

**Aus der Klinik und Polikliniken für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Universität Würzburg**

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

Direktor: Professor Dr. Dipl.-Ing. E.-J. Richter

**Mechanische und elektronenmikroskopische Untersuchungen zum
Verschleiß von Implantatbettaufräeinstrumenten**

**Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg**

**vorgelegt von
Diya Hout
aus Rafah/Palästina**

Würzburg, November 2005

Referent: Prof. Dr. Dipl.-Ing. E.-J. Richter

Korreferent: Priv.-Doz. Dr. N. Watted

Dekan: Prof. Dr. G. Ertl

Tag der mündlichen Prüfung: 09.02.2006

Der Promovend ist Zahnarzt

Meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Allgemeines.....	1
1.2	Osseointegration.....	2
1.3	Instrumente zur Aufbereitung des Implantatbetts.....	2
1.3.1	Spiralbohrer.....	3
1.4	Problemstellung.....	3
1.5	Literaturübersicht.....	4
1.5.1	Die Folgen der Wärmeeinwirkung auf die Knochenregeneration...	5
1.5.2	Wärmebeeinflussende Faktoren bei der Aufbereitung des Implantatbetts.....	9
1.5.2.1	Bohrgeschwindigkeit und Wirkung auf die Knochenregeneration....	11
1.5.2.2	Knochenstruktur.....	13
1.5.2.3	Externe und Interne Kühlung.....	13
1.5.2.4	Axiale Druckbelastungen auf den Bohrer.....	15
1.5.2.5	Schärfe des Bohrers.....	16
1.5.2.6	Bohrerdesign und Schneidegeometrie beim Spiralbohrer.....	18
1.6	Ziel der Studie.....	19
2	Material und Methode	20
2.1	Implantatbettaufbereitungsinstrumente.....	20
2.2	Ersatzwerkstoffe	21
2.2.1	Delrin	21
2.2.2	Rinderknochen	22
2.3	Versuchaufbau	23
2.4	Versuchdurchführung	25
2.5	Einteilung der Studie	25
2.6	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung	26
2.7	Statistische Auswertungsmethoden	26
2.7.1	Definition der verwendeten Begriffe	26
3	Ergebnisse	29
3.1	Mechanische Untersuchung der Spiralbohrer bei Delrin	29
3.1.1	Vergleich der Spankräfte der Spiralbohrer	29

3.1.1.1	3i Bohrer	30
3.1.1.2	Nobel Biocare Bohrer	32
3.1.1.3	Bego Semados Bohrer	34
3.1.1.4	Straumann Bohrer	36
3.1.1.5	Xive Bohrer (Friadent)	37
3.1.2	Vergleich der Drehmomente der Spiralbohrer	39
3.1.2.1	3i Bohrer	40
3.1.2.2	Nobel Biocare Bohrer	41
3.1.2.3	Bego Semados Bohrer	41
3.1.2.4	Straumann Bohrer	43
3.1.2.5	Xive Bohrer (Friadent)	43
3.2	Mechanische Untersuchung der Spiralbohrer in Knochen	44
3.2.1	Vergleich der Spankräfte von Spiralbohrer	44
3.2.1.1	3i Bohrer	44
3.2.1.2	Nobel Biocare Bohrer	46
3.2.1.3	Bego Semados Bohrer	47
3.2.1.4	Straumann Bohrer	49
3.2.1.5	Xive Bohrer (Friadent)	50
3.2.2	Vergleich der Drehmomente von Spiralbohrer	52
3.2.2.1	3i Bohrer	52
3.2.2.2	Nobel Biocare Bohrer	53
3.2.2.3	Bego Semados Bohrer	53
3.2.2.4	Straumann Bohrer	53
3.2.2.5	Xive Bohrer (Friadent)	55
3.3	Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung..	55
3.4	Klassifizierungen der untersuchten Spiralbohrer nach ihrer Abnutzung.....	64
3.4.1	3i Bohrer	64
3.4.2	Nobel Biocare Bohrer	64
3.4.3	Bego Semados Bohrer	65
3.4.4	Straumann Bohrer	65
3.4.5	Xive Bohrer (Friadent)	66
4	Diskussion	67
4.1	Diskussion der Methode	67

4.2	Diskussion der Ergebnisse	69
4.2.1	Mechanische Untersuchung der Bohrer in Delrin	69
4.2.2	Mechanische Untersuchung der Bohrer in Knochen	70
4.3	Die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung	72
5	Zusammenfassung	73
6	Literaturverzeichnis	75

1 Einleitung

1.1 Allgemeines

Eine Zahnärztliche Implantation lässt sich als temporärer oder dauerhafter, funktioneller Zahnwurzelsatz durch totale oder partielle Einbringung alloplastischen oder xenogenen Materials definieren. Im engeren Sinn werden unter *enossalen Implantaten* künstliche Pfeiler verstanden, die in den Kieferknochen inseriert werden und zur Aufnahme von Kronen, Brücken oder Stabilisierung von herausnehmbarem Zahnersatz dienen.

Erste Implantationsversuche gehen nach Marziani (1955) bis auf die präkolumbianische Zeit zurück. In größerem Umfang wurden derartige Versuche allerdings erst im 19. Jahrhundert vorgenommen (Müller 1937, Dahl 1943, Gerschhoff u. Goldberg 1949 u. 1952, Ogus 1951, Hammer 1955, Reichenbach 1955, Marziani 1955, Schwindling 1958 u. 1962, Schmuziger u. Obwegeser 1958, Köle 1963 und Wunder 1964). Die große Zahl der Misserfolge bescherte diesem Verfahren lange Zeit ein fragwürdiges Hintergrunddasein. Erst in den letzten Jahrzehnten wurden erhebliche und vielfältige Fortschritte erzielt, die zu einem großen Wandel in der Einstellung zur Zahnärztlichen Implantologie geführt haben.

Der Ersatz fehlender Zähne durch Dentalimplantate gehört heute zu den praxisreifen Verfahren der modernen Zahnheilkunde [im Statement der *Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGZPW)* von 1982 wurde die Implantologie in Deutschland wissenschaftlich anerkannt (Brånemark, Schröder, Schulte, Tetsch und Spiekermann)].

Moderne Implantationsverfahren haben bei der operativen Technik gemeinsame Grundsätze, die eine möglichst sichere Einheilung des Implantates beabsichtigen: So wird für enossale Implantate allgemein ein zweizeitiges Vorgehen gefordert, um in einer funktionell unbelasteten Einheilphase von mindestens drei Monaten dem Knochen Gelegenheit zu geben, einen direkten, bindegewebsfreien Verbund zum Implantat aufzubauen („Osseointegration“ [Brånemark 1969], bzw. „funktionelle Ankylose“ [Schröder 1976]). Ein bindegewebs-

freies Implantat-Knochen-Interface kann erreicht werden, wenn zwei Voraussetzungen erfüllt sind:

1. Das chirurgisch geschaffene Implantatlager muss möglichst kongruent zur Implantatform sein, damit die reparatorischen Anforderungen an die Osteogenese so gering wie möglich ausfallen (Randzio 1982).
2. Bei der chirurgischen Präparation des Implantatbetts erfolgt eine möglichst gering traumatisierende Knochenpräparation bei niedriger Wärmeentwicklung. In der folgenden Einheilphase müssen alle Einflüsse vermieden werden, welche den knöchernen Einheilvorgang stören (Albrektsston et al. 1981, Baynhm et al. 1991, Dietrich & Schramm 1990, Eichler & Eisen 1972 und Eitenmüller & Eisen 1978).

1.2 Osseointegration

Unter dem Begriff Osseointegration versteht man einen direkten, funktionellen Verbund zwischen dem lebenden Knochengewebe und einem alloplastischen Material. Im Prinzip handelt es sich um eine überwiegend mechanische Verankerungstechnik. Durch spezielle Oberflächengestaltung des Implantats wird die o.g. „Osseointegration“ erreicht. Diese Form der Verankerung ermöglicht abschließend die Befestigung prothetischer Konstruktionen durch das Implantat im Knochen.

Das Eintreten und die dauerhafte „Osseointegration“ des Implantats konnten in mehreren Studien bewiesen werden und stehen heute außer Frage (Eriksson und Albrektsson 1984). Eine erfolgreiche, dauerhafte Osseointegration ist aber nur durch sorgfältige Behandlungsplanung, gewissenhaftes chirurgisches Vorgehen und bewährte prothetische Konzepte zu erreichen. Sie gründet auf der Beachtung biologischer Grundsätze und einem umfassenden Verständnis der Wundheilung.

1.3 Instrumente zur Aufbereitung des Implantatbetts

Die instrumentellen Voraussetzungen für die enossale Implantation sind heute durch unterschiedlich aufwändige, in der Regel gut übersichtliche Instrumentensets der einzelnen Implantathersteller ausreichend standardisiert. Die Anzahl der einzelnen Bohrer ist bei den verschiedenen Implantatsystemen unterschiedlich und hängt davon ab, ob für jede Länge pro Durchmesser ein einzelner Bohrer oder ein universeller Bohrer mit Markierungsrillen für alle Eindringtiefen zur Anwendung kommt (Praxis der Zahnheilkunde 13/ Implantologie, Wagner 1996).

Nach mehrfacher Benutzung und Sterilisation sollte eine gut lesbare Beschriftung die Identifikation des Bohrers ohne intraoperatives Nachmessen gewährleisten.

1.3.1 Spiralbohrer

Spiralbohrer werden in der Chirurgie bei unterschiedlichen operativen Eingriffen verwendet (orthopädische Operationen, Unfallchirurgie, kieferchirurgische und neurochirurgische Eingriffe).

Von besonderer Bedeutung in der vorliegenden Untersuchung sind die Spiralbohrer für die dentale Implantologie.

Die besonderen Merkmale von Instrumenten zur Implantatbettaufrbereitung sind:

- die Schneidegeometrie,
- die Führung durch Führungsfasen,
- eine gute Spanabfuhr durch Wendelnuten und
- ein gleichbleibender Durchmesser auch nach wiederholten Anwendungen.

1.4 Problemstellung

Für die Beurteilung der Einsatzfähigkeit von Implantatspiralbohren nach mehrfachem Gebrauch gibt es bisher keine verlässlichen Kriterien. Die Wiederverwendbarkeit der Bohrinstrumente erfolgt in der Regel subjektiv nach dem Gefühl des Operateurs.

Ein eventueller Mangel an Schärfe wird durch eine Erhöhung des axialen Drucks auf den Bohrer und/oder durch Erhöhung der Drehzahl während der Knochenlagerpräparation kompensiert. Meistens werden die Instrumente erst nach deutlichem Abfall der Schneidleistung während der Aufbereitungsmaßnahmen für das Implantatbett ausgetauscht. Der möglicherweise zu späte Austausch der Instrumente und die damit verminderte Schneidleistung der Spiralbohrer kann zu einer erhöhten Traumatisierung des Knochenlagers führen.

Ein solches Trauma wird als maßgebliche Ursache für Implantatverluste betrachtet, da thermische, vaskuläre und mechanische Faktoren, die in Abschnitt 1.5 detailliert beschrieben werden sollen, zu einer Knochennekrose führen können (Collins 1953, Thompson 1958, Mazorow 1960, Lundskog 1972, Albrektsson, Linder 1981 und Albrektsson, Eriksson 1985).

Es stellt sich daher die Frage, wie oft Instrumente für die Aufbereitung eines Implantatbetts verwendet werden können, ohne die sichere Osseointegration des Implantats zu gefährden.

1.5 Literaturübersicht

Während der Osteotomie für ein Implantatbett wird die meiste Energie, die nicht für das Schneiden des Implantatslagers im Knochen aufgebracht wird, in Wärme umgewandelt. Diese Wärme setzt sich aus der Formänderungsarbeit im Spanstoff und der Reibungsarbeit an der Schnittstelle zusammen. Die Wärmemenge hängt von der Bohrer-geometrie, der Schärfe des Bohrers, dem angewendeten Druck, der Art und Dauer der axialen Belastung (d.h. kontinuierlich oder intermittierend, also step-by-step-Bohrung oder one-step-Bohrung), der Kühlung und Drehzahl des Bohrers und der Knochendichte ab. Der wiederholte Gebrauch der Implantatbettaufbereitungsinstrumente führt zu ihrer Abnutzung und verringert die Schneidfähigkeit, wodurch mehr Reibungswärme produziert wird.

Die Bedeutung der Wärmeentwicklung während des Bohrens im Knochen ist bereits vor langer Zeit erkannt worden. So wies Hippocrates etwa 500 v.Chr. auf die Wichtigkeit der Kühlung für das Trepanationsinstrument hin, um

Knochenteile des Schädels zu entfernen (Phillips, E.D.: Greek Medicine, London, 1973; S. 105). Im Jahr 1941 bemerkte Gillies eine Knochennekrose im Bereich der eingesetzten Stifte, die er auf die Wärmeerzeugung des Bohrers zurückführte (Gillies 1941).

1.5.1 Die Folgen der Wärmeeinwirkung auf die Knochenregeneration

Die Folgen der Wärmeeinwirkung auf die Knochenregeneration sind nur wenig bekannt. Man geht heute davon aus, dass eine Störung der Knochenregeneration eintritt, wenn Temperaturen von 47 °C länger als eine Minute einwirken.

