

Aus der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin
Abteilung für Zahnerhaltung und Präventivzahnmedizin

DISSERTATION

Untersuchungen zum manuellen Drehmoment an
Wurzelkanalinstrumenten

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Zahnarzt Christof Gorski

aus Neuss

Datum der Promotion: 09.09.2016

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis.....	V
Tabellenverzeichnis.....	VI
Abstrakt.....	VII
Ziel der Untersuchung.....	VII
Material und Methode	VII
Ergebnisse.....	VII
Zusammenfassung	VIII
Abstract.....	IX
Introduction.....	IX
Materials and Methods.....	IX
Results	IX
Conclusion.....	X
1. Einleitung.....	1
1.1. Ziele der Wurzelkanalbehandlung	1
1.2. Instrumente für die Wurzelkanalaufbereitung	1
1.3. Das Drehmoment bei der Wurzelkanalaufbereitung	3
1.4. Instrumentenfrakturen	4
1.5. Vermittlung von Aufbereitungstechniken in der Lehre.....	5
2. Methodik	6
2.1. Vorbereitung für Messungen in der studentischen Ausbildung	6
2.1.1. Sensor	6
2.1.2. Sensor-Apparatur	7
2.1.3. Artificielle Wurzelkanäle.....	8
2.1.4. Instrumente.....	8
2.1.5. Versuchsanordnung.....	8
2.1.6. Messung des Drehmoments	9
2.1.7. Festlegung eines maximalen Drehmoments für die Aufbereitung	9
2.2. Entwicklung eines Moduls in der Lehre	10
2.2.1. Experimental Design.....	10
2.2.2. Instruktionen für die Studierenden	12
2.2.3. Praktischer Ablauf.....	14

2.3.	Erfassung des Drehmoments	14
2.3.1.	Direktes Feedback.....	14
2.3.2.	Auswertung der Kurven	17
2.4.	Auswertung der Instrumente	17
2.4.1.	Fotoschablone	17
2.4.2.	Versuchsaufbau.....	18
2.4.3.	Digitalisierung und Vermessung	19
2.4.4.	Auswertung.....	19
2.5.	Auswertung artifizierter Wurzelkanäle	24
2.5.1.	Fotoschablone	24
2.5.2.	Versuchsaufbau.....	24
2.5.3.	Digitalisierung und Vermessung	25
2.5.4.	Auswertung.....	26
2.6.	Statistik SPSS.....	30
3.	Ergebnisse	31
3.1.	Drehmoment und Trainingsergebnisse.....	31
3.1.1.	Phantomkurs	31
3.1.2.	Klinischer Kurs.....	32
3.1.3.	Vergleich beider Gruppen	33
3.2.	Analyse der verwendeten Instrumente	39
3.2.1.	Ergebnisse.....	39
3.2.2.	Vergleich beider Gruppen	40
3.2.3.	Korrelationen	41
3.3.	Ergebnisse der Aufbereitung	42
3.3.1.	Ergebnisse.....	42
3.3.2.	Vergleich der Gruppen.....	44
3.3.3.	Korrelationen	45
4.	Diskussion	46
4.1.	Methodik	46
4.1.1.	Experimental Design.....	46
4.1.2.	Auswertung.....	46
4.1.3.	Limitationen der Studie	47
4.2.	Ergebnisse	48

4.2.1. Drehmoment und Trainingsergebnisse	48
4.2.2. Analyse der verwendeten Instrumente.....	50
4.2.3. Ergebnisse der Aufbereitung	51
4.3. Konsequenzen für den klinischen Alltag.....	54
4.4. Rückschlüsse für die Lehre	55
Eidesstattliche Versicherung	57
Lebenslauf.....	58
Vortrag	60
Publikationsliste.....	60
Danksagung	60
Anhang.....	61
Auswertung der Aufbereitung.....	61
Literaturverzeichnis	65

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Wurzelkanalinstrument aus DIN EN ISO 3630-1 [1].....	2
Abbildung 2: Prüfvorrichtung aus DIN EN ISO 3630-1 [7].....	3
Abbildung 3: Drehmoment-Messtechnik aus dem n-generic Firmen katalog[37].....	6
Abbildung 4: Foto von Sensor, Probe, Gehäuse und Notebook mitlaufender Messsoftware.....	7
Abbildung 5: Überlagertes Bild der Probe von Proband 53.....	8
Abbildung 6: Experimental Design, eigene Darstellung.....	12
Abbildung 7: T1/T3 im Vergleich, Proband 26, Auszug aus den Primärdaten.....	16
Abbildung 8 und Abbildung 9: Instrumente von Proband 64 im Vergleich.....	18
Abbildung 10: Feile ISO 15, oben Originalbild und Originalgrafik ohne Skalierung, darunter skalierte Vermessung, eingefärbtes und überlagertes Bild der Feile mit der Vermessung.....	19
Abbildung 11: Berechnung der Koordinaten, erster Teil.....	20
Abbildung 12: Berechnung der Koordinaten, zweiter Teil.....	21
Abbildung 13: Berechnung der Winkel und grafische Darstellung von Standarddrallwinkel, gemessenen Drallwinkel und Abständen exemplarisch an Proband 58.....	23
Abbildung 14: Fotoschablone mit eingespannter Probe von Proband 65.....	24
Abbildung 15: oben artifizieller Wurzelkanal, darunter aufbereiteter Kanal, abschließend das überlagerte Bild von Proband 65.....	25
Abbildung 16: Digitalisierung der überlagerten Bilder von Proband 51.....	26
Abbildung 17: PDF-Datei, Ergebnis von Proband 14.....	27
Abbildung 18: Ergebnis aus T-Test, Aufbereitungszeit bei beiden Gruppen.....	33
Abbildung 19: Ergebnis aus T-Test, Drehmomentspitzen bei beiden Gruppen.....	34
Abbildung 20: Ergebnis aus T-Test, Gesamtimpuls bei beiden Gruppen.....	35
Abbildung 21: Ergebnis aus T-Test; durchschnittlich aufgebrachtes Drehmoment bei beiden Gruppen.....	36
Abbildung 22: Ergebnis aus T-Test, Anzahl der Drehmomentspitzen bei beiden Gruppen.....	37
Abbildung 23: Ergebnis aus Welch-Test, Anzahl der Linksdrehungen bei beiden Gruppen.....	38
Abbildung 24: Ergebnis aus T-Test, Instrumentenverdrehung [°] bei beiden Gruppen.....	40
Abbildung 25: Ergebnis aus T-Test, Abstand zum Apex an der Außenkurvatur.....	44
Abbildung 26: Ergebnis aus T-Test, Abtrag [mm ²] an der Außenkurvatur.....	45
Abbildung 27: Drehmoment in [mNm] auf der y-Achse, erstellt aus Werten der DIN ISO 3630.....	49
Abbildung 28: Auswertung der Aufbereitung von Proband 1 bis 18, aus Anhang 2.....	53

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Torsionsfestigkeit (Drehmoment) aus DIN EN ISO 3630-5, [8].....	3
Tabelle 2: aus Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin [39], Ove A. Peters, Messungen von Drehmomenten bei endodontischen Instrumenten in der Literatur.....	10
Tabelle 3: Ergebnis der deskriptiven Statistik, Drehmomentauswertung der ersten Gruppe	31
Tabelle 4: Ergebnis der deskriptiven Statistik, Drehmomentauswertung der zweiten Gruppe	32
Tabelle 5: Ergebnis der deskriptiven Statistik, Aufbereitung bei beiden Gruppen	43
Tabelle 6: Ergebnis der deskriptiven Statistik, Aufbereitung bei beiden Gruppen	43

Abstrakt

Ziel der Untersuchung

Wurzelkanalinstrumente sind nach Gebrauch häufig deformiert oder brechen sogar. Bisher gibt es keine systematischen Untersuchungen über die auftretenden Kräfte bei der Anwendung von Handinstrumenten für die manuelle Wurzelkanalaufbereitung. Ziel dieser Studie war zum einen die Untersuchung des Drehmoments bei der Anwendung von Handinstrumenten sowie des Effekts eines zusätzlichen Trainings mit Feedback über das Drehmoment in der zahnmedizinischen Ausbildung. Des Weiteren wurden die verwendeten Instrumente auf Verformungen hin überprüft und die Aufbereitungsergebnisse nach dem Training mit Hilfe einer neu entwickelten Methode ausgewertet.

Material und Methode

Mithilfe eines Torque-Sensors wurde das aufgebrachte Drehmoment gemessen. Dazu wurden artifizielle Wurzelkanäle auf einen Drehmomentsensor montiert, dessen Messergebnis an einem Notebook dargestellt wurde. Eine Gruppe von Studierenden (n=50), die am Beginn ihrer praktischen endodontischen Ausbildung stand, wurde in 2 Gruppen unterteilt. Gruppe 1 (n=25) erhielt zunächst die reguläre Ausbildung gemäß des Curriculums der Charité, während Gruppe 2 (n=25) vorab eine Instruktion („Drehmoment-Training“) erfuhr. Die Untersuchung bestand aus drei Messungen, wobei zunächst eine Blind-Messung erfolgte (T1) und dann ein Training mit strukturiertem Feedback stattfand, in welchem das Drehmoment in Echtzeit verfolgt wurde (T2). Zur Kontrolle des Lernerfolgs wurde eine weitere Blind-Messung aufgezeichnet (T3). Gruppe 1 erhielt im Anschluss das „Drehmoment-Training“. Ausgewertet wurden die benötigte Zeit, das Drehmoment, der Gesamtimpuls, die Drehmoment-Spitzen, Verformung der Instrumente und das Aufbereitungsergebnis nach Abschluss des Trainings.

Für die Auswertung der Instrumente und der artifiziellen Wurzelkanäle wurden die Proben standardisiert fotografiert und digital vermessen.

Ergebnisse

Zwischen den Zeitpunkten T1 und T3 wurde in beiden Gruppen eine markante Steigerung der Effektivität (Gesamtimpuls/ Anzahl der Drehmoment-Spitzen) sowie eine deutliche

Verringerung der Aufbereitungszeit beobachtet ($p \leq 0,001$; t-Test; T1: 46,39 peaks, 13637,59 mNm, 159,57 s T2: 62,98 peaks, 8901,04 mNm, 90,91 s). Alle Instrumente waren nach dem Gebrauch deformiert. Auffälligkeiten bei den Aufbereitungsergebnissen anhand der Wurzelkanäle wurden ebenfalls beobachtet. Darüberhinaus konnten Korrelationen zwischen den einzelnen Faktoren nachgewiesen werden.

Zusammenfassung

Eine intensive Instruktion zur Handhabung von Wurzelkanalinstrumenten im Sinne eines Drehmoment-Trainings führt zu geringeren Drehmomenten bei der Wurzelkanalaufbereitung und könnte somit dazu beitragen, Instrumentenfrakturen zu vermeiden. Instrumente zur manuellen Wurzelkanalaufbereitung sind bereits nach dem Erstgebrauch deformiert, eine einmalige Anwendung scheint daher sinnvoll zu sein und könnte ebenfalls Instrumentenfrakturen vorbeugen.

Abstract

Introduction

Used root canal instruments are often deformed; they can fracture, persist and reinfect teeth. There are no evident studies consulting torque and manual preparation of root canals. Thus, the purpose of this study is the evaluation of torque within manual preparation in connection with its impact on file deformation. With the aid of torque measurement a change in dental education could potentially be achieved.

Materials and Methods

A group of undergraduate dental students (n=50) was divided into two separate groups. Members of group 1 (n=25) were tested previous to their basic endodontic education (4 months of education at Charité) while students of group 2 (n=25) were tested afterwards. Three measurements (T1-T3) were taken for this study. At T1 (blind measurement) subjects prepared their root canals. After preparation, a supervising instructor explained the recorded graph (torque/time) focusing on torque, technique, time, frequency and further noticed problems. For T2 the artificial root canal was changed and subjects were allowed to observe the torque/time graph while reaming, trying to perform a torque between 2 and 6 mNm. During T3 the subjects' individual resin blocks were mounted to the sensor once again. Subsequently, the subjects were told to prepare the root canals with an ISO 20 file taking the previous torque training into account. Then, deformation of instruments and preparation of the subjects' resin blocks were analyzed individually.

Results

Significant differences between T1 and T3 were found in both groups considering an increase of efficiency and less duration of preparation. All used instruments were deformed. After T3 members of group 2 extensively deformed their instruments $218,43^{\circ}$ [$103,42^{\circ}$] (mean deformation [SD]; $p = 0,015$; t-test) whereas deformation by group 1 students at T1 $98,4^{\circ}$ [$71,151^{\circ}$] was highly remarkable compared to T3 $202,23^{\circ}$ [$112,06^{\circ}$] ($p < 0,001$; t-test). No instruments were fractured. Group 1 had a significant lower ($p = 0,029$; t-test) distance

to the apex than group 2 (0,3 mm/ 0,69 mm). In addition, group 1 prepared the external curvature better ($p = 0,022$; t-test) than group 2 (6,51 mm² / 5,59 mm²).

Conclusion

A systematic training with a torque sensor increases the efficiency of root canal preparation by dental students. Moreover, all instruments were deformed during the measurements; therefore, one-time usage of files should decrease the risk of fracture. Further, we recommend rotary instruments for dentists who are young in their job performing a root canal treatment [2, 3].

1. Einleitung

1.1. Ziele der Wurzelkanalbehandlung

Die Wurzelkanalbehandlung ist ein fundamentales Teilgebiet der konservierenden Zahnheilkunde. Hierbei handelt sich um eine Therapiemaßnahme für den Erhalt von Zähnen, bei denen die Pulpa irreversibel geschädigt worden ist [4]. Die häufigste Ursache für eine Wurzelkanalbehandlung ist Karies, wobei auch traumatische oder parodontale Ursachen auftreten können. Im Rahmen der chemo-mechanischen Wurzelkanalaufbereitung wird bakteriell infiziertes Gewebe durch das Abtragen von Dentin und der Anwendung von Spüllösungen entfernt [5]. Im Anschluss an die Aufbereitung wird das Wurzelkanalsystem gefüllt, um ein erneutes Eindringen von Bakterien zu verhindern [4]. In der Literaturdatenbank PubMed finden sich über 18.000 Publikationen zum Thema "Wurzelkanalaufbereitung". Dieser intensive Forschungsfokus unterstreicht, wie wichtig und vielfältig die Forschung in diesem Fachgebiet ist. Im Jahr 2006 wurden laut der aktuellen Deutschen Mundgesundheitsstudie sieben Millionen Wurzelkanalfüllungen und dementsprechend mindestens genauso viele Aufbereitungen in Deutschland vollführt [6]. Die Überlebensraten von wurzelkanalbehandelten Zähnen liegen laut Meta-Analysen bei rund 87% für acht bis zehn Jahre [7], wodurch hervorgehoben wird, dass durch eine suffiziente Wurzelkanalbehandlung Zähne lange erhalten werden können.

1.2. Instrumente für die Wurzelkanalaufbereitung

Für die Wurzelkanalaufbereitung steht eine Vielzahl von Instrumenten zur Verfügung. Unterschieden wird zunächst zwischen Instrumenten für die maschinelle und die manuelle Aufbereitung. Heutzutage benutzen immer mehr Zahnärztinnen und Zahnärzte die maschinelle Aufbereitung, allerdings werden nach wie vor Handinstrumente zur Sondierung, Aufbereitung sehr stark gekrümmter Kanäle und die Schaffung eines Gleitpfades genutzt [8, 9]. Diese umfassen so genannte Reamer, K-Feilen und Hedström-Feilen, welche sich in ihrem Querschnitt und somit ihren Abtragseigenschaften unterscheiden. Die untere Abbildung (Abbildung 1) aus der DIN EN ISO 3630-1 [1] soll den grundlegenden Aufbau und die Bezugspunkte eines genormten Instrumentes erläutern:

DIN EN ISO 3630-1:2008-04
EN ISO 3630-1:2008 (D)

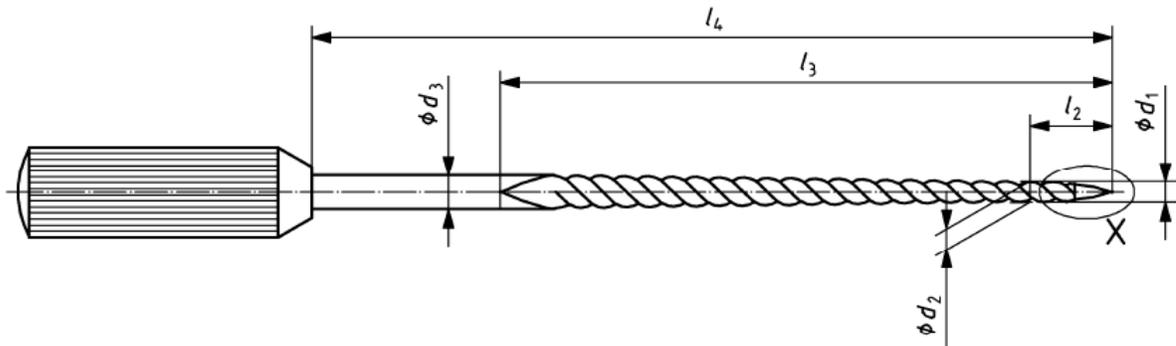


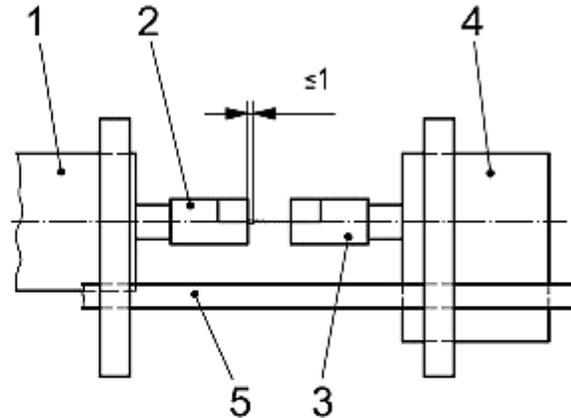
Abbildung 1: Wurzelkanalinstrument aus DIN EN ISO 3630-1 [1]

Konizität von 2%. Der Durchmesser "d1" beträgt bei einer ISO-Größe von 6 (Farbcodierung rosa) 0,06 mm und endet mit der höchsten ISO-Größe 140 (entspricht "d1" = 1,4 mm). Das Deutsche Institut für Normung schreibt vor, welche Kräfte ein Instrument mindestens aushalten muss [DIN EN ISO 3630-5, 10], ehe es zu irreversiblen Verformungen kommt. Diese Werte sind in *Tabelle 1* dargestellt.

Dabei werden die Instrumente in eine Prüfvorrichtung gespannt und untersucht (Abbildung 2; Prüfvorrichtung). Es wird ein Messgerät mit einer Fehlergrenze von $\pm 0,002$ mm, wie ein optischer Komparator, Profilprojektor, Messmikroskop, eine Messuhr oder ein anderes geeignetes Gerät benötigt [1]. Der Handgriff wird am Schaft abgetrennt und bis auf 1 mm in das Spannfutter des Motors befestigt. 3 mm der Instrumentenspitze werden ebenfalls mit Hilfe von Messingspannbacken befestigt. Welche Gefahren eine Überbeanspruchung für den Behandlungserfolg birgt, soll im weiteren Verlauf der Einleitung besprochen werden.

Instrument	Torsionsfestigkeit (Drehmoment) mN·m, min.		
	K-Feile	H-Feile	K-Bohrer
6	0,34	0,34	0,34
8	0,50	0,50	0,50
10	0,60	0,60	0,60
15	0,80	0,80	0,80
20	1,76	1,18	1,18
25	2,94	1,96	1,96
30	4,42	3,43	3,43
35	6,36	4,91	4,91
40	9,81	6,37	6,87
45	11,78	8,82	9,32
50	16,68	11,78	11,78

Tabelle 1: Torsionsfestigkeit (Drehmoment) aus DIN EN ISO 3630-5, [8]



Legende

- 1 Motor für beide Drehrichtungen
- 2 Spannfutter mit Spanbacken aus gehärtetem Stahl
- 3 Spannfutter mit Spanbacken aus weichem Messing
- 4 Drehmomentmessgerät
- 5 kugelgeführter Linearschlitten

Abbildung 2: Prüfvorrichtung aus DIN EN ISO 3630-1 [7]

1.3. Das Drehmoment bei der Wurzelkanalaufbereitung

Das Drehmoment bei der Wurzelkanalaufbereitung ist schon seit über einem halben Jahrhundert Gegenstand der Forschung, die Prüfvorrichtung von Oliet et al. aus dem Jahre 1965 weist große Parallelen zur Prüfvorrichtung aus der DIN EN ISO 3630-1[11] auf. In den

50er Jahren wurden Torsionsfestigkeit, Biegesteifigkeit und Verdrehwinkel untersucht, jedoch immer unter Verwendung eines Motors [12].

Beim Drehmoment handelt es sich um eine physikalische Größe, welche die SI-Einheit Newtonmeter "N x m" besitzt. Diese Größe besteht aus einer Kraft, die rechtwinklig auf einen Hebelarm wirkt. Hierbei entsteht das Drehmoment aus dem Produkt der Länge des Hebelarms und der eben genannten einwirkenden Kraft [13]. Bei der Wurzelkanalaufbereitung mit Handfeilen nimmt die Kombination von geradlinigen und drehenden Bewegungen bei den meisten Aufbereitungstechniken eine wichtige Rolle ein [14, 15]. Dabei werden auch Wurzelkanäle auf Torsion beansprucht [16]. Im nächsten Unterkapitel "Vermittlung von Aufbereitungstechniken in der Lehre" wird auf die einzelnen Techniken näher eingegangen. Insbesondere bei der Drehbewegung wird das Instrument stark beansprucht, während es bei geradlinigen Feilenbewegungen sehr selten zur Stauchung oder Knicken des Arbeitsteils kommt. Bei der Drehbewegung dagegen sieht es problematischer aus [17]. Anhand der Studien zur maschinellen Aufbereitung wird die Problematik der Drehbewegung und der dadurch verursachten Instrumentenfrakturen deutlich. In der ersten Studie von Pruett et al. provozierte der Autor Ermüdungsbrüche durch andauernde Drehbewegung der untersuchten Instrumente in diversen Metallröhrchen. Diese sollten äquivalent zu den unterschiedlichen Krümmungsgraden der Wurzelkanäle in vivo sein [18]. Die zweite Studie von Y. L. Turpin et al. untersucht mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode die Kräfte an Wurzelkanalinstrumenten in Abhängigkeit von deren Design [19]. Hieraus wurde deutlich, dass die auftretenden Drehmomente bei der Wurzelkanalaufbereitung einen direkten Einfluss auf die anschließende Beschaffenheit der Instrumente haben. Das bei der Drehbewegung entstehende Drehmoment führt zu Spannungsspitzen und Verbiegungen im Instrument [20]. Deshalb wurde in der DIN-Verordnung 3610 [1, 10, 21, 22] festgelegt, dass Instrumente ein definiertes Drehmoment aushalten müssen, um zugelassen zu werden.

1.4. Instrumentenfrakturen

Die Problematik der Instrumentenfrakturen ist seit 1969 bekannt und die negativen Auswirkungen einer solchen Fraktur wurden schon damals erörtert. Hierbei wurde herausgefunden, dass Zähne mit einem frakturiertem Instrument und apikaler Aufhellung

zum Zeitpunkt des Eingriffs eine um bis zu 38,2% schlechtere absolute Überlebensrate über 5 Jahre besitzen [23].

Auch 40 Jahre später ist diese Problematik immer noch gegenwärtig, da mit dem manuellen oder maschinellen Instrumenten infiziertes Gewebe heute wie damals abgetragen wird [24, 25]. Bricht ein Instrument, dann erhöht sich das Risiko eines negativen Outcomes durch das Zurücklassen von Keimen und/oder nekrotischem Gewebe [26]. Sowohl ältere als auch aktuellere Studien beschäftigen sich mit der Problematik von Ermüdungsbrüchen [27-32]. Erfahrungsgemäß stellt jeder Zahnarzt fest, dass Wurzelkanalinstrumente nach Gebrauch häufig deformiert sind oder sogar brechen. Untersuchungen ergaben, dass es bei der manuellen Aufbereitung durch Anfänger seltener zu Ermüdungsbrüchen kommt als bei der maschinellen Aufbereitung [3]. Bisher gibt es keine systematischen Untersuchungen über die auftretenden Kräfte bei der Anwendung von Handinstrumenten bei der manuellen Wurzelkanalaufbereitung. Daher beschäftigt sich diese Arbeit mit dem Drehmoment bei der Anwendung von Handinstrumenten sowie mit dem Effekt eines zusätzlichen Trainings mit Feedback über das Drehmoment in der zahnärztlichen Ausbildung [2].

