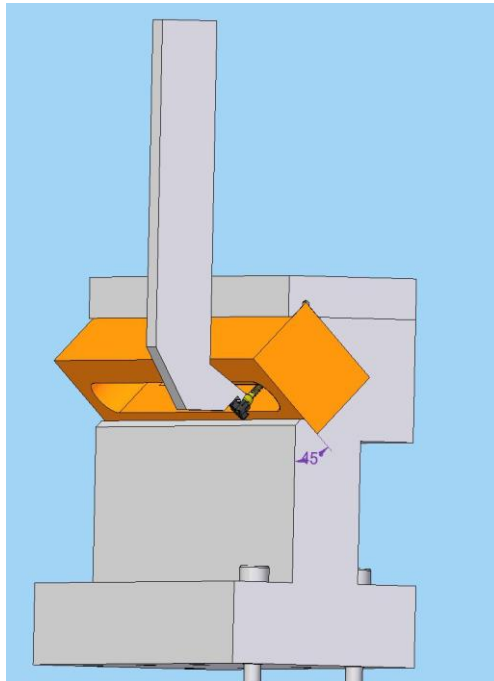
Abbildung 16: Verschiedene Stadien eines vertikalen Abzugversuchs mit einem tomas®-abutment universal.

2.2.2.2 Abzugvorrichtung schräg

In der folgenden Abbildung (Abbildung 17 a bis d) ist die Abzugvorrichtung für die 45°-Abzüge sowohl grafisch als auch fotografisch dargestellt.



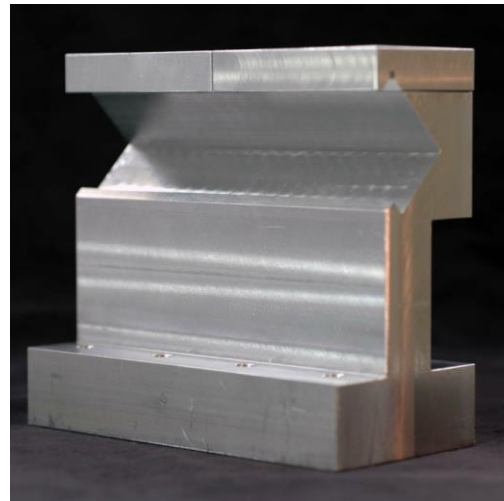
a) Vorrichtung für schräge Abzüge, graphische Darstellung in Seitenansicht.



b) Vorrichtung für schräge Abzüge, graphische Darstellung in schräger Frontalansicht.



d) Stativ für schräge Abzüge, Fotografie in Seitenansicht.



d) Stativ für schräge Abzüge, Fotografie in schräger Frontalansicht.

Abbildung 17: Grafische und fotografische Darstellung der Abzugvorrichtungen für die 45°-Abzüge.

In Abbildung 18 wird der Abzugversuch im 45°-Winkel dargestellt.

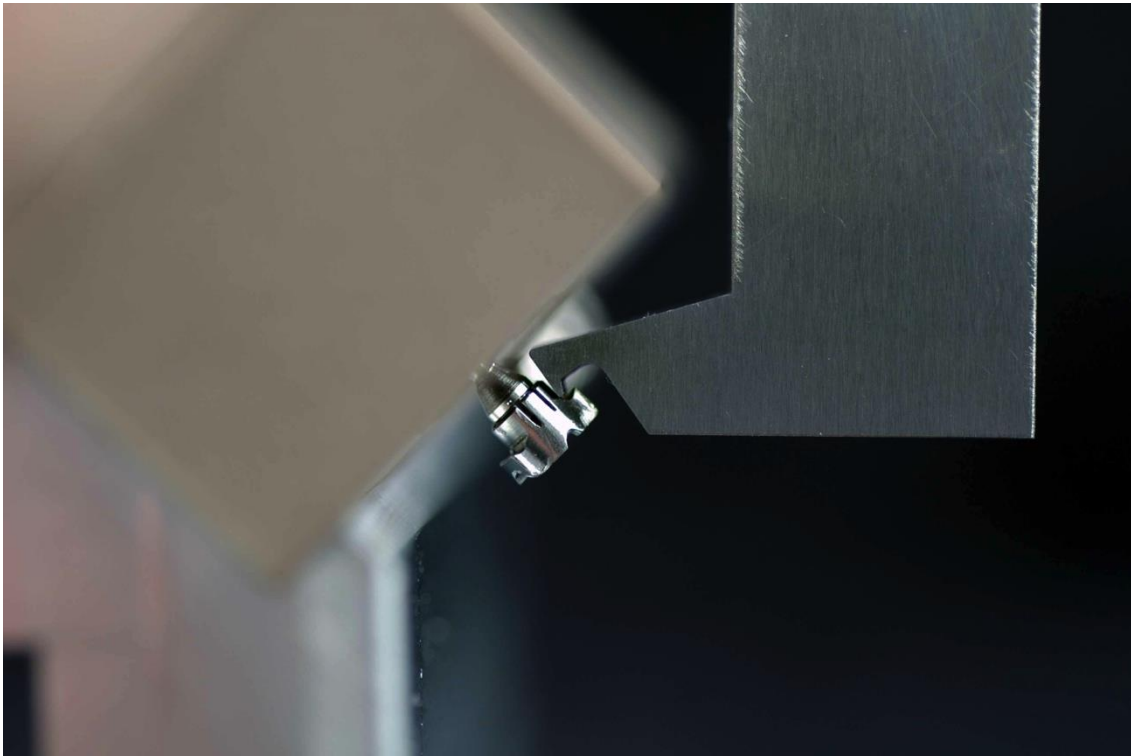


Abbildung 18. Abzugversuch mit Abutment, 45 Grad.

2.2.3 Datenerfassung

Mithilfe der servohydraulischen Prüfmaschine wurde die Kraft in Newton (N) gemessen, die benötigt wurde, um ein jedes Abutment beziehungsweise eine jede Transferkappe entweder in vertikaler oder schräger Richtung vollständig vom Miniimplantat zu lösen.

Um mögliche Startungenauigkeiten bei dieser Studie zu vermeiden, wurde die Funktion „Vorkraft“ der Zwick Software „testXpertV12.1“ (Zwick, Ulm) genutzt, die eine Vorspannung des Systems von 20 N innerhalb von 60 Sekunden erzeugt. Nach Erreichen dieses Wertes wurde die Kraft des Systems nochmals genullt und es begann der eigentliche Abzugsversuch mit einer Prüfgeschwindigkeit von 1 mm/min bis zum Ablösen des Abutments bzw. der Transferkappe.

Die Ergebnisse der Messreihen sowie deren erste grafische Darstellung in einem Kraft-Dehnungs-Diagramm erfolgten mithilfe der Software „testXpertV12.1“ (Zwick, Ulm). Die Messwerte wurden von der zum Gerät gehörende Software in das

Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Excel® (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) übertragen.

2.2.4 Datenverarbeitung

Die Messwerte wurden dann in Microsoft Excel® in Spalten und Zeilen für eine Übertragung und weiterführende statistische Analyse in SPSS (SPSS Inc. An IBM Company, Chicago, IL, USA) angeordnet.

2.2.5 Statistische Methoden

Die Erstellung der nachfolgend aufgeführten statistischen Berechnungen erfolgte mit dem Statistikprogramm IBM SPSS Statistics 23 (SPSS Inc. An IBM Company, Chicago, IL, USA). Die Erstellung der statistischen Grafiken erfolgte zusätzlich mit dem Statistikprogramm Prism™ 6 for Mac OS X, Version 6.0 (GraphPad Software, Inc., La Jolla, CA, USA) unter Verwendung des Betriebssystems OS 10.9 für Macintosh (Apple Inc., Cupertino, CA, USA).

Bei den in dieser Studie gemessenen Kräften handelt es sich um quantitative Größen. Diese wurden anhand von Mittelwert und Standardabweichung, Minimalwert und Maximalwert sowie den Quartilen beschreibend dargestellt und mittels Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung geprüft (D'Agustino 1986).

Aufgrund signifikanter Abweichungen von einer Normalverteilung erfolgten die Vergleiche zwischen zwei unabhängigen Stichproben mit dem U-Test nach Mann und Whitney (Ware et al. 2009; Harms 2012; Motulsky 2013). So wurde der Einfluss des Pins (EP vs. SD) und der Zugrichtung (vertikal vs. diagonal) auf Zugkräfte geprüft. Der Einfluss des Materials auf die angewendete Kraft wurde mit dem Kruskal-Wallis-Test geprüft (Kruskal und Wallis 1952) und bei signifikantem Globaltest folgten auch hier U-Tests für die Paarvergleiche zwischen je zwei Materialien.

Es wurde zweiseitig getestet und ein Signifikanzniveau von 5 % zugrunde gelegt (Ware et al. 2009; Harms 2012; Motulsky 2013). Je kleiner der p-Wert war, desto geringer war die Wahrscheinlichkeit, die Nullhypothese irrtümlich zu verwerfen. Eine Adjustierung

der p-Werte für multiples Testen fand nicht statt; die Ergebnisse haben demnach explorativen und beschreibenden Charakter.

3 Ergebnisse

3.1 Abzug der Abutments

3.1.1 Messprotokoll des Abzugs eines Abutments

Nachfolgend ist exemplarisch ein Messprotokoll eines Abutmentabzugs dargestellt (Abbildung 19). Ein tomas®-abutment universal wurde hier 20-mal nacheinander vertikal von einem tomas®-pin SD abgezogen. Jede Farbkurve entspricht einem Abzugversuch. Entscheidend für die vorliegende Studie sind allein die Kraftmaxima der einzelnen Kurven. Zwischen den ersten und den zweiten Abzügen ist eine deutliche Abnahme der Abzugskraft zu sehen. Danach treten pro Abzug nur noch vergleichsweise diskrete Veränderungen auf.

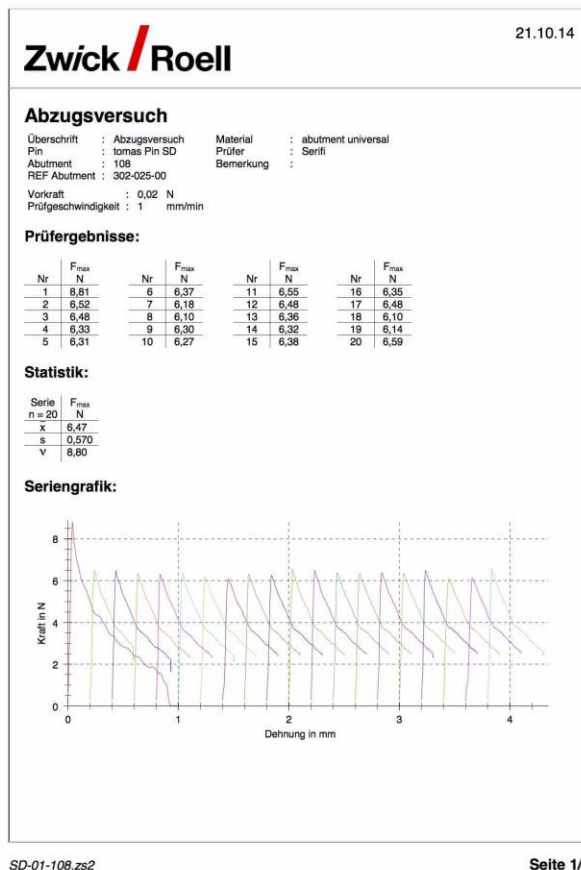


Abbildung 19. Messprotokoll bei Abzug eines tomas®-abutment universal vom tomas®-pin SD.

3.1.2 Abzugskräfte des tomas®-abutments universal

Jeweils zehn Abutments ($n = 10$) wurden 20-mal nacheinander von einem tomas®-pin abgezogen. In allen Abbildungen dieses Kapitels (Abbildung 20 bis Abbildung 24) sind die arithmetischen Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der Abzugskräfte, gemessen in Newton (N), dargestellt.

3.1.2.1 Abzüge des tomas®-abutments universal vom tomas®-pin SD

Abbildung 20 zeigt die gemessenen vertikalen Abzugskräfte des tomas®-abutments universal vom tomas®-pin SD. Auf der Abszisse sind die Wiederholungen der Abzüge von 1 bis 20 dargestellt. Auf der Ordinate ist die Abzugskraft in Newton aufgetragen. Die kleinen Quadrate entsprechen den arithmetischen Mittelwerten der zehn Abutments je Abzugversuch. Die vertikalen Linien entsprechen den jeweiligen Standardabweichungen.



Abbildung 20. Vertikale Abzüge des tomas®-abutments universal vom tomas®-pin SD.

Die Mittelwerte der Abzugskräfte aus den ersten ($MW = 8,34$ N) und den zweiten Abzügen ($MW = 6,43$ N) deuten hier eine Kraftabnahme an (Abbildung 20). Allerdings war dieser Unterschied aufgrund der überlappenden Konfidenzintervalle, die sich aus den Standardabweichungen ergaben, statistisch nicht signifikant (t -Test; $p = 0,268$). Von den zweiten bis zu den zwanzigsten Abzügen verläuft die Verbindungslinie der Mittelwerte

nahezu horizontal ohne statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Messwertgruppen.

Abbildung 21 zeigt die gemessenen schrägen Abzugskräfte des tomas®-abutments universal vom tomas®-pin SD. Auf der Abszisse sind wiederum die Wiederholungen der Abzüge von 1 bis 20 dargestellt. Auf der Ordinate ist die Abzugskraft in Newton aufgetragen. Die kleinen Quadrate entsprechen den arithmetischen Mittelwerten der zehn Abutments je Abzugversuch. Die vertikalen Linien entsprechen den jeweiligen Standardabweichungen.

Die erste Auffälligkeit war, dass im Vergleich zum vertikalen Abzug eine ca. sechsfach erhöhte Abzugskraft aus der Schräglage notwendig war. Zusätzlich ist optisch eine deutliche Abnahme in der Abzugskraft zwischen den ersten (MW = 55,36 N) und den zweiten Abzügen (MW = 36,46 N) zu erkennen (Abbildung 21). Dieser Unterschied war statistisch signifikant (t-Test; $p < 0,0001$). Zwischen den zweiten und den zwanzigsten Abzügen (MW = 27,49 N) wiesen die Messwerte eine graduelle und statistisch signifikante Abnahme auf (t-Test; $p < 0,00001$).

Von den zweiten bis zu den zwanzigsten Abzügen nahmen die durchschnittlichen Messwerte kontinuierlich ab, und auch hier konnte zwischen den zweiten (MW = 36,46 N) und den zwanzigsten Abzügen (MW = 27,49 N) ein statistisch hochsignifikanter Unterschied festgestellt werden (t-Test; $p < 0,00001$).