So wiesen Eriksson und Albrektsson (1984) in histologischen Untersuchungen Knochenschäden nach, wenn eine Temperatur ≥ 47 °C über eine Minute eingewirkt hatte. Um die Osseointegration von Implantaten sicherzustellen, werden deutlich niedrigere Temperaturen gefordert (Albrektsson et al. 1982).

Die kritischen Temperaturen, die zur Koagulation von Eiweiß und zur Gewebnekrose führen, betragen nach Angaben von Zollinger und Albrektsson 50 °C bzw. 47 °C. Die hitzeempfindlichen Strukturen des Knochengewebes wie Eiweiße, Enzyme und mineralische Bestandteile wie Hydroxylapatit werden ab einer bestimmten Temperatur irreversibel geschädigt. Die Temperaturschädigung hängt von der Höhe der Temperatur, vom pH-Wert des Gewebes und vor allem von der Dauer der Wärmeeinwirkung ab (Hamperl 1960 und Lundskog 1972).

Die Studien von Albrektsson et al. (1982) und Eriksson und Albrektsson (1984) führen zu einem besseren Verständnis der thermischen Einwirkung auf die Knochenregeneration bei unterschiedlichen Temperaturen und verschiedener Wirkungsdauer.

Albrektsson et al. untersuchten in drei tierexperimentellen Studien (1982-1984) die Auswirkung von Wärme auf die Knochenregeneration.

Bei diesen Untersuchungen wurden 15 Hasen verwendet und in drei Gruppen je 5 Tiere eingeteilt. Titanimplantate wurden in der Tibia (Schienbein) inseriert. Es handelte sich um Hohlschrauben, die zur Beobachtung des Knochenstoffwechsels mit unterschiedlichen Temperaturen erwärmt wurden.

Gruppe 1: Erhitzung des Knochens auf 50 °C für die Dauer von einer Minute:

A: Akute Wirkung

Bei 40 °C wurde eine Hyperämie, und zwar eine arterielle (aktive Hyperämie mit erhöhter Blutströmung) und eine venöse Hyperämie (Stauungshyperämie) als Reaktion der Knochenerwärmung beobachtet. Als die Temperatur 50 °C erreichte, stoppte die Blutströmung in einzelnen Teilen des Kapillarbereichs. Morphologisch erkennbare Bindegewebsreaktionen wurden während der akuten Phase der Hitzeeinwirkung nicht festgestellt.

B: Chronische Wirkung

B.1: Kapillarsystem: Die Durchblutung kam erst 4-5 Tage nach der Knochenerwärmung in Gang. Eine leichte Dehnung der Gefäße war zu beobachten. Nach einer Beobachtungszeit von 40-50 Tagen traten geringfügige weitere vaskuläre Veränderungen auf.

B2: Fettzellen: Die Resorption der Fettzellen begann in der Regel 2 Tage nach der Temperaturerhöhung. Sie änderten ihre Form und wurden schließlich dunkler. Die Resorptionsphase dauerte ca. 14 Tage, wobei anschließend neue Fettzellen aufgebaut wurden.

B3: Knochen: Während der ersten 2 Wochen traten keine Knochenresorptionen auf, erst in der dritten Woche konnten Resorptionen bemerkt werden.

Nach einer Beobachtungszeit von 30- 40 Tagen war etwa 30% des Knochens resorbiert und durch Fettzellen ersetzt.

Gruppe 2: Erhitzung des Knochens auf 47 °C für 5 Minuten

A: Akute Wirkung

Wie bei der Erhitzung des Knochens auf 50 °C für die Dauer von einer Minute fand eine Aktivierung der Mikrozirkulation sowie eine Erweiterung des Kapillarsystems statt.

B: Chronische Wirkung

B1: Kapillarsystem: Der Gefäßdurchmesser erweiterte sich 4-5 Tage nach der Wärmeeinwirkung.

B2: Fettzellen: Die Fettzellen verdunkelten sich bereits nach 2-5 Tagen.

B3: Knochen: Nach 30 Tagen waren ca. 20% - 30% des Knochens resorbiert und durch neue Fettzellen ersetzt.

Gruppe 3: Erhitzung des Knochens auf 47 °C für die Dauer von einer Minute
Es wurden die gleichen Ergebnisse wie bei Gruppe 1 und 2 beobachtet, lediglich der Anteil der Knochenresorption war geringer (bis zu 10%).

Aus der oben zitierten Studie von Albrektsson et al. kann zusammenfassend folgender klinischer Schluss gezogen werden:

Die kritische Temperatur, die zur Koagulation des Eiweißes, zur Gewebnekrose und zu irreversiblen Schädigungen der Knochenstrukturen führen kann, beträgt somit 47 °C für die Dauer der Wärmeeinwirkung *von einer Minute*.

Studie	Maximale Temperatur (°C)	Entfernung von Bohrerperipherie (mm)	Knochen-Typ	Art der Studie	Kühlung	Bohr- geschwindigkeit (U/min)	Axialer Druck
Thompsons (1958)	> 65	2,5	Hund-UK	In vivo	Nein	125 bis 2000	Nicht aufgezeichnet
Pallan (1960)	65	2	Hund-UK	In vivo	Nein	125 bis 2000	Nicht aufgezeichnet
Rafel (1962)	23,5	3	human-UK	In vitro	Nein	350.000	Nicht aufgezeichnet
Matthew und Hirsch (1972)	140 < 50	0,5	human-Femur	In vitro	Nein Ja	345.88, und 2900	20, 59, und 118 N
Eichler und Berg (1972)	95	0,5	human-Femur	In vitro	Nein	700	10, 20, und 30 N
Jacobs and Ray (1972)	38	2	Ratte	In vivo	Ja	2500	Nicht aufgezeichnet
Tetsch (1974)	300 76	1	Katze-UK	In vivo	Nein Ja	20.000	Nicht aufgezeichnet
Lavelle und Wedgwood (1980)	89 74 50	0,5	human-Femur	In vitro	Nein extreme interne	350	≈ 59 N
Pat und Saha (1981)	> 60	≈ 1	Rinder-Knochen	In vitro	Nein	65 bis 2800	Belastungsweg: 0,128 mm/U
Krause et al. (1982)	55	"Nah der Peripherie"	Rinder-Femur	In vitro	Nein	20.000, 100.000	1,8 bis 6,35 mm/s
Eriksson et al. (1988)	41 57 96	0,5	Kaninchen-Femur Hunde-Femur human-Femur	In vivo	Ja	20.000	Nicht aufgezeichnet
Matthews et al. (1988)	185	0,5	human-Femur	In vitro	Nein	60 bis 700	60 bis 120 N
Eriksson und Adell (1986)	33,8	0,5	human-UK	In vivo	Ja	1500 zu 2000	intermittierende Kraft
Abouzgia & James (1995)	55	0,5 circulaire Entfernung	Rinder-Knochen	In vitro	Nein	49.000	1,5 bis 9 N
Jochum & Reichert (2000)	36,5	0,5±0,2	Schwein-UK	In vitro	Ja	1200	gering
Ercoli et al. (2004)	31,9	0,5	Rinderrippen	In vitro	Ja	1500	intermittierende von 20 N, 60 Psi Luftdruck

Tabelle 1.1: Übersicht über die bisherigen Studien (1958-2004).

1.5.2 Wärmebeeinflussende Faktoren bei der Aufbereitung des Implantatbetts

Die Wärmeentwicklung oder Knochenerwärmung während der Präparation des Implantatbetts ist von verschiedenen Faktoren (*Haupt- und Nebenfaktoren*) abhängig. Diese sind:

Bohrgeschwindigkeit, axialer Druck auf den Bohrer, Kühlung und mechanischer Zustand bzw. Abnutzung der Spiralbohrer.

Neben diesen *Hauptfaktoren*, die die Temperaturentwicklung beeinflussen, gibt es sogenannte *sekundäre Faktoren* wie z. B. die Bohrzeit und die Knochenstruktur des Implantatbetts (siehe Abbildung 1.1), die ebenfalls Einfluss auf die Temperaturentwicklung haben.

Um ein besseres Verständnis der folgenden Abschnitte zu vermitteln, werden an dieser Stelle maßgebliche wissenschaftlichen Untersuchungen von 1952 bis 2004 zitiert und diskutiert, die sich mit der Problematik der Knochenerwärmung beschäftigen (siehe Tabelle 1.1 –Seite 8).

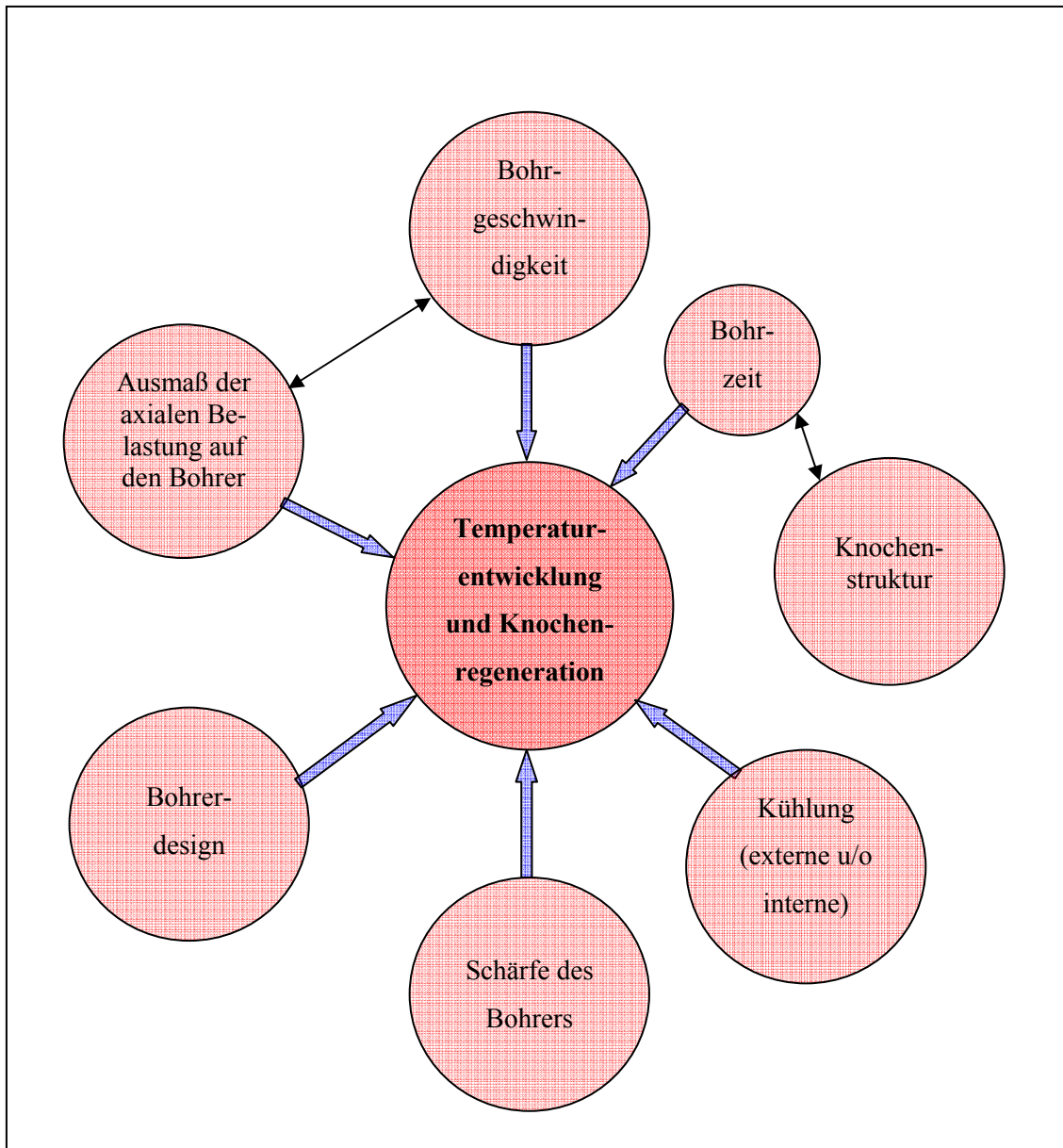


Abbildung 1.1: Schematische Darstellung der Faktoren, die für die Wärmeentwicklung während der Implantatbettauflösungen und die spätere Knochenregeneration verantwortlich sind.

1.5.2.1 Bohrgeschwindigkeit und Wirkung auf die Knochenregeneration

In zahlreichen Publikationen wird die Frage nach einer gewebeschonenden Drehzahl des Bohrers bei der Knochenbearbeitung kontrovers diskutiert.

1958 konnte Thompson in umfangreichen Temperaturmessungen nachweisen, dass bei Bohrungen im Knochen in Abhängigkeit von der Drehzahl des Bohrers erhebliche Temperaturerhöhungen auftreten.