1.5. Vermittlung von Aufbereitungstechniken in der Lehre

Es gibt diverse Aufbereitungstechniken für manuelles und maschinelles Aufbereiten. In diesem Kapitel wird der Fokus auf die manuellen Techniken gelegt.

Bei der Darlegung manueller Aufbereitungstechniken werden in der Literatur häufig folgende Arbeitsweisen beschrieben: „crown-down technique“ bzw. koronal-apikale Methode, „step-back technique“, „reaming motion“, „watch winding“, apikal-koronale Methode, „circumferential filing“, „technique from Wildey & Senia“, „balanced force technique“, „double flared technique“ sowie diverse Kombinationen verschiedener Techniken [4, 33, 34]. Hierbei ist ein Vorteil der koronal-apikalen Methode die Reduzierung der Gefahr der Keimverschleppung aus den koronalen Anteilen des Wurzelkanals in die apikalen Anteile. Nichtsdestotrotz sind selbst bei weit verbreiteten Techniken wie der „step-back technique“ und „crown-down technique“ keine signifikanten Unterschiede in deren Effizienz zu erkennen [34]. Vergleichbar sind auch die Ergebnisse von der Studie von M.-K.Wu, L.W. M. van der Sluis & P. R.Wesselink, diese zeigen keine signifikanten Unterschiede beim Abtrag von Dentin bei den Techniken „circumferential filing“ und „balanced force“ [35]. Die folgende Studie soll zeigen, dass es zu signifikanten Verbesserungen führen kann, Studenten die

Aufbereitung im Rahmen der Lehre zu vermitteln [36]. Bei ebendieser wurde den Studenten eine engmaschig abgestimmte Methode (8-step method) gelehrt, welche im Vergleich zur konventionellen Technik signifikant weniger Fehler nach sich zog. Daraus wurde deutlich, dass eine gut vermittelte Methodik in der Lehre zu weniger Behandlungsfehlern führen kann. Hieraus entstand die Idee der Entwicklung eines freiwilligen Moduls in der Lehre.

2. Methodik

2.1. Vorbereitung für Messungen in der studentischen Ausbildung

2.1.1. Sensor

Bei dem Torque Sensor (Abbildung 3) handelte es sich um das Modell ng-TTR20-ci (Artikelnummer: 01-01-00003-01, Messbereich: +/- 20 [cNm], Schnittstelle: intelligent) der Firma n-gineric GmbH (Villingen-Schwenningen, Deutschland) [37]. Die erfassten Daten wurden mit Hilfe der Mess-Software n-quirer TT (Artikelnummer: 01-01-00012-01, Firma n-gineric) ausgelesen und in Excel (Microsoft Corp., Redmond, USA) exportiert. Der Sensor musste mit einem Notebook verbunden werden, auf dem die oben genannte Mess-Software installiert war.



Abbildung 3: Drehmoment-Messtechnik aus dem n-gineric Firmenkatalog[37]

2.1.2. Sensor-Apparatur

Für das Sensor-Housing wurde ein individuell hergestelltes Aluminiumgehäuse verwendet. Der Sensor wurde an der Rückwand befestigt und mit Hilfe von zwei horizontalen Aluminiumblöcken von zwei Seiten stabilisiert. In Abbildung 4 ist eine Öffnung für die Proben zu erkennen, diese muss eng anliegen, um die Proben vor physischen Eingriffen zu schützen. Ohne diese kleine Öffnung würde es zu Verfälschungen der Messergebnisse kommen, sobald ein Proband versehentlich die Probe von der Seite berührt. Die Proben wurden mit zwei Schrauben am Sensor befestigt.

Für die Befestigung und das Datenkabel wurden drei weitere Löcher benötigt, wie anhand der Fotografie (Abbildung 4) zu erkennen ist. Damit es möglich wart, die Arbeitsabläufe zu beobachten und die Proben auswechseln, wurde die Vorderseite des Gehäuses aus Plexiglas gebaut.

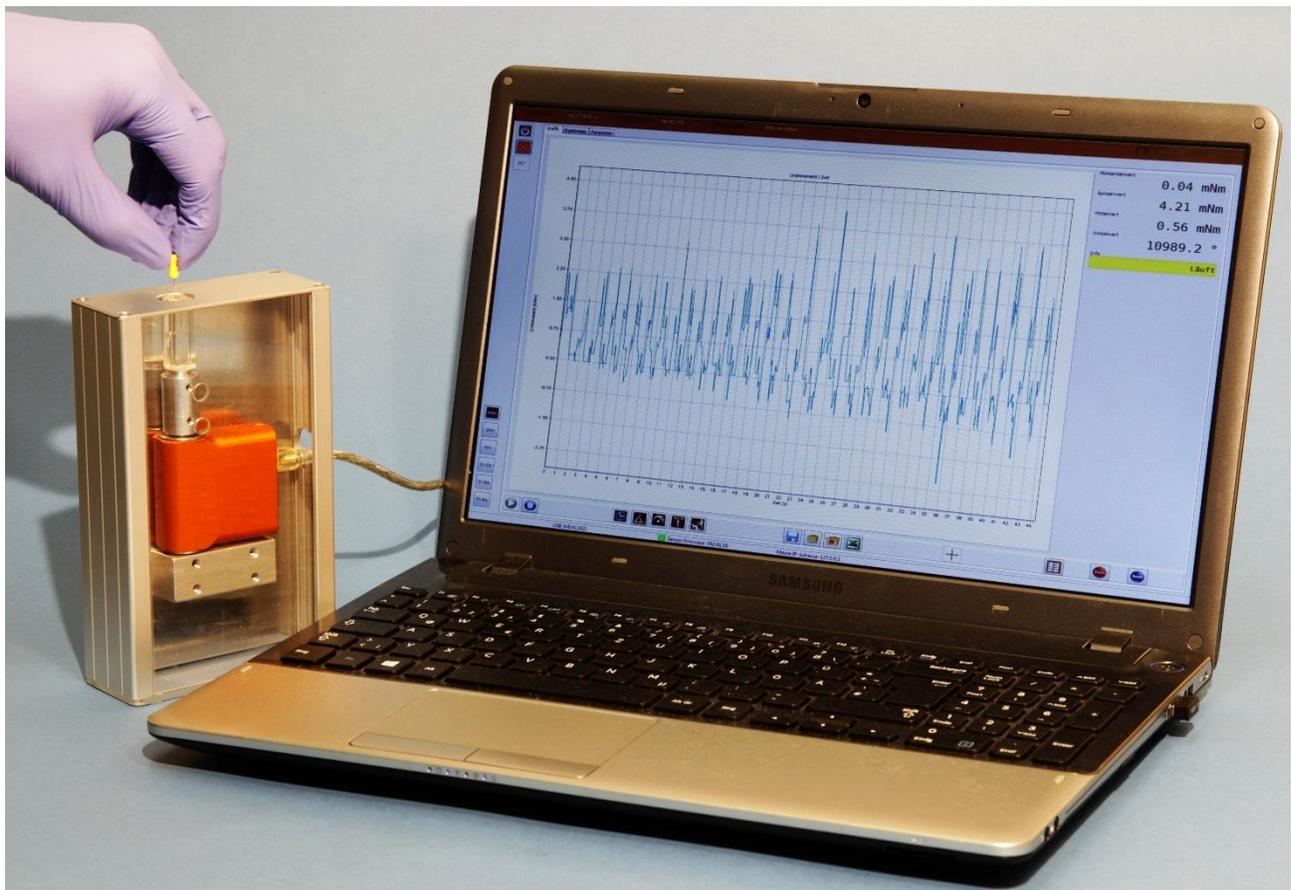


Abbildung 4: Foto von Sensor, Probe, Gehäuse und Notebook mitlaufender Messsoftware

2.1.3. Artificielle Wurzelkanäle

Die künstlichen Kanäle aus Epoxidharz (VDW, München, D) waren 19 mm lang, hatten einen Krümmungsradius von 5,5 mm [18] und wiesen einen Winkel nach Schneider von 40° auf [38]. Sie wurden mit handelsüblichen Sekundenkleber zentral auf REM Standard Probenhalter (Durchmesser: 12,7mm, Kopf gekerbt, Durchmesser Stift: 3,1mm Stiftlänge: 7mm, zylindrisch) geklebt. Anschließend folgte die Kennzeichnung mit aufsteigenden Nummern bis 80. Ein zweiter Satz ohne die REM Probenhalter wurde ebenfalls nummeriert und mit Markierungshilfen in Form von Kreuzen oder Linien (vgl. Abbildung 5, rot = ursprünglicher Kanalverlauf, grüne Orientierungslinie zieht sich durch die Ziffer "3") versehen, um die spätere digitale Überlagerung der Bilder präzise zu gestalten.

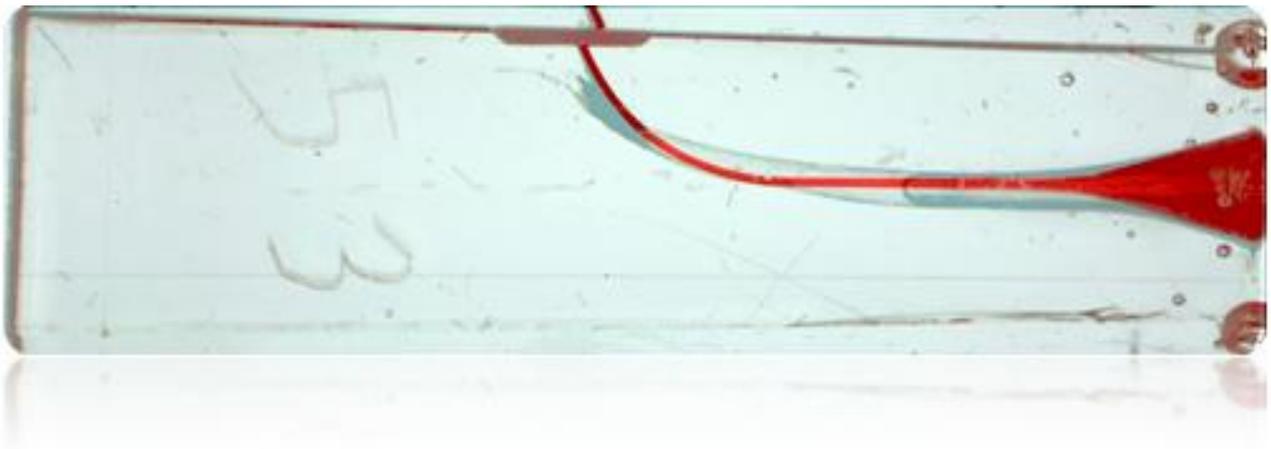


Abbildung 5: Überlagertes Bild der Probe von Proband 53

2.1.4. Instrumente

Für die Experimente wurden die Instrumente "VDW®STERILE Flexicut®" (VDW GmbH, München, Deutschland). Es wurden die ISO Größen 15 bis 40 benutzt mit der Arbeitsteillänge von 21 mm. Die Instrumente bestehen aus Edelstahl, haben einen Dreikant-Querschnitt, röntgenopake Kalibrierringe und vormontierte Silikon-Stopper.

2.1.5. Versuchsanordnung

Für den Versuch wurde der Torquesensor im Gehäuse, ein Laptop mit Messsoftware, die Proben sowie Untensilien benötigt (vgl. Abbildung 4).

2.1.6. Messung des Drehmoments

Mithilfe des Torquesensors wurde das aufgebrachte Drehmoment gemessen. Dazu wurden die artifiziellen Wurzelkanäle über REM-Träger auf den Drehmomentsensor montiert, dessen Messergebnis an einem Notebook dargestellt wurde.

Hierbei war ein Koordinatensystem als Grafik zu erkennen. Die Abszisse beschreibt die Zeit [s]. Auf der Ordinate ist das Drehmoment [mNm] angegeben. Die Aufzeichnung des Drehmoments ist in Echtzeit dargestellt, wobei sich die Skalierung der Achsen automatisch/progredient verändert.

Ein positiver Ausschlag (im Folgenden als "Peak" bezeichnet) entspricht einer Rechtsdrehung des arbeitenden Instruments. Das bedeutet, es wirkt ein nach rechts gerichtetes Drehmoment, dessen Höhe durch die Größe des Peaks bezeichnet wird. Ergo sind negative Ausschläge Linksdrehungen bzw. nach links gerichtete Kräfte. Als Frequenz gilt eine Anzahl von Peaks pro Zeiteinheit. Mit 200 Messungen pro Sekunde (Mindesteinstellung) und einem Schwellenwert von 0,01 mNm können feine Bewegungen sehr scharf dargestellt werden. Vor jeder Messung muss die Nulllinie neu kalibriert werden, da Spannungen beim Wechseln der Proben zu Verfälschungen führen können. Es besteht die Möglichkeit einer Alarmfunktion und einer optischen Darstellung eines festzulegenden Wirkungsbereichs, in Form eines gelben Balkens und eines hellen Warnsignals im Falle einer Überschreitung dieses Bereichs. Dieses Tool wird von den Versuchsleitern genutzt. Weitere Kenngrößen sind die benötigte Zeit [s], das höchste aufgebrachte Drehmoment [mNm] bei einer Linksdrehung und Rechtsdrehung, Datum, Uhrzeit und alle Drehmomente zu den jeweiligen Zeitwerten.

2.1.7. Festlegung eines maximalen Drehmoments für die Aufbereitung

Zur Festlegung eines maximalen und sicheren Drehmoments für die Aufbereitung wurden drei Quellen benutzt. Als Erstes wird die DIN EN ISO 3630-5 [10] herangezogen, welche u.a. die minimale Torsionsfestigkeit für manuelle Wurzelkanalinstrumente vorgibt. Bei Überprüfung der vorgegebenen Parameter mithilfe der Versuchsanordnung stellte sich heraus, dass bei einer Aufbereitung mittels Edelstahlhandinstrumenten weitaus höhere Kräfte wirken. Als zweite Quelle wurden Vergleichsstudien herangezogen, welche bestätigen, dass bei der Aufbereitung höhere Kräfte wirken, als in den Prüfnormen angewendet werden (*siehe Tabelle 2*) [39].

Instrument	Messmethode	Drehmoment	Referenz	Umrechnung ¹
a) K-Feile, Sollwerte # 15–45	ISO 3630-1 Bruchlast	8–120 gcm	INT. ORGANISATION FOR STAND. 1992	0,8–12 Nmm
ProFile Series 29, # 2–5 (Ø D1 13–48)	ISO 3630-1 Bruchlast	30,7–254,1 gcm	SILVAGGIO et al. 1997	3,1–25,4 Nmm
Quantec # 2–10	Waageprinzip, Bruchlasten	23,0–200,2 gcm	SATTAPAN et al. 2000	2,3–20 Nmm
b) ProFile .04 & .06 # 15–35	«Endographe» gerader Kanal	4–30×10 ⁻⁵ Nm	BLUM et al. 1999b	0,04–0,3 Nmm
Quantec # 2–10	bei Aufbereitung gerader Kanal	1,2–284,4 gcm	SATTAPAN et al. 2000	0,12–28,4 Nmm
GT 20.06–20.12	Aufbereitung gekrümmter Kanäle	6,2–42,7 Nmm	vorliegende Arbeit	6,2–42,7 Nmm

¹ Umrechnung in SI-Einheiten: 1 gcm = 0.1 Nmm (1 Nmm = 1 mNm)

Tabelle 2: aus Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin [39], Ove A. Peters, Messungen von Drehmomenten bei endodontischen Instrumenten in der Literatur

Zuletzt wurden endodontisch erfahrene Zahnärzte aus der Abteilung für Zahnerhaltung und Präventivzahnmedizin Charité Centrum 3 für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde als Expertengruppe herangezogen und vollführten eine Testreihe von Drehmomentmessungen. Unter dieser Expertengruppe wurde der Medianwert für die Drehmomentgröße von zwei bis sechs mNm errechnet. Dieser Wert wurde herangezogen, um den Probanden eine Zielgröße vorzugeben, welche die Maßgabe erfüllt, sicher und effizient aufzubereiten. Darauf soll in der „Entwicklung eines freiwilligen Moduls in der Lehre“ näher eingegangen werden.

2.2. Entwicklung eines Moduls in der Lehre

2.2.1. Experimental Design

Ziel dieser Studie war die Entwicklung eines Moduls für die Lehre, welches kontrolliert die effektive und sichere Handhabung der Wurzelkanalinstrumente vermittelt, unter Berücksichtigung von Instrumentenfrakturen/-verformung und dem Ergebnis der Aufbereitung. Im Gegensatz zur gängigen Praxis konnten sich die Probanden nun nach messbaren Parametern richten und auf diese Weise ihre motorischen Fähigkeiten objektiv trainieren.

Eine Gruppe von Studierenden (n=50), welche am Beginn ihrer praktischen endodontischen Ausbildung stand, wurde in 2 Gruppen unterteilt. Gruppe 1 (n=25) erhielt zunächst die

reguläre Ausbildung gemäß des Curriculums der Charité, während Gruppe 2 (n=25) vorab ein „Drehmoment-Training“ erfährt. Die Untersuchung besteht aus drei Messungen, wobei zunächst eine Blind-Messung erfolgt (T1). Den Probanden blieben die Messwerte zunächst verborgen. Nach der Messung fand ein Training mit strukturiertem Feedback statt, bei welchem das Drehmoment in Echtzeit verfolgt werden sollte (T2). Zur Kontrolle des Lernerfolgs wurde eine weitere Blind-Messung aufgezeichnet (T3). Gruppe 1 erhielt im Anschluss das „Drehmoment-Training“. Ausgewertet wurden die benötigte Zeit, das Drehmoment, der Gesamtimpuls und die Drehmoment-Spitzen [2]. Des Weiteren wurden die verwendeten Instrumente nummeriert, sortiert und auf Verformungen untersucht. Die quantitative Auswertung der Instrumente wurde auf Korrelationen zum Drehmoment und anderen Parametern untersucht. Dafür werden die Instrumente fotografiert, digitalisiert und ausgemessen.

Zusätzlich folgte eine Untersuchung der Aufbereitung der artifiziellen Wurzelkanäle. Hierfür wurde eine Methodik der automatisierten digitalen Fotoanalyse mit objektiven Parametern entwickelt. Die Probanden erhielten neue Kanäle zur Aufbereitung. Näheres wird im Kapitel „Auswertung der artifiziellen Wurzelkanäle“ erläutert.

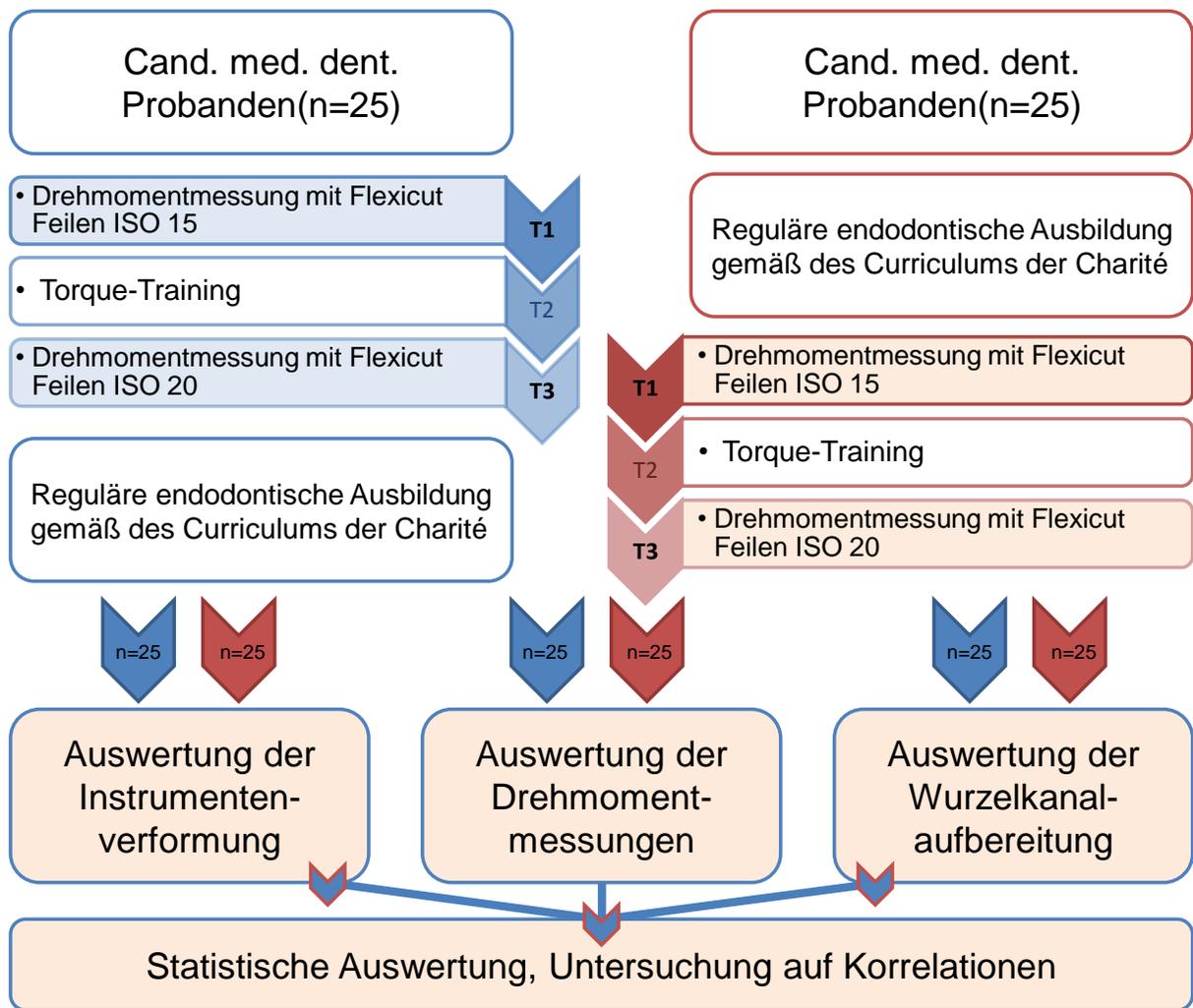


Abbildung 6: Experimental Design, eigene Darstellung

2.2.2. Instruktionen für die Studierenden

Drehmoment-Training

Das Training bestand aus drei Messungen, wobei zunächst eine Blind-Messung erfolgte. Darauf fand ein strukturiertes Feedback statt, wonach in Echtzeit das Drehmoment verfolgt werden konnte. Zur Kontrolle des Lernerfolgs wurde eine weitere Blind-Messung aufgezeichnet. Die Probanden erhielten folgende Instruktionen von den Versuchsleitern:

Instruktionen für T1 – T3:

1. Passenden, eng anliegenden Handschuh anziehen
2. Instrument gemäß Kanalverlauf vorbeugen, Silikonstopper abnehmen
3. Wurzelkanalmodell nicht berühren
4. Bis zum Anschlag des Instruments aufbereiten, d.h. der Wurzelkanal wird aufbereitet, bis der Griff des Instruments am Kanaleingang aufliegt. Dabei **darf** die Spitze des Instruments den Apex überragen

Zusätzlich bei T1 (Blindmessung):

- VDW®STERILE FLEXICUT®Feile ISO 15 verwenden (Länge = 21 mm)
- Nach gelernter Aufbereitungstechnik vorgehen; Reaming: feilende Bewegung mit 45° Rotation im Uhrzeigersinn, zügig ohne Pausen
- Bei Bedarf können die Späne durch Abwischen des Instruments entfernt werden
- Im Anschluss wird das Klötzchen gewechselt und der Kurvenverlauf erläutert: Höhe des Drehmoments, Drehrichtung, Verlauf der Kurve, Gesamtdauer, Frequenz, ggf. weitere Auffälligkeiten

Zusätzlich bei T2:

- Neues Kanalmodell
- Training: der Monitor mit Kurvenverlauf befindet sich im Blickfeld der Probanden, das Drehmoment wird in Echtzeit angezeigt, und das Drehmoment wird vom Versuchsleiter angesagt
- Die Probanden werden aufgefordert ein Drehmoment von 2-6 mNm zu erreichen
- Vierteldrehung nach rechts beim Reaming, ggf. Reaming erläutern
- Das Aufbereitungsergebnis dieses Klötzchen ist irrelevant, es soll der Bewegungsablauf am Bildschirm beobachtet und trainiert werden
- Im Anschluss wird das Klötzchen wieder gewechselt

Zusätzlich bei T3 (Blindmessung):

- Wurzelkanalmodell aus T1 verwenden
- VDW®STERILE FLEXICUT®Feile ISO 20 verwenden
- Nun bereiten die Probanden erneut auf (wie in T1), allerdings unter Beachtung des vorherigen Trainings

Zusätzlich wurden den Probanden die o.g. Instruktionen von den Versuchsleitern schriftlich ausgehändigt.