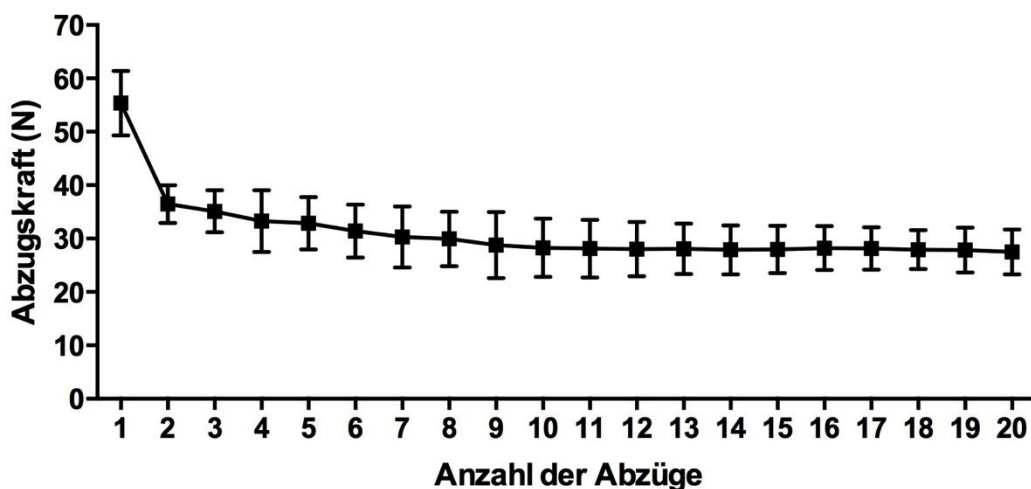


Abbildung 21. Schräge Abzüge des tomas®-abutments universal vom tomas®-pin SD.

3.1.2.2 Abzüge des tomas®-abutments universal vom tomas®-pin EP

Abbildung 22 zeigt die gemessenen vertikalen Abzugskräfte des tomas®-abutments universal vom tomas®-pin EP. Auf der Abszisse sind die Wiederholungen der Abzüge von 1 bis 20 dargestellt. Auf der Ordinate ist die Abzugskraft in Newton aufgetragen. Die kleinen Quadrate entsprechen den arithmetischen Mittelwerten der zehn Abutments, mit denen die je 20 Abzugversuche durchgeführt wurden. Die vertikalen Linien entsprechen den jeweiligen Standardabweichungen.

Die Verbindungslinie der arithmetischen Mittelwerte wies einen nahezu horizontalen Verlauf mit geringfügigen Schwankungen auf. Zwischen dem ersten Abzügen (MW = 6,49 N) und den zwanzigsten Abzügen (MW = 6,84 N) bestand kein statistisch signifikanter Unterschied (t-Test; $p = 0,734$).



Abbildung 22. Vertikale Abzüge des tomas®-abutments universal vom tomas®-pin EP.

Abbildung 23 zeigt die gemessenen schrägen Abzugskräfte des tomas®-abutments universal vom tomas®-pin EP. Auf der Abszisse sind die Wiederholungen der Abzüge von 1 bis 20 dargestellt. Auf der Ordinate ist die Abzugskraft in Newton aufgetragen. Die kleinen Quadrate entsprechen den arithmetischen Mittelwerten der zehn Abutments je Abzugversuch. Die vertikalen Linien entsprechen den jeweiligen Standardabweichungen.

Die erste Auffälligkeit war, dass im Vergleich zum vertikalen Abzug eine ca. dreifach erhöhte Abzugskraft aus der Schräglage notwendig war. Zusätzlich ist optisch eine deutliche Abnahme in der Abzugskraft zwischen dem ersten (MW = 22,85 N) und dem

zweiten Abzug (MW = 17,75 N) zu erkennen (Abbildung 23). Dieser Unterschied war statistisch signifikant (t-Test; $p = 0,04$). Zwischen dem zweiten und dem zwanzigsten Abzug (MW = 16,25 N) wiesen die Messwerte jedoch keine statistisch signifikanten Unterschiede auf (t-Test; $p = 0,130$).



Abbildung 23. Schräge Abzüge des tomas®-abutments universal vom tomas®-pin EP.

3.1.2.3 Abzugskräfte der tomas®-abutments universal (gruppiert)

In Abbildung 24 wurden die Abzugskräfte gemessen in Newton (N) aller tomas®-abutments universal erfasst. Jede Säule steht für 10 Abutments, die jeweils 20-mal abgezogen wurden. Die Anzahl aller Messwerte beträgt somit 800. Die Säulen repräsentieren den Mittelwert, die Linien die dazu gehörige Standardabweichung.

Ein statistischer Vergleich der vertikalen Abzugskräfte zwischen SD- und tomas®-pin EP ergab, dass sich die Mittelwerte nicht voneinander unterschieden (Mann-Whitney-U-Test: $p = 0,160$). Auf der anderen Seite bestand ein markanter Unterschied in den benötigten Abzugskräften beim schrägen Abzug zwischen dem tomas®-pin SD (MW = 31,08 N) und dem tomas®-pin EP (MW = 17,01 N). Der Unterschied war statistisch hochsignifikant (Mann-Whitney-U-Test: $p < 0,0001$).

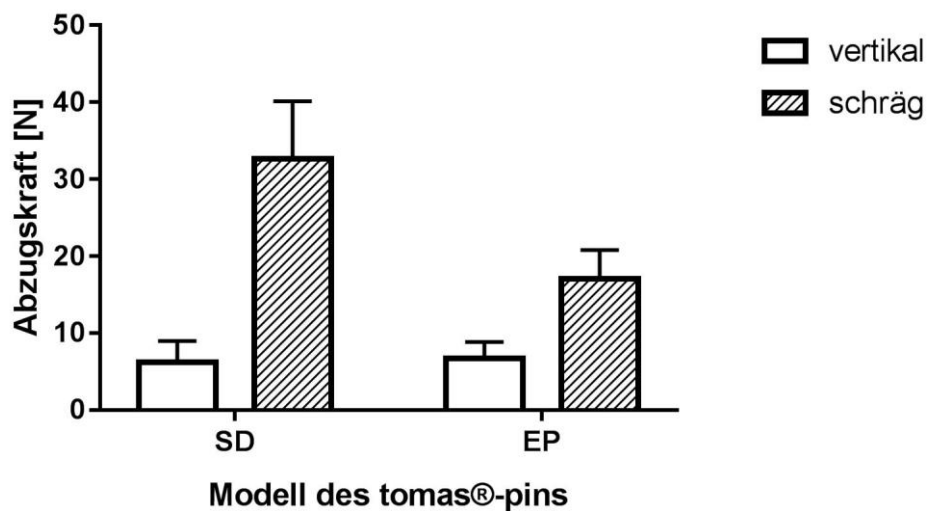


Abbildung 24. Abzugskräfte des tomas®-abutments universal gruppiert nach Abzugmodus und Variante des Pins.

3.2 Abzug der Transferkappen

3.2.1 Messprotokoll beim Abzug einer Transferkappe

Nachfolgend ist exemplarisch ein Messprotokoll einer Transferkappe dargestellt (Abbildung 25). Eine Transferkappe aus Polypropylen (Moplen® EP 540 P natural) wurde 10-mal nacheinander vertikal von demselben tomas®-pin EP abgezogen. Jede Farbkurve entspricht einem Abzugversuch. Die Kurven wurden zur besseren Übersichtlichkeit auf der x-Achse auseinandergezogen. Entscheidend für die vorliegende Studie sind allein die Kraftmaxima der einzelnen Kurven. Man sieht eine deutliche Abnahme der Abzugskraft zwischen dem ersten und dem zweiten Abzug. Danach treten pro Abzug nur noch geringere Stabilitätsverluste auf.

Abzugsversuch

Überschrift : Abzugsversuch Material :
 Pin : tomas-pin EP Prüfer : Serifi
 Abutment : 348 Bemerkung :
 REF Abutment : 904-023-00

Vorkraft : 0,02 N
 Prüfgeschwindigkeit : 1 mm/min

Prüfergebnisse:

Nr	F _{max} N	Nr	F _{max} N
1	3,55	6	2,62
2	3,00	7	2,58
3	2,81	8	2,45
4	2,70	9	2,50
5	2,68	10	2,45

Statistik:

Serie	F _{max} N
n = 10	
\bar{x}	2,73
s	0,334
v	12,20

Seriengrafik:

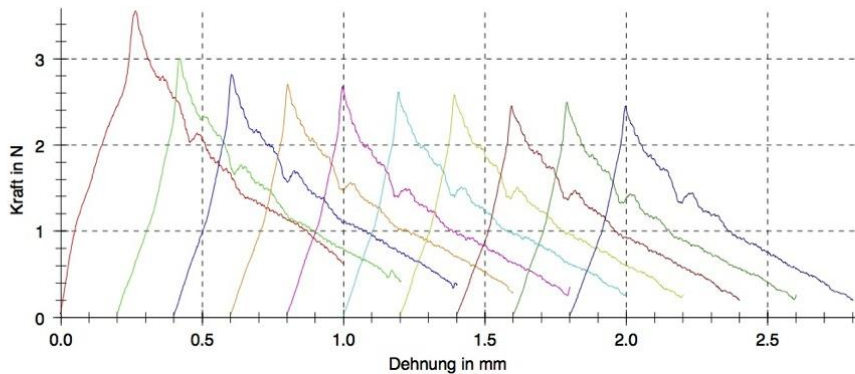


Abbildung 25. Messprotokoll der Abzüge einer Transferkappe aus Polypropylen (Moplen® EP 540 P natural, firmeninterner Code 904-023-00) von einem tomas®-pin EP.

3.2.2 Kräfte beim Abzug der Transferkappen

Jeweils zehn Transferkappen eines bestimmten Materials vom Typ tomas®-Transfer-Cap wurden zehnmal nacheinander von einem tomas®-pin abgezogen.

3.2.2.1 Abzüge der Transferkappen aus Ultramid®

3.2.2.1.1 Abzüge der Transferkappen aus Ultramid® vom tomas®-pin SD

Abbildung 26 und Abbildung 27 zeigen die gemessenen vertikalen beziehungsweise schrägen Abzugskräfte der Transferkappen aus Ultramid® vom tomas®-pin SD. Auf der Abszisse sind die Wiederholungen der Abzüge von 1 bis 10 dargestellt. Auf der Ordinate ist die Abzugskraft in Newton aufgetragen. Die kleinen Quadrate entsprechen den arithmetischen Mittelwerten der zehn Abutments, an denen die jeweiligen Abzugversuche gemessen wurden. Die vertikalen Linien entsprechen den zugehörigen Standardabweichungen.

Sowohl die vertikalen (Abbildung 26) als auch die schrägen Abzüge (Abbildung 27) zeigten nahezu hyperbolisch verlaufende Abnahmen der mittleren Messwerte vom ersten zum letzten Abzug. Beim vertikalen Abzug betrug der Mittelwert (MW) der benötigten Abzugskraft der ersten Abzüge 1,0 N mit einer Standardabweichung (SD) von 0,9 N, während beim ersten schrägen Abzug deutlich höhere Kräfte (MW = 4,5 N; SD = 0,3 N) aufkamen.

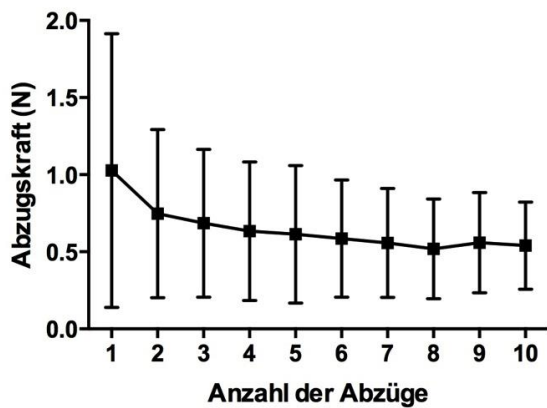


Abbildung 26. Vertikale Abzüge der Ultramid®-Transferkappen vom tomas®-pin SD.

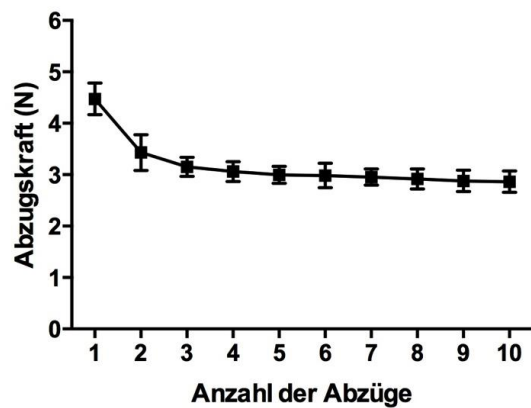


Abbildung 27. Schräge Abzüge der Ultramid®-Transferkappen vom tomas®-pin SD.

3.2.2.1.2 Abzüge der Transferkappen aus Ultramid® vom tomas®-pin EP

Abbildung 28 und Abbildung 29 zeigen die gemessenen vertikalen beziehungsweise schrägen Abzugskräfte der Transferkappen aus Ultramid® vom tomas®-pin EP. Auf der Abszisse sind die Wiederholungen der Abzüge von 1 bis 10 dargestellt. Auf der Ordinate ist die Abzugskraft in Newton aufgetragen. Die kleinen Quadrate entsprechen den arithmetischen Mittelwerten der zehn Abutments je Abzugversuch. Die vertikalen Linien entsprechen den jeweiligen Standardabweichungen.

Sowohl bei den vertikalen (Abbildung 28) als auch bei den schrägen Abzügen (Abbildung 29) ließ sich eine polynomial verlaufende Abnahme der mittleren Messwerte vom ersten zum letzten Abzug erkennen, bei der die Werte von den ersten bis zu den fünften Abzügen hyperbolisch konkav und von da an parabolisch konvex abfielen. Beide Kurven änderten ihr Krümmungsverhalten in dieser Weise. Beim ersten vertikalen Abzug lag der Mittelwert (MW) bei 1,1 N mit einer Standardabweichung (SD) von 0,9 N, während beim ersten schrägen Abzug deutlich höhere Kräfte (MW = 5,0 N; SD = 0,9 N) nötig waren.

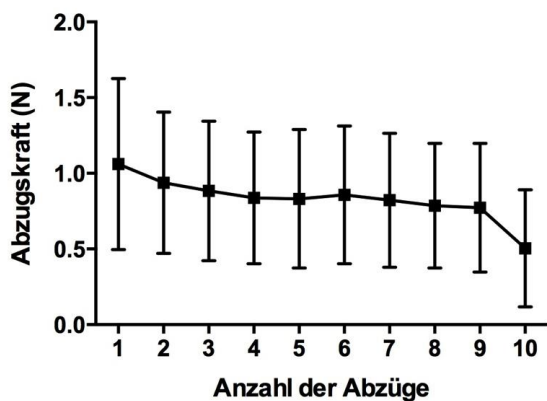


Abbildung 28. Vertikale Abzüge der Ultramid®-Transferkappen vom tomas®-pin EP.

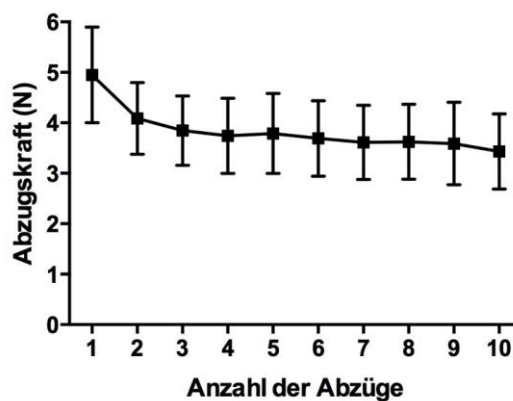


Abbildung 29. Schräge Abzüge der Ultramid®-Transferkappen vom tomas®-pin EP.

3.2.2.2 Abzüge der Transferkappen aus Moplen®

3.2.2.2.1 Abzüge der Transferkappen aus Moplen® vom tomas®-pin SD

Abbildung 30 und Abbildung 31 zeigen die gemessenen vertikalen beziehungsweise schrägen Abzugskräfte der Transferkappen aus Moplen® vom tomas®-pin SD. Auf der Abszisse sind die Wiederholungen der Abzüge von 1 bis 10 dargestellt. Auf der Ordinate ist die Abzugskraft in Newton aufgetragen. Die kleinen Quadrate entsprechen den arithmetischen Mittelwerten der zehn unterschiedlichen Abutments, die pro Abzugversuch gemessen wurden. Die vertikalen Linien entsprechen den jeweiligen Standardabweichungen.