Diese Ergebnisse wurden von Pallan bestätigt, der zudem eine lineare Abhängigkeit von Bohrgeschwindigkeit und Wärmeentwicklung aufzeigen konnte. Weitere Untersuchungen von Matthews und Hirsch 1972 sowie von Lavelle und Wedgwood 1980 bestätigten die Ergebnisse der bisherigen Studien. Eriksson empfiehlt 1984 eine Bohrgeschwindigkeit von 1000 bis 2000 U/min ohne allerdings Temperaturentwicklungen bei höheren Drehzahlen (≥ 2000 U/min) zu untersuchen.

Die Annahme schien berechtigt, dass sogenannte „Schnellbohrungen“ zu hoher Temperaturentwicklung führen müssen.

Auf der anderen Seite vertreten mehrere Autoren die Meinung, dass Knochenbohrungen mit turbinengetriebenen Bohrerern nicht nur unschädlich sondern sogar den geringtourigen, maschinengetriebenen Bohrungen aus verschiedenen Gründen vorzuziehen seien (Brown 1949, Calderwood 1964, Costich 1964, Ivy 1943, Mazorow 1960, McFall et al. 1961 und Moss 1964).

Als Beispiel soll die Studie von Lyer et al. 1997 angeführt werden:

Die Autoren untersuchten die Temperaturentwicklung während Knochenbohrungen bei Drehzahlen von 30.000 U/min bis 400.000 U/min. Sie stellten fest, dass bei einer Knochenbohrung mit turbinengetriebenen Instrumenten und einer Drehzahl von 400.000 U/min geringere Temperaturen entstanden (31,4 °C), als bei einer Umdrehungsgeschwindigkeit von 30.000 U/min (33,5 °C). Die Temperaturen lagen bemerkenswerterweise deutlich niedriger als bei Bohrer-drehzahlen von 2.000 U/min (siehe oben).

Die Dauer des Bohrvorgangs für die Aufbereitung des Implantatbetts mit hochtourigen Instrumenten ist wesentlich kürzer als die Dauer bei Aufbereitung mit

langsam laufenden Spiralbohrern, bei denen mehr Zeit für die Wärmeableitung an das umgebende Knochengewebe zur Verfügung steht. Da die Temperatur unmittelbar nach der Bohrung und nicht nach einigen Minuten gemessen wurde, sind Verfälschungen der Ergebnisse möglich.

Reingewirtz et al. (1997) untersuchten in Ihrer Studie den Einfluss verschiedener Parameter auf die Knochenerwärmung während der Implantatbohrung: Zwischen 400 und 10.000 U/min korrelierte der Temperaturanstieg linear mit der Bohrgeschwindigkeit. Bis 24.000 U/min sanken die Temperaturen wieder und blieben bis 40.000 U/min konstant.

Die Ergebnisse von Reingewirtz et al. bestätigten die bisherigen Untersuchungen einiger Autoren über die positive Korrelation von Bohrgeschwindigkeit und Temperaturanstieg. So kann nach Aussage der Autoren eine höhere Bohrer-drehzahl schon nach 2 sec. Bohrzeit in einer kortikalen Schicht von 3 mm zu Temperaturen bis 90 °C führen.

Ähnliche Ergebnisse fanden Sutter et al. (1992), die bei einer Drehzahl von 3.500 U/min trotz externer Kühlung Temperaturen von ca. 72 °C an der maximalen Bohrtiefe messen konnten.

Die Untersuchungen belegen, dass Hochgeschwindigkeitsbohrungen möglichst kurz sein müssen.

Viele Wissenschaftler empfehlen daher eine Bohrgeschwindigkeit während der Implantatbettauflösungen von 1200 U/min bis 2000 U/min (Gillies 1941, Anderson 1943, Converse 1943, Peterson 1947, Collins 1953, Thompson 1958, Lundskog 1972, Lentrodt 1976, Eriksson & Adell 1984, Sutter et al. 1992 und Reingewirtz et al. 1997).

In tierexperimentellen Untersuchungen an Hunden konnte nachgewiesen werden, dass bereits bei oberflächlichen Bohrungen am Knochen Schädigungen auftreten, die umso größer sind, je höher die Bohrgeschwindigkeit war.

Lentrodt et al. (1976) zeigten mit Hilfe histologischer Untersuchungen und der *Polychromen Sequenzmarkierung*, dass unterschiedliche Schädigungen im

Knochen bei oberflächlicher Defektsetzung mit rotierenden Instrumenten (z.B. Spiralbohrer) je nach der gewählten Drehzahl auftreten. Auch Zeitpunkt und Ausmaß der Knochenneubildung in den Defekten hängen von der Drehzahl des Bohrers ab.

Ein weiterer wichtiger Aspekt dieser Untersuchung ist, dass bei niedriger Drehzahl die knöcherne Regeneration des Defekts 8 Wochen nach dem Eingriff abgeschlossen war.

Wurde eine Turbine mit Hochgeschwindigkeitsbohrung verwendet, war der oberflächliche Defekt nach dieser Zeit nicht vollständig regeneriert.

1.5.2.2 Knochenstruktur

Die Knochenstruktur gibt Auskunft über das Verhältnis der Kortikalis zur Spongiosa und deren Aufbau. Beurteilt werden die Dicke der Kortikalis und der Spongiosatrabekel, der Mineralisationsgrad sowie das Ausmaß der Spongiosazwischenräume. Die Einteilung der Knochenstruktur kann klinisch intraoperativ nach ihrer Dichte klassifiziert werden (Knochenstrukturklassen). Die Bohrgeschwindigkeit richtet sich nach der Knochendichte und der Temperaturentwicklung. Eine hohe Geschwindigkeit wird nur in einem weichen Knochen (Typ III oder IV) befürwortet. Bei einer Knochenstruktur vom Typ I bzw. Typ II (siehe Abbildung 1.2) haben sich niedrige Bohrgeschwindigkeiten bewährt.

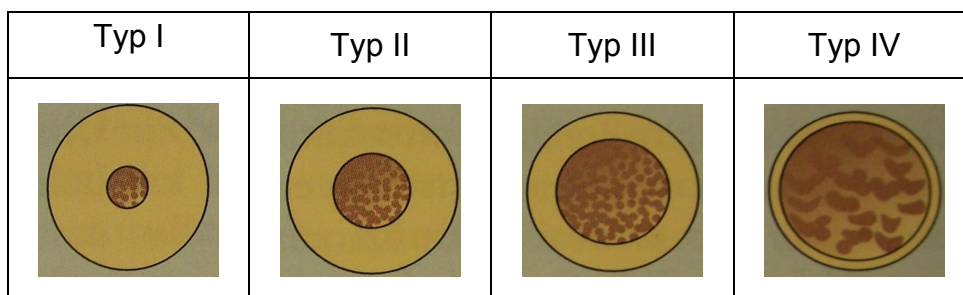


Abbildung 1.2: Klassifizierung der Knochenqualität nach Lekholm und Zarb (1985).

1.5.2.3 Externe und interne Kühlung

Messtechnische Untersuchungen des Kühleffekts bei der Anwendung gekühlter und ungekühlter chirurgischer Bohrer und Fräsen belegen die gewebeschonende Präparation mit gekühlten Instrumenten für die Aufbereitung des

Implantatbetts. Experimentelle Untersuchungen von Kirschner und Bolz (1984) zeigten, dass eine Knochenbohrung ohne zusätzliche Kühlung eine Hitzeentwicklung von über 100 °C zur Folge haben kann. Mit dem „Rinderknochenmodell“ konnte in der Zahnärztlichen Implantologie gezeigt werden, dass die Präparation eines Knochenlagers für ein osseointegrierendes Implantat mit konventioneller externer Kühlung thermisch unbedenklich ist (Benington et al. 1997).

Namhafte Autoren empfehlen jedoch den Einsatz eines mit interner Kühlung ausgerüsteten Bohrsystems, da dieses die Kühlflüssigkeit direkt auf die Kontaktfläche zwischen Bohrer und Knochen leitet (Tetsch und Schneider 1977 und Kirschner, Bolz und Michel 1984).

Interne und / oder externe Kühlung?

Benington zeigte in seiner Studie unter Anwendung einer externen Kühlung während einer Implantatbettaufbereitung am Rinderknochen eine Temperaturzunahme, die deutlich unterhalb der kritischen Grenze von 47 °C lag (Benington et al. 1997). Andere Untersuchungen von Jochum und Reichert (2000) und Ercoli et al. (2004) bestätigten die Ergebnisse von Benington.

Eine weitere Studie von Benington (2002) vergleicht die Temperaturentwicklung während der Knochenbohrung mit einem intern und einem extern gekühlten Bohrsystem am Rindermodell. Mit einer speziellen Bohrvorkehrung konnte während des ganzen Bohrvorgangs ein konstanter Druck von 1,7 N aufrechterhalten werden. Bei den beiden Spülmethode wurde ein 2 mm dicker Vorbohrer und anschließend ein 3,25 mm dicker Hauptbohrer zur definitiven Aufbreitung des Kanals verwendet. Ein 2 mm dicker Vorbohrer erzeugte eine Temperaturänderung von nur 3,0 °C bei der internen und 3,1 °C bei der externen Kühlung. Größere Temperaturschwankungen fanden sich bei den 3,25 mm Bohrern und zwar 1,34 °C (intern) und 1,62 °C (extern). Aufgrund der kaum messbaren Unterschiede beider Systeme empfahl Benington die Anwendung externer Kühlung, statt der wesentlich teuren Bohrsysteme mit interner Kühlung.

Fazit: Die interne Kühlung von Implantatbohrern kann die Temperatureinwirkung am Knochen nicht besser beeinflussen als die einfachere externe Kühlung.

1.5.2.4 Axiale Druckbelastungen auf den Bohrer

Ein weiterer Aspekt bei der Temperaturentwicklung während einer Implantatbohrung ist das Ausmaß von axialem Druck auf den Bohrer und die dadurch entstehende Wärme. Eriksson und Adell befürworteten in ihrer Studie (1986) einen geringen manuellen, axialen Druck auf den Bohrer, den sie jedoch nicht angaben. Hobrik und Rusiniak (1977) bevorzugten einen durchschnittlichen Druck von 1,2 N, ohne allerdings den Einfluss auf die Wärmeentwicklung zu untersuchen.

Brisman (1996) untersuchte die Wirkung unterschiedlicher Bohrdrehzahlen (1800 und 2400 U/min) und verschiedener axialer Druckbelastungen (12 - 24 N) auf die Temperaturentwicklung während der Knochenlagerpräparation.

Er konnte feststellen, dass eine Verdoppelung des Drucks auf den Bohrer von 12 N auf 24 N bei konstanter Drehzahl von 1800 U/min eine Temperatur von 51,61 °C am Knochen erzeugte.

Eine Erhöhung beider Parameter (Bohrgeschwindigkeit von 2400 U/min und axialer Druck von 24 N) hatte nach Brismans Untersuchung nur geringen Einfluss auf die Knochenerwärmung (44,99 °C). Er stellte ebenfalls fest, dass diese Temperaturentwicklung von 44,99 °C vergleichbar war mit den Temperaturen der Untersuchungsgruppe, wo eine Drehzahl von 1800 U/min und ein axialer Druck von 12 N (44,79 °C) angewendet wurde.

Eine leichte bis mäßige axiale Belastung sollte während der Präparation des Knochenlagers auf das Handstück ausgeübt werden. Dieses sollte, abhängig von der klinischen Erfahrung des Operateurs, in Kombination mit einer leichten Änderung der Drehzahl des Bohrers geschehen.

Um die ideale Kombination von axialem Druck und Bohrgeschwindigkeit *in vivo* zu bestimmen, sind weitere Untersuchungen nötig.

Kontinuierliche oder intermittierende axiale Belastung?

Eine kontinuierliche Knochenbohrung führt dazu, dass die Kerben zwischen den schneidenden Bohrkanten sowie die Spanflächen mit koagulierter Gewebemasse gefüllt werden. Dadurch wird verhindert, dass die Kühlflüssigkeit an das Knochenlager gelangen kann. Auf diese Weise geht die Schneidkraft

des Bohrers verloren und die Umgebungstemperatur des Knochenlagers steigt schnell an. Bei der intermittierenden Knochenbohrung wird eine geringere Temperaturentwicklung erwartet (Cordioli und Majzoub 1997). Bis heute gibt es jedoch nur eine Untersuchung von Erocli et al. (2004), in der dieser Aspekt berücksichtigt wurde.

1.5.2.5 Schärfe des Bohrers

Der mehrmalige Gebrauch von zahnärztlichen Implantatbohrern kann die Bohrertemperaturen durch Abnahme der Schneidleistung infolge stumpfer Schneiden bei konstanten Parametern erhöhen (Matthews & Hirsch 1972, Adell et. al 1981 und Lekholm 1983). Aus diesen Gründen wurde zur Verminderung des chirurgischen Traumas die Anwendung gut geschliffener Bohrer empfohlen.