2.2.3. Praktischer Ablauf

Jeder Student erhielt ein Paket bestehend aus einem individuell beschrifteten Schaumstoffblöckchen, das Instrumente der ISO Größe 15 und 20, ein beschriftetes Schaumstoffblöckchen mit einem kompletten Blister mit den ISO Größen 15 bis 40, einen beschrifteten artifiziellen Wurzelkanal mit und ohne REM-Träger, eine Endospülkanüle und -spritze mit Luer-Lock-System, Leitungswasser, einen Plastikbecher und schriftliche Anleitungen zum Ablauf enthielt. Die Versuchsleiter hatten einen Vorrat an Heftpflaster Klebeband, CHARITE Nitril Handschuhen in den Größen S, M und L, Endospülkanülen und -spritzen mit Luer-Lock-System, Leitungswasser, Plastikbecher, Imbusschlüssel zur Montage der Kanäle, Trainingsblöcke, Trainingsinstrumente und den Sensor, wie im Versuchsaufbau beschrieben.

Die Messdaten wurden nach jedem Probanden gesichert.

Nach den drei Messungen erfolgte die Aufbereitung eines artifiziellen Wurzelkanals ohne Drehmomentmessung. Zuvor mussten die Versuchsteilnehmer die Länge der Kanäle ohne REM-Träger messen und dann die Seitenwände abkleben, damit der Kanalverlauf nicht mehr sichtbar war. Alle Instrumente und Kanäle wurden eingesammelt, nochmals auf korrekte Beschriftung kontrolliert und gelagert. Nach dem Erhalt des genehmigten Ethikantrags (EA1/238/13, Ethikkommission der Charité - Universitätsmedizin Berlin, CCM: Campus Charité Mitte) fanden die Experimente im Zeitraum vom 30. Mai 2013 bis zum 11. Juni 2013 im Phantomsaal des Instituts für Zahn- Mund- und Kieferheilkunde in der Aßmannshäuser Straße 4-6, 14197 Berlin (Wilmerdorf) statt.

2.3. Erfassung des Drehmoments

2.3.1. Direktes Feedback

In T2 wurde in Echtzeit vom Versuchsleiter ein direktes Feedback gegeben. Parallel wurde die Alarmfunktion und eine optische Darstellung des Zieldrehmoments, in Form eines farbigen Balkens (2 bis 6 mNm) auf der dargestellten Grafik und eines hellen Warnsignals

im Falle einer Überschreitung dieses Bereichs, genutzt. Die Probanden wurden aufgefordert, sich während des Trainings in diesem Bereich zu bewegen. Der Leiter erklärte bei falsch angewandter Technik die Grundsätze des "Reamings": Vierteldrehung nach rechts und anschließende Longitudinalbewegung.

Das Aufbereitungsergebnis des Übungsklötzchens war irrelevant, es sollte der Bewegungsablauf am Bildschirm beobachtet und trainiert werden. Hierfür war ein neues Klötzchen obligat und im Anschluss wurde das Klötzchen wieder mit dem beschrifteten Kanal mit REM-Träger gewechselt. Versuchsperson und -leiter saßen nebeneinander, der Monitor mit Kurvenverlauf befand sich im Blickfeld der Probanden. Während des Trainings gab der Versuchsleiter regelmäßig als Feedback die Höhe des Drehmomentes an. Dadurch konnte sich der Proband stärker auf die Aufbereitung und sein "Feingefühl" konzentrieren.

Ein weiteres Kriterium für das direkte Feedback war die Frequenz, welche dem Probanden ebenfalls antrainiert werden sollte, um seine Effizienz der Wurzelkanalaufbereitung zu steigern. Das nachfolgende Diagramm (Abbildung 7) soll exemplarisch den Lernerfolg eines Probanden verdeutlichen:

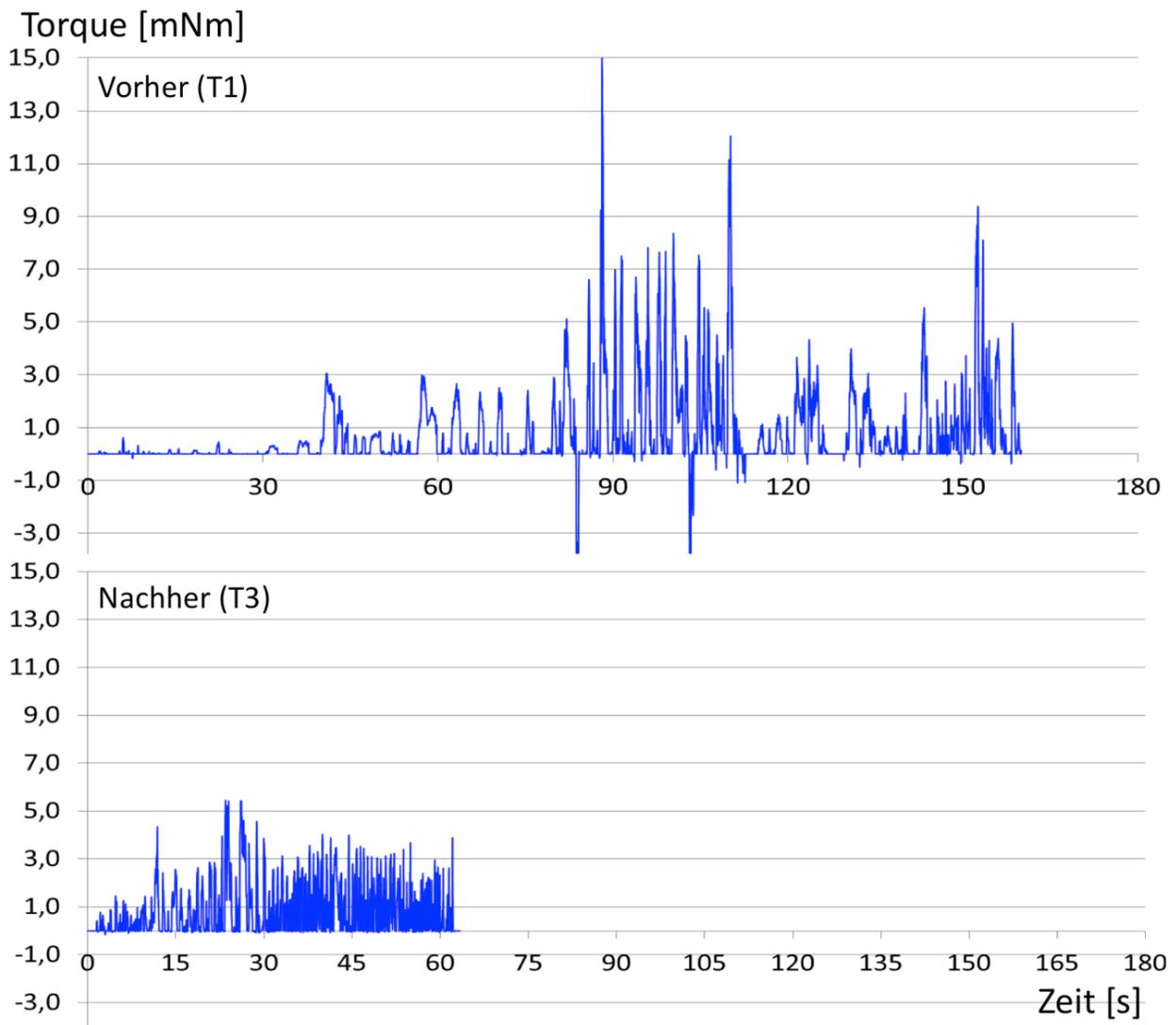


Abbildung 7: T1/T3 im Vergleich, Proband 26, Auszug aus den Primärdaten

2.3.2. Auswertung der Kurven

Die Mess-Software n-quirer TT (Artikelnummer: 01-01-00012-01, Firma n-gineric) erfasste die Daten und exportierte bzw. konvertierte diese in Excel (Microsoft Corp., Redmond, USA). Die benötigte Zeit, die höchsten rechts- und linksgerichteten sowie das durchschnittliche Drehmoment wurden zusammen mit einem Rohdatensatz und dazugehöriger Grafik aus der Mess-Software importiert. Wegen des starken Rauschens aufgrund der hohen Messfrequenz, waren keine eindeutigen Spitzenwerte zu ermitteln. Deshalb musste mathematisch der Kurvenverlauf geglättet und Schwellenwerte gesetzt werden. Der Gesamtdrehimpuls wurde mit Hilfe von Beträgen berechnet: als Summe aller Beträge der gemessenen Kräfte.

Außerdem wurde auch die Leistung berechnet, indem man mit Hilfe einer Schwelle (Muskelzittern 0,5 mNm) alle relevanten Beträge erfasste und deren Mittelwert berechnete. Dies sollte äquivalent zur Leistung sein, da jeder Kraftwert an einen Zeitwert gekoppelt war. Der Mittelwert entspricht der Summe aller Beträge geteilt durch deren Anzahl und die Anzahl ist gleichzusetzen mit der benötigten Zeit.

2.4. Auswertung der Instrumente

2.4.1. Fotoschablone

Da Wurzelkanalinstrumente nach Gebrauch häufig deformiert sind (*siehe Abbildung 8*) und die Aufbereitung von gekrümmten Wurzelkanälen ein Vorbiegen des Instrumentes erfordert, war es notwendig das benutzte Instrument gerade zu richten und anschließend zu vermessen. Dies ermöglichte eine Untersuchung von Verformungen, die nicht durch das alleinige Vorbiegen bedingt waren. Für diese Ausrichtung der Instrumente wurde eine durchsichtige Schablone gefertigt, in welcher die Instrumente gestreckt und fotografiert wurden. Aufgrund des enganliegenden Hohlraums wurden die Instrumente mit Hilfe zusätzlicher Spannklammern in ihre ursprüngliche Lage ausgerichtet (vgl. *Abbildung 8* und *Abbildung 9*.)



Abbildung 8 und Abbildung 9: Instrumente von Proband 64 im Vergleich

2.4.2. Versuchsaufbau

Mit Hilfe eines Repröstanders und einer digitalen Spiegelreflexkamera (Canon EOS 5D, Makroobjektiv 2,8 100mm) wurden die Instrumente in der Fotoschablone standardisiert fotografiert. Die Fotoschablone wurde zentral an einem Fototisch befestigt, dabei zeigte der Objektträger zum Objektiv der Kamera, welche senkrecht über den Proben auf 15 cm Höhe befestigt wurden. Die zu untersuchenden Objekte wurden von oben, schräg links, schräg rechts und unten beleuchtet. Die Kameraeinstellungen wurden auf folgende Parameter gestellt:

- Blendenzahl: F / 11
- Belichtungszeit: 1 / 20 Sekunden
- ISO- Filmempfindlichkeit: ISO-200
- Lichtwert: 0
- Brennweite: 100 mm
- Messmodus: Mehrfeld
- Blitzlichtmodus: Kein Blitz, obligatorisch
- Belichtungsprogramm: Zeitautomatik
- Weißausgleich: Automatisch
- EXIF-Version: 0221

An die Kamera wurde ein Fernauslöser befestigt, ab diesem Moment durften lediglich die Proben gewechselt werden. Dabei entstanden Bilder mit den folgenden Parametern:

- 4368 x 2912 Pixel
- Horizontale und vertikale Auflösung: 72 dpi
- Bittiefe: 24
- Auflösungseinheit: 2
- Farbdarstellung: Nicht kalibriert
- Formate: JPG- und RAW-Datei

2.4.3. Digitalisierung und Vermessung

Die Vermessung wurde mit Hilfe eines zusätzlichen hochauflösendem Monitors (LG, Business-Monitor UltraWide 29UB67-B) und der Software "Mouse Recorder Pro 2 (Version 2.0.7.4" Firma "Nemex", Israel) zur Bildpunktkoordinatenerfassung durchgeführt. Durch das Nebeneinanderschalten von zwei Bildschirmen wurde die Bildschirmauflösung in der Breite verdoppelt. Somit war ein genaues Vermessen von zwei Instrumenten je Proband möglich. Bei der Messung wurden die Koordinaten eines mit der Computermaus angesteuerten Bildpunktes erfasst und abgespeichert. Die gespeicherten Koordinaten wurden in Excel übertragen und in Datenreihen angeordnet, die den einzelnen Punkten der Feilengeometrie entsprachen. Anhand einer Vorlage wurden die Daten in entsprechende Reihen angeordnet und wiederum als Liniendiagramm die Feilengeometrie dargestellt. Aus den Koordinaten der einzelnen Schneiden ließ sich deren Winkel zur Instrumentenachse bestimmen und nach Ausmessen mehrerer unbenutzter Instrumente die Veränderung im Winkel berechnen. Die Vermessung für jedes Instrument bestand aus drei zu erfassenden Datenreihen. Zwei Messreihen erfassten die Tangenten an Ober- und Unterkante der Instrumentenkontur als Kette der Windungsaußenkonturmaxima und eine dritte die einzelnen Schneidekanten mit je zwei Punkten pro Schneide (vgl. Abbildung 10).

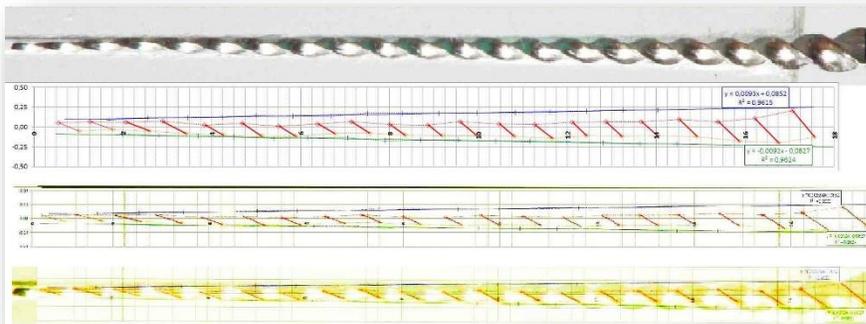


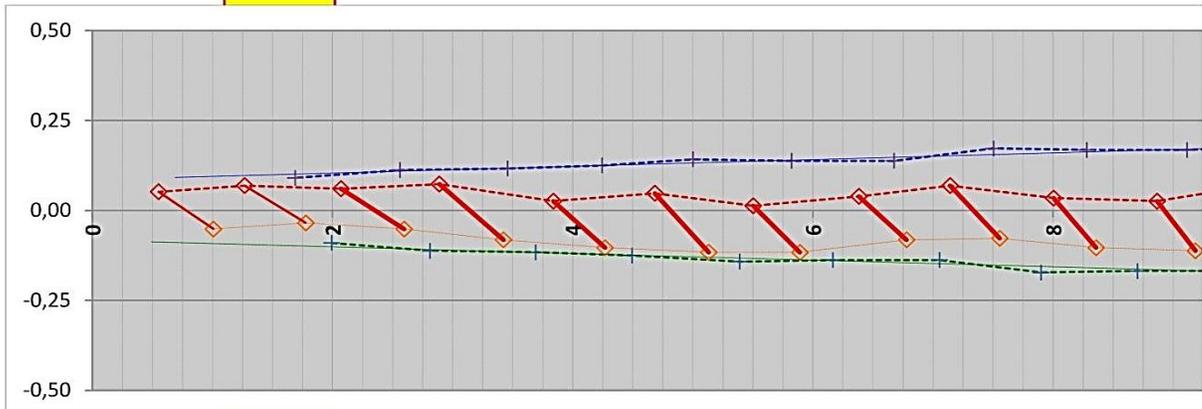
Abbildung 10: Feile ISO 15, oben Originalbild und Originalgrafik ohne Skalierung, darunter skalierte Vermessung, eingefärbtes und überlagertes Bild der Feile mit der Vermessung

2.4.4. Auswertung

Die Abbildungen 11, 12 und 13 stellen exemplarisch die Auswertung dar.

**Berechnung
Koordinaten**

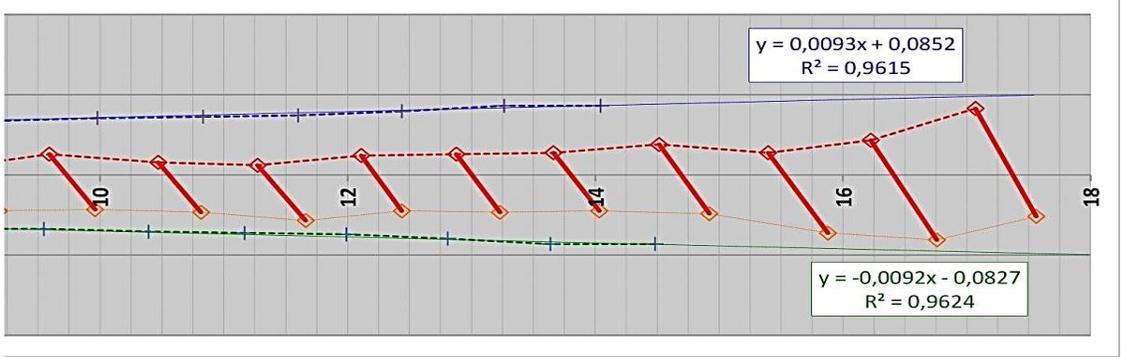
Trendlinie untere Windungen (Y-Werte v. Nullstelle)	Trendlinie obere Windungen (Y-Werte v. Nullstelle)	Abstand Drittel-Windungen	Nullstellen der Schneiden	Steigung Schneiden	Wicklung oben	Schneide oben	Schneide unten	Wicklung unten				
y(x0);d(16, [mm]	y(x0);d(16, [mm]	dx0 [mm]	x0 [mm]	m	x1 [mm]	y1 [mm]	x2 [mm]	y2 [mm]	x3 [mm]	y3 [mm]	x4 [mm]	y4 [mm]
0,469	-0,461	0,97	17,37	-0,20	16,21	-0,08	17,56	-0,03	17,07	0,21	15,83	0,27
0,171	-0,166	0,73	0,78	-0,68	0,50	-0,27	1,01	-0,20	0,55	0,01	0,15	0,08
		0,830	8,94	-0,41	7,90	-0,16	9,20	-0,11	8,78	0,06	7,55	0,16
		0,07	5,12	0,13	5,08	0,05	5,12	0,04	5,13	0,04	5,04	0,05



		0,826										
0,25	-0,24	0,96	17,37	-0,68	16,21	-0,27	17,56	-0,13	17,07	0,21	15,83	0,27
0,24	-0,23	0,88	16,41	-0,58	15,31	-0,23	16,76	-0,20	16,22	0,11	14,92	0,23
0,23	-0,23	0,83	15,53	-0,52	14,48	-0,22	15,88	-0,18	15,40	0,07	14,04	0,22
0,22	-0,22	0,89	14,69	-0,53	13,64	-0,22	14,92	-0,12	14,52	0,09	13,27	0,22
0,21	-0,21	0,80	13,80	-0,49	12,81	-0,20	14,03	-0,11	13,66	0,07	12,44	0,20
0,21	-0,20	0,78	13,00	-0,51	11,99	-0,19	13,23	-0,12	12,88	0,06	11,60	0,19
0,20	-0,20	0,88	12,22	-0,53	11,17	-0,18	12,44	-0,11	12,11	0,06	10,83	0,18
0,19	-0,19	0,78	11,34	-0,44	10,39	-0,18	11,66	-0,14	11,27	0,03	9,98	0,18
0,18	-0,18	0,83	10,56	-0,45	9,55	-0,17	10,82	-0,12	10,47	0,04	9,12	0,17
0,18	-0,17	0,80	9,73	-0,47	8,70	-0,17	9,96	-0,11	9,59	0,06	8,28	0,17
0,17	-0,17	0,83	8,93	-0,43	7,90	-0,17	9,19	-0,11	8,87	0,03	7,50	0,17
0,16	-0,16	0,76	8,09	-0,39	7,06	-0,14	8,36	-0,10	8,00	0,03	6,68	0,14
0,15	-0,15	0,83	7,34	-0,35	6,17	-0,14	7,56	-0,08	7,14	0,07	5,82	0,14
0,15	-0,14	0,97	6,51	-0,30	5,39	-0,14	6,78	-0,08	6,38	0,04	5,00	0,14
0,14	-0,13	0,73	5,54	-0,33	4,49	-0,13	5,89	-0,12	5,50	0,01	4,24	0,13
0,13	-0,13	0,89	4,81	-0,37	3,69	-0,12	5,13	-0,12	4,68	0,05	3,46	0,12
0,12	-0,12	0,78	3,92	-0,30	2,81	-0,11	4,27	-0,10	3,84	0,03	2,56	0,11
0,11	-0,11	0,79	3,14	-0,29	1,99	-0,09	3,42	-0,08	2,89	0,07	1,69	0,09
0,11	-0,10	0,75	2,35	-0,21	1,18	-0,09	2,60	-0,05	2,07	0,06	0,92	0,09
0,10	-0,10	0,83	1,61	-0,20	0,50	-0,08	1,78	-0,03	1,27	0,07	0,15	0,08
0,09	-0,09		0,78	-0,23	0,50	-0,08	1,01	-0,05	0,55	0,05	0,15	0,08

Abbildung 11: Berechnung der Koordinaten, erster Teil

interpolierter y-Wert (zw. ob./unt. Windung)	Längsachse (gespiegelt und genullt)	Achsabweichung nach Korrektur (?)	Anzahl Drittel-Windungen	n der Längsachse	Schneidendarstellung	Schneidendarstellung						
y'	x5	y5	n; d(n)		x2;x3	y2;y3	y'1	x'1	y'2	x'2	y'1;2	x'1;2
[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]						
5,95			21		377,6	-0,96						
5,83			0	verlorer	8,99	-0,02						
5,89												
0,04					5,07	0,09						



5,84	20,93	0,02	Schaft	21	0,07	17,56	-0,13	-1,06	18,92	1,06	15,83	1,06	15,83
5,83	18,89		19-Marke			17,07	0,21	-0,86	17,90	0,86	14,92	-1,06	18,92
5,84	17,82		18-Marke			16,76	-0,20	-0,77	17,02	0,77	14,04	0,86	14,92
5,84	0	0,07	Spitze			16,22	0,11	-0,76	16,12	0,76	13,27	-0,86	17,90
5,86						15,88	-0,18	-0,67	15,17	0,67	12,44	0,77	14,04
5,85						15,40	0,07	-0,72	14,41	0,72	11,60	-0,77	17,02
5,86						14,92	-0,12	-0,73	13,62	0,73	10,83	0,76	13,27
5,88						14,52	0,09	-0,61	12,70	0,61	9,98	-0,76	16,12
5,89						14,03	-0,11	-0,65	12,00	0,65	9,12	0,67	12,44
5,89						13,66	0,07	-0,67	11,18	0,67	8,28	-0,67	15,17
5,91						13,23	-0,12	-0,62	10,35	0,62	7,50	0,72	11,60
5,91						12,88	0,06	-0,55	9,51	0,55	6,68	-0,72	14,41
5,90						12,44	-0,11	-0,54	8,85	0,54	5,82	0,73	10,83
5,90						12,11	0,06	-0,46	8,02	0,46	5,00	-0,73	13,62
5,94						11,66	-0,14	-0,43	6,84	0,43	4,24	0,61	9,98
5,93						11,27	0,03	-0,49	6,17	0,49	3,46	-0,61	12,70
5,95						10,82	-0,12	-0,41	5,29	0,41	2,56	0,65	9,12
5,93						10,47	0,04	-0,42	4,59	0,42	1,69	-0,65	12,00
5,93						9,96	-0,11	-0,30	3,78	0,30	0,92	0,67	8,28
5,90						9,59	0,06	-0,30	3,07	0,30	0,15	-0,67	11,18
5,90						9,19	-0,11	-0,14	1,41	0,14	0,15	0,62	7,50
						8,87	0,03					-0,62	10,35
						8,36	-0,10					0,55	6,68
						8,00	0,03					-0,55	9,51
						7,56	-0,08					0,54	5,82
						7,14	0,07					-0,54	8,85
						6,78	-0,08					0,46	5,00
						6,38	0,04					-0,46	8,02

Abbildung 12: Berechnung der Koordinaten, zweiter Teil

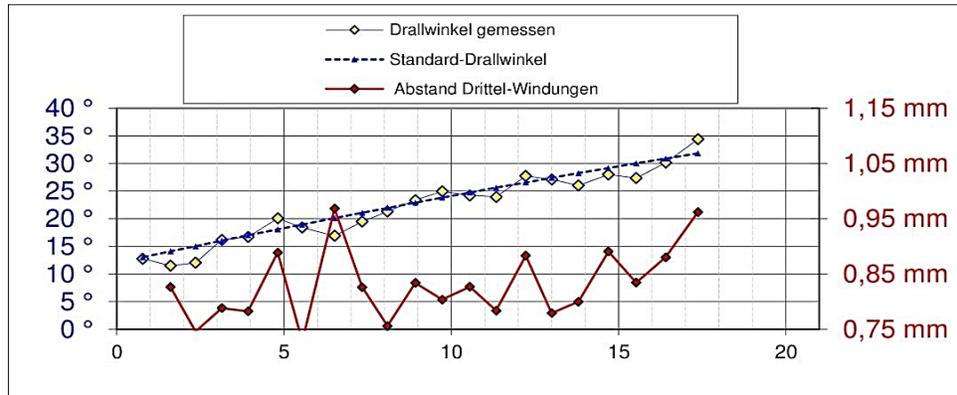
In *Abbildung 11* und *Abbildung 12* ist die Berechnung und grafische Darstellung eines Instruments zu erkennen. *Abbildung 13* zeigt ein Arbeitsblatt mit der Berechnung für Drallwinkel, Abstände der Windungen und Aufdrehung bzw. die messbaren Veränderungen in der Feile mit dazugehöriger grafischer Darstellung.