Sowohl bei den vertikalen (Abbildung 30) als auch bei den schrägen Abzügen (Abbildung 31) ist eine leicht hyperbolisch verlaufende Abnahme der mittleren Messwerte vom ersten zum letzten Abzug zu erkennen. Beim vertikalen Abzug lag der Mittelwert (MW) der benötigten Abzugskraft der ersten Abzüge bei 2,4 N mit einer Standardabweichung (SD) von 0,7 N, ähnlich wie beim ersten schrägen Abzug (MW = 2,8 N; SD = 0,3).

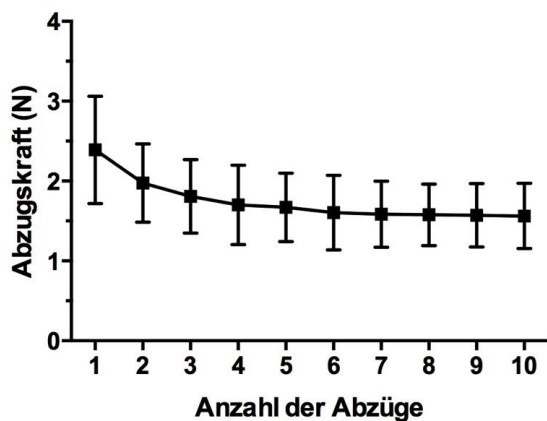


Abbildung 30. Vertikale Abzüge der Moplen®-Transferkappen vom tomas®-pin SD.

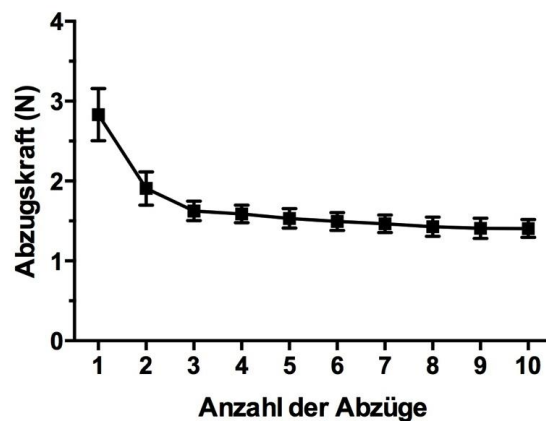


Abbildung 31. Schräge Abzüge der Moplen®-Transferkappen vom tomas®-pin SD.

3.2.2.2.2 Abzüge der Transferkappen aus Moplen® vom tomas®-pin EP

Abbildung 32 und Abbildung 33 zeigen die gemessenen vertikalen beziehungsweise schrägen Abzugskräfte der Transferkappen aus Moplen® vom tomas®-pin EP. Auf der Abszisse sind die Wiederholungen der Abzüge von 1 bis 10 dargestellt. Auf der Ordinate ist die Abzugskraft in Newton aufgetragen. Die kleinen Quadrate entsprechen den arithmetischen Mittelwerten der zehn unterschiedlichen Abutments je Abzugversuch. Die vertikalen Linien entsprechen den jeweiligen Standardabweichungen.

Sowohl bei den vertikalen (Abbildung 32) als auch bei den schrägen Abzügen (Abbildung 33) zeigte sich eine hyperbolisch verlaufende Abnahme der mittleren Messwerte vom ersten zum letzten Abzug erkennen. Beim ersten vertikalen Abzug lag der Mittelwert (MW) der benötigten Kraft bei 3,5 N mit einer Standardabweichung (SD) von 0,2 N, während beim ersten schrägen Abzug deutlich höhere Abzugskräfte (MW = 5,3 N; SD = 0,5 N) benötigt wurden.

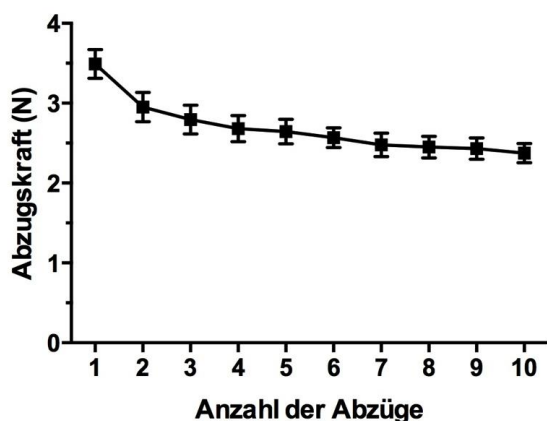


Abbildung 32. Vertikale Abzüge der Moplen®-Transferkappen vom tomas®-pin EP.

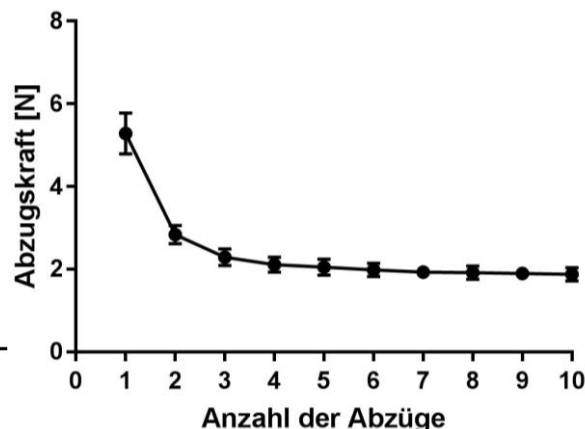


Abbildung 33. Schräge Abzüge der Moplen®-Transferkappen vom tomas®-pin EP.

3.2.2.3 Abzüge der Transferkappen aus Lupolen®

3.2.2.3.1 Abzüge der Transferkappen aus Lupolen® vom tomas®-pin SD

Abbildung 34 und Abbildung 35 zeigen die gemessenen vertikalen beziehungsweise schrägen Abzugskräfte der Transferkappen aus Lupolen® vom tomas®-pin SD. Auf der Abszisse sind die Wiederholungen der Abzüge von 1 bis 10 dargestellt. Auf der Ordinate ist die Abzugskraft in Newton aufgetragen. Die kleinen Quadrate entsprechen den arithmetischen Mittelwerten der zehn Abutments je Abzugversuch. Die vertikalen Linien entsprechen den jeweiligen Standardabweichungen.

Sowohl die vertikalen (Abbildung 34) als auch die schrägen Abzüge (Abbildung 35) ließen eine polynomial verlaufende Abnahme der mittleren Messwerte vom ersten zum letzten Abzug erkennen, bei der die Werte vom ersten bis zum fünften Abzug hyperbolisch konkav und danach parabolisch konvex abfielen. Nicht nur änderten beide Kurven ihr Krümmungsverhalten in gleicher Weise, auch lagen die gemessenen Kräfte der ersten vertikalen (MW = 1,6 N; SD = 0,4 N) und der ersten schrägen Abzüge (MW = 1,5 N; SD = 0,1 N) in derselben Größenordnung.

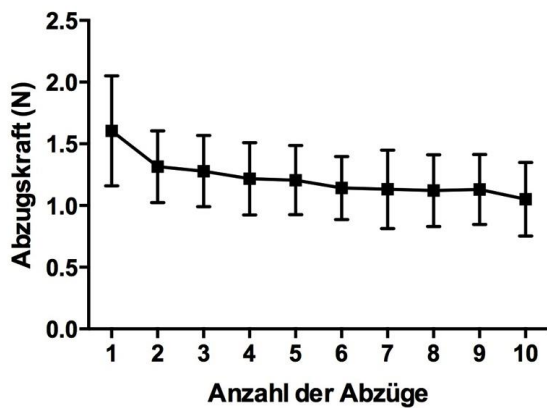


Abbildung 34. Vertikale Abzüge der Lupolen®-Transferkappen vom tomas®-pin SD.

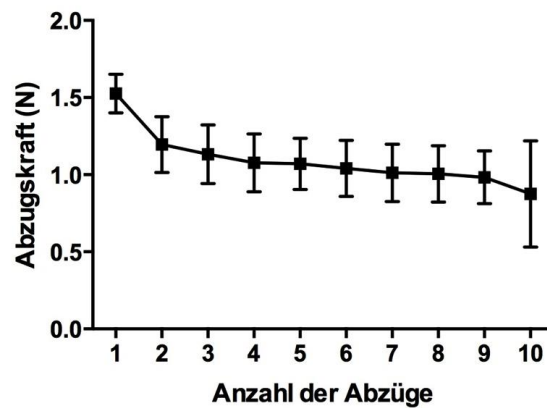


Abbildung 35. Schräge Abzüge der Lupolen®-Transferkappen vom tomas®-pin SD.

3.2.2.3.2 Abzüge der Transferkappen aus Lupolen® vom tomas®-pin EP

Abbildung 36 und Abbildung 37 zeigen die gemessenen vertikalen beziehungsweise schrägen Abzugskräfte der Transferkappen aus Lupolen® vom tomas®-pin EP. Auf der Abszisse sind die Wiederholungen der Abzüge von 1 bis 10 dargestellt. Auf der Ordinate ist die Abzugskraft in Newton aufgetragen. Die kleinen Quadrate entsprechen den arithmetischen Mittelwerten der zehn Abutments je Abzugversuch. Die vertikalen Linien entsprechen den jeweiligen Standardabweichungen.

Die vertikalen Abzüge (Abbildung 36) zeigten eine polynomial verlaufende Abnahme der mittleren Messwerte vom ersten zum letzten Abzug, bei der die Werte vom ersten bis zum fünften Abzug hyperbolisch konkav und danach parabolisch konvex abfielen. Bei den schrägen Abzügen (Abbildung 37) hingegen ergab sich eine hyperbolisch verlaufende Abnahme der mittleren Messwerte vom ersten zum letzten Abzug.

Beim vertikalen Abzug betrug der Mittelwert (MW) der benötigten Kraft der ersten Abzüge 2,7 N mit einer Standardabweichung (SD) von 1,1 N, während beim schrägen Abzug markant höhere Abzugskräfte für den ersten Abzug benötigt wurden (MW = 4,7 N; SD = 0,4 N).

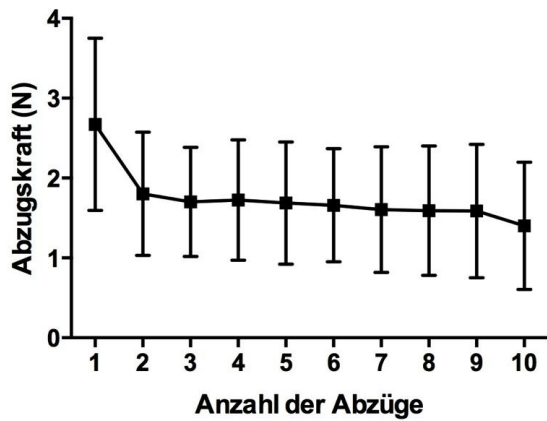


Abbildung 36. Vertikale Abzüge der Lupolen®-Transferkappen vom tomas®-pin EP.

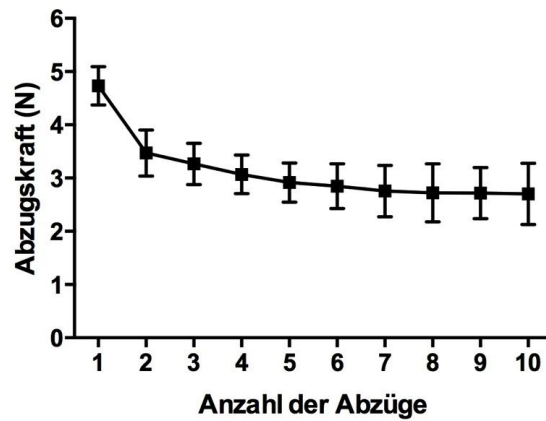


Abbildung 37. Schräge Abzüge der Lupolen®-Transferkappen vom tomas®-pin EP.

3.2.2.4 Abzüge der Transferkappen aus Polyman®

3.2.2.4.1 Abzüge der Transferkappen aus Polyman® vom tomas®-pin SD

Abbildung 38 und Abbildung 39 zeigen die gemessenen vertikalen beziehungsweise schrägen Abzugskräfte der Transferkappen aus Polyman® vom tomas®-pin SD. Auf der Abszisse sind die Wiederholungen der Abzüge von 1 bis 10 dargestellt. Auf der Ordinate ist die Abzugskraft in Newton aufgetragen. Die kleinen Quadrate entsprechen den arithmetischen Mittelwerten der zehn Abutments je Abzugversuch. Die vertikalen Linien entsprechen den jeweiligen Standardabweichungen.

Sowohl die vertikalen (Abbildung 38) als auch die schrägen Abzüge (Abbildung 39) zeigten hyperbolisch verlaufende Abnahmen der mittleren Messwerte vom ersten zum letzten Abzug. Beim ersten vertikalen Abzug lag der Mittelwert (MW) der benötigten Kraft bei 1,1 N mit einer Standardabweichung (SD) von 0,6 N, während beim ersten schrägen Abzug deutlich höhere Kräfte (MW = 5,8 N; SD = 1,0 N) benötigt wurden.

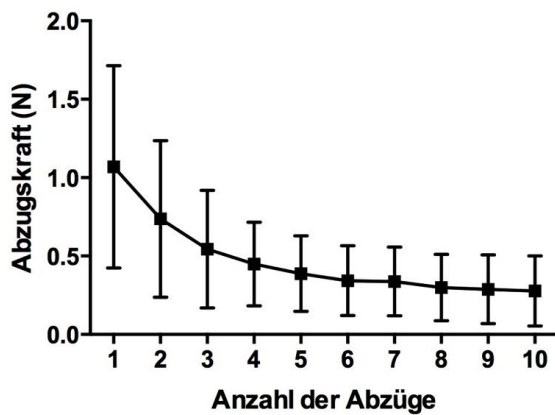


Abbildung 38. Vertikale Abzüge der Polyman®-Transferkappen vom tomas®-pin SD.

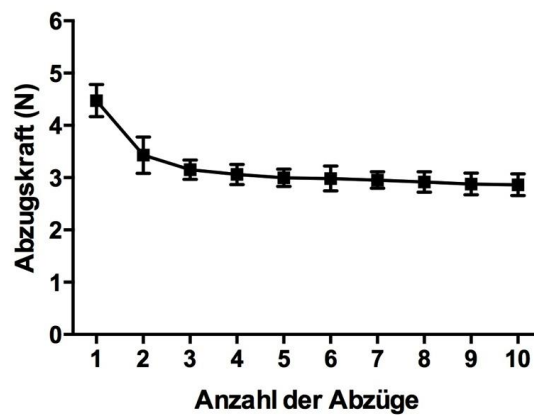


Abbildung 39. Schräge Abzüge der Polyman®-Transferkappen vom tomas®-pin SD.

3.2.2.4.2 Abzüge der Transferkappen aus Polyman® vom tomas®-pin EP

Abbildung 40 und Abbildung 41 zeigen die gemessenen vertikalen beziehungsweise schrägen Abzugskräfte der Transferkappen aus Polyman® vom tomas®-pin EP. Auf der Abszisse sind die Wiederholungen der Abzüge von 1 bis 10 dargestellt. Auf der Ordinate ist die Abzugskraft in Newton aufgetragen. Die kleinen Quadrate entsprechen den arithmetischen Mittelwerten der zehn Abutments je Abzugversuch. Die vertikalen Linien entsprechen den jeweiligen Standardabweichungen.