Um das Ausmaß dieses Traumas nach mehrmaligem Gebrauch der Bohrer zu untersuchen, wurden in einer *in vitro* Versuchsanlage am Schweinekiefer 20 Timedur® Kanonenbohrer (ZL-Duraplant-Implant-System®) verwendet (Jochum und Reichert 2000). Die Bohrer wurden zufällig in drei Gruppen aufgeteilt und nach jeder Präparation auf folgende drei Arten aufbereitet. In Gruppe 1 wurden 10 Kanonenbohrer nur mit destilliertem Wasser gereinigt, in Gruppe 2 wurden 5 Kanonenbohrer mit Secudrill® desinfiziert und anschließend autoklaviert und in Gruppe 3 wurden 5 Kanonenbohrer mit Instrumentenreiniger MIS 027® gereinigt und anschließend autoklaviert.

Die Temperaturmessungen erfolgten mit einem NiCrNi- Thermoelement, das in einem Abstand von 0,5 mm zum Präparationslager platziert worden war. In regelmäßigen Abständen wurden die Größe des Schneidekantenwinkels der Kanonenbohrer mit dem Rasterelektronenmikroskop (REM) untersucht.

Die Ergebnisse zeigten, dass die gemessenen Temperaturen zu jeder Zeit unter der für Knochen schädlichen Grenztemperatur lagen.

Die mehr als 40-mal wiederverwendeten Bohrer führten jedoch zu erhöhten Temperaturentwicklungen am Knochen. Nur Bohrer, die autoklaviert worden waren, wiesen einen vergrößerten Schneidekantenwinkel auf. Aus dieser Untersuchung lässt sich schließen, dass die Kanonenbohrer des ZL-Duraplant System® höchstens 40mal wiederverwendet werden sollten.

In der Literatur finden sich zwei unterschiedliche Methoden für die Bestimmung der Bohrschärfe:

1. Das Verfahren von Harris und Kohles (2001) beruht auf Messungen des Widerstandes, den der Bohrer überwinden muss, um eine bestimmte Bohrtiefe zu erreichen. Die Autoren maßen Druck (N) und Drehmoment bei der Aufbereitung eines plastischen Materials (Delrin) mit 5 verschiedenen Implantatbohrern.

Es wurden Druck- und Scherspannungen ermittelt und anhand der Ergebnisse die Abnutzung der Bohrer klassifiziert.

Bei mehrfacher Verwendung der Spiralbohrer konnte zudem eine Erhöhung des Bohrwiderstandes (Drehmoment) gemessen werden.

2. Ein Maß zur Darstellung der Effizienz des Spiralbohrers ist der Volumenabtrag pro Zeit (Ercoli et al. 2004): $V = A \, dx/dt$

A ist die Fläche des Untersuchungsinstruments,

dx ist die Bohrtiefe und

dt ist die Bohrzeit.

Da die Durchbohrung der Kortikalis in der Regel die meiste Bohrzeit in Anspruch nimmt, wurde die Leistung des Bohrers in der Kortikalis als Maß seiner Schneidleistung definiert.

Praktisch bedeutet dies: Ist die Abtragleistung des Bohrers hoch, so ist dies ein Hinweis dafür, dass für die Bohrung ein niedriger axialer Druck aufgewendet werden muss und eine geringe Temperatur entsteht.

Andererseits kann ein Zurückgehen der Abtragleistung des Bohrers zu einer höheren Bohrzeit und zu einer Zunahme der Temperatur im Knochen führen.

Die Standfestigkeit des Bohrers ist ein Maß für die gleich bleibende Schneidleistung des Instruments bei wiederholten Aufbereitungen eines Implantatbetts.

Deshalb wurden sowohl die Abtragleistung als auch die Temperaturänderungen als Parameter verwendet, um die Standfestigkeit des Bohrers zu definieren.

3. Eine dritte Methode ist die Bestimmung der Spannkraft und des Drehmoments während einer sukzessiven Bohrung (1-40-maliger Gebrauch) in homogenem Material (Delrin und Knochen) bei Konstanz der übrigen Parameter

(z.B. Geschwindigkeit, Bohrzeit und axialer Druck, siehe Abschnitte 2.3 und 2.7 dieser Untersuchung).

1.5.2.6 Bohrerdesign und Schneidegeometrie beim Spiralbohrer

Der Spiralbohrer besteht aus einem Schaft und Schneideteil, das seine Grundform durch zwei wendelförmige, umlaufende Nuten und eine konische Bohrer Spitze erhält. Die gedrahten Spannuten dienen der Spananfuhr.

Die Spiralbohrer unterscheiden sich neben den Baumaßen im wesentlichen durch Drallwinkel, Spitzenwinkel, Spannutenform und Kerndicke (siehe Abbildung 1.3). Am Spiralbohrer kann der Einfluss einzelner Geometriegrößen nicht getrennt betrachtet werden, denn der Spanwinkel hängt vom Drallwinkel, Einstellwinkel und Neigungswinkel ab. So hat die Veränderung eines der drei Winkel auch eine Änderung des Spanwinkels zur Folge. Die Spanwinkeländerung hat einen erheblichen Einfluss auf die Schnittlastverteilung und Spannbildung längs der Hauptschneide (Beitz und Küttner 1990).

Ercoli et al. stellten in ihrer Untersuchung fest, dass *das Bohrerdesign* (zweischneidige oder dreischneidige Bohrergeometrie), *der Materialtyp* (Art der Legierung, Beschichtung des Bohrers) und *die Werkstoffhärte* die Schärfe des Bohrers wesentlich beeinflussen.

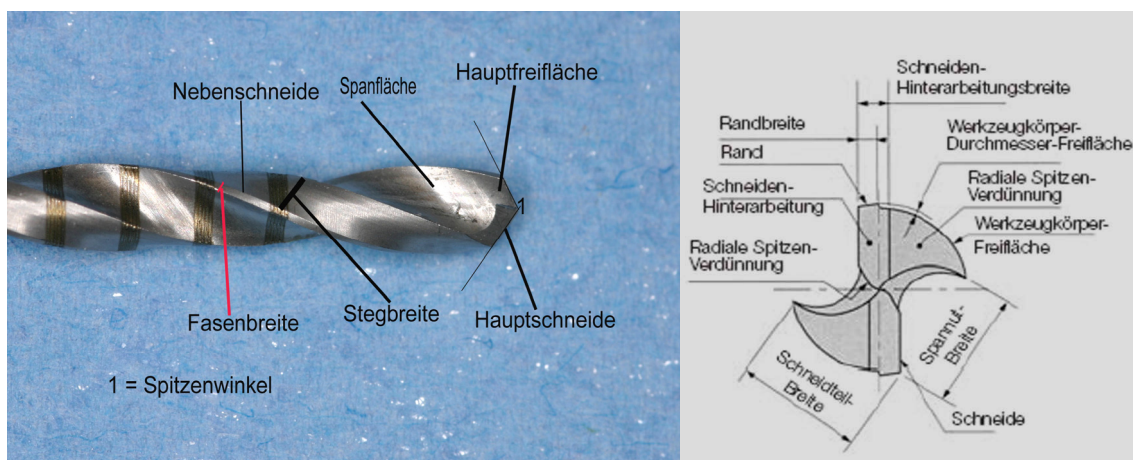


Abbildung 1.3: Bezeichnungen am Spiralbohrer nach DIN 1412.

1.6 Ziel der Studie

Ziel dieser Arbeit ist die Bestimmung der Standzeit fabrikneuer Aufbereitungsinstrumente (siehe Abschnitt 3.1) für das Implantatbett.

Eine Bestimmung der Standzeit gleicher Bohrerformen verschiedener Hersteller und der Vergleich mit Bohrern, die in der täglichen Praxis als abgenutzt ausgesondert wurden, sollten Messdaten oder Ergebnisse über die zeitliche Anwendbarkeit sowie Möglichkeiten zur Qualitätsbeurteilung liefern.

Zudem sollen mit Hilfe rasterelektronenmikroskopischer Untersuchungen die Bohrer nach ihrem Verschleiß klassifiziert werden.

2 Material und Methode

2.1 Implantatbettaufräbereiungsinstrumente

Für die Untersuchung wurden fabrikneue Spiralbohrer unterschiedlicher Durchmesser benutzt, die von den Firmen *3i*, *Nobel Biocare*, *Bego Semados*, *Straumann* und *Xive (Friadent)* freundlicherweise zur Verfügung gestellt worden waren (siehe Tab. 2.1).

Die Vorbohrung erfolgte je nach Bohrsystem mit Spiralbohrern von 2 - 2,5 mm Durchmessern. Anschließend erfolgte die definitive Aufbereitung des Implantatbetts mit einem 2,8 - 3,25 mm Bohrer.

Bohrertyp		Führungsflächen	Apikale Schneiden	Spanflächen	Bohrerdesign
3i / Implant Innovations					
1	2,3 mm	3	1,37 mm	36,6 mm ²	dreischneidige Bohrerspitze
2	3,0 mm	3	1,70 mm	30,5 mm ²	dreischneidige Bohrerspitze
Nobel Biocare					
1	2,0 mm	2	1,13 mm	22,5 mm ²	zweischneidige Bohrerspitze
2	3,0 mm	2	0,85 mm	34,0 mm ²	zweischneidige Bohrerspitze
Bego Semados					
1	2,5 mm	3	1,35 mm	29,7 mm ²	dreischneidige Bohrerspitze
2	3,25 mm	3	1,15 mm	37,3 mm ²	dreischneidige Bohrerspitze
Straumann					
1	2,2 mm	2	1,0 mm	30,5 mm ²	zweischneidige Bohrerspitze
2	2,8 mm	3	1,3 mm	26,3 mm ²	dreischneidige Bohrerspitze
Xive (Friadent)					
1	2,0 mm	2	0,95 mm	35,4 mm ²	zweischneidige Bohrerspitze
2	3,0 mm	2	1,3 mm	30,1 mm ²	zweischneidige Bohrerspitze

Tabelle 2.1: Übersicht über die untersuchten Spiralbohrer.



Abbildung 2.1: Übersicht der untersuchten Bohrer.

2.2 Ersatzwerkstoffe

Da der menschliche Knochen in seiner Dichte sehr unterschiedlich ist und keine genormten Proben zur Verfügung stehen, wurden zum besseren Vergleich Ersatzwerkstoffe wie der Kunststoff „Delrin“ und Rinderrippen verwendet.

Die Untersuchungen wurden in zwei Reihen mit unterschiedlichen Probenmaterialien durchgeführt.

2.2.1 Delrin

Delrin ist ein Handelsname für die Werkstoffgruppe Polyacetal und besteht aus einem teflonhaltigen Acetalharz. Es kann verwendet werden, um den menschlichen Knochen beim Bohren zu simulieren. Delrinstäbe haben eine Dichte von 1,41 g/cm, eine Länge von 33 mm und einen Durchmesser von 7.97 mm (siehe Abbildung 2.2).



Abbildung 2.2: Delrinstäbe

Vorteile:

Die Verwendung eines homogenen, isotropen Materials reduziert die Variabilität

der kortikalen und spongiosen Knochenproben und die unterschiedlichen Knochendichten. Das Material ist in seinen elastischen Eigenschaften dem menschlichen Knochen ähnlich.

Nachteile:

Die thermische Leitfähigkeit von Delrin ($0,30 \text{ N/}^\circ\text{C/sek.}$) liegt weit unter der des Knochens ($2,0 \text{ N/}^\circ\text{C/sek.}$).

Es ist nicht möglich, verschiedener Knochenstrukturen und –qualitäten differenziert zu simulieren.

2.2.2 Rinderknochen

Zur Simulation humanen Knochens wurden Rinderrippenknochen herangezogen. Es wurden nur Rinderrippen verwendet, die mindestens eine 2-3 mm dicke Kortikalis aufwiesen. In der humanen Mandibula können Kortikalisdicken von ein bis 4 mm auftreten (Ruddermaun & Mullen 1992 und You et al. 1994). Die Rinderrippen wurden nach ihrer möglichen Verwendbarkeit vorsortiert und anschließend von Periost und anderen Geweberesten gereinigt.

Vor und zwischen den Versuchen wurde der Knochen im Wasserbad gelagert, damit die Knochenproben keine Feuchtigkeit verlieren. Eine Knochenprobe hat in der Regel eine Länge von 7 mm, eine Breite von 7-8 mm und eine Höhe von 15-20 mm. Die Knochenproben sollten eine gleichdicke Kortikalisschicht aufweisen, so dass bei dieser Untersuchung möglichst viele Variablen ausgeschlossen werden können.



Abbildung 2.3: Knochenproben

Vorteile:

Vergleichbare Dichte und thermische Leitfähigkeit des Rinderknochens mit dem menschlichen Knochen.

Nachteile:

Für die vorliegende Untersuchung mussten ca. 1000 homogene Knochenproben besorgt werden (siehe Abbildung 2.3), was ein logistisches Problem darstellte.

2.3 Versuchsaufbau

Die Bohrungen für das Implantatbett wurden in einem Winkel von 90° zum Probekörper durchgeführt. Als Halterung für die Spiralbohrer diente ein handelsübliches Winkelstück mit Mikromotor (minimale Drehzahl ca. 3500 U/min) der Marke KaVo 25 NL Lux II (Firma KaVo, Leutkirch, Untersetzung 1:3). Das Winkelstück wurde in einem individuell hergestellten Metalladapter an der beweglichen Traverse der Universalprüfmaschine der Firma Zwick fixiert.