Bei den Vorversuchen wurde festgestellt, dass bereits bei unbenutzten Instrumenten kleine Abweichungen vorhanden sind, sodass ein Schwellenwert von 21° festgelegt wurde. Dieser Schwellenwert garantiert, dass keine Werte in die Untersuchung einbezogen wurden, die natürlicherweise bei neuen Instrumenten vorkommen. Des Weiteren wurden absolute Werte gebildet, um einen Nettobetrag zu erhalten, welcher, in Abhängigkeit von der Schwelle, Verformungen des Instruments sofort aufzeigte.

In den gelb hinterlegten, mit rotem Rand hervorgehobenen Zellen, wurde die Summe der Aufdrehungen/Verdrehungen absolut an der gesamten Feile und netto (unter Berücksichtigung der verlorenen Windungen) in Grad [°] angezeigt. Dieser Wert wurde in Relation zur gesamten Feile gesetzt und zusätzlich in Prozentzahlen angezeigt.

Berechnung Winkel

	Drallwinkel gemessen φ [°]	Drallwinkeländerung $\Delta\varphi$ [°]	Standard-Drallwinkel φ' [°]	Drallwinkelquotient φ/φ' [%]	Aufdrehung $\Delta\alpha$ [°]	Aufdrehung absolut $ \Delta\alpha $ [°]	Schwellenwert Aufdrehung $\Delta\alpha 0$ [°]	Aufdrehung netto (ab Schwelle) $ \Delta\alpha - \Delta\alpha 0$ [°]	Aufdrehung netto mit verlorenen Windungen $\Sigma\Delta\alpha + d(n)120^\circ$ [°]
Summe	462,76		476,77		88,05	162,62	456,17	46,23	46,23
Max	34,38	1,64	31,84	111%	24,04	24,04	21,72	24,04	1,8%
Min	11,50	-4,24	13,05	80%	-13,21	1,21	21,72	0,00	
Mittelwert	22,04	-1,08	22,70	97%	4,19	7,74	21,72	2,20	
Standardabw.	6,27		5,81	8%	9,52	6,79		6,96	



34,4 °		31,8 °	108,0%	-9,6	9,6	21,7	0,0
30,1 °	-4,2 °	30,9 °	97,5%	2,9	2,9	21,7	0,0
27,4 °	-2,8 °	30,0 °	91,2%	10,6	10,6	21,7	0,0
28,0 °	0,6 °	29,2 °	96,0%	4,8	4,8	21,7	0,0
26,0 °	-2,0 °	28,3 °	92,1%	9,4	9,4	21,7	0,0
27,1 °	1,1 °	27,4 °	98,9%	1,3	1,3	21,7	0,0
27,8 °	0,6 °	26,6 °	104,4%	-5,3	5,3	21,7	0,0
24,0 °	-3,8 °	25,6 °	93,5%	7,8	7,8	21,7	0,0
24,2 °	0,3 °	24,8 °	97,9%	2,6	2,6	21,7	0,0
24,9 °	0,7 °	23,8 °	104,6%	-5,6	5,6	21,7	0,0
23,4 °	-1,6 °	22,9 °	102,0%	-2,4	2,4	21,7	0,0
21,3 °	-2,1 °	22,0 °	97,0%	3,6	3,6	21,7	0,0
19,5 °	-1,8 °	21,1 °	92,5%	9,0	9,0	21,7	0,0
16,9 °	-2,6 °	20,1 °	84,1%	19,0	19,0	21,7	0,0
18,4 °	1,5 °	19,0 °	97,2%	3,3	3,3	21,7	0,0
20,1 °	1,6 °	18,1 °	111,0%	-13,2	13,2	21,7	0,0
16,7 °	-3,4 °	17,0 °	98,3%	2,1	2,1	21,7	0,0
16,2 °	-0,5 °	16,0 °	101,0%	-1,2	1,2	21,7	0,0
12,0 °	-4,2 °	15,0 °	80,0%	24,0	24,0	21,7	24,0
11,5 °	-0,5 °	14,1 °	81,5%	22,2	22,2	21,7	22,2
12,8 °	1,3 °	13,1 °	97,7%	2,7	2,7	21,7	0,0

Abbildung 13: Berechnung der Winkel und grafische Darstellung von Standarddrallwinkel, gemessenen Drallwinkel und Abständen exemplarisch an Proband 58

2.5. Auswertung artifiziereller Wurzelkanäle

2.5.1. Fotoschablone

Die Fotoschablone wird aus einer Plexiglasscheibe gebaut und mit drei Metallbolzen versehen (vgl. Abbildung 14, rote Pfeile). Eine Spannklammer drückt die Proben in die korrekte Position.

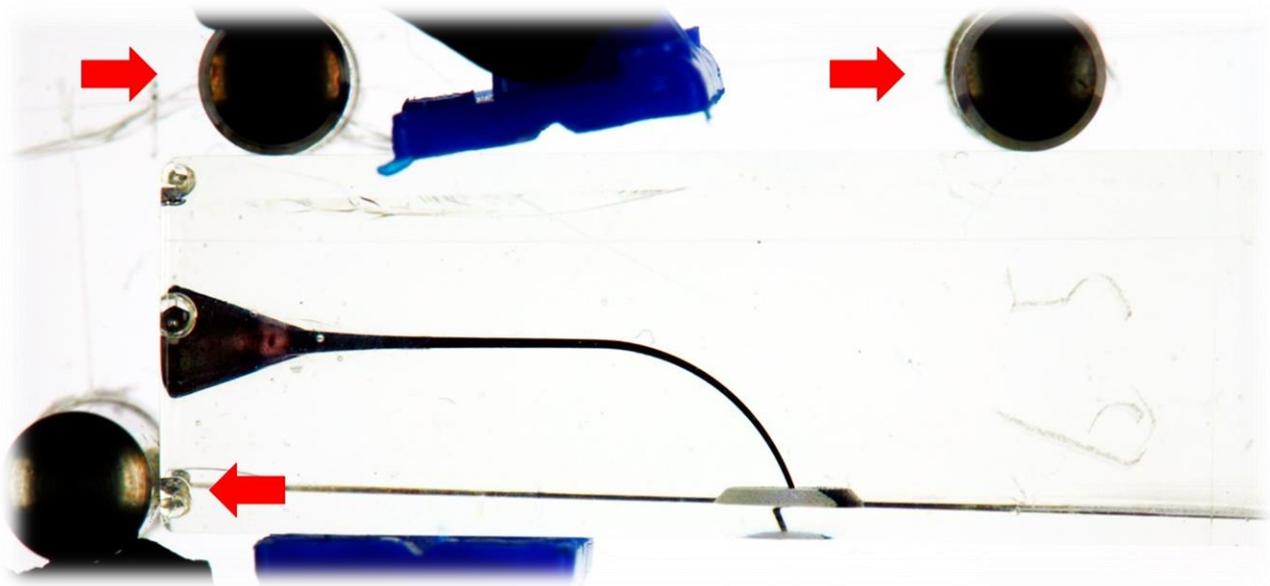


Abbildung 14: Fotoschablone mit eingespannter Probe von Proband 65

2.5.2. Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau gleicht dem Aufbau aus der Auswertung der Wurzelkanalinstrumente. Zu beachten gilt, dass die Proben flächig auf den Bolzen der Fotoschablone abschließen. Die Schablone muss für die Dauer der Experimente fixiert sein und darf ihre Position beim Austausch der Proben nicht ändern. Die Proben wurden mit schwarzer Tinte befüllt, um bei der späteren Vermessung die Genauigkeit zu steigern. Des Weiteren wurden mit einem Skalpell und Lineal zwei Orientierungslinien (vgl. Abbildung 15) geritzt. Diese waren hilfreich bei der späteren Überlagerung, da die Anzahl der Referenzpunkte gesteigert wurde. Außerdem ist die Nummerierung jeder Probe obligat für eine genaue Zuordnung.

2.5.3. Digitalisierung und Vermessung

Die Digitalisierung und Vermessung wurde nach ähnlichen Prinzipien wie in der Auswertung der Wurzelkanalinstrumente durchgeführt. Die Unterschiede bestanden in der Überlagerung der Bilder und der Erhebung anderer Messreihen.

Für die Überlagerung der Bilder wurden die erste und zweite Aufnahme zugeschnitten und bearbeitet. Mit dem gleichen Programm wie im zweiten Teil der Auswertung ließen sich zwei Bilder mit Hilfe der Wasserzeichenfunktion präzise überlagern (vgl. Abbildung 15).

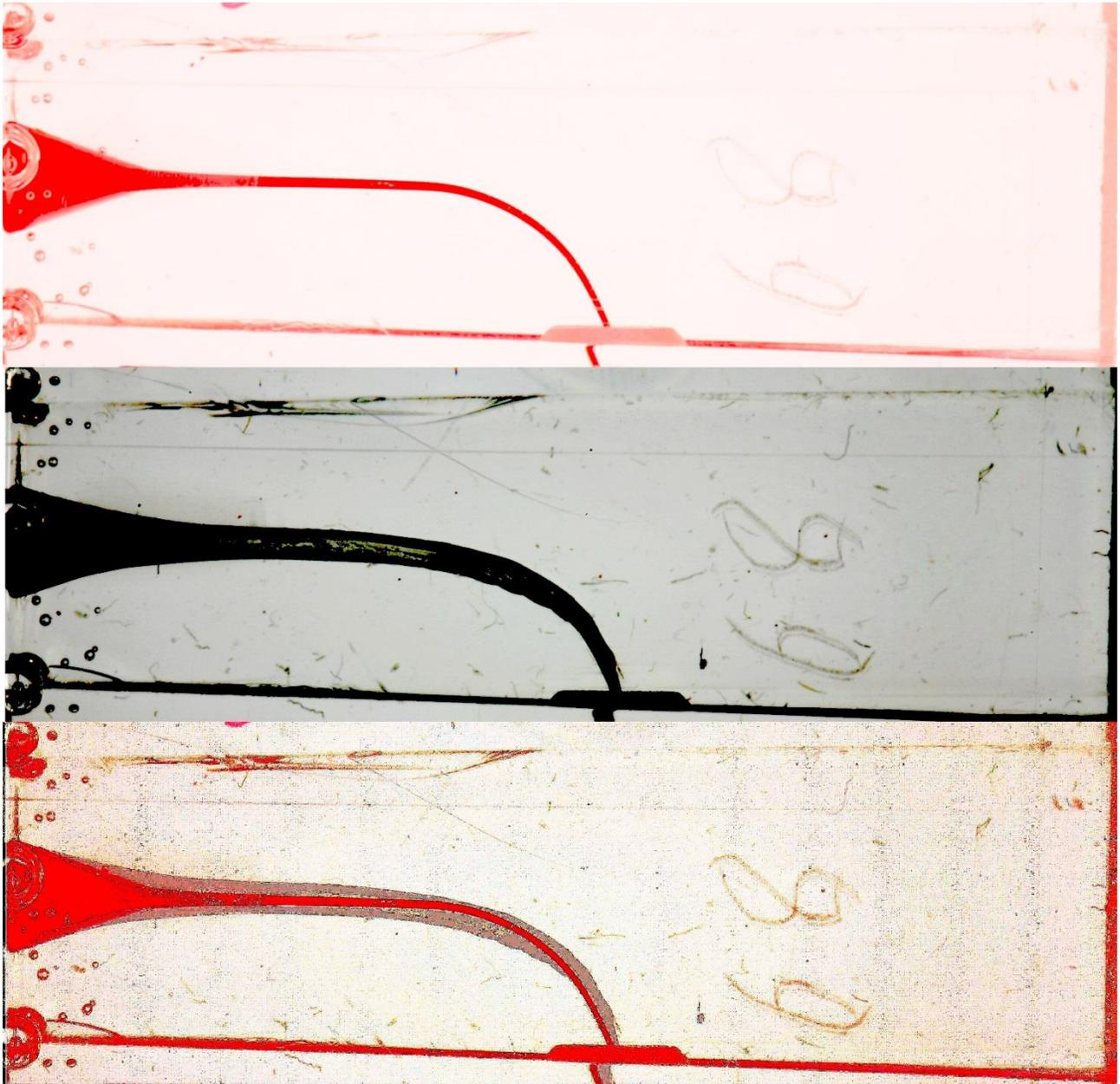


Abbildung 15: oben artifiziereller Wurzelkanal, darunter aufbereiteter Kanal, abschließend das überlagerte Bild von Proband 65

Es wurden vier Messreihen erstellt, wobei die erste Messreihe das Äquivalent der oberen Außenkurve des bearbeiteten Kanals darstellt, die weiteren Messreihen wurden fortlaufend von oben nach unten erfasst. Zur Veranschaulichung soll *Abbildung 16* dienen:

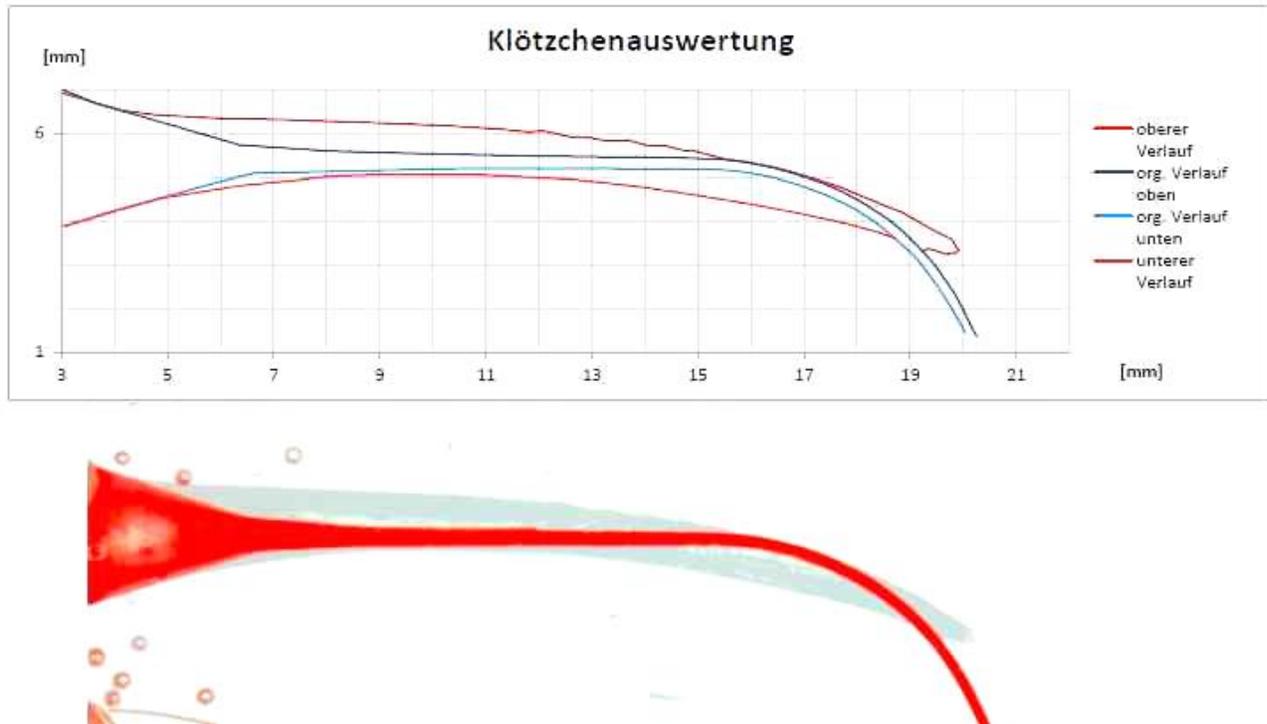


Abbildung 16: Digitalisierung der überlagerten Bilder von Proband 51

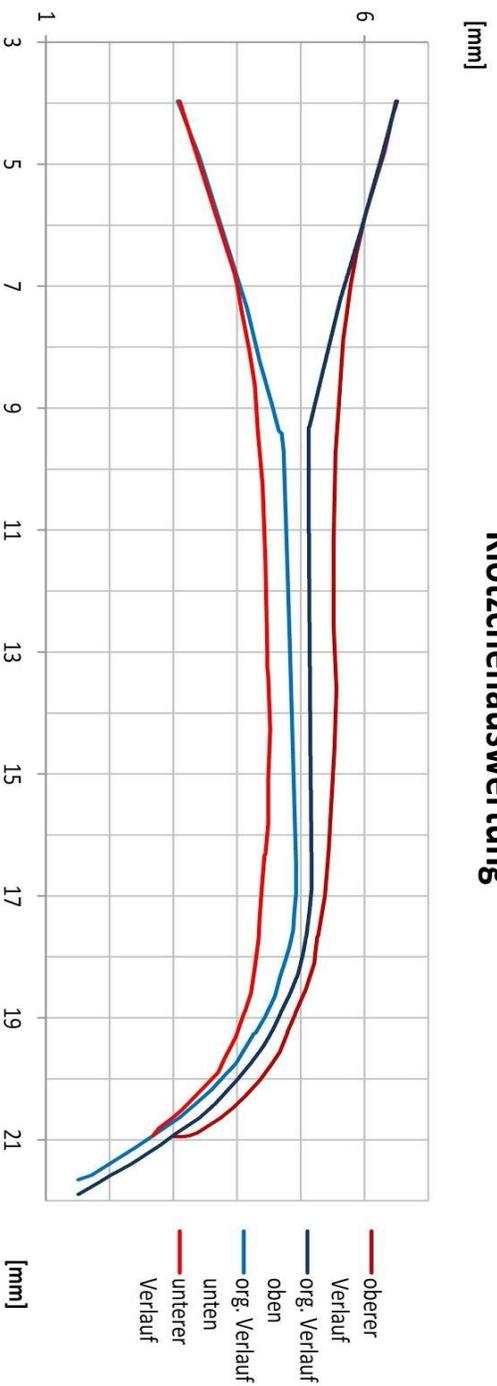
2.5.4. Auswertung

Für die Auswertung der artifiziellen Wurzelkanäle wurde ein Programm genutzt, welches mit Hilfe der Programmiersprache VBA geschrieben wurde.

Dabei wurden die Rohdaten vollautomatisch eingelesen, Verzeichnisse erstellt und die Ergebnisse als Excel-Arbeitsmappen und PDF-Files abgespeichert.

Nach der Auswertung befand sich im Verzeichnis "Ergebnis" eine Excel-Arbeitsmappe mit dem Namen "Probandennummer.xlsx", d.h. in diesem Beispiel "14.xlsx". Die Mappe enthält fünf Arbeitsblätter: Rohdaten_formatiert, Interpolation, Rohdaten, Berechnungen und Grafiken. Zusätzlich wird eine PDF mit dem Ergebnis erstellt (vgl. Abbildung 17)

Klötzchenauswertung

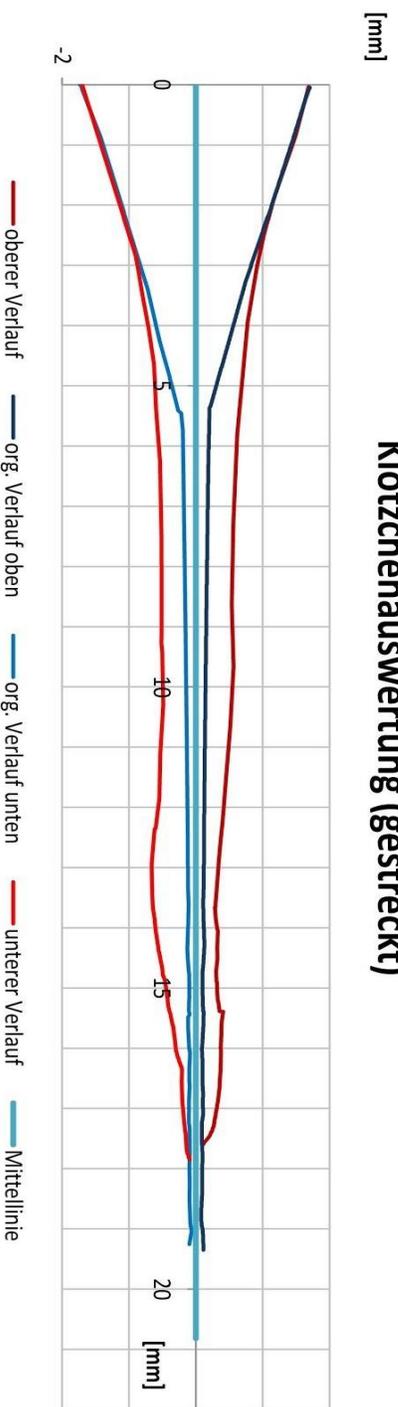


Konizität

1,23°
2,15%
oben

0,30°
0,52%
org. oben

Klötzchenauswertung (gestreckt)



0,31°
0,54%
org. unten

1,14°
1,99%
unten

Abstand zum Apex [mm]	1,76	1,41	2	Zippling-Index		Abtrag		Differenz		STABW		Standardabweichung (Konizität)	
oben				4,48 mm ²	4,63 mm ²	0,11 mm ²	0,14 mm ²	4,11°	1,69°	2,16°	5,26°	3,0%	3,8%
unten				0,97				7,2%	3,0%	3,8%	9,2%		
				Sollwert < 5								org. oben	
												org. unten	
												unten	

Abbildung 17: PDF-Datei, Ergebnis von Proband 14

Das erste Modul trägt die Bezeichnung "Pfade". Hier wurden die beiden Verzeichnisse mit den Bezeichnungen "TXT-Daten" und "Ergebnis" erstellt. In „TXT-Daten“ mussten die Rohdaten eingefügt werden. Des Weiteren wurden Dialogfenster und Variablen programmiert, welche die Parameter für die darauffolgende Schleife stellten. Für jeden Rohdatensatz bzw. Probanden wurden folgende Unterprogramme in Kette geschaltet:

1. Normierung
2. Pixelübertrag
3. Mittellinie
4. Mittelersatz
5. Streckung
6. dynamische_Bezüge
7. namen_def
8. Grafik1
9. Fläche
10. Maßeinheit
11. Ziptest
12. Apexabstand
13. Steigung
14. PDFsave

Die erstellte Arbeitsmappe enthielt, bevor mit der "Normierung" begonnen wurde, die importierten Rohdaten der Messung.