Sowohl bei den vertikalen (Abbildung 40) als auch bei den schrägen Abzügen (Abbildung 41) nahmen die Messwerte vom ersten zum letzten Abzug hyperbolisch ab. Beim ersten vertikalen Abzug lag der Mittelwert (MW) der benötigten Kraft bei 1,3 N mit einer Standardabweichung von 0,4 N, während beim ersten schrägen Abzug deutlich höhere Abzugskräfte (MW = 4,9 N; SD = 2,1 N) benötigt wurden.

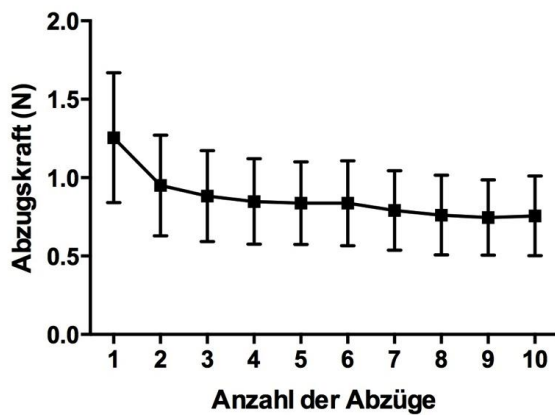


Abbildung 40. Vertikale Abzüge der Polyman®-Transferkappen vom tomas®-pin EP.

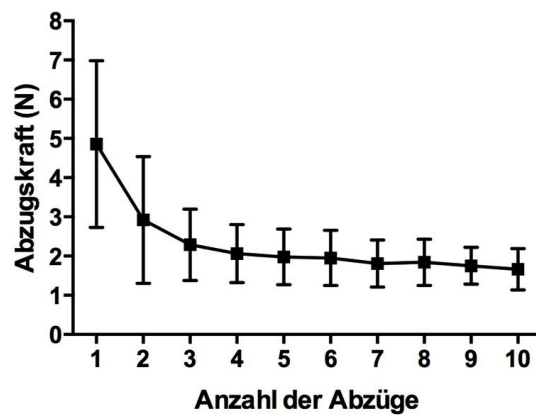


Abbildung 41. Schräge Abzüge der Polyman®-Transferkappen vom tomas®-pin EP.

3.2.2.5 Abzüge der Transferkappen aus Makrolon®

3.2.2.5.1 Abzüge der Transferkappen aus Makrolon® vom tomas®-pin SD

Abbildung 42 und Abbildung 43 zeigen die gemessenen vertikalen beziehungsweise schrägen Abzugskräfte der Transferkappen aus Makrolon® vom tomas®-pin SD. Auf der Abszisse sind die Wiederholungen der Abzüge von 1 bis 10 dargestellt. Auf der Ordinate ist die Abzugskraft in Newton aufgetragen. Die kleinen Quadrate entsprechen den arithmetischen Mittelwerten der zehn Abutments je Abzugversuch. Die vertikalen Linien entsprechen den jeweiligen Standardabweichungen.

Sowohl bei den vertikalen (Abbildung 42) als auch bei den schrägen Abzügen (Abbildung 43) nahmen die mittleren Messwerte vom ersten zum letzten Abzug hyperbolisch ab. Beim ersten vertikalen Abzug betrug der Mittelwert (MW) der benötigten Kraft 7,1 N mit einer Standardabweichung von 2,7 N, während beim ersten schrägen Abzug deutlich niedrigere Abzugskräfte (MW = 3,4 N; SD = 2,0 N) nötig waren.

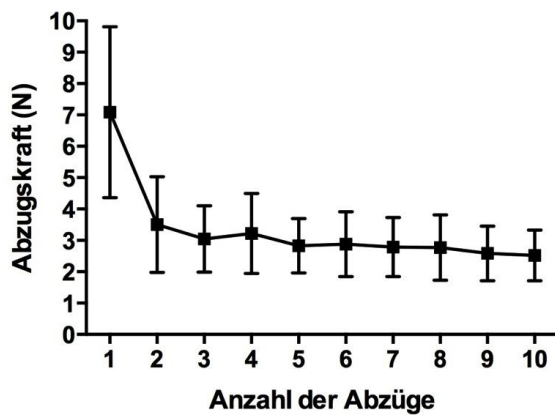


Abbildung 42. Vertikale Abzüge der Makrolon®-Transferkappen vom tomas®-pin SD.

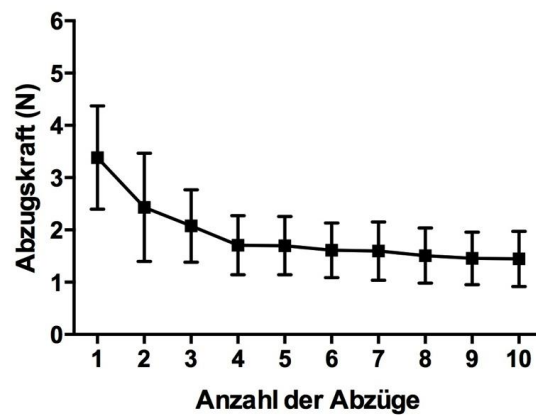


Abbildung 43. Schräge Abzüge der Makrolon®-Transferkappen vom tomas®-pin SD.

3.2.2.5.2 Abzüge der Transferkappen aus Makrolon® vom tomas®-pin EP

Abbildung 44 und Abbildung 45 zeigen die gemessenen vertikalen beziehungsweise schrägen Abzugskräfte der Transferkappen aus Makrolon® vom tomas®-pin EP. Auf der Abszisse sind die Wiederholungen der Abzüge von 1 bis 10 dargestellt. Auf der Ordinate ist die Abzugskraft in Newton aufgetragen. Die kleinen Quadrate entsprechen den arithmetischen Mittelwerten der zehn Abutments je Abzugversuch. Die vertikalen Linien entsprechen den jeweiligen Standardabweichungen.

Bei den vertikalen Abzügen (Abbildung 44) ergaben sich hyperbolisch verlaufende Abnahmen der mittleren Messwerte vom ersten zum letzten Abzug. Bei den schrägen Abzügen (Abbildung 45) hingegen gab es zunächst einen deutlichen Kraftabfall vom ersten zum zweiten Abzug. Danach schwankten die Werte entlang einer gedachten horizontalen Linie.

Beim ersten vertikalen Abzug lag der Mittelwert (MW) der benötigten Kraft bei 7,8 N mit einer Standardabweichung (SD) von 2,6 N, während beim ersten schrägen Abzug niedrigere Kräfte (MW = 6,5 N; SD = 1,8 N) benötigt wurden.

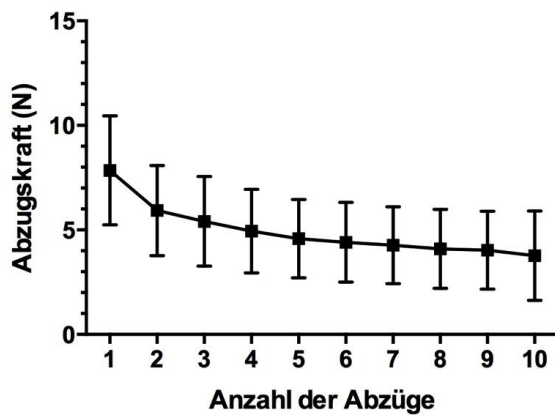


Abbildung 44. Vertikale Abzüge der Makrolon®-Transferkappen vom tomas®-pin EP.

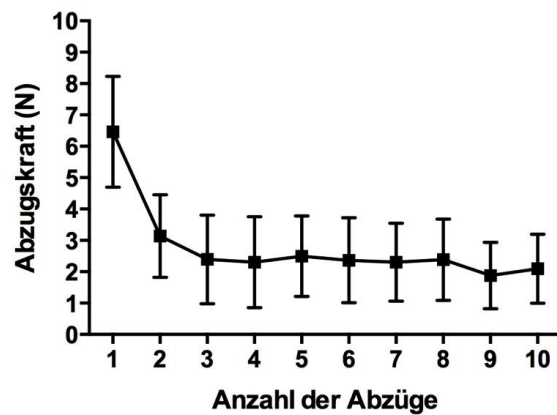


Abbildung 45. Schräge Abzüge der Makrolon®-Transferkappen vom tomas®-pin EP.

3.2.2.6 Abzugskräfte der Transferkappen gruppiert

3.2.2.6.1 Abzugskräfte der Transferkappen gruppiert nach tomas®-pin SD und tomas®-pin EP

In Abbildung 46 sind alle bei der Verwendung von Transferkappen gemessenen Abzugskräfte erfasst. Die Messwerte sind gruppiert nach tomas®-pin SD (n = 981) und tomas®-pin EP (n = 953). Die Maßeinheit ist Newton (N). Die Balken entsprechen den arithmetischen Mittelwerten aller Abzugsserien (sowohl vertikal als auch schräg). Die vertikalen Linien entsprechen den dazugehörigen Standardabweichungen.

Da die Messwerte in den beiden Gruppen keiner Normalverteilung folgten (Kolmogorow-Smirnow-Normalitätstest: in beiden Gruppen: $p < 0,0001$), wurde für den Vergleich der Lageparameter der nicht parametrische Mann-Whitney-U-Test herangezogen. Die Abzugskräfte der Transferkappen der tomas®-pin SDs (MW = 1,85 N) waren statistisch signifikant kleiner als die Abzugskräfte der tomas®-pin EPs (MW = 2,57 N).

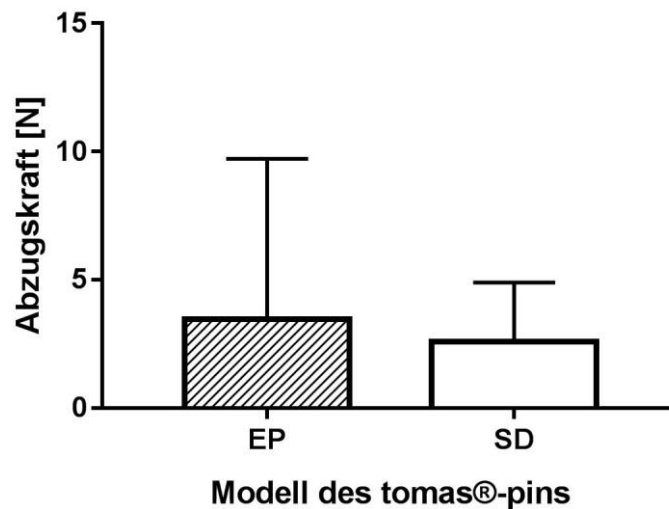


Abbildung 46. Abzugskräfte der Transferkappen gruppiert nach SD- und EP-pins.

3.2.2.6.2 Abzugskräfte der Transferkappen vom tomas®-pin SD gruppiert nach Material

In Abbildung 47 sind alle bei der Verwendung von Transferkappen und tomas®-pin SDs gemessenen Abzugskräfte erfasst. Die Messwerte sind gruppiert nach dem Material, aus dem die Transferkappen bestanden. Die Maßeinheit ist Newton (N). Die Balken entsprechen den arithmetischen Mittelwerten aus 10 gleichen Transferkappen, die jeweils 10-mal abgezogen wurden. Die Anzahl aller Messwerte beträgt somit 1.000. Die vertikalen Linien entsprechen den dazugehörigen Standardabweichungen.

In Tabelle 2 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen gruppiert nach Material und die Irrtumswahrscheinlichkeiten für die Mittelwertvergleiche zwischen vertikalen und schrägen Abzugskräften angegeben. Bei Transferkappen aus Lupolen® und Makrolon® waren die schrägen Abzugskräfte statistisch signifikant geringer als die vertikalen Abzugskräfte. Umgekehrt waren bei Transferkappen aus Polyman® und Ultramid® die vertikalen Abzugskräfte statistisch signifikant kleiner als die schrägen Abzugskräfte. Nur bei Transferkappen aus Moplen® unterschieden sich die Abzugskräfte zwischen vertikalen und schrägen Abzugsexperimenten nicht.

Transferkappe aus	Abzugskraft vertikal	Abzugskraft schräg	p-Wert
	[N]	[N]	
Ultramid®	0,65 ± 0,48	3,17 ± 0,51	< 0,001
Moplen®	1,74 ± 0,51	1,67 ± 0,44	0,282
Lupolen®	1,22 ± 0,33	1,1 ± 0,23	0,003
Polyman®	0,47 ± 0,41	3,33 ± 1,01	< 0,001
Makrolon®	3,32 ± 1,81	1,91 ± 0,88	< 0,001

Tabelle 2: Durchschnittliche Abzugskräfte (Mittelwerte ± Standardabweichungen) vom tomas®-pin SD in Abhängigkeit des Materials der Transferkappe und der Richtung des Abzugs. Die Irrtumswahrscheinlichkeiten wurden mit einem Mann-Whitney-U-Test ermittelt.

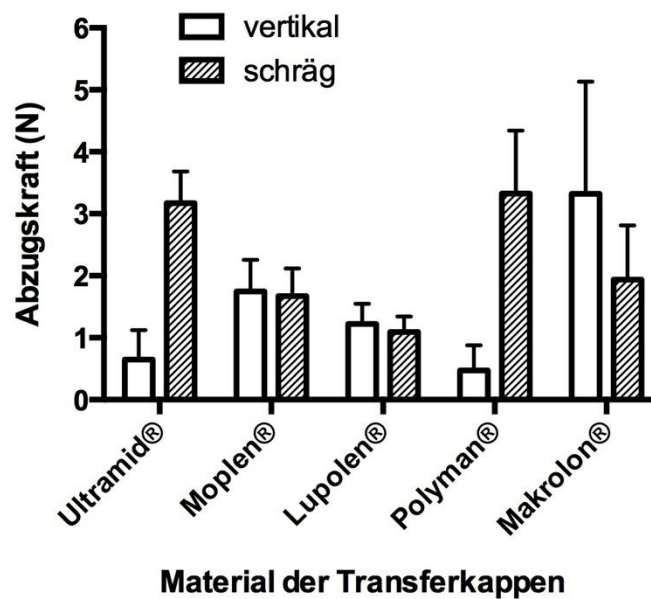


Abbildung 47. Abzugskräfte der Transferkappen vom tomas®-pin SD gruppiert nach Abzugmodus (vertikal oder schräg) und Material der Transferkappe.

3.2.2.6.3 Abzugskräfte der Transferkappen vom tomas®-pin EP gruppiert nach Material

In Abbildung 48 sind alle bei der Verwendung von Transferkappen und tomas®-pin EPs gemessenen Abzugskräfte erfasst. Die Messwerte sind gruppiert nach dem Material, aus dem die Transferkappen bestanden. Die Maßeinheit ist Newton (N). Die Balken entsprechen den arithmetischen Mittelwerten aus 10 gleiche Transferkappen, die jeweils 10-mal abgezogen wurden. Die Anzahl aller Messwerte beträgt somit 1.000. Die vertikalen Linien entsprechen den dazugehörigen Standardabweichungen.