Die Proben (siehe Abschnitt 2.2) wurden in einem Drehmomentschraubendreher Typ TS 3 (3 Nm) fixiert, welcher mit einem Spezialhalter an der unbeweglichen Traverse der Zwick Prüfmaschine befestigt wurde (siehe Abb. 2.4). Die Messungen erfolgten mit dem mobilen Anzeigegerät AFTI, das mit dem Drehmomentschraubendreher verbunden war. Graphische Darstellungen von Drehmoment und Zeit ließen sich am PC mit der Software Dataplot aufzeichnen. Die Empfindlichkeit der Drehmomentmesszelle betrug 0,001 N/cm.

Die Bohrgeschwindigkeit von 1500 U/min wurde elektronisch über ein Laserdrehzahlmessgerät konstant geregelt. Für jeden einzelnen Versuch bei der Implantatbettauflbereitung wurden die Spankräfte bei konstanter Vorschubgeschwindigkeit der beweglichen Traverse (0,5 mm/sec) und einer Bohrtiefe von 13 mm mit Hilfe der Zwickmaschine gemessen. Die Spankräfte der Bohrer im Knochen bzw. Delrin wurden graphisch (Kraft und Bohrtiefe) mit Hilfe eines zweiten PCs dargestellt. Mit diesen konstanten Bedingungen für alle Bohrer ließ

sich ein exakter quantitativer Vergleich der Schneidleistung der 5 verschiedenen Bohrer bzw. Bohrsysteme (siehe Abschnitt 2.1) anhand der Messdaten beurteilen.

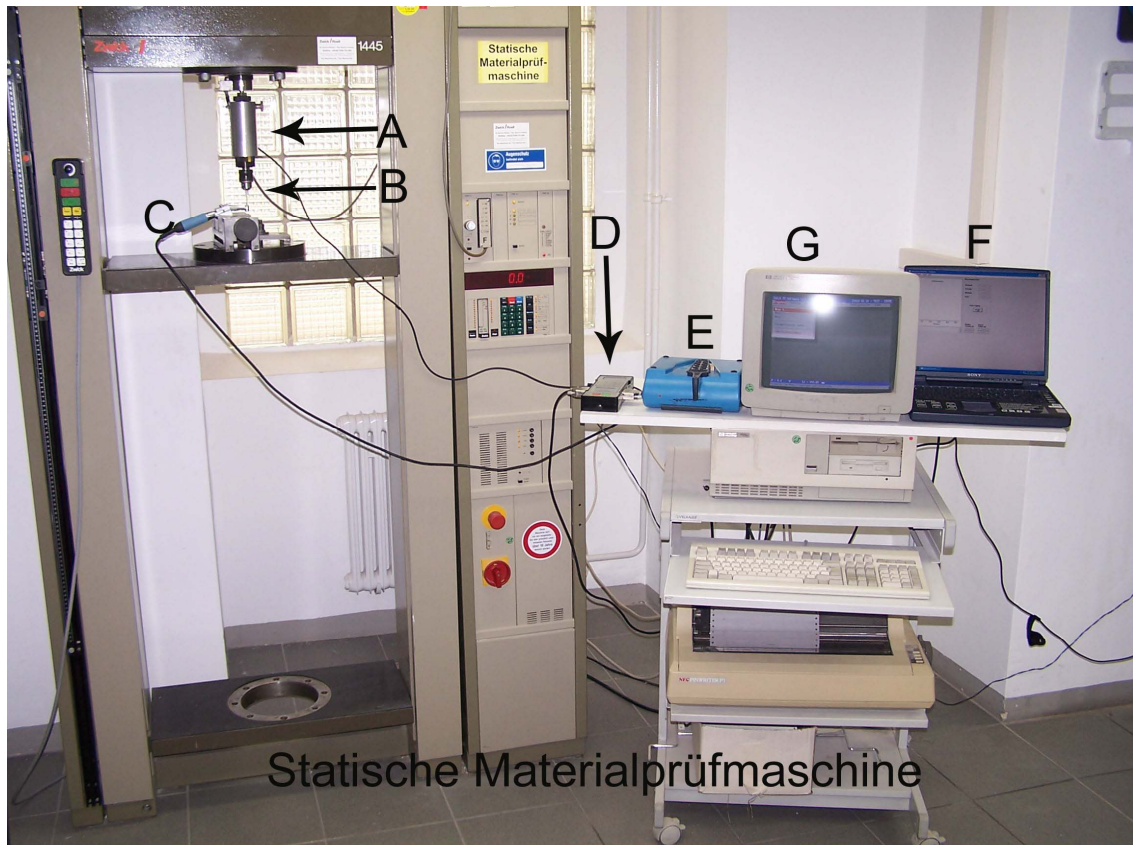


Abbildung 2.4: Versuchsaufbau:

a) Drehmomentschrauber; b) Delrin- oder Knochenprobe; c) Winkelstück mit Haltevorrichtung; d) Drehmomentsensor; e) KaVo- Mikromotor; f) Übertragung der Drehmomente, g) Übertragung der Spannkraft.

2.4 Versuchdurchführung - Kalibrierung

Für die Messungen der axialen Spankräfte und Drehmomente wurden stets die gleichen, folgenden Vorbereitungen getroffen:

1. Die untere bewegliche Traverse der Prüfmaschine wurde manuell so justiert, dass der Spiralbohrer den Knochen bzw. den Kunststoff Delrin berührte.
2. Die axiale Druckkraft auf dem Bohrer war vor Beginn der Bohrung konstant (0,5 N).
3. Am Bedingungelement des Drehmomentmessgeräts wurde vor jeder Aufbereitung des Implantatsbetts eine Null-Justierung durchgeführt.
4. Die Datenübertragung der Drehmomentwerte wurde manuell zur selben Zeit wie die Bohrung gestartet.
5. Nach den Aufbereitungen der Proben mit den Vorbohrern erfolgten anschließend die Endbohrungen an den gleichen Knochen- und Delrinproben. Die Proben blieben während der Aufbereitung exakt fixiert, so dass die Ergebnisse nicht verfälscht werden konnten.

2.5 Einteilung der Studie

Die Studie wurde nach Probematerialien in 2 Untersuchungsgruppen (Delrin und Knochen) eingeteilt.

Jede Untersuchungsgruppe bestand aus 4 Serien; in jeder Serie wurden 3 Bohrer verschiedener Art verwendet (siehe Tabelle 2.2).

Nach drei Schneidevorgängen wurden die Instrumente sterilisiert. Dazwischen wurde jeder Bohrer vor seinem nächsten Einsatz mit Wasser gereinigt. Jeder Sterilisationszyklus bestand aus einem 25-minütigen thermischen Prozess (114 °C). Auf diese Art wurde jeder Bohrer je nach Gebrauch 4, 7, 10 bzw. 14 thermischen Zyklen unterzogen (siehe Tabelle 2.2).

Insgesamt wurden 60 Spiralbohrer von jeder Firma in die Untersuchungen einbezogen. 30 mit einem Durchmesser von 2,0 - 2,5 mm und 30 mit einem Durchmesser von 2,8 - 3,25 mm.

Untersuchungsgruppe	Anzahl der Bohrungen	Sterilisationszahl
Serie 1	10	4
Serie 2	20	7
Serie 3	30	10
Serie 4	40	14

Tabelle 2.2: Übersicht über die Untersuchungsgruppen.

2.6 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung (REM)

Die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung wurde in dieser Studie zur qualitativen Differenzierung der zu untersuchenden Spiralbohrer herangezogen.

Vor den Präparationszyklen erfolgte zur Begutachtung der Qualität eine reproduzierbare, auflichtmikroskopische Fotografie (bis zu 200-fache Vergrößerung) der Spiralbohrer, die nach Abschluss der Präparationen wiederholt wurde. Nach 40-maligem Gebrauch der Bohrer wurden elektronenmikroskopische Analysen zur Beschreibung und fotografischen Dokumentation der Bohrerschneiden angefertigt.

Die Vorteile des Rasterelektronenmikroskops sind ein Auflösungsvermögen von 1-50 nm bei 1-50 Kv, d.h. eine Vergrößerung um den Faktor 30000.

Als Nachteil muss eine beeinträchtigte Bildwiedergabe angeführt werden, sobald der Strahlengang nicht direkt auf die apikale Spitze der Spiralbohrer auftrifft.

2.7 Statistische Auswertungsmethoden

2.7.1 Definition der verwendeten Begriffe

- *Spankraft* ist die Summe der wirksamen Kraftkomponenten, die auf den

Bohrer einwirken. Die Spannkraft kann in ihre Komponenten *Schnitt-, Vorschub-, und Passivkraft* zerlegt werden. Das bedeutet: die Spannkraft ist die ermittelte Kraft, die notwendig ist, um eine konstante Vorschubgeschwindigkeit aufrecht zu erhalten.

- *Die Schnittkraft* wird durch die Drehbewegung erzeugt. Sie ist die Kraft, die zum Spanen eines Spiralbohrers mit einem Spanungsquerschnitt von 1 mm erforderlich ist. Die Schnittkräfte sind dann nicht konstant, wenn der Spiralbohrer voll im Einsatz ist. Stattdessen nehmen sie entsprechend der wachsenden Reibung kontinuierlich zu.
- *Passivkraft* ist die Kraft, die den Spiralbohrer aus dem Knochen bzw. Delrin herausdrückt bzw. sich der Vorschubkraft entgegengesetzt.
- Durch *die Vorschubkraft* dringen die Spiralbohrerschneiden in den Knochen und Delrin ein.

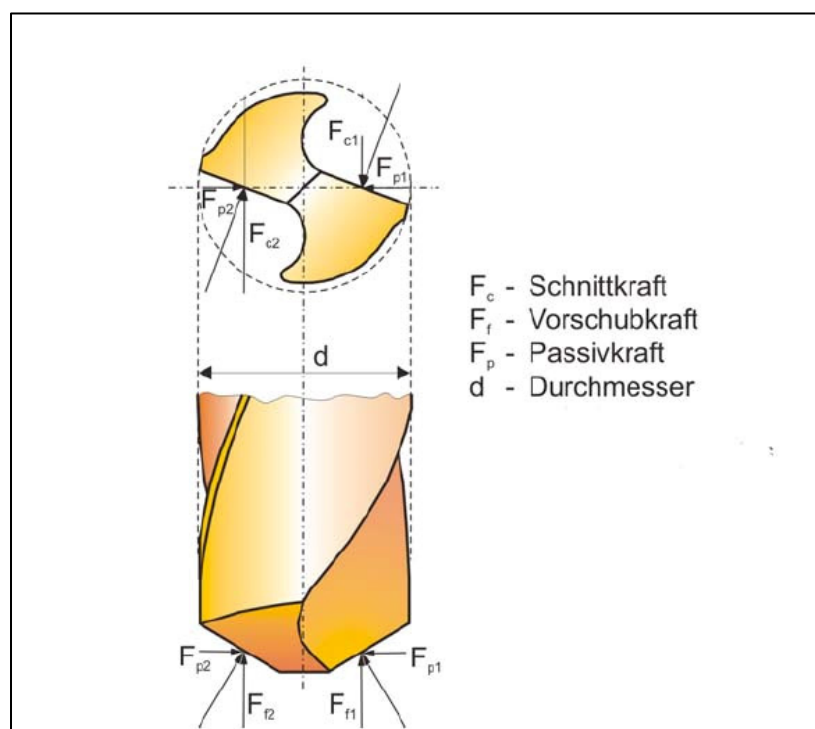


Abbildung 2.5: Die Komponenten der Spannkraft, die auf den Spiralbohrer einwirken (König und Klocke 1999).

- *Das Drehmoment* ist definiert als das Produkt aus der Kraft und dem senkrechten Abstand der Kraftwirkungslinie zum Drehpunkt (Kraft mal Kraftarm). Die Drehmomente werden in der Literatur auch Momente

genannt (Hering et al. 1989, Bidez & Misch 1992). Die Momente während des Eindringens eines Bohrers in einen Werkstoff werden als Insertionsmomente definiert. Nach der Insertion werden sie als maximale Momente bezeichnet (Daftari et al. 1994, You et al. 1994).

In der vorliegenden Untersuchung wurden die Spankräfte und die Drehmomente mit Hilfe der Zwickmaschine gemessen (siehe Abbildung 2.5). Die oben beschriebene Reibungskraft wurde bei der vorliegenden Arbeit nicht berücksichtigt. Die Daten jeder Bohrung wurden mit Hilfe des Datenanalyse-Programms *Origin 7* ausgewertet.

Um aus den gemessenen Daten (Spankräfte und Drehmomente) einen Mittelwert bilden zu können, wurde mit drei Bohrern einer Serie (siehe Tab. 2.2) eine Bohrung durchgeführt und daraus der arithmetische Mittelwert von Spankraft und Drehmoment berechnet.

Für die mechanische Beurteilung des Bohrers gilt:

Ist der Bohrer „scharf“, dann ist die Spankraft (siehe oben) gering, der axiale Druck niedrig und die Temperaturentwicklung wenig traumatisierend. Ist der Bohrer „stumpf“ oder weist er einen deutlichen Verschleiß auf, dann sind die Spankräfte und der axiale Druck hoch. Die Temperaturentwicklung steigt entsprechend an und wirkt damit traumatisierend.