"Normierung"

Hierbei handelt es sich um ein Modul, welches die Rohdaten sortiert und formatiert. Durch eine dynamische Erkennung der Datenbereiche, wurden auf dem ersten Arbeitsblatt die Daten tabellarisch eingefügt und sortiert. Dieser Programmbaustein gleicht der Idee aus "Auswertung der Wurzelkanalinstrumente", wobei das Importieren zunächst manuell erfolgte.

"Pixelübertrag"

Auf dem zweiten Arbeitsblatt wurden nun die Koordinaten zwischen den einzelnen Messpunkten interpoliert. Hieraus konnte eine sehr hohe Auflösung gewährleistet werden.

“Mittellinie” und “Mittelersatz”

Diese beiden Module konstruierten eine Mittellinie, die zwischen den Koordinaten des oberen und unteren Verlaufs vom ursprünglichen, nicht bearbeiteten Kanal lag. Diese Linie diente im späteren Verlauf als x-Achse für die gestreckte Darstellung des Wurzelkanals.

“Streckung”

Um eine korrekte Streckung der Konstruktion zu erhalten, durften die Koordinaten nicht einfach auf das neue Koordinatensystem übertragen werden, da dies eine Stauchung bewirkt hätte. Ferner mussten die Distanz zwischen jedem Punkt berechnet werden. Aus dieser Berechnung wurden neue Koordinaten für jeden einzelnen Punkt geschaffen, die in richtiger Relation zu den Ursprungspunkten stehen (vgl. Abbildung 17, obere und untere Grafik).

Außerdem enthielt dieses Modul den Code für die Beschriftung der Arbeitsblätter und Datenreihen.

“Dynamische Bezüge”

Für die grafische Darstellung war die Erstellung von dynamischen Bezügen notwendig. Das bedeutet, dass Variablen als “Arrays” definiert wurden und dadurch mit einer Variablen ein Datensatz mit über 1.000 Werten abgerufen werden konnten. Der Begriff “dynamisch” bedeutet, dass jede Datenreihe eine individuelle Anzahl an Werten beinhaltete und somit das Programm über eine gewisse Intelligenz verfügen muss, um die Datenbereiche vollständig zu erfassen.

“namen def”

In diesem Abschnitt wurden die dynamischen Bezüge verschiedenen “Namen” zugeordnet. Bei dem “Namens-Manager” handelte es sich um ein “Excel-internes” Datenverwaltungsprogramm. Die Nutzung davon erleichterte die Handhabung der dynamischen Bezüge in diversen Formeln und der grafischen Darstellung.

“Grafik1”

Das Modul erstellte zwei individuelle Grafiken für jeden Probanden auf einem neuen (fünften) Arbeitsblatt (vgl. Abbildung 17 entspricht dem Arbeitsblatt aus der Arbeitsmappe von Proband 14).

“Fläche”

In diesem Unterprogramm wurden die obere und untere Fläche in [mm²] berechnet, welche der Proband abgetragen hat.

“Maßeinheit”

Nun errechnete das Programm für alle Datenreihen die entsprechenden Werte in [mm].

“Apexabstand”

Es folgte die Abstandsberechnung zwischen dem Apex und den letzten aufbereiteten Punkt.

“ziptest”

Dieses Modul hatte zwei Aufgaben. Als erstes wurden die Datenreihen überprüft, ob es “Ausreißer” unter den Messpunkten gibt, die sich im “Zipping-Index” summieren. Dank eines Schwellenwertes deutete die Summe der Ausreißer auf ein “Zipping” hin. Als zweites folgte die bedingte Formatierung der erhobenen Daten.

“Steigung”

In diesem Unterprogramm wurde am Anfang der Kanaleingang anhand der Änderung der Steigung bestimmt. Anschließend folgte von diesem Anfangspunkt aus die Berechnung der Konizität und der Standardabweichung vom ursprünglichen Kanalverlauf. Abgerundet wurde die Auswertung durch eine bedingte Formatierung.

„Grafik“

Am Ende folgte die Übertragung auf das Arbeitsblatt “Grafik” in der Arbeitsmappe des jeweiligen Probanden und die Formatierung und Feinjustierung der Grafiken bzw. deren Ausgabe.

“PDFsave”

Aus didaktischen Gründen wurde für jeden Probanden ein PDF-File mit den Ergebnissen erstellt. Danach konnte die Schleife wieder von vorne beginnen, beim Rohdatensatz des nächsten Probanden.

2.6. Statistik SPSS

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mit dem Programm “SPSS Statistics Version 22.0.0.0” von IBM. Hierfür wurde zunächst deskriptive Statistik angewendet, anschließend folgte eine explorative Datenanalyse (Kolmogorov-Smirnov, Shapiro-Wilk), die Untersuchung der Mittelwerte (Levene, t-Test, Welch) und die Überprüfung auf Korrelationen

(Pearson, Spearman's Rho). Für Gruppe 1 wurden je nach Variable 22 bis 35 Fälle pro Messung getestet und ausgewertet, da manche Fälle aufgrund fehlender Daten ausgeschlossen werden mussten. Gruppe 2 beinhaltete 29 Fälle, von denen 23 bis 29 getestet und ausgewertet wurden, ebenfalls in Abhängigkeit vom Test und der Variable bzw. der Vollständigkeit der Daten. Alle Primärdaten wurden der Charité hinterlegt, wenn es statistisch möglich war, wurden alle Daten (n=126) bearbeitet und ausgewertet.

3. Ergebnisse

3.1. Drehmoment und Trainingsergebnisse

3.1.1. Phantomkurs

Die Untersuchung der ersten Gruppe ergab folgende Ergebnisse:

Beim Vergleich von T1 und T3 fällt auf, dass sich die Rechtsdrehungen ("Peaks") um 17,98 auf 80,39 [35,74] (Mittelwert [StAbw]) erhöhten. Die Linksdrehungen ("Troughs") erhöhten sich im Mittel auf 12,33 [21,22] Drehungen (Mittelwert [StAbw]). Gleichzeitig vergrößerte sich nach dem Training das Arbeitstempo der Probanden, sie benötigen durchschnittlich 46,04 Sekunden weniger. Das maximale Drehmoment sank auf 8,01 mNm [4,35].

Der Gesamtimpuls ("SUM_ABS") und das mittlere aufgebrachte Drehmoment ("Mean_pos_cut") verringerten sich auf 10985,36 mNm [8827,49] (Mittelwert von Gesamtimpuls [StAbw]) und 1,85 mNm [0,7]. Die Anzahl der Linksdrehungen war nicht normal verteilt.

Messung		Zeit_Max [s]	Torque_Max [mNm]	SUM_ABS [mNm]	Mean_pos_cut	Peaks	Troughs
T1	Mittelwert	149,12	10,67	15572,91	2,04	62,41	-4,50
	Standardabweichung	72,790	4,454	4536,148	,476	23,660	8,601
	Median	133,03	9,39	14410,50	1,96	55,50	-1,00
T3	Mittelwert	103,08	8,01	10985,36	1,85	80,39	-12,33
	Standardabweichung	61,602	4,348	8827,492	,704	35,736	21,227
	Median	94,42	6,88	8623,00	1,75	75,00	-4,00

Tabelle 3: Ergebnis der deskriptiven Statistik, Drehmomentauswertung der ersten Gruppe

Drehmomente (Signifikanzen)

Ein t-Test mit verbundenen Stichproben wurde angewendet, um zu untersuchen, ob signifikante Unterschiede bei der Aufbereitung durch das Training erreicht wurden. Hierbei stellte sich heraus, dass signifikante ($p < 0,05$) und hoch signifikante Unterschiede ($p <$

0,001) bestanden. Die Aufbereitungszeit ($p = 0,012$), die maximale Höhe der Drehmomentspitzen ($p = 0,007$) und das durchschnittliche angewendete Drehmoment ($p = 0,003$) veränderten sich signifikant. Die Veränderung des Gesamtimpulses war hochsignifikant ($p < 0,001$).

3.1.2. Klinischer Kurs

Die Untersuchungen der zweiten Gruppe ergaben folgende Ergebnisse:

Die Rechtsdrehungen ("Peaks") erhöhten sich um 24,62 auf 58,12 [20,18] (Mittelwert [StAbw]) und die Linksdrehungen ("Troughs") sanken im Mittel auf 20,23 [13,2] Drehungen. Gleichzeitig erhöhte sich das Arbeitstempo der Probanden, sie benötigten durchschnittlich 87,54 Sekunden weniger. Das maximale Drehmoment stieg auf 7,07 mNm [3,5].

Der Gesamtimpuls ("SUM_ABS") verringerte sich auf 9884,15 mNm [9593,28] (Mittelwert von Gesamtimpuls [StAbw]). Das mittlere aufgebrauchte Drehmoment ("Mean_pos_cut") stieg auf 2,06 mNm [0,68].

Messung		Zeit_Max [s]	Torque_Max [mNm]	SUM_ABS [mNm]	Mean_pos_cut	Peaks	Troughs
T1	Mittelwert	175,03	4,96	12265,88	1,43	33,50	-29,50
	Standardabweichung	68,800	3,354	7699,996	,757	17,573	20,418
	Median	161,84	4,04	9340,50	1,14	27,50	-27,00
T3	Mittelwert	87,49	7,07	9884,15	2,06	58,12	-20,23
	Standardabweichung	65,980	3,499	9593,277	,680	20,182	13,198
	Median	68,40	6,56	7556,00	1,90	59,50	-20,00

Tabelle 4: Ergebnis der deskriptiven Statistik, Drehmomentauswertung der zweiten Gruppe

Drehmomente (Signifikanzen)

Bei der zweiten Gruppe wurde ebenfalls ein t-Test mit verbundenen Stichproben angewendet, um zu untersuchen, ob signifikante Unterschiede bei der Aufbereitung durch das Training erreicht wurden. Hierbei stellte sich heraus, dass signifikante ($p < 0,05$) und hoch signifikante Unterschiede ($p < 0,001$) bestanden. Die Aufbereitungszeit sank hochsignifikant ($p < 0,001$), gleichzeitig war ein stark signifikanter Anstieg der Anzahl der Rechtsdrehungen zu verzeichnen ($p < 0,01$). Signifikanzen waren beim maximalen Drehmoment ($p = 0,025$), dem durchschnittlich angewendeten Drehmoment ($p = 0,003$) und bei der Anzahl der Linksdrehungen ($p = 0,043$) zu erkennen.

3.1.3. Vergleich beider Gruppen

Der Levene-Test der Varianzgleichheit wurde angewendet, um die Gleichheit bzw. Ungleichheit der Varianzen zu klären. Je nach Ergebnis dieser Testung wurde ein t-Test für die Mittelwertgleichheit oder ein Welch-Test (bei ungleichen Varianzen) durchgeführt.

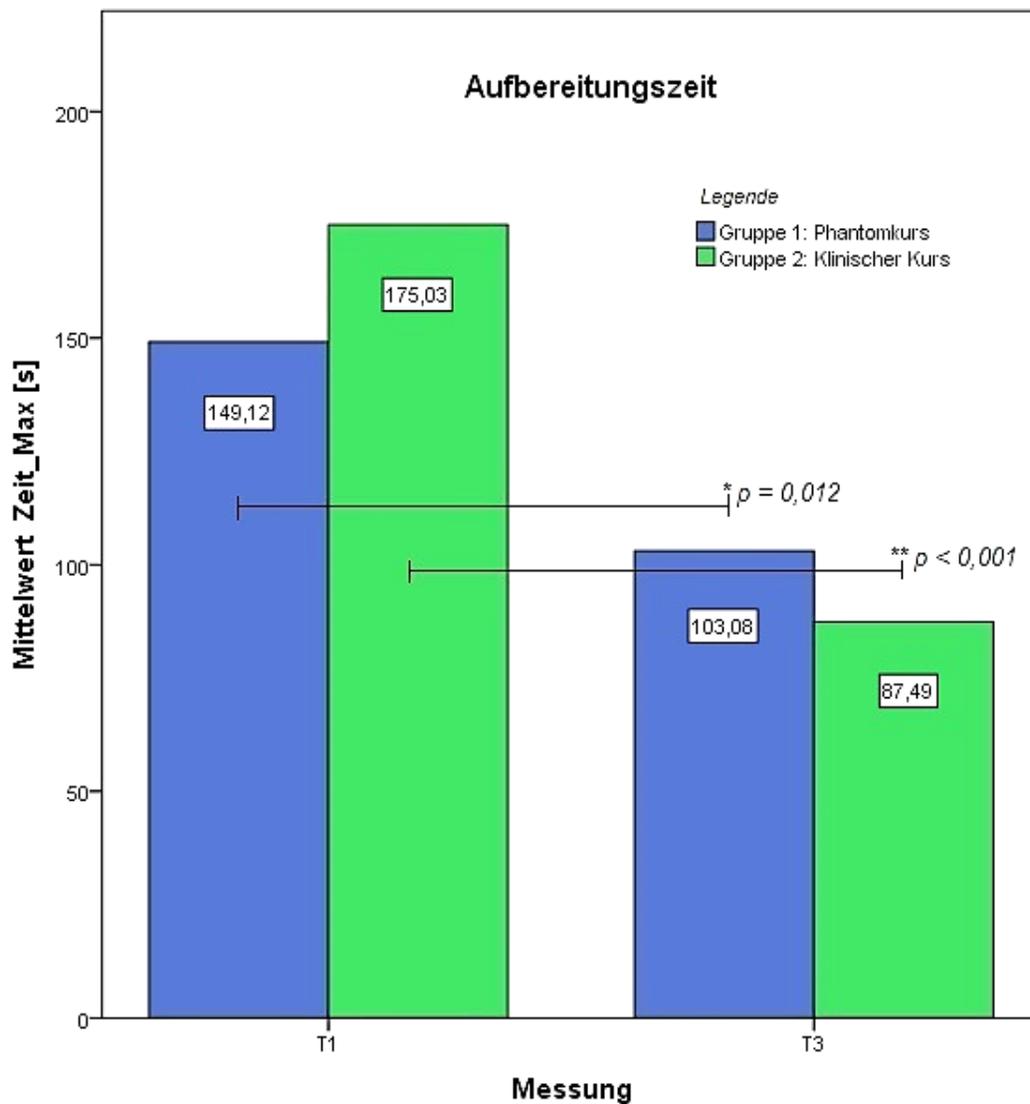


Abbildung 18: Ergebnis aus T-Test, Aufbereitungszeit bei beiden Gruppen

Aufbereitungszeit:

Die statistische Auswertung ergab, dass keine signifikanten Unterschiede in der Aufbereitungszeit zwischen beiden Gruppen vor und nach dem Training bestanden.

Signifikante und hochsignifikante Unterschiede waren innerhalb der Gruppen vor und nach dem Training zu erkennen.

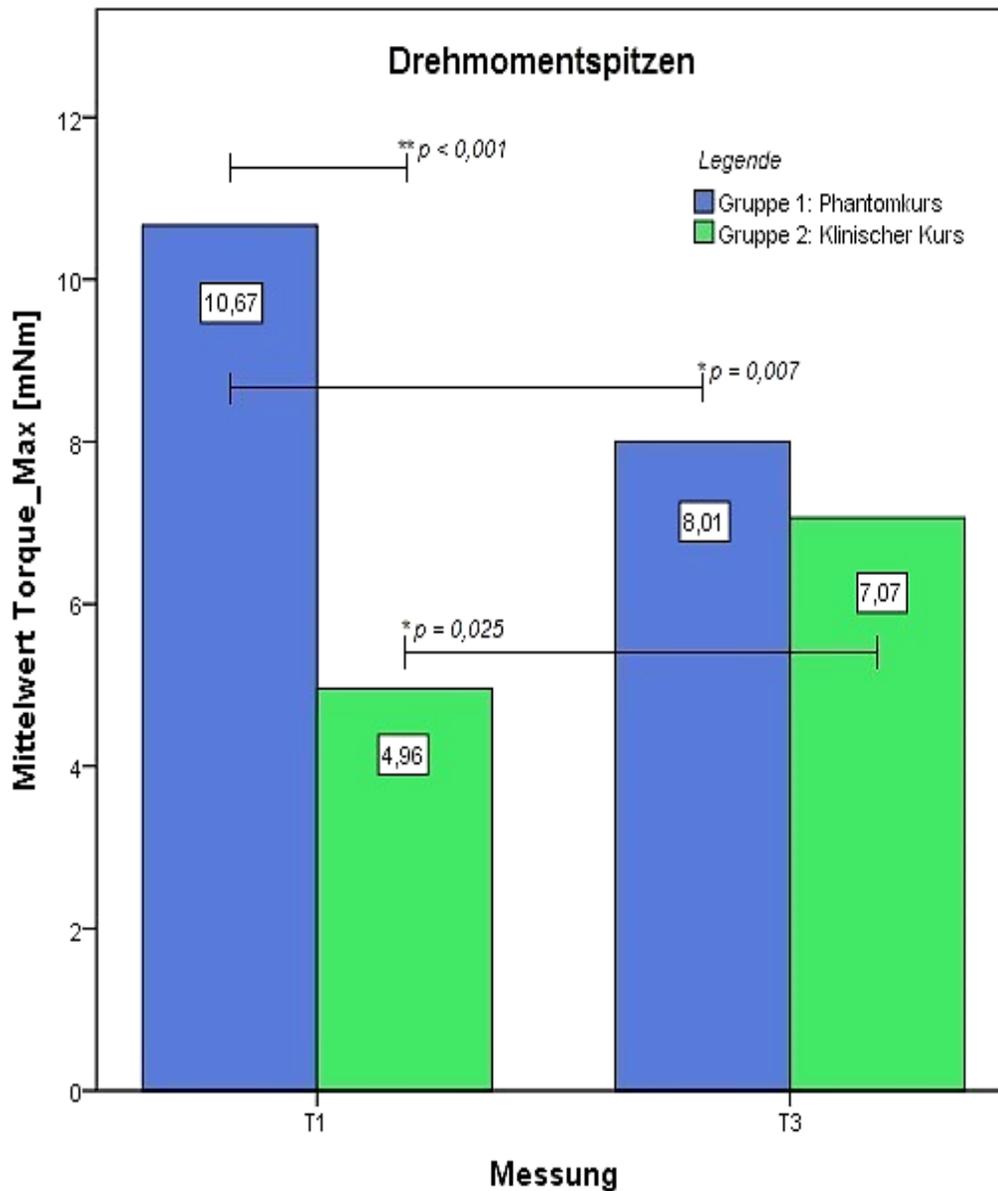


Abbildung 19: Ergebnis aus T-Test, Drehmomentspitzen bei beiden Gruppen

Drehmomentspitzen

Die Drehmomentspitzen unterschieden sich vor dem Training zwischen den Gruppen hoch signifikant ($p < 0,001$), nach dem Training war kein signifikanter Unterschied mehr zu erkennen ($p = 0,373$). Die Drehmomentspitzen in Gruppe 1 waren nach dem Training signifikant kleiner ($p = 0,007$) und in Gruppe 2 signifikant größer ($p = 0,025$).

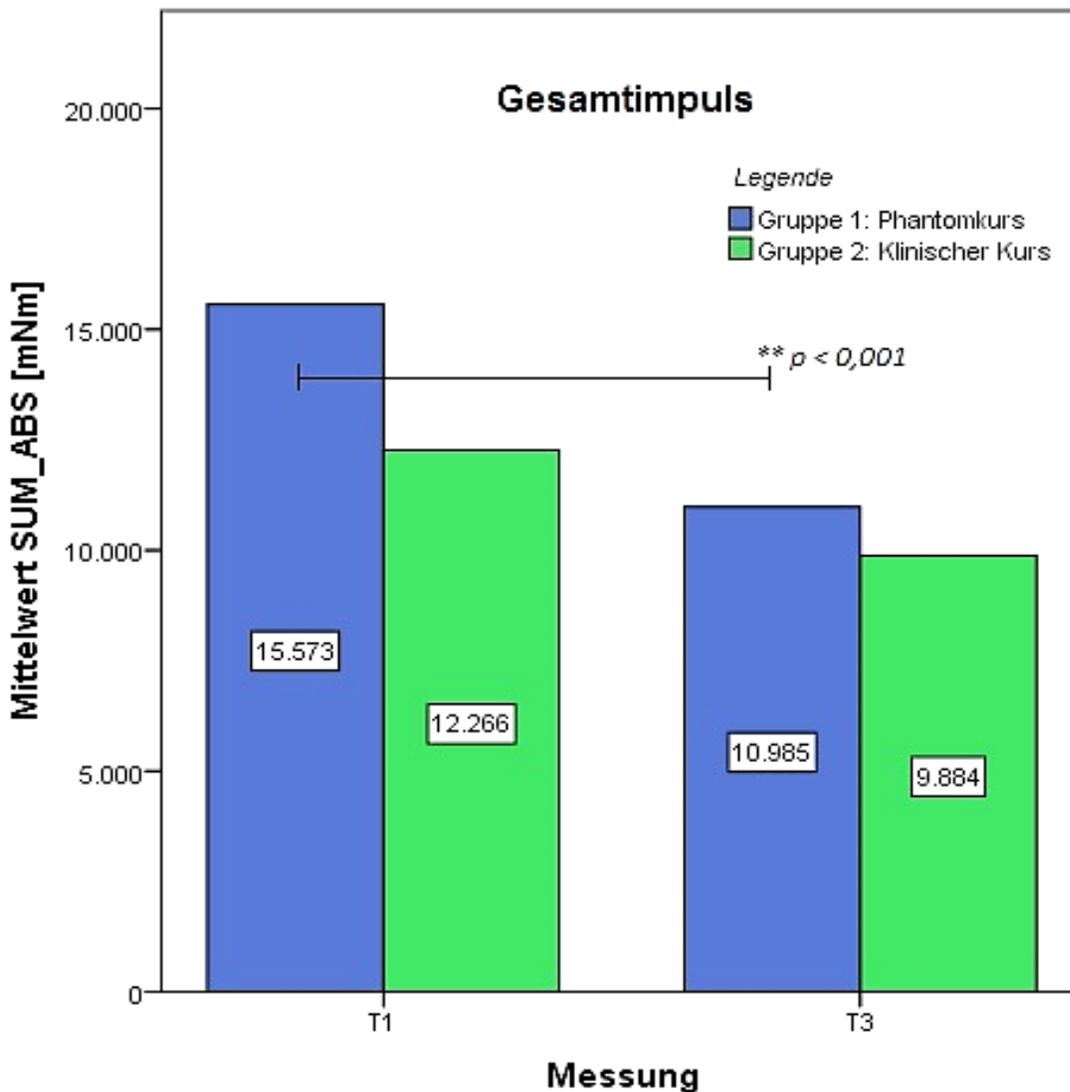


Abbildung 20: Ergebnis aus T-Test, Gesamtimpuls bei beiden Gruppen

Gesamtimpuls

Der Gesamtimpuls unterschied sich weder in der ersten Messung noch bei der letzten Messung zwischen beiden Gruppen signifikant. Es gab nur einen hochsignifikanten Unterschied ($p < 0,001$) vor und nach dem Training bei Gruppe 1.