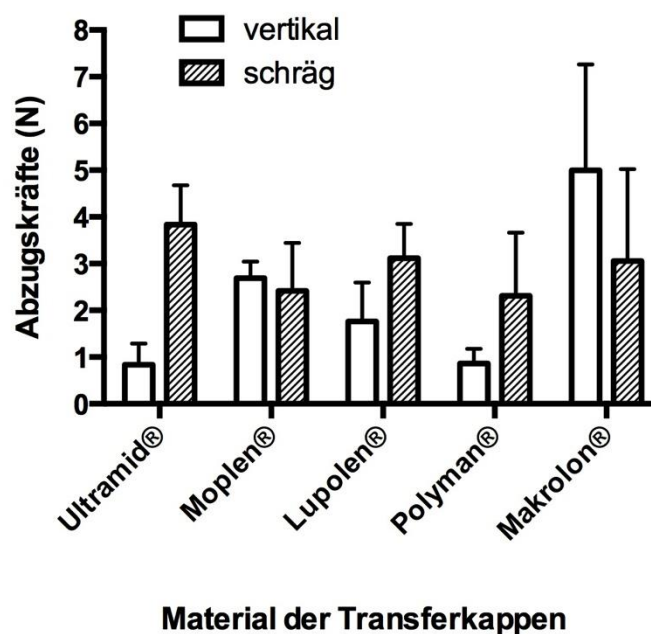


Abbildung 48. Abzugskräfte der Transferkappen vom tomas®-pin EP gruppiert nach Abzugmodus (vertikal oder schräg) und Material der Transferkappe.

In Tabelle 3 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen gruppiert nach Material und die Irrtumswahrscheinlichkeiten für die Mittelwertvergleiche zwischen vertikalen und schrägen Abzugskräften angegeben. Bei Transferkappen Makrolon® waren die schrägen Abzugskräfte statistisch signifikant geringer als die vertikalen Abzugskräfte. Umgekehrt waren bei Transferkappen aus Lupolen® und Ultramid® und Polyman® die vertikalen Abzugskräfte statistisch signifikant kleiner als die schrägen Abzugskräfte. Nur bei Transferkappen aus Moplen® unterschieden sich die Abzugskräfte aufgrund der großen

Standardabweichungen statistisch nicht signifikant zwischen vertikalen und schrägen Abzugsexperimenten.

Transferkappe aus	Abzugskraft vertikal [N]	Abzugskraft schräg [N]	p-Wert
Ultramid®	0,85 ± 0,44	3,84 ± 0,84	< 0,001
Moplen®	2,69 ± 0,35	2,42 ± 1,02	0,013
Lupolen®	1,76 ± 0,83	3,12 ± 0,73	< 0,001
Polyman®	0,87 ± 0,31	4,4 ± 19,82	0,077
Makrolon®	4,99 ± 2,27	3,06 ± 1,97	< 0,001

Tabelle 3: Durchschnittliche Abzugskräfte (Mittelwerte ± Standardabweichungen) vom tomas®-pin EP in Abhängigkeit des Materials der Transferkappe und der Richtung des Abzugs. Die Irrtumswahrscheinlichkeiten wurden mit einem Mann-Whitney-U-Test ermittelt.

3.3 Übersicht über alle Abzugskräfte beim ersten Abzug

Die beim ersten Abzug am stärksten ausgeprägten Messwerte sind für beide Varianten des tomas®-pins nachfolgend in Tabelle 4 und Tabelle 5 dargestellt.

	Abzug vertikal					Abzug schräg (45 Grad)				
	MW	Median	SD	Max	Min	MW	Median	SD	Max	Min
Abutment	7,9	7,4	4,4	15,3	2,3	55,4	53,9	6,0	65,8	48,6
Ultramid®	1,0	1,0	0,9	3,2	0,1	4,5	4,4	0,3	5,0	4,1
Moplen®	2,4	2,4	0,7	3,4	1,2	2,8	2,8	0,3	3,6	2,4
Lupolen®	1,6	1,5	0,4	2,3	0,8	1,5	1,6	0,1	1,7	1,3
Polyman®	1,1	0,8	0,6	2,1	0,3	5,8	5,7	1,0	7,1	3,6
Makrolon®	7,1	8,1	2,7	10,3	3,9	3,4	3,6	1,0	4,8	1,6

Tabelle 4. Deskriptive Statistik der Abzugskräfte [N] vom tomas®-pin SD beim ersten Abzug. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; Max = Maximaler Wert; Min = Minimaler Wert.

	Abzug vertikal					Abzug schräg (45 Grad)				
	MW	Median	SD	Max.	Min	MW	Median	SD	Max.	Min.
Abutment	6,5	6,2	2,1	10,3	3,7	22,9	21,7	6,5	38,4	14,3
Ultramid®	1,1	0,9	0,6	1,9	0,4	5,0	5,0	0,9	6,6	3,6
Moplen®	3,5	3,5	0,2	3,7	3,1	5,3	5,4	0,5	6,2	4,4
Lupolen®	2,7	2,9	1,1	4,5	1,2	4,7	4,6	0,4	5,2	4,2
Polyman®	1,3	1,4	0,4	2,1	0,7	4,9	4,7	2,1	8,7	1,4
Makrolon®	7,8	8,0	2,6	11,4	4,0	6,5	6,4	1,8	9,7	3,6

Tabelle 5. Deskriptive Statistik der Abzugskräfte [N] vom tomas®-pin EP beim ersten Abzug. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; Max = Maximaler Wert; Min = Minimaler Wert.

3.4 Übersicht über alle Abzugskräfte beim letzten Abzug

	Abzug vertikal					Abzug schräg (45 Grad)				
	MW	Median	SD	Max	Min	MW	Median	SD	Max	Min
Abutment	6,3	6,5	3,1	11,6	2,2	28,3	29,2	5,5	34,9	15,4
Ultramid®	0,5	0,6	0,3	0,9	0	2,9	2,8	0,2	3,2	2,5
Moplen®	1,6	1,5	0,4	2,2	1	1,4	1,4	0,1	1,6	1,2
Lupolen®	1,1	1,1	0,3	1,4	0,5	1	1	0,2	1,2	0,7
Polyman®	0,3	0,2	0,2	0,8	0,1	2,7	2,6	0,3	3,1	2,2
Makrolon®	2,5	2,7	0,8	3,6	1,4	1,4	1,2	0,5	2,7	0,9

Tabelle 6. Deskriptive Statistik der Abzugskräfte [N] vom tomas®-pin SD beim letzten Abzug. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; Max = Maximaler Wert; Min = Minimaler Wert.

	Abzug vertikal					Abzug schräg (45 Grad)				
	MW	Median	SD	Max.	Min	MW	Median	SD	Max.	Min.
Abutment	7,1	6,7	2,3	11,6	4,4	16,2	17,3	3,4	19,2	9
Ultramid®	0,6	0,6	0,3	1,2	0,2	3,4	3,4	0,7	4,7	2,1
Moplen®	2,4	2,4	0,1	2,5	2,1	1,9	1,9	0,2	2,1	1,5
Lupolen®	1,4	1,4	0,8	2,6	0,6	2,7	2,8	0,6	3,4	1,8
Polyman®	0,8	0,7	0,3	1,3	0,4	1,7	1,5	0,5	2,4	0,8
Makrolon®	3,8	2,5	2,1	6,1	1,8	2,1	2	1,1	3,2	1

Tabelle 7. Deskriptive Statistik der Abzugskräfte [N] vom tomas®-pin EP beim letzten Abzug. MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; Max = Maximaler Wert; Min = Minimaler Wert.

3.5 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die mittleren Kräfte beim ersten Abzug der Abutments lagen vertikal zwischen 6 N und 8 N. Zwischen tomas®-pin SD und tomas®-pin EP bestand hier kein statistisch signifikanter Unterschied.

Im schrägen Abzug lagen die durchschnittlichen Kräfte bei etwa 55 N für den tomas®-pin SD und bei circa 23 N für den tomas®-pin EP. Dieser Unterschied war statistisch signifikant.

Bei den nacheinander mit dem gleichen Abutment gemessenen Abzugskräften kam es zwischen dem ersten und zweiten schrägen Abzug zu einer statistisch signifikanten Reduktion. Danach fand lediglich beim tomas®-pin SD eine statistisch signifikante Abnahme der Messwerte statt.

Bei den Transferkappen lagen die maximalen Abzugswerte bei etwa 5 N. Die schrägen (MW = 2,8; SD = 6,5 N) Abzugskräfte waren in etwa gleich hoch wie die vertikalen (MW = 3,2; SD = 2,9 N) Abzugskräfte (t-Test; $p = 0,095$).

Die Abzugskräfte bei Transferkappen vom tomas®-pin SD (MW = 2,6; SD = 2,3 N) waren signifikant niedriger als die vom tomas®-pin EP (MW = 3,5; SD = 6,3 N) (t-Test; $p < 0,001$).

Bei Transferkappen aus Moplen® traten beim tomas®-pin SD und beim tomas®-pin EP sowohl vertikal als auch schräg weitgehend konstante Abzugskräfte auf.

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Zielsetzung

Da alle bisherigen kieferorthopädischen Miniimplantat-abutment-Systeme mittels Verklebungen, Verdrahtungen, Ligaturen oder Verschraubungen halten und diese für die kieferorthopädische Behandlung diverse Risiken und Probleme mit sich bringen, wurde das tomas®-System entwickelt, um Probleme wie schwieriges Anbringen und Lösen oder unerwünschtes Lösen zu umgehen.

Das tomas®-System besteht aus zwei verschiedenen Miniimplantaten und einer Vielzahl an Abutments, die über einen Schnappmechanismus anzubringen sind und über Reibungskräfte halten. Das Ziel dieser Laborstudie war, zu überprüfen, ob die Reibungskraft und das Verschleißverhalten zwischen tomas®-pins und tomas®-abutments für einen klinischen Einsatz geeignet ist.

Dabei sollte ein gerader Abzug leicht zu lösen sein, während die Verbindung zwischen Pin und Abutment den im Zuge einer kieferorthopädischen Behandlung auftretenden schrägen Traktionskräften standhalten soll. Zusätzlich soll überprüft werden, ob ein mehrmaliges Abnehmen ohne Friktionsverlust möglich ist. Ein weiteres Ziel dieser Laborstudie war die Bestimmung der Abzugskräfte von tomas®-Transferkappen aus fünf verschiedenen Materialien. Transferkappen sollen idealerweise geringe, aber konstante Abzugskräfte aufweisen, sodass sie sich zwar nicht von selbst vom Pin lösen, aber bei der Entnahme der Abformung aus dem Mund leicht lösen lassen und lagesicher in der Abformmasse verbleiben. Hier sollte jenes Material mit den günstigsten Eigenschaften bestimmt werden.

Um diese Zielsetzung zu bearbeiten, wurde eine *In-vitro*-Laborstudie designt, welche die während einer kieferorthopädischen Behandlung typischerweise auftretenden schrägen Traktionskräfte simulieren und deren Auswirkungen auf die Implantat-abutment-Verbindung erfassen sollte. Gleichzeitig wurden die Abzugskräfte für den vertikalen Abzug gemessen, was wiederum das reguläre, gewollte Entfernen des Abutments simulieren sollte.

Um eine ausreichend große Anzahl an Messwerten zu erhalten, wurden 120 tomas®-pins EP und 120 tomas®-pins SD in einen Kunststoffblock eingebettet. Für jede

Versuchsreihe wurden jeweils 20 Abzugsversuche pro Abutment bzw. zehn Abzugsversuche pro Transferkappe vom selben tomas®-pin vorgenommen. Basierend auf dieser großen Stichprobe konnten präzise statistische Kennzahlen ermittelt werden, die einen verlässlichen Vergleich der Kenngrößen zwischen den zwei Arten der tomas®-pins und den fünf Arten an Transferkappen ermöglichten.

In diesem Sinne konnte mit dem Versuchsdesign, der Anzahl an Messwiederholung und der großen Anzahl an verwendeten Miniimplantaten die Zielsetzung zufriedenstellend beantwortet werden.

4.2 Diskussion von Material und Methoden

In der vorliegenden In-vitro-Studie (Benchstudie) wurde die Stabilität der Verbindung zwischen dem tomas®-pin SD bzw. dem tomas®-pin EP einerseits und dem tomas®-abutment universal sowie mehreren Prototypen der tomas®-Transferkappen aus verschiedenen Materialien systematisch bestimmt. Die Kenntnis dieser Größen ist für die Kopplung komplexer kieferorthopädischer Apparaturen an Miniimplantate mithilfe von Abutments unabdingbar. Einerseits könnte eine zu schwache Verbindung zwischen Miniimplantat und Abutment zur Ablösung der Apparatur führen, andererseits ist bei einer zu kräftigen Verbindung eine Beschädigung des Knochens an der Implantationsstelle und dadurch eine Lockerung oder ein Herausziehen des Pins aus dem Knochen zu befürchten. Bei den Transferkappen sollten durch eine optimale Stärke der Verbindung sowohl eine spontane Ablösung bei der Abdruckabnahme als auch eine Beschädigung des Abformmaterials durch einen zu festen Sitz der Transferkappe auf dem Miniimplantat vermieden werden (Wilmes et al. 2006). Ob die Kopplung zwischen dem Miniimplantat und Abutment bzw. Transferkappe auch bei mehrfacher Verwendung stabil blieb oder ob eine Lockerung, etwa durch Verschleiß, zu erwarten war, sollte ebenfalls untersucht werden. Nicht zuletzt sind diese Daten für eine Zulassung des tomas®-abutments und der Transferkappen in den USA durch die Food and Drug Administration (FDA) erforderlich.

Da keines der derzeit erhältlichen Kopplungssysteme zwischen Miniimplantat und Abutment bzw. Transferkappe eine Kombination von Formschluss und einem auf einem Schnappmechanismus beruhenden Kraftschluss aufweist, existieren bislang keine vergleichbaren Untersuchungen von Abzugskräften. Es handelt sich somit um die erste Untersuchung dieser Art.

4.2.1 Diskussion der verwendeten Materialien

Das tomas®-abutment universal ist für ein umfangreiches Indikationsgebiet, insbesondere eine unilaterale Mesialisation, Distalisierung und Intrusion einsetzbar, wobei eine Konstruktion am Stuhl oder im Labor denkbar ist. So kann ein Draht durch Laserschweißen, Ligatur, ein Adhäsivum oder Elastics direkt am Abutment fixiert werden. Daneben gibt es spezialisierte Abutments, die sich ebenfalls durch einen Schnappmechanismus auf den tomas®-pin SD oder tomas®-pin EP aufstecken lassen. Diese Abutments besitzen einen aufgeschweißten Deckel und einen beweglichen Ring zum Rotationsschutz für das Miniimplantat. Der Ring ist mit einer Öse oder einem Draht zum Anschweißen von individuellen Elementen ausgestattet. Weiterhin wurde ein Abutment entwickelt, das nur mit einem Deckel und einer freilaufenden Rinne ausgestattet ist. Dieses kann zum Anschweißen individueller Elemente, als Basis für provisorische Kronen und zum Befestigen von Elastics und Gummiketten auf dem tomas®-pin verwendet werden.

Da die Verbindung zwischen dem tomas®-pin und den verschiedenen Abutments jeweils identisch ist, wurde für die vorliegende Studie das tomas®-abutment universal gewählt, da dieses besonders flexibel eingesetzt werden kann. Es war nicht zu erwarten, dass durch die beschriebenen Modifikationen des Abutments Unterschiede in den Abzugskräften vom tomas®-pin entstehen.

Die für eine Messung der Abzugskräfte des Miniimplantats relevante Kontaktfläche ist durch die Form des tomas®-pins vorgegeben. Die für die Studie eingesetzten Kunststoffe Polyamid, Polypropylen, Polyethylen, ABS (Acrylnitril-Butadien-Styrol-Copolymerisat) und Polycarbonat sind in der Zahnheilkunde unter verschiedenen Handelsnamen fest

etabliert und haben sich in verschiedenen Bereichen bewährt. Es lag daher nahe, diese auch zur Anfertigung der verschiedenen Prototypen der Transferkappen zu verwenden.