Während der sukzessiven Implantatbettaufrbereitung wurde die Änderung der Spankräfte als wichtiges Kriterium für die Abnutzung des Spiralbohrers angesehen.

Deshalb wurden die Spankräfte als Parameter verwendet, um die Wiederverwendung der Bohrer zu beurteilen.

Ein Bohrer wurde verworfen, wenn er bei den ersten Präparationen eine Spankraft > 50 N hatte, oder wenn während der Aufbereitung des Implantatbetts (drei aufeinander folgende Bohrzyklen) die Spankraft über 100 N stieg. Vier Bohrer wurden bei dieser Untersuchung als sogenannte „Ausreißer“ gekennzeichnet (3 Bohrer von *Semados* und einen Bohrer von *3i*).

3 Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse für die einzelnen Beurteilungskriterien angegeben. Die Darstellung erfolgt graphisch und tabellarisch.

3.1 Mechanische Untersuchung der Spiralbohrer bei Delrin

3.1.1 Vergleich der Spankräfte der Spiralbohrer

Beschreibung des Spanprozesses

Der Spanprozess wird in der vorliegenden Arbeit in drei typischen Phasen mit unterschiedlichem Kräfteverlauf eingeteilt. Zu Beginn dringt die Querschneide des Spiralbohrers in Delrin bzw. in Knochen ein (s. Tab. 3.1 und Abbildung 3.1). Der Bearbeitungsvorgang in diesem Abschnitt läuft sehr komplex ab. Am Übergang zur Hauptschneide bilden die Querschneide und die Freifläche der Hauptschneide eine Schneidekante mit einem stark negativen Spanwinkel (Phase 1 des Spanvorgangs, zunehmende Bohrkraft). Die hier geschilderten Vorgänge können mit dem Eindringen eines stumpfen, keilförmigen Instruments verglichen werden (Umformvorgang). Das verformte Knochen- bzw. Delrinvolumen wird im Lauf des Bohrvorgangs extrudiert und vermischt sich mit dem an den Hauptschneiden erzeugten Spänen (Phase 2 des Bohrvorgangs, abnehmende Bohrkraft). Sobald die Hauptschneiden vollständig eingreifen, bleibt der Spanquerschnitt gleich und es beginnt die so genannte „Vollschnittphase“, in der sich der Leistungsbedarf nur noch durch Reibung an den Führungsfasen und in den Spannuten erhöht (Tschätsch 1999 und Smith 1989).

Der Kraftverlauf wird durch die Phaseneinteilung charakterisiert (s. Abbildung 3.1).

Phase 1	Phase 1 des Bohrvorgangs (zunehmende Bohrkraft)
Phase 2	Phase 2 des Bohrvorgangs (abnehmende Bohrkraft)
Phase 3	Gleichmäßige Schneidephase (Vollschnittphase)

Vergleich der Spankräfte der untersuchten Bohrer bei der ersten Bohrung

Fast alle Implantataufbereitungsinstrumente zeigten zu Beginn der Präparation in den Ersatzwerkstoffen eine zunehmende Bohrkraft (Phase1), anschließend folgte die Phase 2 des Bohrvorgangs, die durch ihre abfallende Bohrkraft charakterisiert war. Danach verlief die Spankraft fast gleichmäßig. Bei Nobel *Biocare*, *Straumann* und *Xive* war die Kraftmessung sehr ähnlich, *3i* zeigte einen leichten Anstieg der Spankraft. Bei den Bohrern der Firma *Semados* stieg die Spankraft in der 1. Phase des Bohrvorgangs um mehr als das dreifache im Vergleich zum *Nobel Biocare* Bohrer an (s. Abbildung 1).

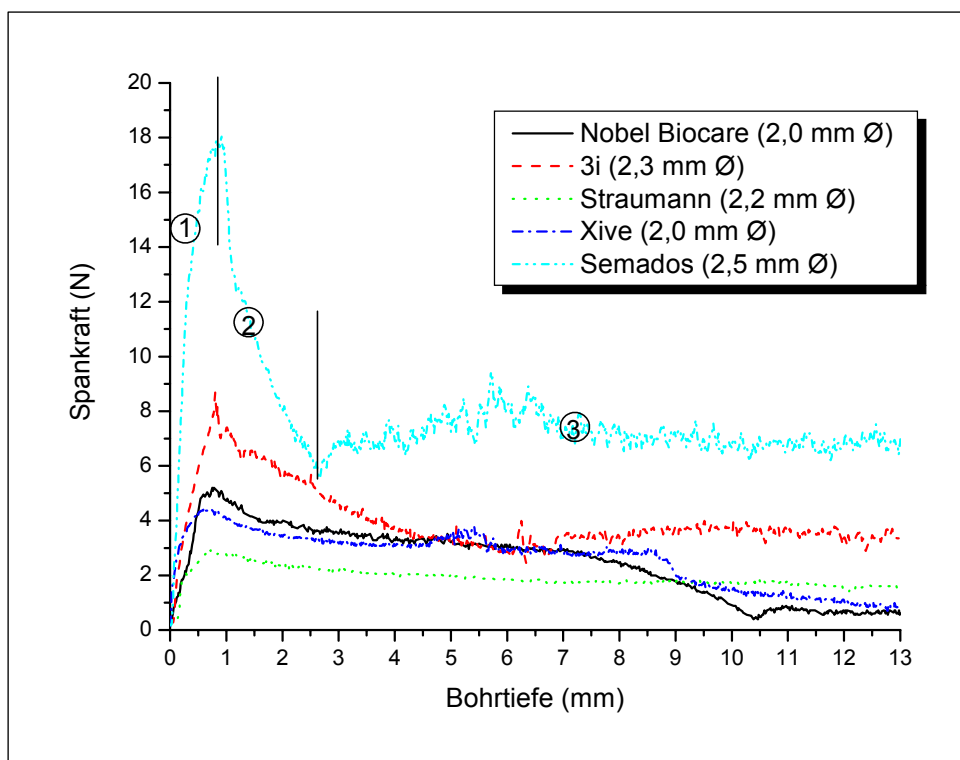


Abbildung 3.1: Spankraft der untersuchten Bohrer bei der ersten Bohrung.

3.1.1.1 3i Bohrer

a) 3i-Bohrer (2,3 mm Ø)

Die Werte für die Aufbereitung des Implantatbetts in Delrin mit dem (2,3 mm Ø) Vorbohrer zeigten eine höhere Spankraft. Die erste Bohrung zeigte in der ersten Phase des Bohrvorgangs eine Spankraft von 8,5 N. Die Kraft nahm in

den weiteren Bohrungen gering zu und stieg beim 40-maligen Gebrauch der Bohrer auf 9,75 N an. In der gleichmäßigen Schneidphase wurde ein relativ konstanter Verlauf der Kräfte gemessen. Die Spankräfte innerhalb der Vollschnittphase nahmen während der sukzessiven Implantatbettpräparationen (d.h. bis zu den 40 Bohrungen) bei einer Bohrtiefe bis zu 8 mm deutlich zu (s. Abbildung 3.2).

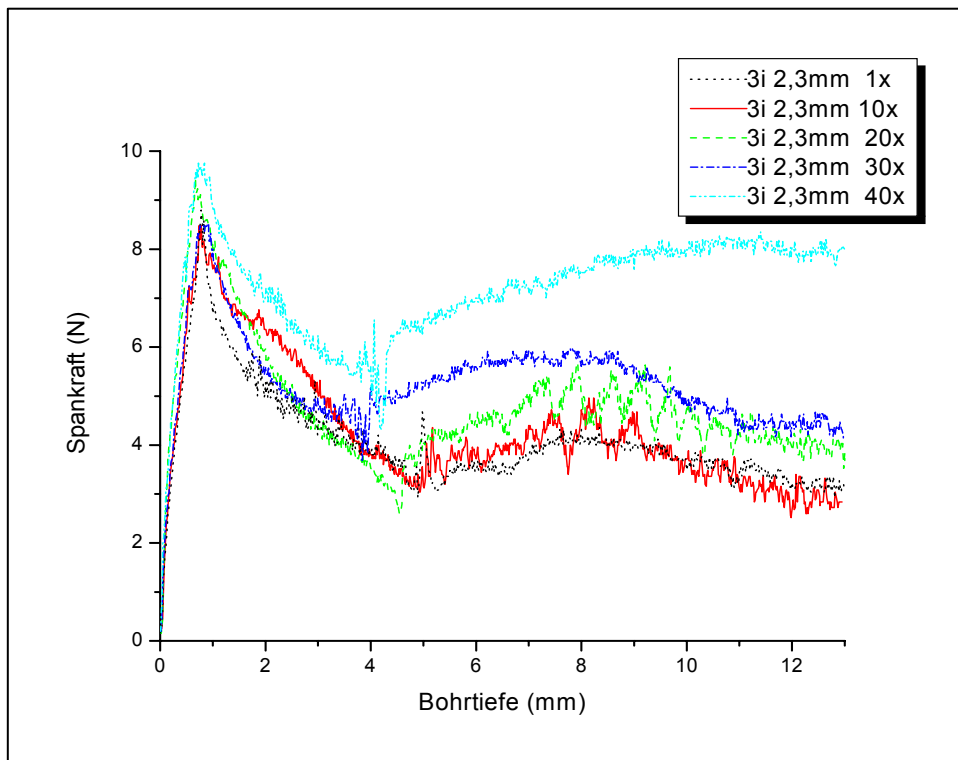


Abbildung 3.2: Spankraft der verschiedenen Serien der 3i-Bohrer (2,3 mm \emptyset).

b) 3i-Bohrer (3,0 mm \emptyset)

Die abschließende Bohrung erfolgte bei 3i mit dem (3,0 mm \emptyset) Spiralbohrer. Die Phase 1 des Bohrvorgangs zeigt, dass alle Serien nahezu die gleiche Spankraft aufwiesen. Die gleichmäßige Schneidphase stieg von ca. 0,5 N bei der ersten Bohrung auf 4 N bei der 40. Bohrung an (s. Abbildung 3.3).

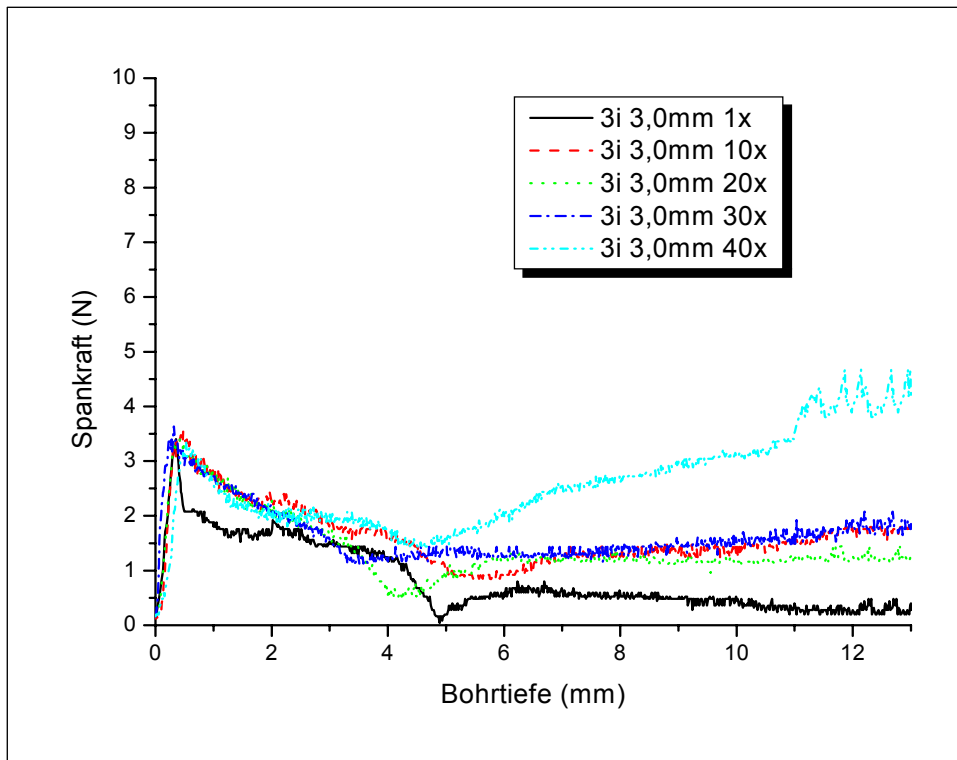


Abbildung 3.3: Spankraft der verschiedenen Serien der 3i-Bohrer (3,0 mm \emptyset).

3.1.1.2 Nobel Biocare Bohrer

a) Nobel Biocare Bohrer (2,0 mm \emptyset)

Der Nobel Biocare Bohrer zeigte eine Spankraft von 5 N in der 1. Phase des Bohrvorgangs, die leicht im Lauf der Bohrungen bis 7,5 N zunahm. Anschließend erfolgte die Phase 2 des Bohrvorgangs, welche eine Absenkung der Spankraft zeigt. Die gleichmäßige Schneidphase verlief nahezu linear (s. Abbildung 3.4). Eine geringe Zunahme der Kraft bei den weiteren Aufbereitungen charakterisiert die Kraftentwicklungen in der Vollschnittphase.