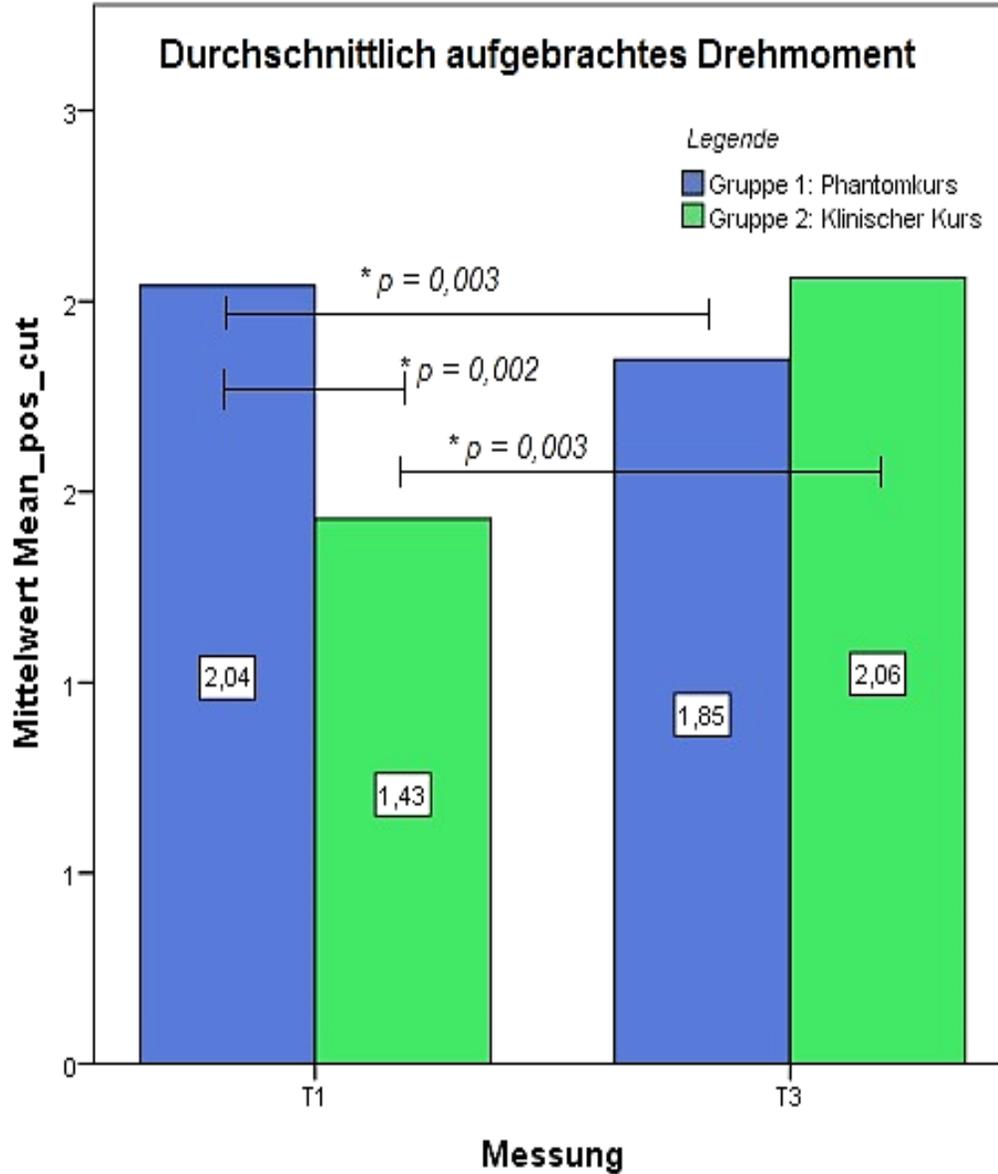


Abbildung 21: Ergebnis aus T-Test; durchschnittlich aufgebrachtes Drehmoment bei beiden Gruppen

Durchschnittlich aufgebrachtes Drehmoment

Vor dem Training gab es einen signifikanten Unterschied ($p = 0,002$) zwischen beiden Gruppen. Beide Gruppen zeigten einen signifikanten Unterschied ($p = 0,003$ bei beiden Gruppen) nach dem Training im Vergleich zu der zuvor durchgeführten Testung.

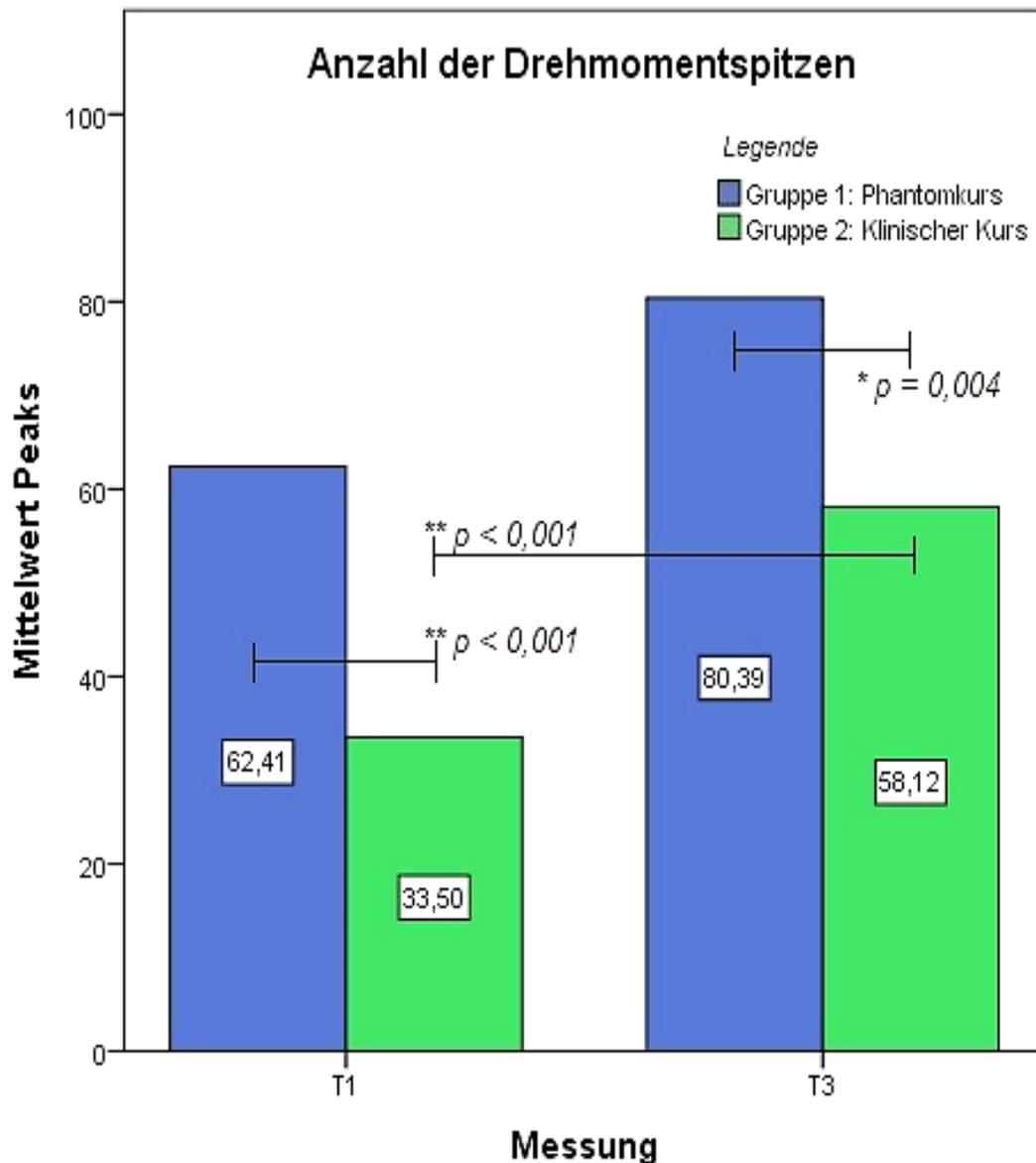


Abbildung 22: Ergebnis aus T-Test, Anzahl der Drehmomentspitzen bei beiden Gruppen

Anzahl der Drehmomentspitzen

Die Anzahl der Drehmomentspitzen unterschied sich bei T1 hoch signifikant ($p < 0,001$), auch nach dem Training unterschieden sich beide Gruppen weiterhin sehr signifikant ($p = 0,004$). Nach dem Training war die Anzahl der Drehmomentspitzen bei Gruppe 2 hoch signifikant ($p < 0,001$) erhöht.

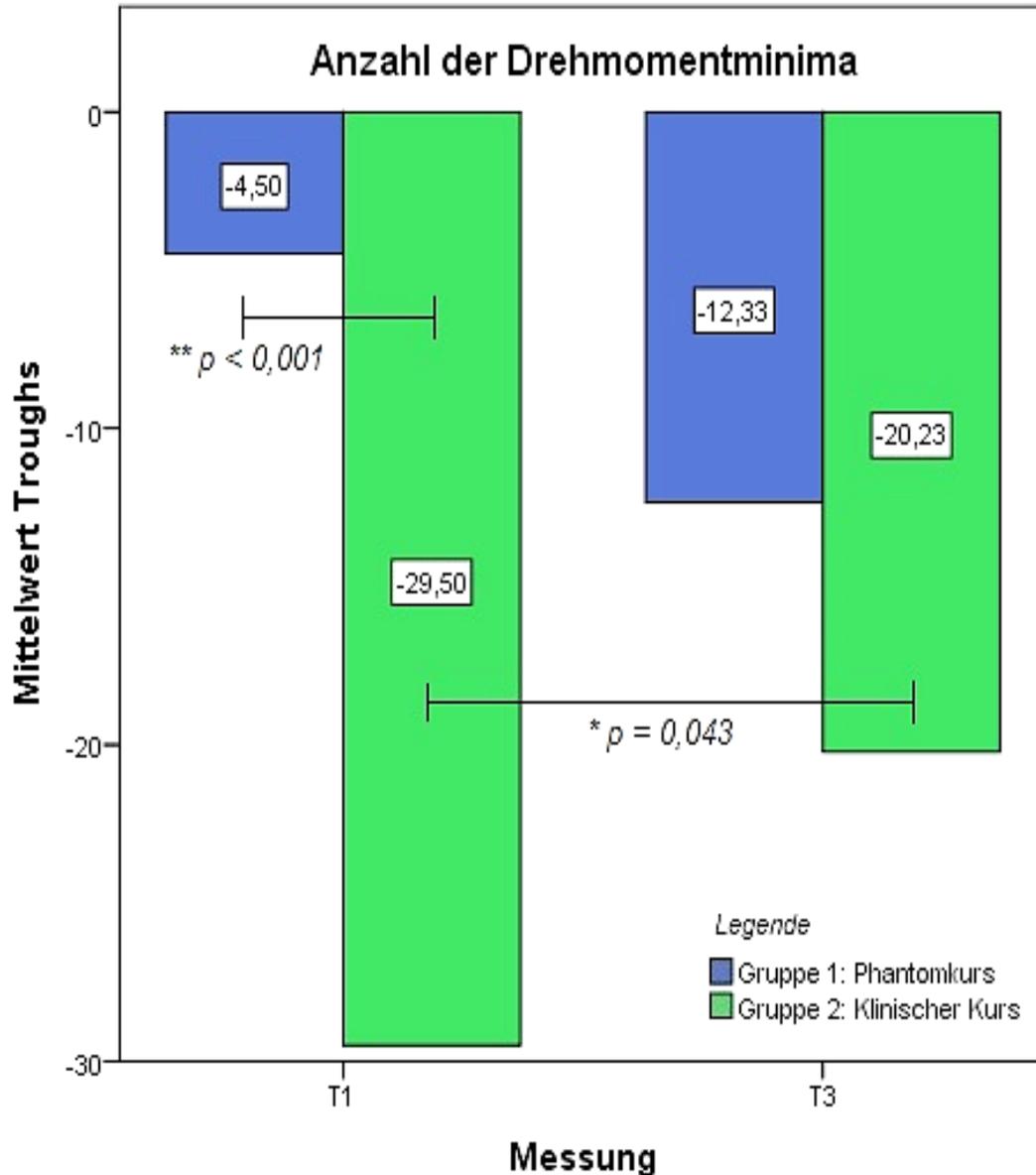


Abbildung 23: Ergebnis aus Welch-Test, Anzahl der Linksdrehungen bei beiden Gruppen

Anzahl der Linksdrehungen (Drehmomentminima)

Bei T1 unterschied sich die Anzahl bei ungleichen Varianzen (Welch-Testung) hoch signifikant ($p < 0,001$). Gruppe 2 senkte die Anzahl der Linksdrehungen signifikant ($p = 0,043$) nach dem Absolvieren des Trainings. Die Aussagekraft der Ergebnisse des Welch-Tests muss kritisch betrachtet werden, da die Testung auf Normalverteilung gezeigt hat, dass die Anzahl der Linksdrehungen in Gruppe 1 nicht normal verteilt ist.

3.2. Analyse der verwendeten Instrumente

3.2.1. Ergebnisse

Die Instrumente wurden bei beiden Gruppen nach dem Training stärker verdreht.

Gruppe 1 verdrehte die Instrumente im Mittel um $140,33^\circ$ [$182,18^\circ$] (Mittelwert von Instrumentenverdrehung [StAbw]) vor dem Training und danach um $218,43^\circ$ [$103,42^\circ$].

Gruppe 2 erzielte anfangs (=bei T1) $98,4^\circ$ [$71,151^\circ$] und bei T3 $202,23^\circ$ [$112,06^\circ$].

3.2.2. Vergleich beider Gruppen

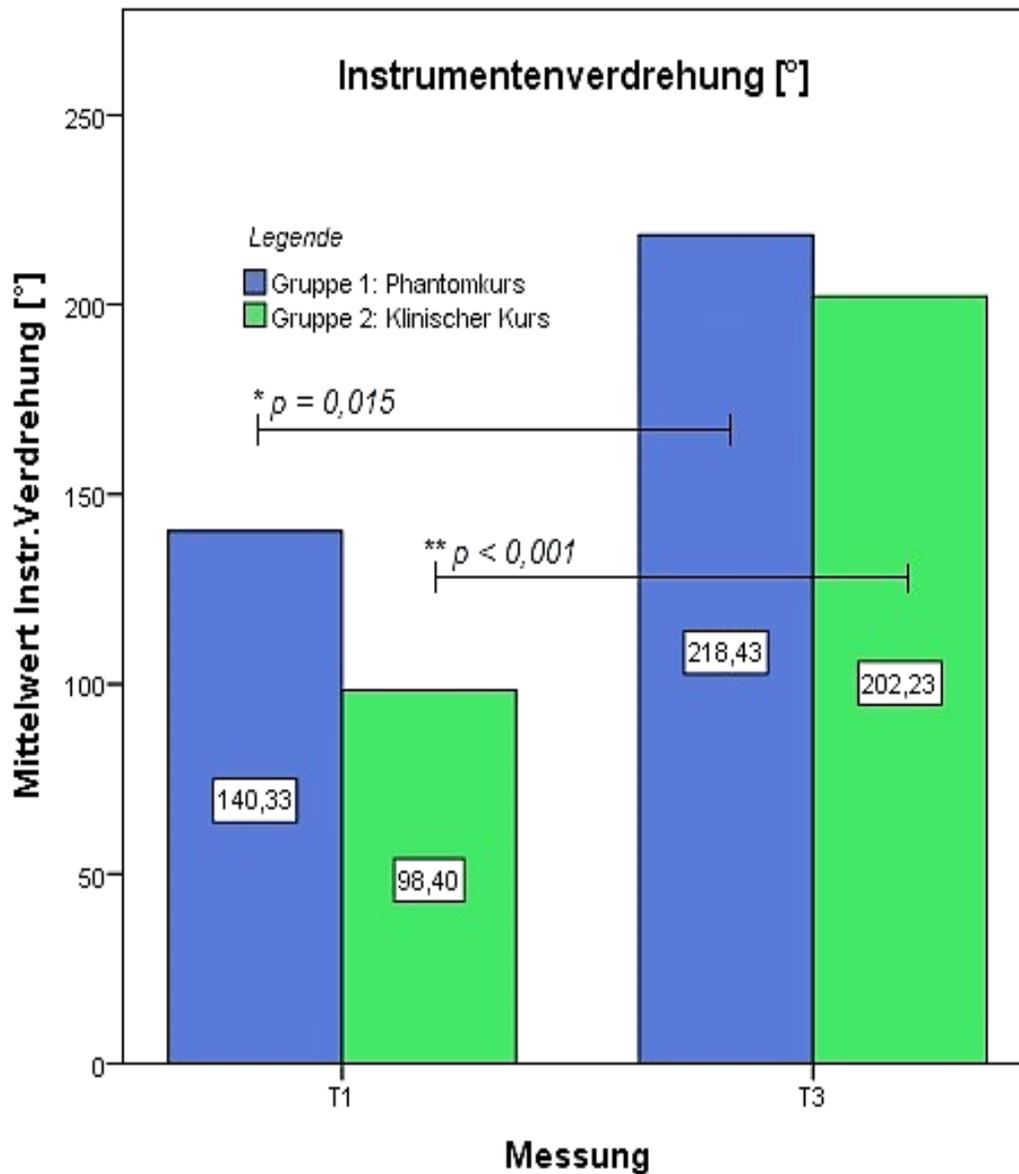


Abbildung 24: Ergebnis aus T-Test, Instrumentenverdrehung [°] bei beiden Gruppen

Die absolute Verdrehung unterschied sich vor und nach dem Training zwischen beiden Gruppen nicht signifikant. Nach dem Training stiegen die Werte bei Gruppe 1 signifikant an ($p = 0,015$) und bei Gruppe 2 ist der Unterschied von T1 zu T3 hoch signifikant ($p < 0,001$).

3.2.3. Korrelationen

Die Korrelationen wurden zwischen der Variable "Instrumentenverdrehung" und allen anderen Variablen innerhalb des gesamten Versuches ($n = 107$) bzw. innerhalb der beiden Gruppen vor und nach dem Training getestet. Hierfür wurden Tests nach Pearson und Spearmans Rho getätigt, um mögliche Korrelationen mit und ohne der Annahme einer linearen Beziehung der Variablen zu untersuchen.

Bei der Untersuchung aller Fälle nach Pearson ohne Beachtung der Gruppen und Messzeitpunkte ($n = 107$) fiel eine signifikant ($p = 0,013$) schwache Korrelation zwischen der maximalen Höhe der Drehmomentspitzen und Instrumentenverdrehung auf, sowie ebenfalls eine signifikant ($p = 0,018$) schwache Korrelation mit der Anzahl an Drehmomentspitzen.

Die Untersuchung nach Spearman-Rho zeigte eine signifikant ($p = 0,047$) schwache Korrelation zwischen der Aufbereitungsdauer und Instrumentenverdrehung. Das durchschnittlich aufgebrauchte Drehmoment schien ebenfalls signifikant ($p = 0,014$) schwach mit der Instrumentenverdrehung zu korrelieren. Stark signifikant ($p = 0,005$, für eine schwache Korrelation) korrelierte die Anzahl an Drehmomentspitzen.

T1

In der ersten Gruppe ließen sich vor dem Training keine Korrelationen zwischen der Instrumentenverdrehung und allen anderen Parametern nachweisen.

Gruppe 2 zeigte hingegen eine sehr signifikante moderate Korrelation mit der Aufbereitungszeit ($p = 0,003$; Pearson). Bei der Analyse nach Spearman-Rho war eine sehr signifikante ($p = 0,001$) stark moderate (Koeffizient = 0,585) Korrelation mit der Aufbereitungszeit zu erkennen. Ebenfalls signifikant und moderat war das Ergebnis für das durchschnittlich aufgebrauchte Drehmoment ($p = 0,02$) und die Anzahl an Drehmomentspitzen ($p = 0,035$).

T3

Bei Gruppe 1 fiel nach Betrachtung der Korrelationskoeffizienten nach Pearson eine sehr signifikante ($p = 0,006$) moderate Korrelation mit dem maximalen Drehmoment auf. Auffällig war auch eine signifikante ($p = 0,042$) moderate Korrelation mit dem durchschnittlich appliziertem Drehmoment.

Die Höhe der Korrelation und der Signifikanz stieg für beide Variablen bei der Untersuchung nach Spearman-Rho (p [Torque_Max] = 0,003, Koeffizient = 0,473; p [durchschn.Drehmoment] = 0,007, Koeffizient = 0,425).

Nach Pearson ergab sich in Gruppe 2 eine sehr signifikante (p = 0,002) moderate Korrelation mit der Aufbereitungszeit (Koeffizient = 0,538). Ebenfalls signifikant war die moderate Korrelation des Gesamtpulses (p = 0,024). Diese war stärker und signifikanter als bei Spearman-Rho.

Die lineare Regressionsanalyse verlief ergebnislos.

3.3. Ergebnisse der Aufbereitung

3.3.1. Ergebnisse

Die Gruppen erreichten bei der Aufbereitung eine durchschnittliche Konizität an der Innenkurvatur von 1,79% [0,86%] (Mittelwert[StAbw]) und an der Außenkurvatur von 2,14% [1,57%]. Bei den meisten Probanden verlief die Aufbereitung (neu geschaffene Kurvatur) ungleichmäßig, im Schnitt wurde pro Kanal eine Standardabweichung an der Innenkurvatur von 11,01% [2,15%] und an der Außenkurvatur von 14,5% [4,5%] gemessen. Gruppe 1 hatte einen mittleren Abstand an der Innenkurvatur zum Apex von 1,38 mm [0,88 mm], Gruppe 2 erreichte 1,81 mm [1,24 mm]. An der Außenkurvatur betrug der Abstand zum Apex bei Gruppe 1 0,3 mm [0,59 mm] und bei Gruppe 2 0,69 mm [0,77 mm]. Beim Zipping-Index erreichten beide Gruppen im Durchschnitt einen Score von 10,94 [12,48] (Sollwert < 5), allerdings lag der Median bei 5.

Der Flächenabtrag an der Außenkurvatur von Gruppe 1 lag bei 6,51 mm² [1,73 mm²] und von Gruppe 2 bei 5,59 mm² [1,32 mm²]. An der Innenkurvatur lag der Abtrag von Gruppe 1 bei 4,86 mm² [1,44 mm²] und von Gruppe 2 bei 4,59 mm² [1,02 mm²].

Das ergibt einen durchschnittlichen Quotienten bei beiden Flächen von 1,37 [0,49]. Der durchschnittliche Differenzbetrag zwischen den beiden Flächen betrug 0,3 mm² und hatte eine Standardabweichung von 0,26 mm².

Die Unterschiede zwischen den Apexabständen, dem Flächenabtrag und der Standardabweichung der Konizität an der Innen- und Außenkurvatur waren hoch signifikant (p < 0,001, T-Test bei verbundenen Stichproben für Außen- und Innenkurvatur). Die Werte vom Zipping-Index waren nicht normal verteilt.