Die Einbettung der tomas®-pins in einen homogenen Kunststoffblock aus Orthocryl® schließt eine Beeinträchtigung der Messergebnisse durch Unterschiede in der Konsistenz des Materials, wie sie etwa bei Verwendung von Knochen vorkommt, aus. Die Tatsache, dass zuvor exakt platzierte Miniimplantate in ein aushärtendes Polymer eingebettet wurden, schließt auch eine Beeinträchtigung der Messergebnisse aufgrund unterschiedlicher Winkelgrade durch manuelles Einbringen aus. Somit waren durch die Fixierung der Miniimplantate im Kunststoffblock aus Orthocryl® ideale Voraussetzungen für standardisierte Messungen gegeben. Die Tatsache, dass trotz der erheblichen Abzugskräfte an den Abutments nur vereinzelt Miniimplantate aus der Einbettung herausgezogen wurden, spricht ebenso für die Eignung des gewählten Einbettverfahrens.

4.2.2 Diskussion der Methoden

Die Abutments und Transferkappen wurden manuell auf die Miniimplantate gesteckt. Trotz des größten Bemühens um ein gleichmäßiges Vorgehen war eine minimale Variation von Kraft und Winkel beim Aufstecken nicht gänzlich auszuschließen. So ist etwa vorstellbar, dass durch das Aufstecken eines Abutments oder einer Transferkappe eine diskrete Veränderung in der Elastizität des Schnappmechanismus erfolgte, die innerhalb und zwischen den Messreihen variiert haben könnte. Hierdurch könnte eine geringfügige Erhöhung der Variationsbreite (Standardabweichung) der Messergebnisse hervorgerufen worden sein. Diese Variationen dürften jedoch um ein Vielfaches geringer sein als Kräfte, die in der Mundhöhle eines Patienten aufkommen, und somit allenfalls von theoretischem Interesse sein.

Theoretisch ist zwischen einem vertikal, d. h. in Richtung der Längsachse eines tomas®-pins, und einem senkrecht dazu einwirkenden Abzug eine unbegrenzte Zahl an Abzugswinkeln denkbar. Zur Gewinnung eines überschaubaren Datenpools wurden die Messungen sowohl in der Achse der Pins als auch im 45°-Winkel zur Achse des Pins durchgeführt. Der senkrechte Abzug spiegelt in erster Linie die Situation bei der

Entfernung eines Abutments vom Pin bzw. die Entnahme der Abformung mit der Transferkappe wider. Auch bei der Trennung von Abutment und Labor-pin, dessen Kopfform mit der eines tomas®-pins identisch ist, treten in erster Linie vertikale Abzugskräfte auf. Der schräge Abzugswinkel von 45 Grad zur Längsachse des tomas®-pins spiegelt eine realistische klinische Kraftwirkung bei vielen kieferorthopädischen Apparaturen wider. Entscheidend ist hierbei, dass zusätzlich zum Kraftschluss der Formschluss durch die Abhebelung des Abutments über den Kopf des Abutments voll zur Geltung kommt.

Die zur Messung der Abzugskräfte eingesetzte servohydraulische Materialprüfmaschine Zwick/Roell (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm) ist ein vielfach bewährtes Gerät zur Materialprüfung. Vor Beginn der Untersuchungen wurde eine Eichung des Geräts durchgeführt, sodass alle Voraussetzungen für präzise Messungen erfüllt waren.

Pro Versuchsreihe wurden bei den Transferkappen jeweils zehn, bei den Abutments jeweils zwanzig Abzüge vom selben tomas®-pin vorgenommen, um ein mögliches Nachlassen der Kraft der Steckverbindung beim wiederholten Gebrauch zur erfassen. Die Zahl der durchgeführten Abzüge dürfte weit über den Anforderungen im klinischen Einsatz liegen. So wird im Falle einer Transferkappe im Normalfall die Steckverbindung lediglich bei der Abformung sowie beim Aufstecken bzw. Ablösen eines Laborpins belastet. Im Falle eines Abutments ist nicht genau vorhersehbar, wie oft die Konstruktion abgelöst und wieder aufgesteckt werden muss. Zwanzig Abzüge, wie in der vorliegenden Studie, dürften hierbei jedoch auch bei einer aufwendigen und langwierigen orthodontischen Behandlung nicht erreicht werden, sodass ein Sicherheitsfaktor gewährleistet ist.

Mit jedem Wechsel eines Abutments bzw. einer Transferkappe wurde jeweils auch ein neuer tomas®-pin verwendet, um eventuelle Abnutzungserscheinungen der Miniimplantate zwischen den verschiedenen Versuchsserien als Störgröße auszuschalten und eine möglichst große Standardisierung der Messungen zu gewährleisten.

Die Datenerfassung, statistische Aufarbeitung und grafische Darstellung der Ergebnisse erfolgten mithilfe der etablierten Softwareprogramme Microsoft Excel™ (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA), IBM SPSS Statistics 23 (SPSS Inc. An IBM Company, Chicago, IL, USA) und Prism™ 6 for Mac OS X, Version 6.0 (GraphPad

Software, Inc., La Jolla, CA, USA). Die durchgeführten Testverfahren (t-Test für unverbundene Stichproben, Rangsummentest nach Mann-Whitney für unverbundene Stichproben, Kolmogorow-Smirnow-Normalitätstest) sowie das gewählte Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ sind im biomedizinischen Bereich allgemein üblich (D'Agustino 1986; Harms 2012; Motulsky 2013).

4.3 Diskussion der Ergebnisse

Das Ziel dieser Studie war die systematische Untersuchung eines neuen Systems aus Miniimplantaten, Abutments und Transferkappen, bei welchem die Kopplung zwischen Miniimplantat und Abutment über einen neuartigen Steckmechanismus erfolgte. Dabei wurden vier Forschungsfragen formuliert, die im Folgenden beantwortet und im Kontext der aktuellen Fachliteratur diskutiert werden.

- 1) Welche Kräfte sind erforderlich, um das tomas®-abutment universal vom tomas®-pin SD und vom tomas®-pin EP vertikal und in schräger Richtung (45 Grad) abziehen? Gibt es Unterschiede zwischen den Abzugskräften vom tomas®-pin SD und denen vom tomas®-pin EP? Gibt es Unterschiede zwischen den Abzugskräften beim vertikalen und beim schrägen Abzug des Abutments (45 Grad)?

Im Durchschnitt lagen die vertikalen Abzugskräfte vom tomas®-pin SD bei 7,9 N und die schrägen Abzugskräfte bei 55,4 N. Die durchschnittlichen Abzugskräfte vom tomas®-pin EP lagen in vertikaler Abzugsrichtung bei 6,5 N und in schräger Abzugsrichtung bei 22,9 N.

Die schrägen Abzugskräfte vom tomas®-pin SD waren in etwa doppelt so groß wie vom tomas®-pin EP und dieser Unterschied war statistisch hochsignifikant. Die vertikalen Abzugskräfte vom tomas®-pin SD waren hingegen leicht geringer als vom tomas®-pin EP, doch dieser Unterschied war statistisch nicht signifikant.

Diese Konstellation spricht dafür, dass der Formschluss zwischen Abutment und Miniimplantatkopf beim schrägen Abzug vom tomas®-pin SD stärker war als beim schrägen Abzug vom tomas®-pin EP, obwohl der Sechskant beim tomas®-pin EP um 0,7 mm höher war als beim tomas®-pin SD. Beim vertikalen Abzug wurden nur geringe Abzugskräfte, die im Wesentlichen durch den Schnappmechanismus bedingt waren, wirksam. Diese wiesen keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen dem tomas®-pin SD und dem tomas®-pin EP auf.

Die Abzugskräfte waren beim schrägen Abzug wesentlich höher als beim vertikalen Abzug. Dieser Befund galt sowohl beim tomas®-pin SD als auch beim tomas®-pin EP.

Eine Erklärung für diese Beobachtung ließ sich aus der Verbindung zwischen dem tomas®-pin und dem aufgesteckten Abutment ableiten, die einerseits aus einem Formschluss über dem Sechskant, andererseits aus einem durch den Schnappmechanismus hervorgerufenen Kraftschluss bestand. Bei Einwirkung einer vertikalen Abzugskraft war ein effektiver Formschluss nicht möglich. Die Haftung erfolgte hier weitgehend durch den Kraftschluss des Schnappmechanismus. Beim schrägen Abzug wirkt hingegen die Kombination aus Form- und Kraftschluss, wodurch hohe Abzugskräfte zustande kamen.

Die Konstellation von geringen Kräften beim vertikalen Abzug und von hohen Kräften beim schrägen Abzug entspricht der klinischen Notwendigkeit. Die im vertikalen Abzug gemessenen Kräfte lagen bei durchschnittlich 5 N, während sie beim schrägen Abzug bei durchschnittlich 22 N lagen. Dies bedeutet, dass ein Abutment problemlos aufgesetzt und entfernt werden kann, ohne dass die Gefahr einer Verletzung des umgebenden Knochens besteht. Auch ein Herausziehen des Miniimplantates aus dem Knochen ist bei vertikalen Abzugskräften dieser Größenordnung nicht zu befürchten.

In allen anderen Ausrichtungen wird die Verbindung von Miniimplantat und Abutment hingegen schräg zur Längsachse belastet. Das Abutment wird schräg über den Sechskant abgehebelt und über den Miniimplantatkopf gezogen. Aufgrund der unterschiedlichen Konfiguration von Kopf und Abutment entstehen hierbei starke Adhäsionskräfte, die unter den in der Kieferorthopädie einwirkenden Traktionskräften ein Abgleiten des Abutments verhindern.

- 2) Bleiben die Abzugskräfte während mehrerer aufeinanderfolgender Abzugsversuche gleich oder kommt es durch wiederholtes Aufstecken und Ablösen zu einem Nachlassen der Abzugskräfte als Hinweis auf eine mögliche Lockerung der Verbindung zwischen Schraubenkopf und Abutment?

Bei den nacheinander mit dem gleichen Abutment gemessenen Abzugskräften kam es zwischen dem ersten und zweiten schrägen Abzug zu einer deutlichen und statistisch signifikanten Reduktion der Abzugskräfte. Danach fand lediglich beim tomas®-pin SD eine geringe jedoch zwischen zweiten und zwanzigsten Abzug statistisch signifikante Abnahme der Messwerte statt.

Der markante Adhäsionsverlust zwischen dem ersten und dem zweiten Abzug eines Abutments lässt sich durch eine Besonderheit bei der Konstruktion der Abutments erklären. Zur Erhöhung der Flexibilität der Schnappverbindung enthält die innere Zirkumferenz des Abutments eine Rinne. Bei der Herstellung wird am Rande dieser Rinne durch Materialverdrängung ein kleiner Grat gebildet. Dieser wird beim ersten Aufsetzen eines Abutments auf das Miniimplantat umgebogen. Nachdem dieser Widerstand durch den ersten Abzug beseitigt ist, wird bei den nachfolgenden Abzügen eine geringere Kraft benötigt. Eine vollständige Entfernung des Grats ist nach Herstellerangaben produktionstechnisch nicht möglich (Dentaurum 2015). Bei den ohnehin geringen Kräften beim vertikalen Abzug bestand kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den ersten und den letzten Abzügen. Dies galt sowohl für den tomas®-pin SD als auch für den tomas®-pin EP. Der Grat an der inneren Zirkumferenz des Abutments spielte beim vertikalen Abzug offenbar keine wesentliche Rolle.

Die ab dem zweiten Abzug bis zum Ende einer Messreihe beobachtete, allenfalls noch minimale Abnahme der Abzugskräfte lässt sich durch den bei wiederholter mechanischer Belastung der Kontaktfläche auftretenden Verschleiß erklären, wobei es sich in erster Linie um einen adhäsiven Verschleiß handeln dürfte (Rabinowicz 1995).

In anderen Untersuchungen, die sich mit Traktionskräften bei einer kieferorthopädischen Behandlung mit Miniimplantaten beschäftigen, wurden Kräfte von bis zu 2 N eingesetzt (Motoyoshi et al. 2005; Gracco et al. 2009). Auch unter Berücksichtigung der Veränderungen während des ersten Abzugs belegen die Messwerte der hier vorgelegten

Studie somit eine hohe Konstanz und für klinische Zwecke mehr als ausreichende Stabilität der Schnappverbindung zwischen dem tomas®-pin und dem Abutment.

- 3) Welche Kräfte sind erforderlich, um die tomas®-Transferkappen vom tomas®-pin SD und vom tomas®-pin EP vertikal und in schräger Richtung (45 Grad) abzuziehen? Gibt es Unterschiede bei den Abzugskräften der tomas®-Transferkappen zwischen tomas®-pin SD und tomas®-pin EP? Gibt es Unterschiede der Abzugskräfte zwischen vertikalem Abzug und schrägem Abzug (45 Grad) der tomas®-Transferkappen?

Die Kräfte, um die tomas®-Transferkappen vom tomas®-pin SD und vom tomas®-pin EP abzuziehen, lagen im Durchschnitt zwischen 1 und 2 N. Die im Vergleich zu den Abzugskräften für die Abutments deutlich niedrigeren Abzugskräfte für die tomas®-Transferkappen wiesen darauf hin, dass die Verbindung zwischen dem tomas®-pin und den Transferkappen im Wesentlichen aus der formschlüssigen Konstruktion bestand. Die Größenordnung der Messwerte entspricht den klinischen Anforderungen bei der Abformung. Die Kappen sollen während der Abformung fest genug anhaften, um sich nicht bereits bei geringer Berührung vom tomas®-pin zu lösen. Bei der Entnahme der Abformung aus dem Mund sollen sie hingegen nicht zu fest anhaften, um ihre Position im Abformmaterial nicht zu verändern.

Bei den tomas®-Transferkappen betrug die durchschnittliche Abzugskraft (vertikal und schräg zusammen) vom tomas®-pin SD 1,85 N und vom tomas®-pin EP 2,57 N. Der Unterschied war statistisch hochsignifikant. Dies spricht dafür, dass durch den höheren Sechskant beim tomas®-pin EP ein stärkerer Formschluss als beim tomas®-pin SD erfolgte.

Bei Verwendung von Transferkappen lagen die mittleren Kräfte beim vertikalen Abzug stets unter 5 N, beim schrägen Abzug stets unter 6 N. Die Abzugskräfte waren beim schrägen Abzug somit nur geringfügig größer als beim vertikalen Abzug.

- 4) Gab es Unterschiede hinsichtlich der Abzugskräfte zwischen Prototypen der tomas®-Transferkappen, die aus den Kunststoffen Ultramid®, Moplen®,

Lupolen®, Polyman® und Makrolon® gefertigt wurden? Sind diese nach mehrmaligem Aufsetzen und Abziehen immer noch einsetzbar bzw. wie schnell schwindet die Haltekraft?

Für eine standardisierte Anwendung der Transferkappen bei der Abdrucknahme ist eine hohe Konstanz der Abzugskräfte wünschenswert. Dies gilt sowohl im Hinblick auf den wechselnden Einsatz von tomas®-pin SD bzw. EP als auch für verschiedene Abzugswinkel. Um die Eigenschaften zu optimieren, wurden von der Firma Dentaforum Prototypen der Transferkappen aus verschiedenen Materialien angefertigt und für diese Studie zur Verfügung gestellt. Hierbei handelte es sich um die in Tabelle 1 aufgeführten und in der Zahnheilkunde etablierten Kunststoffe. Zur Bewertung der verschiedenen Prototypen wurden sowohl die durchschnittlichen Abzugskräfte und Standardabweichungen (als Maß für die Streuung) als auch die Konstanz der Messwerte während zehn aufeinanderfolgender Abzüge herangezogen. Letzteres sollte zur Bewertung hinsichtlich Verschleiß und Ermüdung des Materials dienen.