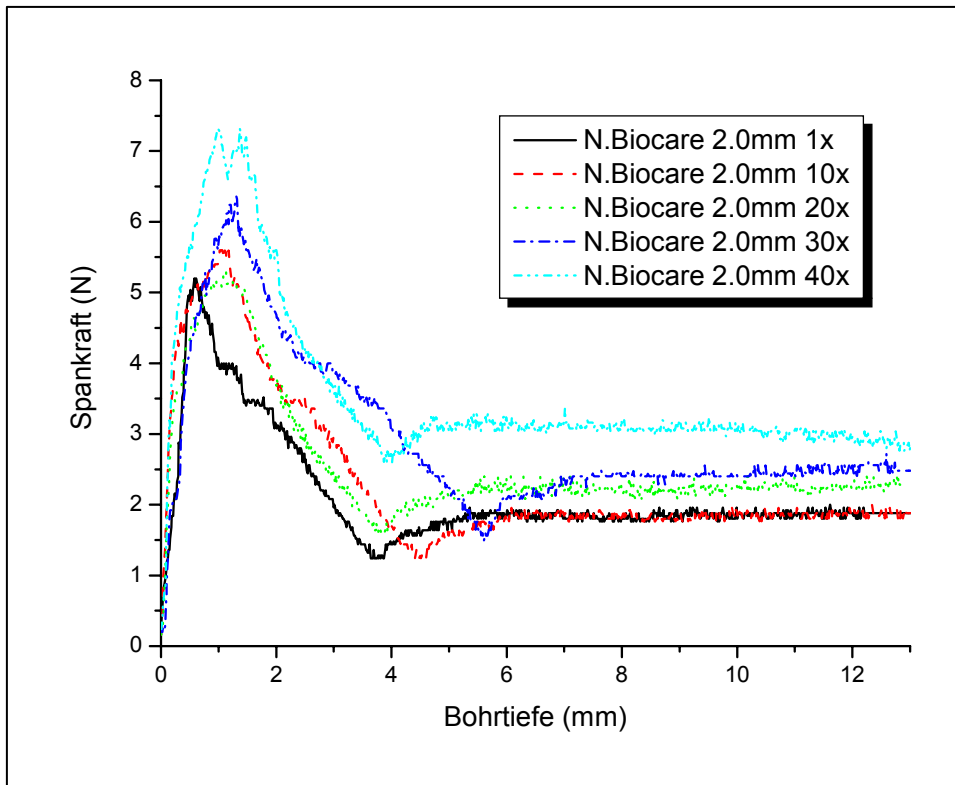


Abbildung 3.4: Spankräfte der verschiedenen Serien der Nobel Biocare-Bohrer (2,0 mm Ø).

b) Nobel Biocare Bohrer (3,0 mm Ø)

Der zweite Spiralbohrer von Nobel Biocare zeigte analog zum ersten Bohrer eine Spankraft in der ersten Phase des Bohrvorgangs von 3,2 N, die auf 5 N anstieg. Die ausgeprägte Schneidphase, die nach der Phase 2 des Bohrvorgangs erfolgte, verlief linear (Abbildung 3.5). Eine mäßige Zunahme der Kraftentwicklung wurde während der gleichmäßigen Phase bei 40-maligem Gebrauch des Bohrers festgestellt.

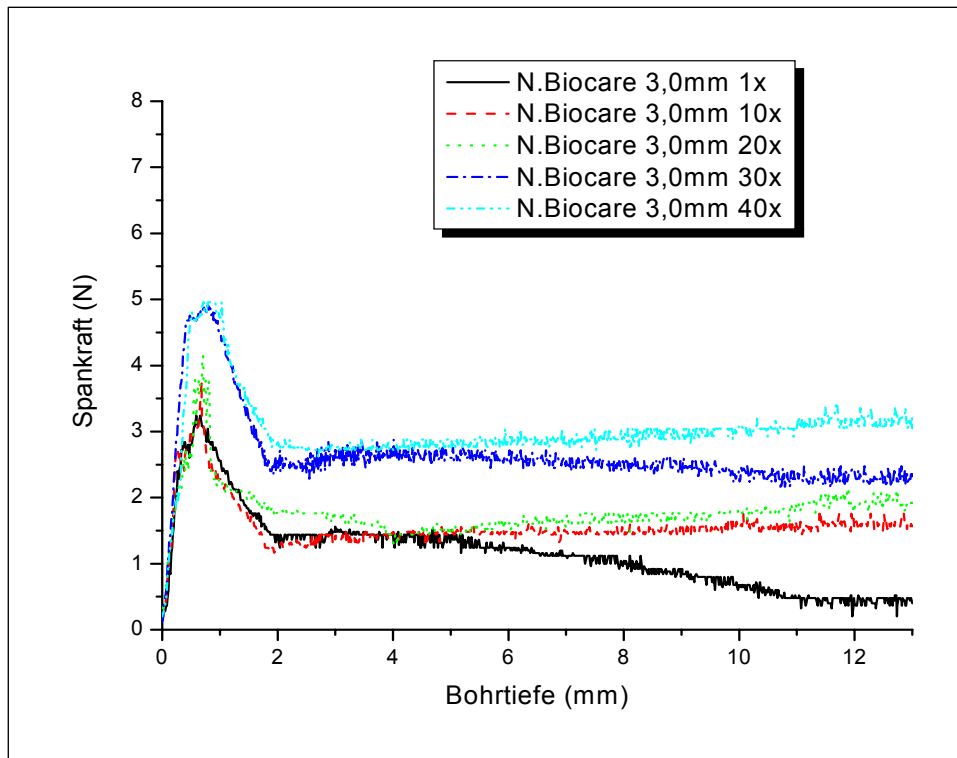


Abbildung 3.5: Spankräfte der verschiedenen Serien der Nobel Biocare-Bohrer (3,0 mm \emptyset).

3.1.1.3 Bego Semados Bohrer

a) Bego Semados Bohrer (2,5 mm \emptyset)

Der Semados Bohrer notierte gleich zu Beginn der Präparation die höchste Spankraft im Vergleich zu den anderen Spiralbohrern (18 N). Am Ende des Präparationszyklus (nach 40-maligem Gebrauch) stieg die Kraft ca. um das Doppelte der Spankraft der ersten Bohrung an (34 N). Sie verlief in der gleichmäßigen Schneidphase nahezu linear. Bei den weiteren Bohrungen (bis 40-mal) fand in der Vollschnittphase eine deutliche Kraftzunahme (ca. 9 N) statt.

b) Bego Semados Bohrer (3,25 mm \emptyset)

Anders verlief die Kraftmessung bei den weiteren Aufbereitungen mit dem zweiten Spiralbohrer (3,25 mm \emptyset). Die Spankraft stieg im weiteren Verlauf der Präparationszyklen nur geringfügig an. Die dritte Phase verlief fast linear und zeigte einen leichten Anstieg der Spankraft beim 40-maligen Gebrauch des Bohrers.

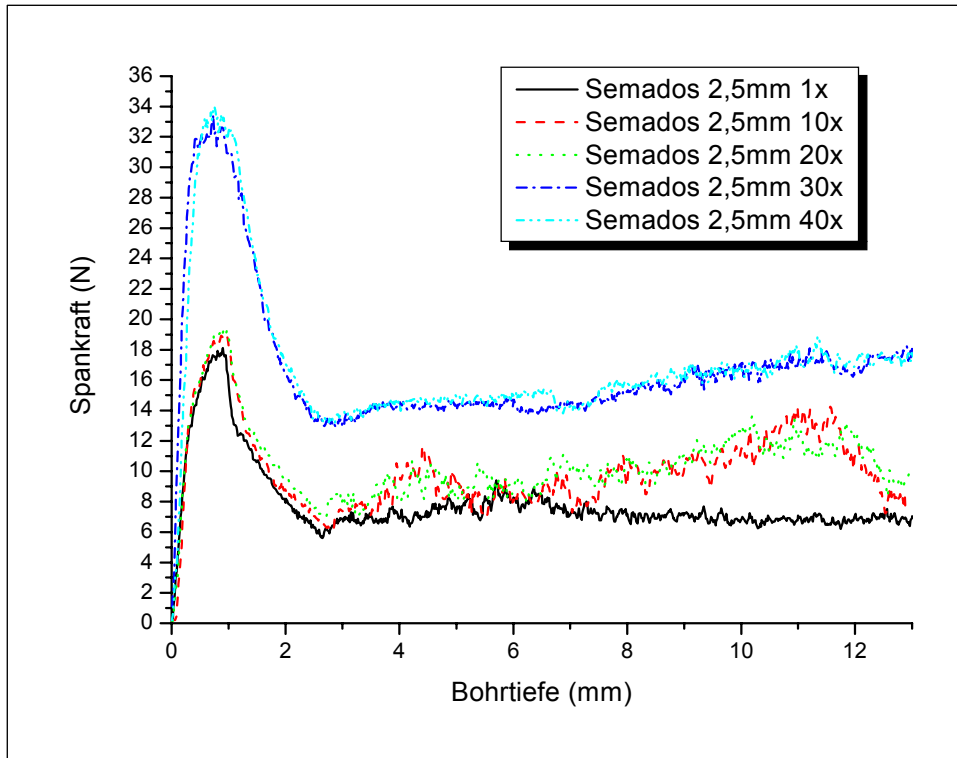


Abbildung 3.6: Spannkräfte der verschiedenen Serien der Semados-Bohrer (2,5 mm \emptyset).

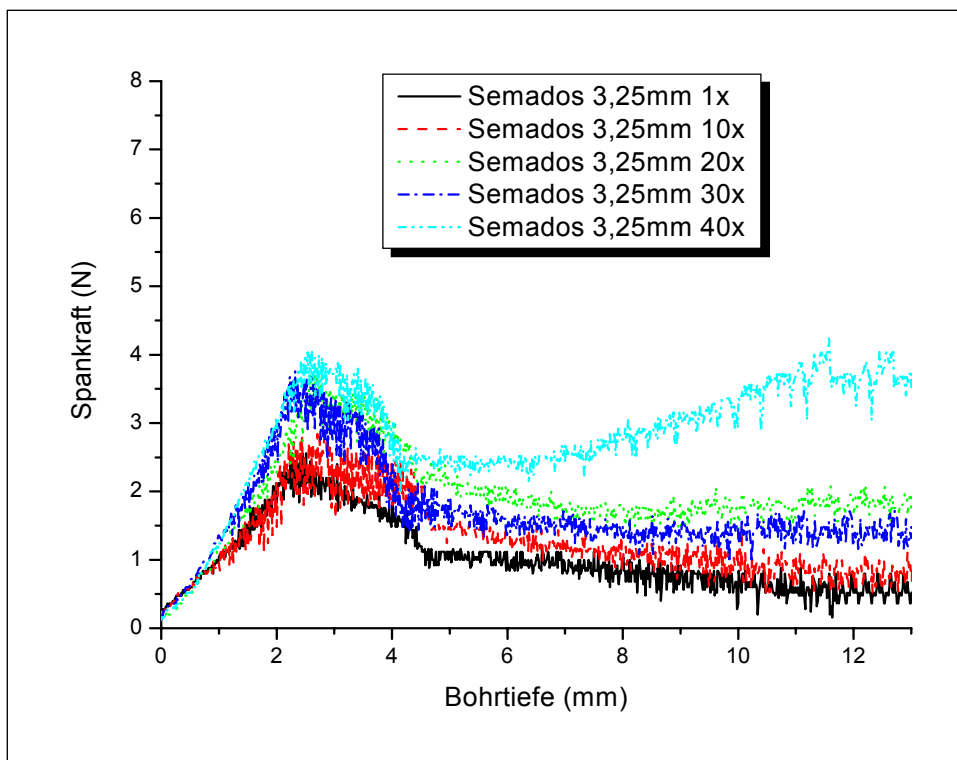


Abbildung 3.7: Spannkräfte der verschiedenen Serien der Semados-Bohrer (3,25 mm \emptyset).

3.1.1.4 Straumann Bohrer

a) Straumann Bohrer (2,2 mm \emptyset)

Der Straumann Bohrer (2,2 mm \emptyset) zeigte gleich zu Beginn der Aufbereitung eine geringe Spannkraft. Sie nahm im Lauf der Bohrungen um weniger als 0,5 N zu. Eine gleichmäßige Schneidphase, die während der Aufbereitung des Implantatbetts leicht abfällt und bei 40-maligem Gebrauch des Bohrers nicht über 4,5 N zunahm, charakterisierte die letzte Phase bei der Implantatbettauflbereitung in Delrin (siehe Abbildung 3.8).