Gruppe:		Konizität Außenkurvatur [%]	Konizität Innenkurvatur [%]	StAbw Konizität Außenkurvatur [%]	StAbw Konizität Innenkurvatur [%]	Apexabstand Außenkurvatur [mm]	Apexabstand Innenkurvatur [mm]
Gruppe 1: Phantomkurs	Mittelwert	2,3026	1,8435	14,6109	11,2976	,2991	1,3811
	N	34	34	34	34	34	34
	Standardabweichung	1,65414	,90871	4,33073	2,18543	,59221	,88222
	Median	2,0800	1,7650	14,2350	11,5900	,0889	1,3994
Gruppe 2: Klinischer Kurs	Mittelwert	1,9490	1,7366	14,3772	10,8648	,6914	1,8057
	N	29	29	29	29	29	29
	Standardabweichung	1,47942	,82400	4,75817	2,13124	,76914	1,23758
	Median	1,8000	1,6600	14,0700	10,7000	,4230	1,9439
Insgesamt	Mittelwert	2,1398	1,7943	14,5033	11,0984	,4797	1,5765
	N	63	63	63	63	63	63
	Standardabweichung	1,57365	,86547	4,49677	2,15423	,70191	1,07306
	Median	1,9600	1,6900	14,2100	11,1600	,3783	1,5966

Tabelle 5: Ergebnis der deskriptiven Statistik, Aufbereitung bei beiden Gruppen

Gruppe:		Ziping-Index (Sollwert < 5)	Abtrag Außenkurvatur [mm ²]	Abtrag Innenkurvatur [mm ²]	Quotient (A-Außenk. / A-Innenk.)	Differenz [mm ²]	STABW [mm ²] (Außenk. vgl. Innenk.)
Gruppe 1: Phantomkurs	Mittelwert	11,26	6,5143	4,8608	1,4533	,3081	,2554
	N	34	34	34	34	34	34
	Standardabweichung	11,922	1,73413	1,43765	,56834	,11643	,07146
	Median	5,00	6,0730	4,6855	1,2915	,3085	,2576
Gruppe 2: Klinischer Kurs	Mittelwert	10,55	5,5922	4,5863	1,2645	,2886	,2657
	N	29	29	29	29	29	29
	Standardabweichung	13,308	1,31600	1,01629	,35335	,09534	,08051
	Median	4,00	5,3220	4,6310	1,1149	,2784	,2611
Insgesamt	Mittelwert	10,94	6,0898	4,7344	1,3664	,2991	,2601
	N	63	63	63	63	63	63
	Standardabweichung	12,481	1,61164	1,25919	,48715	,10684	,07532
	Median	5,00	5,8306	4,6534	1,2278	,2924	,2601

Tabelle 6: Ergebnis der deskriptiven Statistik, Aufbereitung bei beiden Gruppen

3.3.2. Vergleich der Gruppen

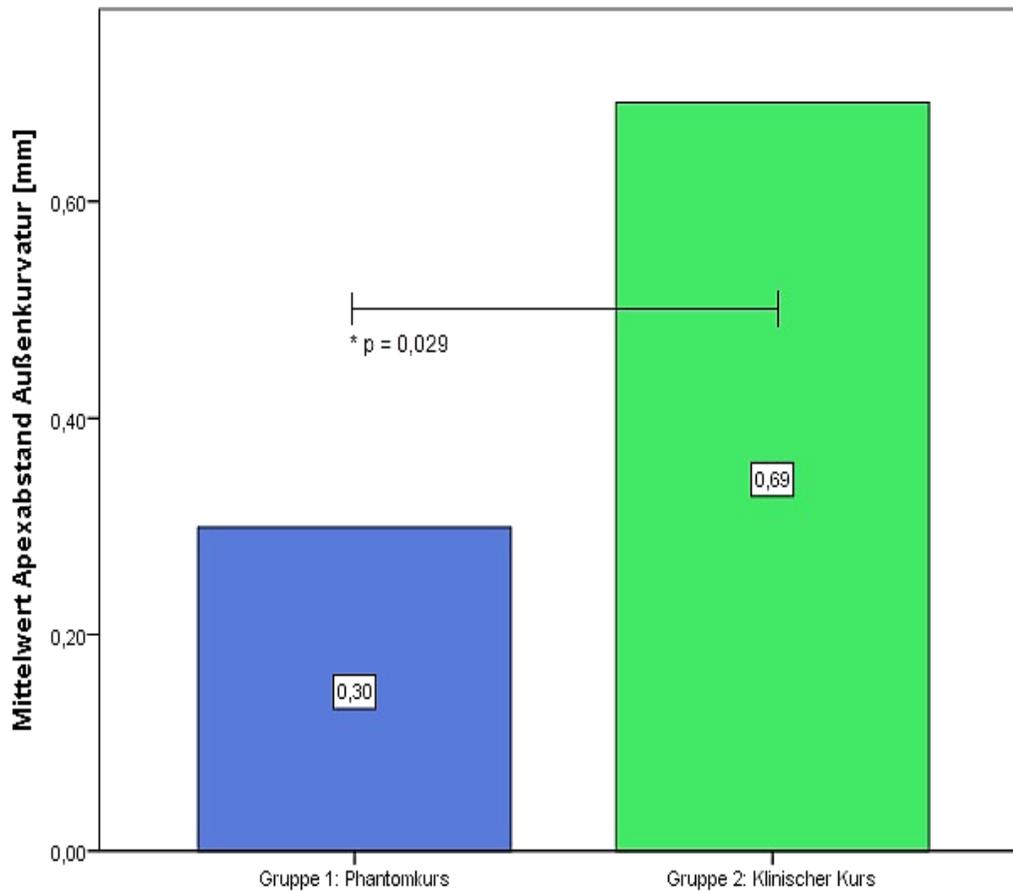


Abbildung 25: Ergebnis aus T-Test, Abstand zum Apex an der Außenkurvatur

Die Abstände zu den Apices an der Außenkurvatur unterschieden sich signifikant ($p = 0,029$; vgl. Abstände Gruppe 1: 0,3 mm zu Gruppe 2: 0,69 mm).

Außerdem trug Gruppe 1 an der Außenkurvatur mehr ab ($p = 0,022$) als Gruppe 1 (Vgl. 6,51 mm² zu 5,59 mm²).

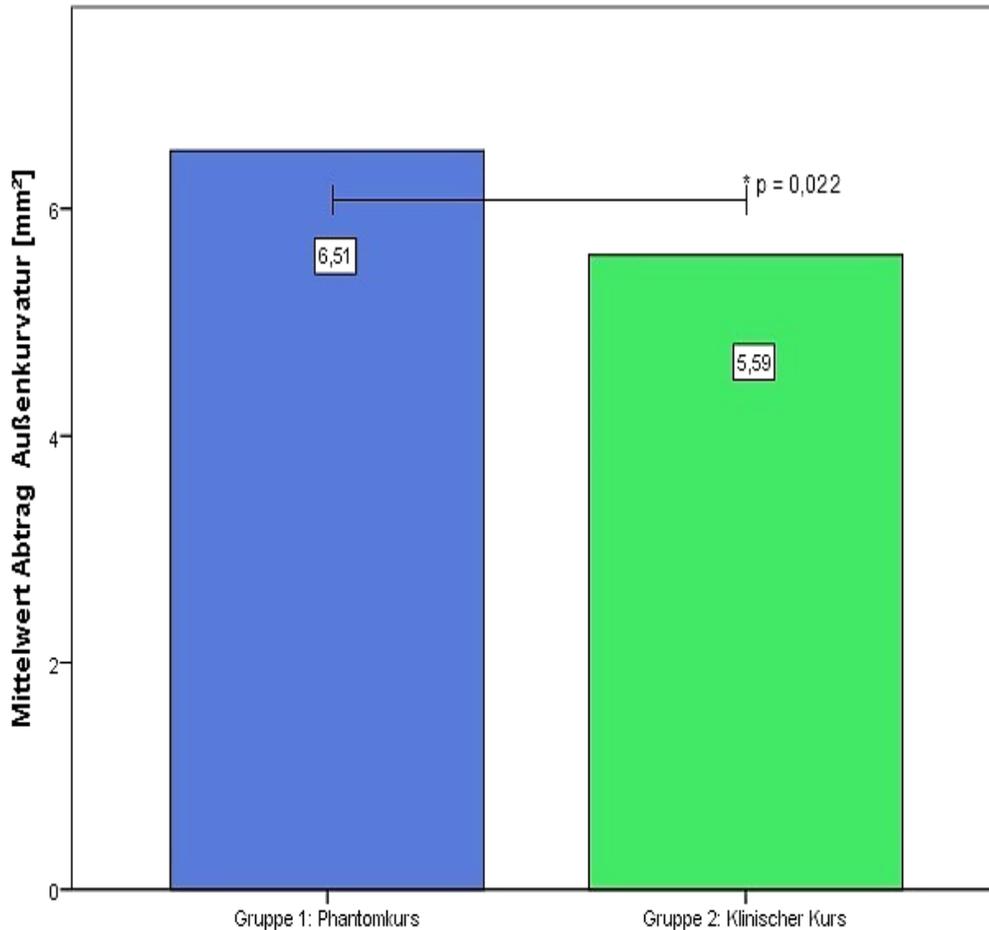


Abbildung 26: Ergebnis aus T-Test, Abtrag [mm²] an der Außenkrümmung

3.3.3. Korrelationen

Die Korrelationen wurden zwischen jeder Variable von allen Probanden (n = 63) untersucht. Hierfür wurden Tests nach Pearson und Spearmans Rho getätigt, um mögliche Korrelationen mit und ohne die Annahme einer linearen Beziehung der Variablen zu untersuchen.

75% der möglichen Korrelationen wiesen eine signifikante, sehr signifikante oder hoch signifikante Korrelation unterschiedlichen Ausmaßes auf.

Nach Spearman-Rho besaß der Zipping-Index eine hoch signifikante ($p < 0,001$) starke Korrelation (Korrelationskoeffizient = 0,73) mit der durchschnittlichen Standardabweichung der Konizität der Außenkrümmung und der durchschnittlichen Standardabweichung der Flächendifferenz (Kk. = 0,67). Einen hoch signifikanten starken negativen Einfluss hatte die Konizität der Außenkrümmung (Kk. = -0,61). Sehr signifikant war das Ergebnis für eine mäßige Beziehung mit dem Apexabstand der Innenkrümmung ($p = 0,001$; Kk. = 0,4). Signifikante

schwache Korrelationen bestanden des Weiteren mit dem Apexabstand an der Außenkurvatur ($p = 0,033$; $Kk. = 0,233$), dem Abtrag an der Außenkurvatur ($p = 0,036$; $Kk. = 0,23$) und den Quotienten der beiden abgetragenen Flächen ($p = 0,014$; $Kk. = 0,28$).

Die absolute Flächendifferenz der Außen- und Innenkurvatur [mm^2] hatte nach Pearson eine hoch signifikante starke bis sehr starke Korrelation mit dem Abtrag [mm^2] an der Außenkurvatur ($p < 0,001$; $Kk. = 0,8$), der Konizität der Außenkurvatur ($p < 0,001$; $Kk. = 0,51$) und der Standardabweichung der Konizität der Innenkurvatur ($p < 0,001$; $Kk. = 0,75$). Zudem gab es nach Spearman-Rho eine hoch signifikante negative Korrelation in Angesicht der Konizität der Innenkurvatur ($p < 0,001$; $Kk. = -0,49$) und eine positive Korrelation mit der Standardabweichung der Außen- und Innenflächen ($p < 0,001$; $Kk. = 0,52$).

4. Diskussion

4.1. Methodik

4.1.1. Experimental Design

Die Versuchsplanung umfasste drei ineinandergreifende Untersuchungen, welche parallel stattfanden. Innerhalb dieser Studie wurde ein Drehmomenttraining für Studierende entwickelt, welches drei verschiedenen Fragestellungen nachging:

1. Hat das Training einen positiven Effekt auf die endodontische Ausbildung?
2. Welche Konsequenzen ergeben sich aus den Ergebnissen für den klinischen Alltag?
3. Welche Rückschlüsse lassen sich für die Lehre ziehen?

Die Auswertungen der Drehmomentmessungen wurden ergänzt durch die Analyse der Instrumente und der Aufbereitung. Viele veröffentlichte Studien beschäftigen sich mit einzelnen Teilgebieten, wie bspw. Drehmomentmessungen [18, 19, 28, 40-42], Aufbereitungstechniken [34-36], Instrumentenverschleiss [25-28, 30] und Aufbereitungsergebnissen [14, 15, 33, 43]. Das Experimental-Design dieser Studie ist in seiner Form einzigartig und ermöglicht die Betrachtung der Ergebnisse verschiedener Teilgebiete.

4.1.2. Auswertung

Pereira et al. postulierten 2013 eine effektive Methode zur Drehmomentmessung, welche schon 2002 von Peters et al und 2005 von Ullmann et al benutzt wurde und innerhalb dieser

Studie Anwendung fand [40-42]. Auch die Auswertung von Instrumenten und die Aufbereitung mit Hilfe von Photographien wurde von zahlreichen Autoren beschrieben [3, 14, 15, 26, 29, 43]. Baumann et al. überlagerten 2012 ebenfalls digital Bilder von artifiziellen Wurzelkanälen vor und nach der Aufbereitung [44]. Bisher fand noch keine dokumentierte Messung und Auswertung des manuellen Drehmoments in der Wissenschaft statt, obwohl Sae-Kee et al. schon 2004 Drehmoment- und Kraftsensoren für Präparationsübungen in der Lehre vorgestellt haben [45]. Lim und Webber stellten schon 1985 fest, dass artifizielle Wurzelkanäle, wie sie auch in dieser Studie verwendet wurden, ein valides Modell für die Untersuchung der Aufbereitungsergebnisse darstellen [3].

4.1.3. Limitationen der Studie

Diese Studie beinhaltete 64 Teilnehmer, welche auf zwei Gruppen aufgeteilt wurden. Somit erhielt man nur das Ergebnis einer Stichprobe von Anwendern. Durch die Wahl einer größeren Studienpopulation, könnten sich möglicherweise weitere signifikante Unterschiede verschiedener Variablen zeigen [46]. Es wurden artifizielle Wurzelkanäle doppelt und zwei verschiedene Instrumentengrößen verwendet. Untersuchungen zur Aufbereitung ohne Training (nach T1) könnten zu weiteren wichtigen Erkenntnissen in der Lehre führen.

Das Ausweiten der Studie auf Probanden mit deutlich mehr Erfahrung (bspw. Endospezialisten), anderen Aufbereitungsmethoden (bspw. maschinelle Aufbereitung) und verschiedenen Instrumenten könnten in Zukunft untersucht werden.

Das Drehmoment ist nicht die einzige Kraft bei der Aufbereitung. Vielmehr spielt die Kombination aus translatorischen und rotierenden Bewegungen eine Rolle. Dementsprechend ist für weitere Studien die Erweiterung des Sensors zu empfehlen, damit alle Kraftvektoren erfasst und ausgewertet werden können [14, 15, 45].

Das Design der artifiziellen Wurzelkanäle macht eine vollständige Messung des Drehmoments unmöglich, da in der Wurzelkrümmung das Drehmoment nicht senkrecht zur Längsachse wirkt. Bei weiteren Studien sollten gerade Kanäle verwendet werden, die zentral auf den Probenhalter befestigt werden, sodass Wurzelkanallängsachse und Rotationsachse eine Einheit bilden. Durch eine eindeutige Markierung am Instrumentenschaft und die Anwendung von hochauflösenderen und größeren Bildschirmen könnte die Auswertung präzisiert werden.

Eine weitere Limitation entsteht durch die Anwendung von Proben aus Kunststoff. Die Abtragseigenschaften unterscheiden sich vom natürlichen Dentin [16, 38].

4.2. Ergebnisse

4.2.1. Drehmoment und Trainingsergebnisse

Die Ergebnisse aus den Untersuchungen belegen, dass ein Drehmomenttraining zu einer effektiveren Aufbereitung führt. Im Durchschnitt arbeiteten die Probanden anschließend schneller (vgl. Abbildung 18: Ergebnis aus T-Test, Aufbereitungszeit bei beiden Gruppen) und effizienter (vgl. Abbildung 18: Ergebnis aus T-Test, Aufbereitungszeit bei beiden Gruppen und Abbildungen 20, 21, 22). Dabei erreichten sie nur selten sehr hohe Drehmomentspitzen (vgl. Abbildung 19: Ergebnis aus T-Test, Drehmomentspitzen bei beiden Gruppen), welche in Verdacht stehen Instrumentenfrakturen zu bewirken [33]. Des Weiteren waren signifikante Unterschiede bei T1 vorhanden: Die Drehmomentspitzen unterschieden sich vor dem Training hoch signifikant, nach dem Training war kein signifikanter Unterschied mehr zu erkennen. D.h. die Probanden der Gruppe 2, welche bereits Patienten behandelten, erreichten seltener potentiell gefährliche Drehmomentspitzen. Sie schienen gewisse Erfahrungen zu besitzen und gingen mit mehr Vorsicht an die Aufgabenstellung heran. Diese Ergebnisse korrelieren mit der Studie von Prof. Baumann, in der Handaufbereitung und diverse maschinelle Aufbereitungen durchgeführt wurden von Prof. Baumann (Endodontologe mit 25 Jahren Berufserfahrung), Dr. Mikolajc (ZA, 5 Jahre BE) und Herr Navickas (einem Studenten aus dem 10ten Semester) [44]. Hierbei wurde deutlich, dass je erfahrener der Proband war, desto schneller führte er die Handaufbereitung durch. Es bestehen eindeutige Parallelen zu den Untersuchungen zum manuellen Drehmoment. Die Probandengruppe mit einem Semester mehr Erfahrung bereitete anfangs schneller auf, als die Gruppe mit weniger Erfahrung. Das durchschnittliche aufgebrachte Drehmoment unterschied sich anfangs ebenfalls signifikant. Diese Auffälligkeit deckt sich mit der Höhe der Drehmomentspitzen. Auch die Aufbereitungsfrequenz unterschied sich am Anfang hoch signifikant. Die weniger erfahrenen Studenten arbeiteten mit einer höheren Frequenz, dieser Trend ist nach dem Training immer noch messbar. Allerdings bestand kein signifikanter Unterschied zur Baseline. Zuletzt fällt ein Fehler in der Aufbereitungstechnik bei Gruppe 2 auf. Anfangs

unterschieden sich beide Gruppen bei der Anzahl der Linksdrehungen hoch signifikant (vgl. 4,5 Linksdrehungen / 29,5; $p < 0,001$). Gruppe 2 schien vermehrt die Technik „watch-winding“ anzuwenden, anstatt der vorgegebenen Technik „reaming“. Schon 1984 postulierten Roane et al., dass Linksdrehungen die Handinstrumente am ungünstigsten belasteten [47]. Dies hängt mit ihrem Herstellungsprozess zusammen, da diese in Form gedreht werden (Ausnahme Hedström). Gleichzeitig belegten die Autoren, dass die Hauptursache für Instrumentenfrakturen aufbereitungstechnisch bedingt an der Rechtsdrehung liegt. Ein weiterer Erfolg des Drehmoment-Trainings bestand bei den Untersuchungen zum manuellen Drehmoment darin, dass sich anschließend die Anzahl der Linksdrehungen angeglichen hat, sodass kein signifikanter Unterschied mehr bestand. Dennoch lagen die gemessenen Werte über der DIN ISO Norm 3610 [1, 10]. Es handelt sich bei den Werten aus der DIN ISO Norm um spezifische Größen, welche bei den Messungen im Prüfgerät nicht überschritten werden dürfen (vgl. Abbildung 27: Drehmoment in [mNm] auf der y-Achse, erstellt aus Werten der DIN ISO 3630).

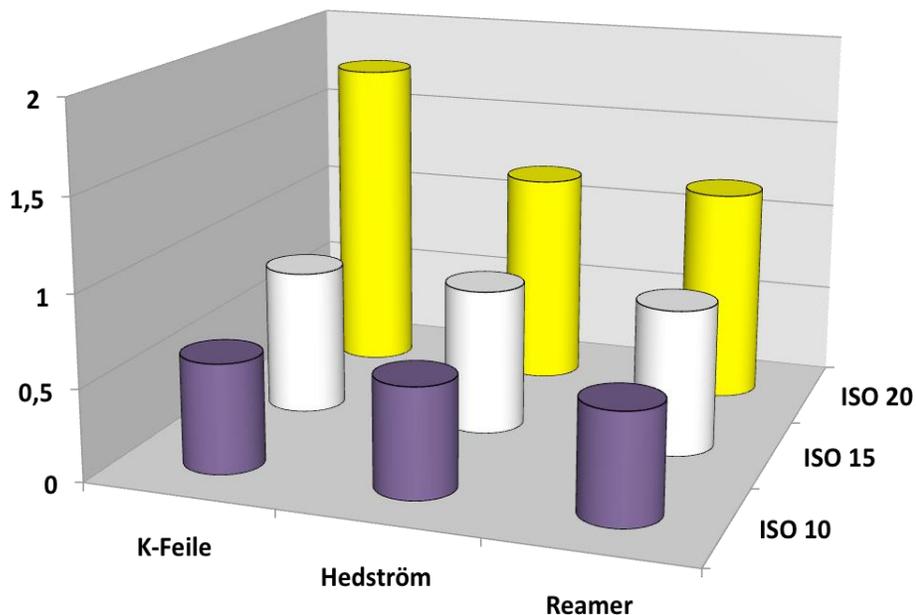


Abbildung 27: Drehmoment in [mNm] auf der y-Achse, erstellt aus Werten der DIN ISO 3630

Da sich Kräfte im Wurzelkanal flächig verteilen und nicht wie im Prüfgerät punktförmig auftreten, dienen die DIN ISO Normen lediglich der Orientierung [17]. Dies erklärt auch die hohe Widerstandsfähigkeit der Instrumente bei solch hohen Kräften, wie sie in dieser Studie

und auch bereits in den Studien anderer Autoren auftraten [26, 29, 33]. Weitere Messungen in größeren Zeitabständen (bspw. T4 nach 6 Monaten, etc.) sollten zur Untersuchung der Lernkurve erwogen werden.

4.2.2. Analyse der verwendeten Instrumente

Die Analyse der verwendeten Instrumente zeigte, dass diese bereits nach einmaligem Gebrauch verformt sind. Gruppe 1 verdrehte die Instrumente im Mittel um $140,33^\circ$ [$182,18^\circ$] vor dem Training und danach um $218,43^\circ$ [$103,42^\circ$]. Gruppe 2 erzielte anfangs $98,4^\circ$ [$71,151^\circ$] und bei T3 $202,23^\circ$ [$112,06^\circ$]. Die Verformung nimmt nach dem Training (hoch) signifikant zu, Korrelationen zu verschiedenen Faktoren konnten nachgewiesen werden, allerdings ist eine Fortführung dieser oder ähnlicher Studien notwendig, um das Ausmaß und die Wichtigkeit der Faktoren zu erörtern. Studien aus dem Jahr 2015 zeigen, dass die Sterilisation der Instrumente einen Einfluss auf deren Schneidleistung und Flexibilität hat [48]. Des Weiteren fanden Sonntag et al. 2007 heraus, dass selbst nach sorgfältiger Sterilisation Reste von Prionen an Instrumenten der Endodontologen nachgewiesen werden konnten [49]. Daraus leiteten die Forscher eine klare Empfehlung für die Einmalverwendung ab. Die Untersuchungen zum manuellen Drehmoment an Wurzelkanalinstrumenten bestärken die Empfehlungen früherer Autoren zur Einmalverwendung. Interessant ist die Tatsache, dass bei den unerfahrenen Probanden bei T1 keine Korrelationen nachgewiesen werden konnten. Vor dem Training schienen die Aufbereitungszeit, Anzahl der Drehmomentspitzen und das durchschnittliche Drehmoment nur in Gruppe 2 (klinischer Kurs) einen statistisch nachweisbaren Einfluss auf die Instrumentenverformung zu haben. Bei T3 wurden Korrelationen zwischen Instrumentenverformung und maximalen Drehmoment, Gesamtimpuls, Aufbereitungszeit und dem durchschnittlich appliziertem Drehmoment dargelegt. Hierraus lassen sich Parallelen zur maschinellen Aufbereitung ableiten. Die Studien aus den Jahren 2014 und 2015 unterscheiden zwischen Ermüdungsbrüchen und Brüchen aufgrund eines zu hohen Drehmoments [48, 50-59]. Es liegt nahe diese Ergebnisse mit den Korrelationen von Aufbereitungszeit, Gesamtimpuls und maximalen Drehmoment zu vergleichen, da diese zu Instrumentenfrakturen bei anderen Autoren geführt haben.

4.2.3. Ergebnisse der Aufbereitung

Die Aufbereitung fiel bei beiden Gruppen sehr ähnlich aus. Signifikante Unterschiede bestehen zwischen den Gruppen in Anbetracht des Abstandes zum Apex und des Flächenabtrags an der Außenkurvatur (vgl. Abbildung 25: Ergebnis aus T-Test, Abstand zum Apex an der Außenkurvatur + Abbildung 26: Ergebnis aus T-Test, Abtrag [mm²] an der Außenkurvatur; $p < 0,05$). Diese Ergebnisse legen nahe, dass Gruppe 2 die artifizialen Kanäle seltener perforiert hat. Gruppe 2 hat im Mittel einen größeren Abstand zum Apex eingehalten. Des Weiteren suggerieren die Ergebnisse von Gruppe 2 eine gleichmäßigere Aufbereitung der Wurzelkanäle, da die Probanden an den Außenwänden signifikant weniger abgetragen haben. Schilder postulierte schon 1974 in seinem Paper „Cleaning and shaping the root canal“, dass das „shaping“, also die instrumentelle Erweiterung des Wurzelkanals gleichmäßig der konisch ansteigenden Wurzelkanalform entsprechen sollte. Die Originalform des Wurzelkanals sollte erhalten bleiben und das apikale Foramen durfte nicht verlagert werden [60]. Diese Grundsätze gelten bis heute, wie Metaanalysen zur Aufbereitung von Aminosahriae 2015 belegen [61, 62].

Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass beide Gruppen (über 90% der Probanden) nicht den Standards entsprechend (vgl. „Wurzelkanalaufbereitung“, wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK und DKZ [63]) die Aufbereitung abgeschlossen haben. Die Ungleichmäßigkeiten der Aufbereitungsergebnisse werden anhand der hoch signifikanten ($p < 0,001$) Unterschiede folgender Parameter deutlich:

- Standardabweichung an der Innenkurvatur von 11,01 % [2,15 %] und an der Außenkurvatur von 14,5 % [4,5 %]. Diese Werte spiegeln die Ungleichmäßigkeit der ansteigenden Wurzelkanalform nach der Aufbereitung wieder [60-62]
- 0,48 mm [0,70 mm] Abstand zum Apex an der Außenkurvatur und 1,58 mm [1,07 mm] Apexabstand an der Innenkurvatur. Das bedeutet, dass das apikale Foramen in den meisten Fällen verlagert wurde.
- Flächenabtrag an der Außenkurvatur 6,09 mm² [1,61 mm²] und 4,73 mm² [1,26 mm²] an der Innenkurvatur und insgesamt ein Quotient von 1,37 [0,49] zwischen beiden Flächen, d.h. die Fläche an der Außenkurvatur wurde zu 37% stärker abgetragen. Dementsprechend wurde die Originalform des Wurzelkanals nicht erhalten, was in vivo eine starke Gefährdung der mikrobiellen Reduktion darstellt [60-63].

Zur Veranschaulichung sollen die chronologisch geordneten Bilder der ersten 18 Probanden dienen (vgl. Abbildung 28: Auswertung der Aufbereitung von Proband 1 bis 18, aus Anhang 2). Die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen führen zu der Schlussfolgerung, dass sich ein halbes Jahr „Berufserfahrung“ („ein Semester mehr Erfahrung, reguläre Ausbildung gemäß des Curriculums der Charité“) positiv auf die Aufbereitungsergebnisse ausgewirkt hat. Abschließend bleibt die manuelle Aufbereitung nach dem Training weiterhin verbesserungsbedürftig. Die Ergebnisse ähneln dem Outcome früherer Untersuchungen zum manuellen Drehmoment und schaffen besondere Empfehlungen für die Lehre [43]. Die Aufbereitungstechniken sollten stärker trainiert werden, diese Maßnahme könnte zu einem besseren Ergebnis führen.

4.3. Konsequenzen für den klinischen Alltag

Aus den Ergebnissen wird deutlich, dass eine zügige Aufbereitung mit hoher Frequenz und niedrigen Drehmomentspitzen zu keinen Instrumentenfrakturen führte. Jedoch traten Veränderungen an den Instrumenten schon nach einmaligen Gebrauch auf, sodass das Einhalten der aktueller Hygienerichtlinien [64] zu empfehlen ist und demnach manuelle Instrumente nur einmal verwendet werden sollten [49]. Dies könnte im klinischen Alltag zu weniger Instrumentenfrakturen führen [48].

Eine Untersuchung der manuellen Aufbereitung von erfahrenen Endodontologen sollte durchgeführt und mit den Ergebnissen dieser Studie verglichen werden, wie Baumann et al im Jahr 2012 mit maschineller Aufbereitung präsentierten [44]. Die Untersuchung könnte Korrelationen zu neuen Faktoren ergeben oder die aktuellen Korrelationen festigen. Heutzutage stehen die maschinellen Systeme im Verdacht Wurzelentincracks zu bilden und somit die Heilung zu gefährden [65]. Im Vergleich zu manuellen Instrumenten schnitten 2013 bei der Studie von Hin et al. rotierende Instrumente bedeutend schlechter ab [66]. Chuste-Guillot et al. instrumentierten infizierte Wurzelkanäle manuell und maschinell mit dem Ergebnis, dass kein signifikanter Unterschied in der antibakteriellen Wirkung zwischen manueller oder NiTi-Instrumentation bestand [67]. Nichtsdestotrotz hat die maschinelle Aufbereitung große Vorteile gegenüber der manuellen. Dies wird an der Effizienz der Aufbereitung deutlich, die messbar bei Anfängern und Experten ist [44]. Aktuell ist nach wie vor die Änderung des Kanalverlaufs während der Instrumentation Forschungsgegenstand vieler Studien, dabei sind die maschinellen Systeme im klaren Vorteil [68-73].

Die Untersuchungen zum manuellen Drehmoment zeigen im Vergleich zur Studie „Root canal shaping with manual stainless steel files and rotary Ni-Ti files performed by students“ [3], dass Anfänger mit Hilfe der maschinellen Aufbereitung möglicherweise weniger Aufbereitungsfehler begehen als mit der manuellen Aufbereitung. Es werden aktuell Studien zur maschinellen Aufbereitung durchgeführt [42], allerdings fehlen bis dato weitere systematische Untersuchungen zu verschiedenen Anwendern, ähnlich dem Studiendesign dieser Dissertation oder Baumanns et al. Der Stellenwert der manuellen Instrumentierung bleibt nach wie vor hoch, Studien aus den Jahren 2015 und 2009 zeigen die hohe Relevanz eines Gleitpfades, welcher zu weniger extrudiertem Debris am Apex einerseits [74] und andererseits zum Erhalten der ursprünglichen Kanalgeometrie führt [75]. Berutti et al zeigten

schon 2004, dass manuelles „Pre-Flaring“ eine sechsfach höhere Anzahl an zu bearbeitenden artifiziellen Wurzelkanälen durch eine rotierende Feile ermöglicht, bevor sie bricht [76].

Grundsätzlich ist zu empfehlen, den Kanalverlauf präoperativ genau zu studieren, um dann durch Vorbiegen, Einhalten des Abstandes zum Apex, Rekapitulieren, Spülen und circumferente Aufbereitung eine Aufbereitung nach dem Goldstandard zu gewährleisten [4, 63, 77].

4.4. Rückschlüsse für die Lehre

Die Studie belegt die Wirksamkeit des Trainings und zeigt eine gute Integration in die Lehre. Für die Füllungstherapie konnten ähnliche Studiendesigns den Lernerfolg ebenso belegen, dies spricht für eine Ausweitung der Lehrmethoden für die Endodontie, da den Probanden nachweislich ein Feingefühl für die Handhabung der Instrumente vermittelt werden konnte [45]. Des Weiteren kann diese Maßnahme dazu beitragen, Instrumentenfrakturen in Zukunft vorzubeugen, da nach dem Training signifikant niedrigere Drehmomentspitzen erreicht und die Aufbereitung deutlich schneller abgeschlossen wurde.

Die Korrelationen legen nahe, dass die Beeinflussung dieser Faktoren möglicherweise einen Synergieeffekt auf die Instrumentenverformung hat. Für eine flächendeckende Verwendung als fester Bestandteil der Lehre müssen weitere Untersuchungen folgen, die den Lernerfolg und die Effektivität über einen längeren Zeitraum belegen. Nichtsdestotrotz ist weiteres Training und Lehre für die Probanden notwendig, was die Ergebnisse der Aufbereitung deutlich unterstreichen. Dabei gelten hier besonders die oben erwähnten Prinzipien: Der Kanalverlauf soll präoperativ genau studiert werden, um durch Vorbiegen, das Einhalten des Abstandes zum Apex, Rekapitulieren, Spülen und circumferentes Aufbereiten Fehler zu vermeiden [4, 77]. Die Studien von Sonntag et. al legen nahe, dass durch maschinelle Aufbereitung Fehler vermieden werden können, sofern die Probanden korrekt angewiesen werden [3]. Eine Untersuchung zur maschinellen Aufbereitung mit denselben Methoden könnte diese Annahme belegen. Die Ergebnisse dieser Studie überschneiden sich bezüglich der Instrumentenfrakturen, da es bei dieser Untersuchung ebenfalls zu keiner Instrumentenfraktur kam. Abschließend soll festgehalten werden, dass weitere Untersuchungen zum manuellen Drehmoment unter Berücksichtigung der Limitationen folgen sollten, die den Sachverhalt weiter aufklären und wohl möglich zu einer

Überarbeitung der Empfehlungen und Richtlinien führender wissenschaftlicher Vereinigungen führen könnten.

Eidesstattliche Versicherung

Erklärung

„Ich, Christof Gorski, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Untersuchungen zum manuellen Drehmoment an Wurzelkanalinstrumenten“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet. Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Vortrag

DGZ 10.10.-12.10.13

Publikationsliste

S. Preissner, C. Gorski, E. Kostka, Untersuchungen zum manuellen Drehmoment an Wurzelkanalinstrumenten, Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2013

Danksagung

Mein größter Dank gilt meiner Familie und meiner Lebenspartnerin für ihre stetige Unterstützung. Des Weiteren bedanke ich mich herzlich bei meinen Betreuern PD Dr. S. Preißner und Dr. E. Kostka. In der Arbeitsgruppe wurde ich ständig motiviert und unterstützt, ich habe mich vom Ehrgeiz und der Liebe zum Detail anstecken lassen. Vielen lieben Dank für das schnelle Beantworten von Fragen und für die Möglichkeit der Teilnahme und Veröffentlichung auf dem Kongress der DGZ, das intensive Arbeiten an der Methodik und Eure vorbildliche Betreuung.

Herzlichen Dank an Herr Prof. Dr. Paris, Sie haben mir die Realisierung dieser Studie ermöglicht und das so kurze Zeit nach der Übernahme der Abteilung für Zahnerhaltung.

Danke für Ihre Betreuung und die Lehre, die ich an der Charité genießen durfte.

Vielen lieben Dank an die Diplomingenieure Dr. Jörg Weigandt und Markus Plein, Ihr habt mir Excel und VBA näher ans Herz gelegt. Dadurch konnte ich bei der Auswertung aussagekräftige grafische Ergebnisse erzielen, die Auswertung beschleunigen und diese auch deutlich optimieren.

Danke den zahlreichen Probanden, ohne euren freiwilligen Einsatz hätten wir diese Studie nicht realisieren können.

Selbstverständlich danke ich der Firma VDW GmbH aus München, welche uns großzügig Instrumente und artifizielle Wurzelkanäle zur Verfügung gestellt hat.

Literaturverzeichnis

1. *DIN EN ISO 3630-1 Zahnheilkunde –Wurzelkanalinstrumente –Teil 1: Allgemeine Anforderungen und Prüfverfahren; Deutsche Fassung.* 2008.
2. Preissner, S., C. Gorski, and E. Kostka, *Untersuchungen zum manuellen Drehmoment an Wurzelkanalinstrumenten.* Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift German Dental Journal, 2013. **68**(9): p. 13.
3. Sonntag, D., et al., *Root canal shaping with manual stainless steel files and rotary Ni-Ti files performed by students.* Int Endod J, 2003. **36**(4): p. 246-55.
4. Hellwig, E., J. Klimek, and T. Attin, *Einführung in die Zahnerhaltung Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie ; mit ... 60 Tabellen.* 6., überarb. Aufl. ed. 2013, Köln: Dt. Zahnärzte-Verl. XIV, 657 S.
5. Barthel-Zimmer, C.R., *Untersuchungen zur Keimreduktion im Wurzelkanal.* 2001. p. 177 Bl.
6. Micheelis, W. and U. Schiffner, *Vierte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS IV).* Institut der Deutschen Zahnärzte (IDZ Materialreihe Band 31), 2006. **31**.
7. Balto, K., *Tooth survival after root canal treatment.* Evid Based Dent, 2011. **12**(1): p. 10-1.
8. Lopes, H.P., et al., *Torsional properties of pathfinding instruments.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2011. **112**(5): p. 667-70.
9. Lopes, H.P., et al., *Mechanical behavior of pathfinding endodontic instruments.* J Endod, 2012. **38**(10): p. 1417-21.
10. *DIN EN ISO 3630-5 Zahnheilkunde –Endodontische Instrumente –Teil 5: Form- und Reinigungsinstrumente (ISO 3630-5:2011); Deutsche Fassung EN ISO 3630-5:2011.* 2011.
11. Oliet, S. and S.M. Sorin, *Torsional tester for root canal instruments.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1965. **20**(5): p. 654-62.
12. Craig, R.G., E.D. McIlwain, and F.A. Peyton, *Bending and torsion properites of endodontic instruments.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1968. **25**(2): p. 239-54.
13. Giancoli, D.C., M. Krieger-Hauwede, and O. Eibl, *Physik Lehr- und Übungsbuch ; [mit über 3000 Aufgaben, komplette Lösungswege im Internet zum Download].* 3., erw. Aufl. [der amerikan. Ausg.] ed. ph - Physik. 2010, München u.a.: Pearson Studium. XXV, 1610 S.
14. Tepel, J. and E. Schäfer, *Schneidleistung von Hedströmfeilen bei linearer Arbeitsweise.* Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 1995. **50**(2): p. 109-111.
15. Schäfer, E., J. Tepel, and W. Hoppe, *Die Schneidleistung von Wurzelkanalinstrumenten bei drehend-schabender Arbeitsweise.* Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 1992. **47**: p. 781-785.
16. Blum, J.Y., et al., *Analysis of forces developed during root canal preparation with the balanced force technique.* Int Endod J, 1997. **30**(6): p. 386-96.
17. Necchi, S., et al., *Mechanical behaviour of nickel-titanium rotary endodontic instruments in simulated clinical conditions: a computational study.* Int Endod J, 2008. **41**(11): p. 939-49.
18. John P. Pruett, D., D. David J. Clement, and J. David L. Carnes, PhD, *Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Endodontic Instruments.* JOURNAL OF ENDODONTICS, 1997. **23**: p. 77-85.
19. Turpin, Y.L., F. Chagneau, and J.M. Vulcain, *Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models.* J Endod, 2000. **26**(7): p. 414-7.
20. Tepel, J., *Biegeverhalten von Wurzelkanalinstrumenten.* Dtsch Zahnärztl Z, 1995. **50**: p. 146-149.
21. *DIN EN ISO 3630-2 Zahnärztliche Wurzelkanalinstrumente Teil 2: Erweiterer.* 2001.
22. *DIN EN ISO 3630-2 (Entwurf 2011) Zahnheilkunde –Endodontische Instrumente –Teil 2: Erweiterer (ISO/DIS 3630-2:2011); Deutsche Fassung prEN ISO 3630-2:2011.* 2011.
23. Louis I. Grossman, D.D.X., Dr.med.dent., Philadelphia, Pa., *Guidelines for the prevention of fracture of*

- root canal instruments. Prevention of fracture of root canal instruments, 1969. **28**.
24. Lester, B.C., DDS, et al., *Torsional failure of endodontic files*. JOURNAL OF ENDODONTICS, 1976. **2**(4): p. 94-97.
 25. Zitzmann, N.U., et al., *Strategic considerations in treatment planning: Deciding when to treat, extract, or replace a questionable tooth*. J Prosthet Dent, 2010. **104**(2): p. 80-91.
 26. Tepel, J., *Frakturanfälligkeit von Wurzelkanalinstrumenten*. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 1994. **49**: p. 837-840.
 27. Kostli, E., et al., *A comparative study of crack development in stainless-steel hedstrom files used with step-back or crown-down techniques*. J Endod, 2004. **30**(1): p. 38-41.
 28. Plotino, G., et al., *A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments*. J Endod, 2009. **35**(11): p. 1469-76.
 29. Tepel, J., E. Schafer, and W. Hoppe, *Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3. Resistance to bending and fracture*. J Endod, 1997. **23**(3): p. 141-5.
 30. Zinelis, S. and J. Margelos, *Failure mechanism of Hedstroem endodontic files in vivo*. J Endod, 2002. **28**(6): p. 471-3.
 31. Fahnenschreiber, M., *Untersuchungen zur Schneidleistung, zum Instrumentendurchmesser und zur Aufbereitungszeit von Hedströmfeilen aus Edelstahl bei mehrfacher Benutzung*. Dissertation an der Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster, 2005.
 32. Roulet, J.F., DDS, *Dynamic Fracture of Conventional Endodontic Instruments versus Experimental Files*. JOURNAL OF ENDODONTICS, 1983. **p**(1): p. 12-16.
 33. Tepel, J. and E. Schafer, *Endodontic hand instruments: cutting efficiency, instrumentation of curved canals, bending and torsional properties*. Endod Dent Traumatol, 1997. **13**(5): p. 201-10.
 34. Mikrogeorgis, G., et al., *A new methodology for the comparative study of the root canal instrumentation techniques based on digital radiographic image processing and analysis*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2006. **101**(6): p. e125-31.
 35. M.-K.Wu, L.W.M.v.d.S.P.R.W., *The capability of two hand instrumentation techniques to remove the inner layer of dentine in oval canals*. International Endodontic Journal, 2003. **36**: p. 218-224.
 36. Kfir, A., et al., *Comparison of procedural errors resulting during root canal preparations completed by senior dental students in patients using an '8-step method' versus 'serial step-back technique'*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 2004. **97**(6): p. 745-748.
 37. Flaig, S., *ng-Drehmomentmesstechnik_V1.15*. 2012.
 38. Sonntag, D., N. von Abendroth, and V. Stachniss, *Wurzelkanalaufbereitung mit NiTi-FlexMaster- und M-File-Instrumenten*. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2005. **60**: p. 1-5.
 39. Peters, O.A., et al., *Maschinelle Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle: Messaufbau zur Darstellung physikalischer Parameter*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 2001. **111**: p. 834-842.
 40. Peters, O.A. and F. Barbakow, *Dynamic torque and apical forces of ProFile.04 rotary instruments during preparation of curved canals*. Int Endod J, 2002. **35**(4): p. 379-89.
 41. Ullmann, C.J. and O.A. Peters, *Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments*. J Endod, 2005. **31**(3): p. 183-6.
 42. Pereira, E.S., et al., *In vitro assessment of torque and force generated by novel ProTaper Next Instruments during simulated canal preparation*. J Endod, 2013. **39**(12): p. 1615-9.
 43. Schäfer, E. and J. Tepel, *Formveränderungen gekrümmter Wurzelkanäle nach standardisierter Aufbereitung*. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 1993. **48**(10): p. 653-658.
 44. Baumann, P.M., *WaveOne - First experiences of third-year students*. roots - international magazine of endodontology, 2012. **2**.

45. Sae-Kee, B., et al., *Phantom-Based Interactive Simulation System for Dental Treatment Training*. IOS Press, 2004.
46. Behrendt, C., *Differentielle Effekte von Cyclosporin A und Tacrolimus auf die arterielle Funktion nach Nierentransplantation* 2013.
47. Roane, J.B. and C. Sabala, *Clockwise or counterclockwise*. J Endod, 1984. **10**(8): p. 349-53.
48. Seago, S.T., et al., *Effect of repeated simulated clinical use and sterilization on the cutting efficiency and flexibility of Hyflex CM nickel-titanium rotary files*. J Endod, 2015. **41**(5): p. 725-8.
49. Sonntag, D. and O.A. Peters, *Effect of prion decontamination protocols on nickel-titanium rotary surfaces*. J Endod, 2007. **33**(4): p. 442-6.
50. Capar, I.D., H. Ertas, and H. Arslan, *Comparison of cyclic fatigue resistance of nickel-titanium coronal flaring instruments*. J Endod, 2014. **40**(8): p. 1182-5.
51. Capar, I.D., H. Ertas, and H. Arslan, *Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments*. Aust Endod J, 2015. **41**(1): p. 24-8.
52. Ertas, H., et al., *Comparison of cyclic fatigue resistance of original and counterfeit rotary instruments*. Biomed Eng Online, 2014. **13**: p. 67.
53. Capar, I.D., et al., *Comparison of the cyclic fatigue resistance of 5 different rotary pathfinding instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-wire, and controlled memory wire*. J Endod, 2015. **41**(4): p. 535-8.
54. Elsaka, S.E. and A.M. Elnaghy, *Cyclic fatigue resistance of OneShape and WaveOne instruments using different angles of curvature*. Dent Mater J, 2015. **34**(3): p. 358-63.
55. Elnaghy, A.M., *Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files*. Int Endod J, 2014. **47**(11): p. 1034-9.
56. Karatas, E., et al., *Effect of movement kinematics on the cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments*. Int Endod J, 2015.
57. Elnaghy, A.M. and S.E. Elsaka, *Evaluation of the mechanical behaviour of PathFile and ProGlider pathfinding nickel-titanium rotary instruments*. Int Endod J, 2015. **48**(9): p. 894-901.
58. Elnaghy, A.M. and S.E. Elsaka, *Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments*. Int Endod J, 2015.
59. Elnaghy, A.M., *Response: Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary instruments*. Int Endod J, 2015. **48**(11): p. 1101.
60. Schilder, H., *Cleaning and shaping the root canal*. Dent Clin North Am, 1974. **18**(2): p. 269-96.
61. Aminoshariae, A. and J.C. Kulild, *Master apical file size - smaller or larger: a systematic review of healing outcomes*. Int Endod J, 2015. **48**(7): p. 639-47.
62. Aminoshariae, A. and J. Kulild, *Master apical file size - smaller or larger: a systematic review of microbial reduction*. Int Endod J, 2015. **48**(11): p. 1007-22.
63. Schaefer, E., et al., *Wurzelkanalaufbereitungen*. Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und DGZ, 2000.
64. Min-Jung, O., *Vorgaben zur manuellen Aufbereitung von Wurzelkanalinstrumenten*. 2009.
65. Arslan, H., et al., *Effect of ProTaper Universal, Endoflare, Revo-S, HyFlex coronal flaring instruments, and Gates Glidden drills on crack formation*. J Endod, 2014. **40**(10): p. 1681-3.
66. Hin, E.S., et al., *Effects of self-adjusting file, Mtwo, and ProTaper on the root canal wall*. J Endod, 2013. **39**(2): p. 262-4.
67. Chuste-Guillot, M.P., et al., *Effect of three nickel-titanium rotary file techniques on infected root dentin reduction*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2006. **102**(2): p. 254-8.
68. Saber, S.E., M.M. Nagy, and E. Schafer, *Comparative evaluation of the shaping ability of ProTaper Next, iRaCe and Hyflex CM rotary NiTi files in severely curved root canals*. Int Endod J, 2015. **48**(2): p. 131-6.

69. Saber, S.E., M.M. Nagy, and E. Schafer, *Comparative evaluation of the shaping ability of WaveOne, Reciproc and OneShape single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth*. Int Endod J, 2015. **48**(1): p. 109-14.
70. Burklein, S., L. Borjes, and E. Schafer, *Comparison of preparation of curved root canals with Hyflex CM and Revo-S rotary nickel-titanium instruments*. Int Endod J, 2014. **47**(5): p. 470-6.
71. Burklein, S., D. Mathey, and E. Schafer, *Shaping ability of ProTaper NEXT and BT-RaCe nickel-titanium instruments in severely curved root canals*. Int Endod J, 2015. **48**(8): p. 774-81.
72. Zhao, D., et al., *Micro-computed tomography evaluation of the preparation of mesiobuccal root canals in maxillary first molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 instruments*. J Endod, 2013. **39**(3): p. 385-8.
73. Rao, M.S., et al., *Comparison of the remaining dentin thickness in the root after hand and four rotary instrumentation techniques: an in vitro study*. J Contemp Dent Pract, 2013. **14**(4): p. 712-7.
74. Topcuoglu, H.S., et al., *Influence of a glide path on apical extrusion of debris during canal preparation using single-file systems in curved canals*. Int Endod J, 2015.
75. Berutti, E., et al., *Use of nickel-titanium rotary PathFile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals*. J Endod, 2009. **35**(3): p. 408-12.
76. Berutti, E., et al., *Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments*. J Endod, 2004. **30**(4): p. 228-30.
77. Klimm, W. and M. Arnold, *Endodontologie Lehrbuch für Studium und Beruf ; mit 46 Tabellen*. 2., ©*berarb. Aufl. ed. 2011, Köln: Dt. Zahnärzte-Verl. XV, 484 S.