Die Abzugskräfte des Polykarbonat-Kunststoffs Makrolon® lagen im vertikalen Abzug über denen von Ultramid®, Moplen®, Lupolen® und Polyman®. Es bestünde bei einer Transferkappe aus Makrolon® somit am ehesten die Gefahr, dass sich diese nur schwer vom tomas®-pin ablöst und im Abformmaterial verrutscht.

Aufgrund der dargestellten Messwerte wies Moplen® unter den untersuchten Materialien die günstigsten Eigenschaften auf. Die Abzugskräfte lagen in allen vier Abzugsserien (schräg und vertikal, jeweils vom tomas®-pin EP und tomas®-pin SD) konstant in einem für Transferkappen günstigen Bereich von 1,5 bis 3 N. In allen vier Abzugsserien trat bei Moplen® eine sehr geringe Standardabweichung auf. Dies unterscheidet die Prototypen aus Moplen® deutlich von den Prototypen aus den anderen Werkstoffen, bei denen eine deutlich größere Streuung der Messwerte um den Mittelwert vorlag. Die Ergebnisse sprechen für eine konstante Beschaffenheit der Transferkappen aus Moplen®, eine für einen Werkstoff in der Zahnheilkunde besonders wichtige Eigenschaft. In allen vier Abzugsserien ergab sich zwischen dem ersten Abzug und den darauffolgenden Abzügen nur ein geringer Abfall der Abzugskräfte. Dies spricht dafür, dass bei Verwendung von Moplen® nur eine geringe Abnutzung oder Materialermüdung auftritt.

In Analogie zu den Abutments nahmen auch die Abzugskräfte mit der Häufigkeit der Abzüge der Transfer-Cap ab. Bei den tomas®-Transferkappen sind niedrige Abzugskräfte erwünscht. Einerseits dürfen die Kappen sich nicht von selbst vom tomas®-pin lösen, andererseits sollen sie sich bei der Entnahme der Abformung aus dem Mund leicht lösen lassen und lagesicher in der Abformmasse verbleiben (Wilmes et al. 2006).

4.4 Grenzen der Studie

Die Tatsache, dass andere klinische Kräfte, die auf die Verbindung zwischen Pin und Abutment wirken können, im Studiendesign nicht berücksichtigt wurden, stellt die wesentliche Limitation dieser Studie dar. Zu Beispiel wurden Kaukräfte oder Knirschen nicht berücksichtigt und ebenso wurden geringfügig, aber dauerhaft einwirkende Kräfte wie Speichelfluss nicht in Betracht gezogen.

Nichtsdestotrotz konnte mit dieser Laborstudie eine wichtige Aussage zu den hauptsächlich einwirkenden Kräften auf die Verbindung zwischen tomas®-pin und tomas®-abutment getroffen werden, nämlich zu den schrägen Traktionsbelastungen, wie sie im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung auftreten. Die hier gemessenen Werte tragen zur Reife für eine klinische Überprüfung dieses Behandlungssystems bei.

4.5 Schlussfolgerungen

Basierend auf den Ergebnissen dieser Studie und dem Vergleich mit der aktuellen Literatur konnten die folgenden Schlussfolgerungen gezogen werden:

1. Bedingt durch einen kräftigen Formschluss besteht bei schräg einwirkenden Abzugskräften eine sichere Verbindung zwischen dem tomas®-pin SD bzw. dem tomas®-pin EP und dem Abutment. Diese Verbindung hält einer schrägen Traktionsbelastung, wie sie im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung auftritt, stand.

2. Geringere vertikale, d. h. in der Längsachse eines tomas®-pin SDs bzw. eines tomas®-pin EPs einwirkende Abzugskräfte des Abutments ermöglichen ein unproblematisches Fixieren bzw. Lösen eines Abutments.
3. Insbesondere nach dem ersten Abzug tritt eine geringe Lockerung der Verbindung zwischen Abutment und tomas®-pin auf. Diese führt jedoch nicht zu einer Beeinträchtigung der Stabilität unter klinisch relevanter Belastung.
4. Prototypen der tomas®-Transferkappen aus Moplen® wiesen beim tomas®-pin SD und beim tomas®-pin EP sowohl vertikal als auch schräg konstante beständige Abzugseigenschaften auf. Zur Serienanfertigung solcher Transferkappen ist das Polymer Moplen® daher besonders gut geeignet.

5 Zusammenfassung

Kieferorthopädische Apparaturen, die über ein Kopplungselement (Abutment) mit einem Miniimplantat im Knochen verankert sind, besitzen ein breites Anwendungsspektrum, sind sofort belastbar und von der Compliance des Patienten weitgehend unabhängig. Beim tomas® System (Fa. Dentauro, Ispringen, Deutschland) aus Miniimplantaten, Abutments, Transferkappen und zugehörigem Instrumentarium erfolgt die Kopplung zwischen Miniimplantat und Abutment bzw. Transferkappe über einen neuartigen Steckmechanismus, der weder durch eine Klebeverbindung noch durch eine Ligatur gesichert werden muss. Zu der Belastbarkeit dieser Steckverbindung gegenüber Zugkräften lagen bislang keine Untersuchungen vor.

In der vorliegenden Studie wurden die Kräfte gemessen, die zum Abzug eines tomas®-abutments universal bzw. einer Transfer-Cap von den zwei unterschiedlichen Miniimplantat-Designs tomas®-pin SD bzw. tomas®-pin EP benötigt werden. Von den Transferkappen lagen Prototypen aus Polyamid, Polypropylen, Polyethylen, ABS (Acrylnitril-Butadien-Styrol-Copolymerisat) und Polycarbonat vor. Die Abutments und Transferkappen wurden sowohl vertikal, d. h. in der Längsachse des Miniimplantats, als auch in einem Winkel von 45 Grad zur Längsachse abgezogen. Die Abzüge und die Messung der hierfür erforderlichen Kräfte in Newton (N) erfolgten mithilfe einer servohydraulischen Materialprüfmaschine. Pro Versuchsreihe wurden jeweils zehn Transferkappen zehnmal bzw. zehn Abutments zwanzigmal vom selben tomas®-pin abgezogen, um ein mögliches Nachlassen der Abzugskraft beim wiederholten Gebrauch zu erfassen. Insgesamt wurden 800 Abzüge von Abutments und 2.000 Abzüge von Transferkappen durchgeführt. Die Messwerte wurden deskriptiv statistisch ausgewertet. Unterschiede in den einzelnen Messreihen wurden auf ihre statistische Signifikanz untersucht (t-Test, Mann-Whitney-Test; Signifikanzniveau $p \leq 0,05$).

Die mittleren Kräfte bei Abzügen der Abutments lagen beim ersten vertikalen Abzug zwischen 6 N und 8 N, beim ersten schrägen Abzug bei 55 N für den tomas®-pin SD und bei 23 N für den tomas®-pin EP. Die Konstellation von geringen Kräften bei vertikalen und hohen Kräften beim schrägen Abzug entspricht der klinischen Notwendigkeit: Das Anbringen und die Entfernung eines Abutments sind in vertikaler Richtung leicht

möglich. Bei schräg einwirkenden Traktionskräften unter kieferorthopädischer Belastung besteht jedoch eine hohe Stabilität, die ein Abgleiten des Abutments verhindert.

Bei den nacheinander mit dem gleichen Abutment gemessenen Abzugskräften kam es zwischen dem ersten und zweiten schrägen Abzug zu einer statistisch signifikanten Reduktion der Abzugskräfte. Danach fand lediglich beim tomas®-pin SD noch eine statistisch signifikante, jedoch deutlich geringer ausgeprägte Abnahme der Messwerte statt. Auch am Ende der Abzugsserien waren die Abzugskräfte für die in der Kieferorthopädie einwirkenden Belastungen ausreichend.

Bei den Transferkappen lagen die maximalen Abzugswerte in einer Größenordnung von etwa 5 N und somit in dem für eine Abformung geeigneten Bereich. Die schrägen Abzugskräfte waren statistisch signifikant höher als die vertikalen Abzugskräfte. Die Abzugskräfte bei Transferkappen vom tomas®-pin SD waren signifikant geringer als die vom tomas®-pin EP. Bei Transferkappen aus Moplen® wurden besonders beständige Abzugskräfte gemessen. Diese Eigenschaft ist für den klinischen Einsatz ideal.

Die vorliegenden Daten dokumentieren eine stabile Verbindung zwischen tomas®-pin und Abutment bei schräg einwirkenden Traktionskräften. Geringere vertikale Abzugskräfte ermöglichen eine unproblematische Fixierung bzw. Lösung eines Abutments. Zur Herstellung von Transferkappen ist das Polymer Moplen® besonders geeignet.

6 Literaturverzeichnis

- Adell R, Lekholm U, Rockler B and Brånemark PI (1981) A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 10: 387-416.
- Antoszewska J, Papadopoulos MA, Park H-S and Ludwig B (2009) Five-year experience with orthodontic miniscrew implants: a retrospective investigation of factors influencing success rates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 136: 158. e151-158. e110.
- Armbruster PC and Block MS (2001) Onplant-supported orthodontic anchorage. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 9: 53-74.
- Baumgaertel S (2008) Maxillary molar movement with a new treatment auxiliary and palatal miniscrew anchorage. *J Clin Orthod* 42: 587.
- Baumgaertel S (2014) Temporary skeletal anchorage devices: The case for miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 145: 558-564.
- Bechtold TE, Kim JW, Choi TH, Park YC and Lee KJ (2013) Distalization pattern of the maxillary arch depending on the number of orthodontic miniscrews. *Angle Orthod* 83: 266-273.
- Berens A, Wiechmann D and Dempf R (2006) Mini-and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy. *J Orofac Orthop* 67: 450-458.
- Berens A, Wiechmann D and Rüdiger J (2005) Erfolgsraten von Mini- und Mikroschrauben zur skelettalen Verankerung in der Kieferorthopädie. *Inf Orthod Kieferorthop* 37: 283-287.
- Block MS and Hoffman DR (1995) A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 107: 251-258.
- Booth-Mason S and Birnie D (1988) Penetrating eye injury from orthodontic headgear-- a case report. *Eur J Orthod* 10: 111-114.
- Bumann A (2006) Vielzahl der Möglichkeiten von Minischrauben noch unentdeckt. *Wissenschaft und Praxis* 3: 6.
- Chen CH, Hsieh CH, Tseng YC, Huang IY, Shen YS and Chen CM (2007a) The use of miniplate osteosynthesis for skeletal anchorage. *Plast Reconstr Surg* 120: 232-235; 236-237.
- Chen X, Chen G, He H, Peng C, Zhang T and Ngan P (2007b) Osseointegration and biomechanical properties of the onplant system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 132: 278 e271-276.

- Chen Y, Kyung HM, Zhao WT and Yu WJ (2009) Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 135: 284-291.
- Chen YJ, Chang HH, Lin HY, Lai EHH, Hung HC and Yao CCJ (2008) Stability of miniplates and miniscrews used for orthodontic anchorage: experience with 492 temporary anchorage devices. *Clinical oral implants research* 19: 1188-1196.
- Choi BH, Zhu SJ and Kim YH (2005) A clinical evaluation of titanium miniplates as anchors for orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 128: 382-384.
- Choi NC, Park YC, Jo YM and Lee KJ (2009) Combined use of miniscrews and clear appliances for the treatment of bialveolar protrusion without conventional brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 135: 671-681.
- Cousley R (2005) Critical aspects in the use of orthodontic palatal implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 127: 723-729.
- Crismani AG, Bertl MH, Celar AG, Bantleon HP and Burstone CJ (2010) Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 137: 108-113.
- Cureton SL, Regennitter FJ and Yancey JM (1993) Clinical versus quantitative assessment of headgear compliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 104: 277-284.
- D'Agustino RB (1986) Tests for the normal distribution. in R.B. D'Agustino M.A. Stepenes (eds.), *Goodness-of-fit techniques* (Marcel Dekker: New York).
- Dalstra M, Cattaneo PM and Melsen B (2004) Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthod.* 1: 53-62.
- Dentaurum GmbH (2008) Handbuch Insertion: Ispringen Germany.
- Dentaurum GmbH (2015) tomas@abutments 510k application.
- Dentaurum GmbH. 2017. 'tomas®-abutment universal (Kopplungselement)', Accessed 30.06.2017.
<https://shop.dentaurum.de/index.php?id=p&psn=16699&pgsn=3914&ch=573e37>.
- Dentaurum GmbH. 2018a. 'tomas®-abutments Lieferumfang', Accessed 12.03.2018.
<https://www.dentaurum.de/deu/tomas-abutments-lieferumfang-27634.aspx>.
- Dentaurum GmbH. 2018b. 'tomas®-System. Skelettale Verankerung mit neuen Abutments', Accessed 12.03.2018. <https://www.zwp-online.info/produkte/produktinformationen/tomas-system>.
- Ehrenfeld M, Sander FG and Schwenzer N (2011) Kieferorthopädie (Reihe, ZMK-Heilkunde) Thieme Verlag: Stuttgart.

- Farret MM (2016) Orthodontic retreatment using anchorage with miniplate to camouflage a Class III skeletal pattern. *Dental Press J Orthod* 21: 104-115.
- Gainsforth BL and Higley LB (1945) A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery* 31: 406-416.
- Garetto LP, Chen J, Parr JA and Roberts WE (1995) Remodeling dynamics of bone supporting rigidly fixed titanium implants: a histomorphometric comparison in four species including humans. *Implant Dent* 4: 235-243.
- Gracco A, Cirignaco A, Cozzani M, Boccaccio A, Pappalettere C and Vitale G (2009) Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *Eur J Orthod* 31: 12-20.
- Gracco A, Lombardo L, Cozzani M and Siciliani G (2008) Quantitative cone-beam computed tomography evaluation of palatal bone thickness for orthodontic miniscrew placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 134: 361-369.
- Harms V (2012) *Medizinische Statistik*, Harms Verlag: Lindhöft.
- Herman R and Cope J (2005) Temporary anchorage devices in orthodontics: Mini implants. *Semin Orthod*. 11: 32-39.
- Hong H, Ngan P, Han G, Qi LG and Wei SH (2005) Use of onplants as stable anchorage for facemask treatment: a case report. *Angle Orthod* 75: 453-460.
- Hörsting K and Joo B-H (2005) Verankerungsmöglichkeit mit Minischraubenimplantaten (A New Era Of Orthodontic Anchorage: Mini-Anchor-Screws (MAS)). in J.A. McNamara (ed.), *Implants, Microimplants, Onplants and Transplants: New Answers To Old Questions In Orthodontics*. (The University of Michigan: Ann Arbor).
- Hourfar J, Bister D, Lisson JA and Ludwig B (2017a) Incidence of pulp sensibility loss of anterior teeth after paramedian insertion of orthodontic mini-implants in the anterior maxilla. *Head Face Med* 13: 1.
- Hourfar J, Bister D, Lux CJ, Al-Tamimi B and Ludwig B (2017b) Anatomic landmarks and availability of bone for placement of orthodontic mini-implants for normal and short maxillary body lengths. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 151: 878-886.
- Jambi S, Thiruvengkatachari B, O'Brien KD and Walsh T (2013) Orthodontic treatment for distalising upper first molars in children and adolescents. *Cochrane Database Syst Rev* 10: CD008375.
- Jambi S, Walsh T, Sandler J, Benson PE, Skeggs RM and O'Brien KD (2014) Reinforcement of anchorage during orthodontic brace treatment with implants or other surgical methods. *Cochrane Database Syst Rev* 8: CD005098.

- Janssen KI, Raghoobar GM, Vissink A and Sandham A (2008) Skeletal anchorage in orthodontics--a review of various systems in animal and human studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 23: 75-88.
- Janssens F, Swennen G, Dujardin T, Glineur R and Malevez C (2002) Use of an onplant as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 122: 566-570.
- Jasoria G, Shamim W, Rathore S, Kalra A, Manchanda M and Jaggi N (2013) Miniscrew implants as temporary anchorage devices in orthodontics: a comprehensive review. *J Contemp Dent Pract* 14: 993-999.
- Kang S, Lee S-J, Ahn S-J, Heo M-S and Kim T-W (2007) Bone thickness of the palate for orthodontic mini-implant anchorage in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 131: S74-S81.
- Kanomi R (1997) Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 31: 763-767.
- Kim H-J, Yun H-S, Park H-D, Kim D-H and Park Y-C (2006) Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 130: 177-182.
- Kokich VG (1996) Managing complex orthodontic problems: the use of implants for anchorage. *Semin Orthod* 2: 153-160.
- Kruskal WH and Wallis WA (1952) Use of ranks in one-criterion variance analysis. *Journal of the American Statistical Association* 47: 583-621.
- Lee J, Miyazawa K, Tabuchi M, Kawaguchi M, Shibata M and Goto S (2013) Midpalatal miniscrews and high-pull headgear for anteroposterior and vertical anchorage control: cephalometric comparisons of treatment changes. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 144: 238-250.
- Lee J, Miyazawa K, Tabuchi M, Sato T, Kawaguchi M and Goto S (2014) Effectiveness of en-masse retraction using midpalatal miniscrews and a modified transpalatal arch: Treatment duration and dentoskeletal changes. *Korean J Orthod* 44: 88-95.
- Lee KJ, Park YC, Hwang CJ, Kim YJ, Choi TH, Yoo HM and Kyung SH (2011) Displacement pattern of the maxillary arch depending on miniscrew position in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 140: 224-232.
- Lee KJ, Park YC, Park JY and Hwang WS (2010) Miniscrew-assisted nonsurgical palatal expansion before orthognathic surgery for a patient with severe mandibular prognathism. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 137: 830-839.
- Leo M, Cerroni L, Pasquantonio G, Condo SG and Condo R (2016) Temporary anchorage devices (TADs) in orthodontics: review of the factors that influence the clinical success rate of the mini-implants. *Clin Ter* 167: e70-77.

- Leung MT-C, Lee TC-K, Rabie ABM and Wong RW-K (2008) Use of miniscrews and miniplates in orthodontics. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 66: 1461-1466.
- Londa G (2005) The anchorage quality of titanium microplates with short microscrews for orthodontic anchorage applications. *J Orofac Orthop* 66: 67-77.
- Ludwig B and Glasl B (2009) *Selbstligierende Brackets: Konzepte und Behandlung*, Georg Thieme Verlag: Stuttgart, Deutschland.
- Ludwig B, Glasl B, Bowman SJ, Wilmes B, Kinzinger G and Lisson JA (2011) Anatomical guidelines for miniscrew insertion: palatal sites. *J Clin Orthod* 45: 433.
- Ludwig B, Glasl B, Kinzinger G and Lisson J (2009a) Skelettales K-Pendulum - eine rein skelettal verankerte, compliance-unabhängige Apparatur zur Molarendistalisation im Oberkiefer. *Informationen aus Orthodontie & Kieferorthopädie* 41: 129-137.
- Ludwig B, Glasl B, Lietz T, Bumann A and Bowman S (2010) Techniques for attaching orthodontic wires to miniscrews. *J Clin Orthod* 44: 36-40.
- Ludwig B, Glasl B, Lietz T, Kinzinger G and Lisson J (2009b) Minischrauben zum temporären Ersatz aplastischer seitlicher Schneidezähne. *Kieferorthopädie* 23: 195-203.
- Luzi C, Verna C and Melsen B (2009) Immediate loading of orthodontic mini-implants: a histomorphometric evaluation of tissue reaction. *Eur J Orthod* 31: 21-29.
- Maino BG, Bednar J, Pagin P and Mura P (2003) The spider screw for skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 37: 90-97.
- Maino BG, Maino G and Mura P (2005) Spider Screw: skeletal anchorage system. *Prog Orthod* 6: 70-81.
- McGuire MK, Scheyer ET and Gallerano RL (2006) Temporary anchorage devices for tooth movement: a review and case reports. *J Periodontol* 77: 1613-1624.
- Melsen B (2005) Mini-implants: where are we? *Journal of Clinical Orthodontics* 39: 539.
- Melsen B, Petersen JK and Costa A (1998) Zygoma ligatures: an alternative form of maxillary anchorage. *J Clin Orthod* 32: 154-158.
- Metzner R, Schwestka-Polly R, Helms HJ and Wiechmann D (2015) Comparison of anchorage reinforcement with temporary anchorage devices or a Herbst appliance during lingual orthodontic protraction of mandibular molars without maxillary counterbalance extraction. *Head Face Med* 11: 22.
- Motoyoshi M (2011) Clinical indices for orthodontic mini-implants. *J Oral Sci* 53: 407-412.

- Motoyoshi M, Yano S, Tsuruoka T and Shimizu N (2005) Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini - implant. *Clinical oral implants research* 16: 480-485.
- Motulsky H (2013) *Intuitive biostatistics: a nonmathematical guide to statistical thinking*, Oxford University Press: Oxford.
- Nanda R and Upadhyay M (2013) Skeletal and dental considerations in orthodontic treatment mechanics: a contemporary view. *Eur J Orthod* 35: 634-643.
- Nosouhian S, Rismanchian M, Sabzian R, Shadmehr E, Badrian H and Davoudi A (2015) A Mini-review on the Effect of Mini-implants on Contemporary Orthodontic Science. *J Int Oral Health* 7: 83-87.
- Otoni JM, Oliveira ZF, Mansini R and Cabral AM (2005) Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20: 769-776.
- Papadopoulos MA (2008) Orthodontic treatment of Class II malocclusion with miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 134: 604 e601-604 e616.
- Papadopoulos MA (2010) The “Advanced Molar Distalization Appliance”: A Novel Approach to Correct Class II Malocclusion. *Recent Pat Biomed Eng* 3: 6-15.
- Papadopoulos MA, Papageorgiou SN and Zogakis IP (2011) Clinical effectiveness of orthodontic miniscrew implants: a meta-analysis. *J Dent Res* 90: 969-976.
- Papageorgiou SN, Golz L, Jager A, Eliades T and Bourauel C (2016) Lingual vs. labial fixed orthodontic appliances: systematic review and meta-analysis of treatment effects. *Eur J Oral Sci* 124: 105-118.
- Papageorgiou SN, Zogakis IP and Papadopoulos MA (2012) Failure rates and associated risk factors of orthodontic miniscrew implants: a meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 142: 577-595 e577.
- Park YC, Lee SY, Kim DH and Jee SH (2003) Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123: 690-694.
- Prabhu J and Cousley RR (2006) Current products and practice: bone anchorage devices in orthodontics. *J Orthod* 33: 288-307.
- Promedia-Medizintechnik. 2015. 'Ortholox Druckknopfprinzip'. <http://www.orthodontie-shop.de/OrthoLox-Druckknopfprinzip/> (abgerufen am 21.05.2015).
- Raabe N. 2013. Wurzelverletzungen durch orthodontische Mini-Implantate. Ein Vergleich zwischen Positionierung auf einem Modell und klinischer Situation. Eine Pilotstudie. Dissertation, Medizinische Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin.
- Rabinowicz E (1995) *Friction and wear of materials*, John Wiley & Sons: New York.

- Reimann S, Ayubi M, McDonald F and Bourauel C (2016) Experimental investigation of the fracture torque of orthodontic anchorage screws. *J Orofac Orthop* 77: 272-280.
- Reynders MR, Ronchi L, Ladu L, Di Girolamo N, de Lange J, Roberts N and Mickan S (2016) Barriers and facilitators to the implementation of orthodontic mini-implants in clinical practice: a protocol for a systematic review and meta-analysis. *Syst Rev* 5: 22.
- Reynders MR, Ronchi L, Ladu L, van Etten-Jamaludin F and Bipat S (2012) Insertion torque and success of orthodontic mini-implants: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 142: 596-614 e595.
- Reynders R, Ronchi L and Bipat S (2009) Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 135: 564 e561-519; discussion 564-565.
- Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ and Gongloff RK (1989) Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod* 59: 247-256.
- Roberts WE, Marshall KJ and Mozsary PG (1990) Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod* 60: 135-152.
- Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG and Smith RS (1984) Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod* 86: 95-111.
- Samuels RH and Jones ML (1994) Orthodontic facebow injuries and safety equipment. *Eur J Orthod* 16: 385-394.
- Samuels RH, Willner F, Knox J and Jones ML (1996) A national survey of orthodontic facebow injuries in the UK and Eire. *Br J Orthod* 23: 11-20.
- Schatzle M, Mannchen R, Zwahlen M and Lang NP (2009) Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 20: 1351-1359.
- Schätzle M, Männchen R, Zwahlen M and Lang NP (2009) Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: a systematic review. *Clinical oral implants research* 20: 1351-1359.
- Schopf P (2000) *Curriculum Kieferorthopädie*, Quintessenz: Berlin.
- Singh K, Kumar D, Jaiswal RK and Bansal A (2010) Temporary anchorage devices - Mini-implants. *Natl J Maxillofac Surg* 1: 30-34.
- Smalley WM (1995) Implants for tooth movement: determining implant location and orientation. *J Esthet Dent* 7: 62-72.

- Smalley WM and Blanco A (1995) Implants for tooth movement: a fabrication and placement technique for provisional restorations. *J Esthet Dent* 7: 150-154.
- Sugawara J, Daimaruya T, Umemori M, Nagasaka H, Takahashi I, Kawamura H and Mitani H (2004) Distal movement of mandibular molars in adult patients with the skeletal anchorage system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 125: 130-138.
- Sverzut CE, Trivellato AE, Sverzut AT, Araujo RT and Jacob ES (2015) Distal Movement of Lower Molars with Miniplate Anchorage. *J Clin Orthod* 49: 654-658.
- Tsui WK, Chua HD and Cheung LK (2012) Bone anchor systems for orthodontic application: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg* 41: 1427-1438.
- Valentino J, Levy FE and Marentette LJ (1994) Intraoral monocortical miniplating of mandible fractures. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 120: 605-612.
- Ware JH, Mosteller F, Delgado F, Donnelly C and Ingelfinger JA (2009) p-Values. in J. C. Bailar D. C. Hoaglin (eds.), *Medical Uses of Statistics* (John Wiley & Sons: Hoboken, NJ).
- Wehrbein H, Feifel H and Diedrich P (1999) Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: A prospective study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 116: 678-686.
- Wehrbein H, Glatzmaier J, Mundwiler U and Diedrich P (1996a) The Orthosystem--a new implant system for orthodontic anchorage in the palate. *J Orofac Orthop* 57: 142-153.
- Wehrbein H, Glatzmaier J, Mundwiler U and Diedrich P (1996b) The Orthosystem--a new implant system for orthodontic anchorage in the palate. *Journal orofac orthop* 57: 142-153.
- Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P and Glatzmaier J (1996c) The use of palatal implants for orthodontic anchorage. Design and clinical application of the orthosystem. *Clin Oral Implants Res* 7: 410-416.
- Wiechmann D, Grauer D and Swift EJ, Jr. (2014) Current status of skeletal anchorage dental applications in orthodontics, part II. *J Esthet Restor Dent* 26: 79-87.
- Wiechmann D, Klang E, Helms HJ and Knosel M (2015) Lingual appliances reduce the incidence of white spot lesions during orthodontic multibracket treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 148: 414-422.
- Wiechmann D, Meyer U and Büchter A (2007) Success rate of mini - and micro - implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clinical oral implants research* 18: 263-267.

- Williams JK and Cook PA (2000) Festsitzende kieferorthopädische Apparaturen: Grundlagen und klinische Anwendung, Thieme Verlag: Stuttgart.
- Wilmes B and Drescher D (2008a) Mini-Implantate in der Kieferorthopädie: Das Benefit-System. Zahnmedizin update 2: 575.
- Wilmes B and Drescher D (2008b) A miniscrew system with interchangeable abutments. J Clin Orthod 42: 574-580; quiz 595.
- Wilmes B, Drescher D and Nienkemper M (2009) A miniplate system for improved stability of skeletal anchorage. J Clin Orthod 43: 494-501.
- Wilmes B, Ottenstreuer S, Su Y-Y and Drescher D (2008) Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. J Orofac Orthop 69: 42-50.
- Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G and Drescher D (2006) Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. J Orofac Orthop 67: 162-174.
- Wolf HF and Wichelhaus A (2012) Kieferorthopädie - Therapie, Bd. 1: Grundlegende Behandlungskonzepte (Farbatlanten der Zahnmedizin), Thieme: Stuttgart.
- Wüstefeld S. 2010. Einfluss des Implantat-Designs auf die Primärstabilität orthodontischer Mini-Implantate. Dissertation, Universität Düsseldorf.
- Zahnärztliche Mitteilungen online ZM. 2016. 'Dentaurum: Relaunch des tomas-Systems', Accessed 12.03.2018. <https://www.zm-online.de/markt/news/detail/dentaurum-relaunch-des-tomas-systems/>.
- Ziebura T and Flieger S (2012) Lückenschluss mit Miniimplantaten im lateralen Hartgaumen. ZWP Online.
- Ziebura T, Flieger S and Wiechmann D (2012) Mini-implants in the palatal slope—a retrospective analysis of implant survival and tissue reaction. Head & face medicine 8: 32.

7 Erklärung zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde in der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität Tübingen unter Betreuung von Prof. Dr. Dr. Gernot R. Göz durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte durch Oberarzt Dr. Till E. Bechtold.

Die Versuche wurden nach Einarbeitung durch Dr. Thomas Lietz von mir eigenständig durchgeführt.

Die statistische Auswertung erfolgte nach Anleitung durch Dipl.-Math- Ulrike von Hehn durch mich.

Ich versichere, das Manuskript selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Tübingen, den 29.11.2017

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich insbesondere bei Herrn Prof. Dr. Dr. G. R. Göz für die Überlassung des Themas, die herausragende Betreuung und die Abfassung des ersten Gutachtens bedanken.

Für das stets offene Ohr für Fragen jeder Art, sowie für die äußerst engagierte Betreuung und Hilfsbereitschaft möchte ich mich besonders bei Oberarzt Dr. T. E. Bechtold bedanken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. T. Lietz für den Zugang zu der Thematik, die herzliche Betreuung der experimentellen Arbeit und für die Bereitstellung der untersuchten Materialien.

Für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung möchte ich Frau Dipl.-Math U. von Hehn vielmals danken.

Für den Rückhalt, die Ermutigung und stetige Unterstützung möchte ich mich insbesondere bei Dr. Susanne Barking bedanken.

Meinen zahlreichen Freunden, die mir stets zur Seite standen, gilt mein persönlicher Dank.

Mein größter Dank gilt meinen Eltern, die mir das Studium der Zahnheilkunde ermöglicht haben und mir immer liebevoll unterstützend zur Seite stehen.