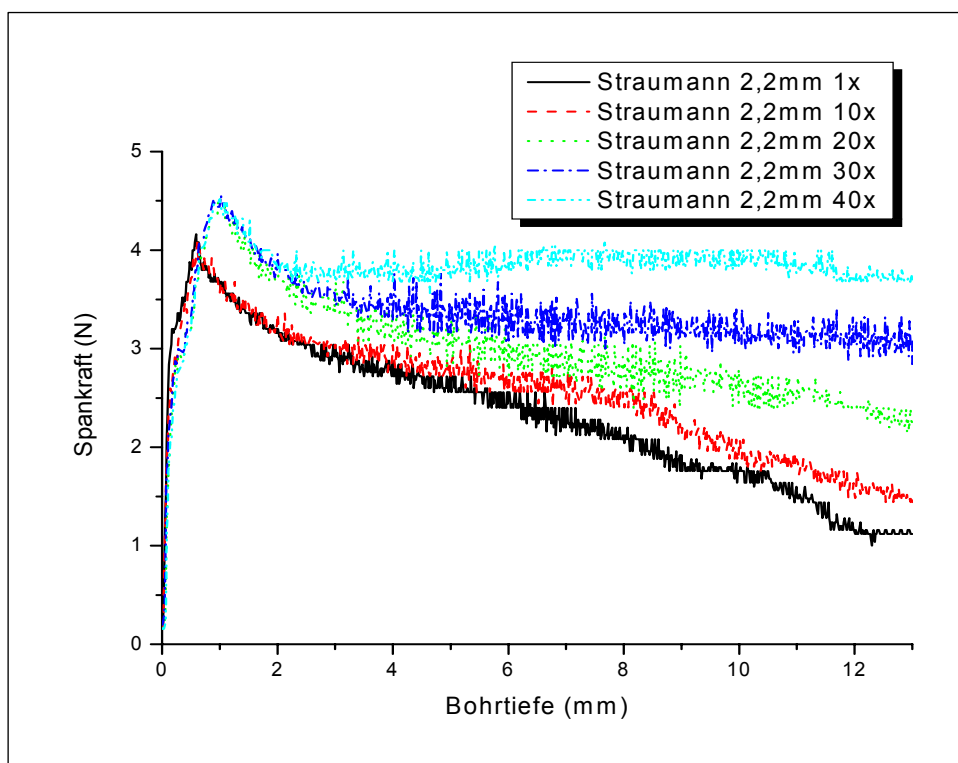


Abbildung 3.8: Spankräfte der verschiedenen Serien der Straumann-Bohrer (2,2 mm \emptyset).

b) Straumann Bohrer (2,8 mm \emptyset)

Der 2. Spiralbohrer von Straumann (2,8 mm \emptyset) zeigte analog zum 1. Spiralbohrer bei der Phase 1 des Bohrvorgangs eine Spannkraft von 2,2 N. Ein fast linearer Kraftverlauf mit leichter Modulation charakterisierte das weitere Präparationsverhalten des Bohrers (siehe Abbildung 3.9).

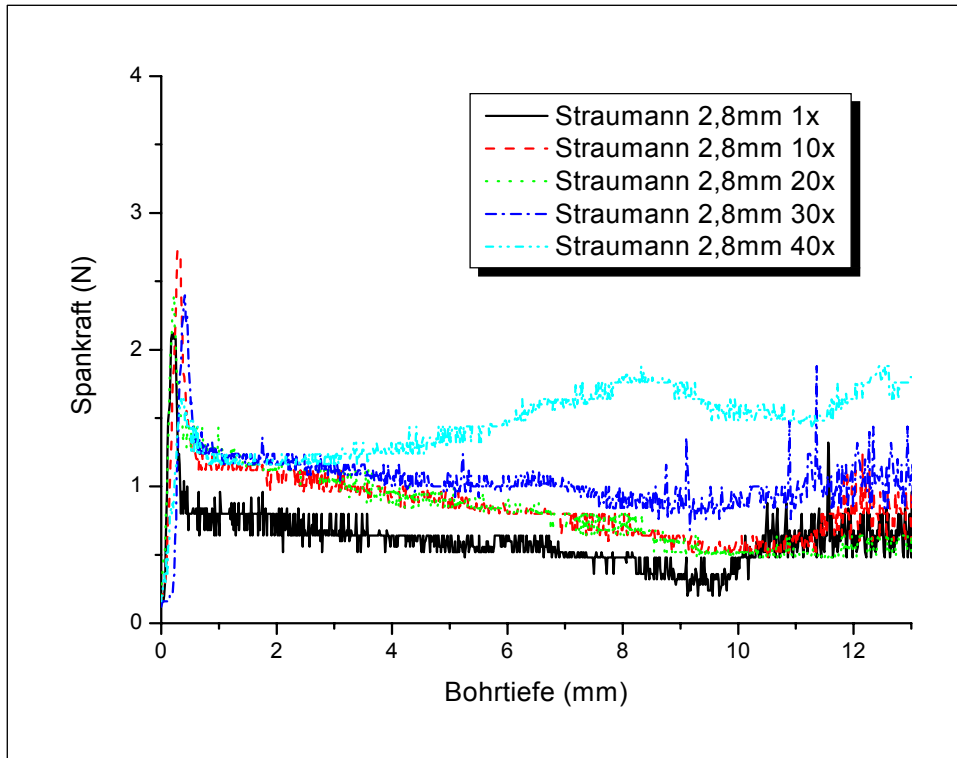


Abbildung 3.9: Spankräfte der verschiedenen Serien der Straumann-Bohrer (2,8 mm \emptyset).

3.1.1.5 Xive Bohrer (Friadent)

a) Xive Bohrer (2,0 mm \emptyset)

Der Xive Vorbohrer (2,0 mm \emptyset) zeigte in der 1. Phase bei der ersten Bohrung eine Spankraft von ca. 4,4 N, die im Verlauf der Implantatbettauflösungen fast um das Doppelte der Ausgangswerte (8,4 N) zunahm. Die gleichmäßige Schneidphase war nahezu bis zum $\frac{3}{4}$ der Bohrtiefe linear, anschließend folgte eine Abnahme der Spankraft (s. Abbildung 3.10).

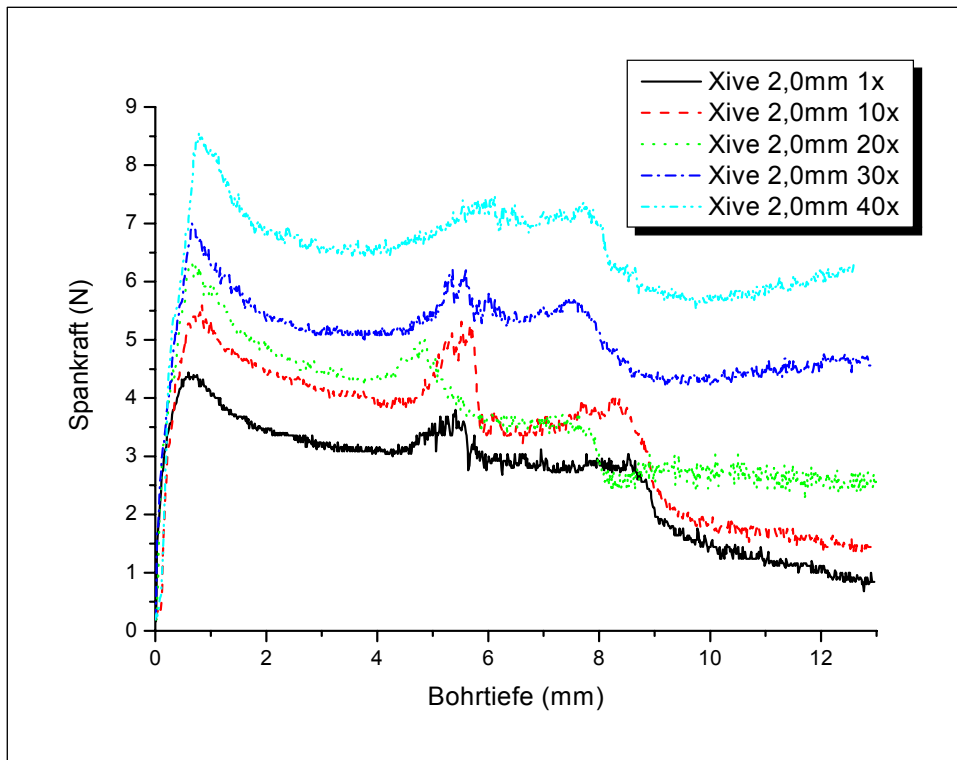


Abbildung 3.10: Spankraft der verschiedenen Serien der Xive-Bohrer (2,0 mm \emptyset).

b) Xive Bohrer (3,0 mm \emptyset)

Der zweite Xive Bohrer (3,0 mm \emptyset) hat im Gegensatz zu den anderen Bohrern eine 15° abgewinkelte, apikale Schneidspitze. Er zeigte bis ca. 2 mm Bohrtiefe kaum Spankraft, die leicht bis 3N anstieg (Phase 1). Es fand dadurch ein verzögerter Anstieg der Spankraft in der Schneidphase statt. Die fast gleichmäßige Schneidphase verlief linear und nahm im Lauf der Präparationen um 4 N zu (s. Abbildung 3.11).

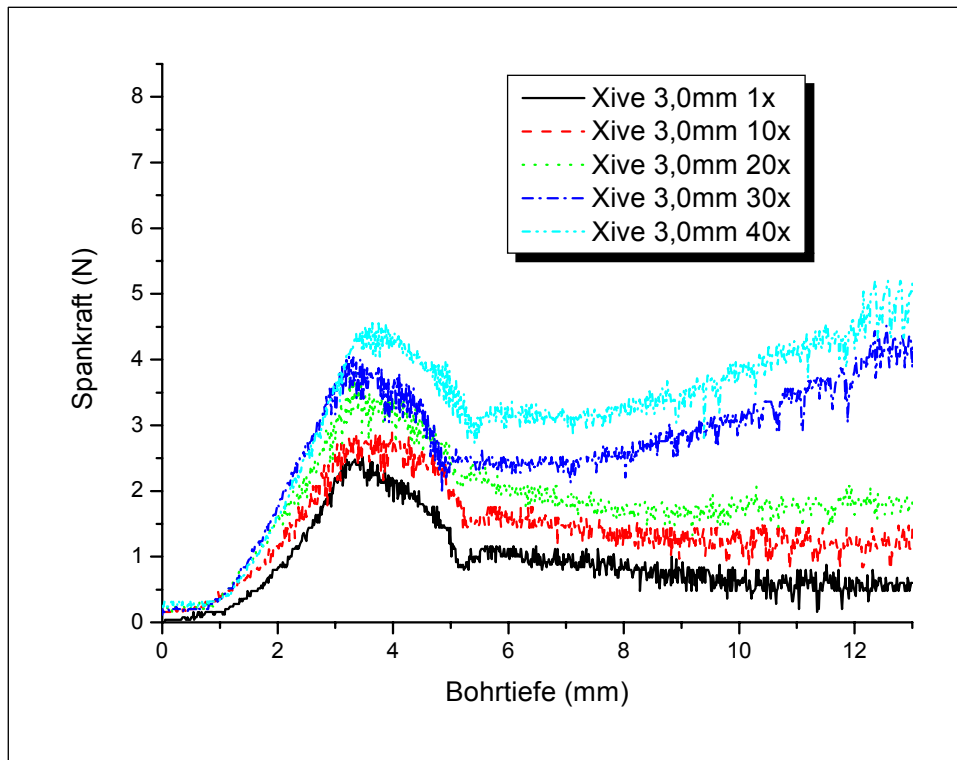


Abbildung 3.11: Spankräfte der verschiedenen Serien der Xive-Bohrer (3,0 mm Ø).

3.1.2 Vergleich der Drehmomente der Spiralbohrer

Wie bereits im Abschnitt 2.7.1 über *das Drehmoment* erläutert wurde, sind zwei wichtigen Komponenten für die Messungen der Drehmomente notwendig: Je grösser die Kraft ist, die auf den Spiralbohrer einwirkt und je länger der Hebelarm ist, der senkrecht zur Kraftwirkungslinie steht, um so grösser wird das Drehmoment. In der vorliegenden Untersuchung war der Kraftarm aufgrund der vorgegebenen Parameter konstant (feste Position des Winkelstückes und gleichlange Bohrer). Obwohl bei der vorliegenden Arbeit Delrin als homogenes Material verwendet wurde, um die Variabilität zu reduzieren, zeigten die Drehmomentmessungen unterschiedliche Ergebnisse.

Diese Streuung hängt nicht nur vom Verschleisszustand der untersuchten Bohrer sondern auch von verschiedenen Faktoren, wie z.B.:

- Elastizität und Härte der Delrin-, bzw. Knochenproben,
- Knochenspäne, die während einer Knochenlagerpräparation entstehen,
- Bohrergeometrie (Apikale Schneidenspitze, Spitzenwinkel, Spanflächen und Reibungsflächen) und
- der entstehenden Reibung ab.

Auswertung der Drehmomente:

Der Drehmomentverlauf wurde durch zwei Phasen charakterisiert. Eine sogenannte Insertionsverhaltensphase und eine lineare Zunahme der Insertionsmomente. Die erste Phase beschreibt das Verhalten des Bohrers während des Eindringens seiner Apikaleschneide in die Ersatzwerkstoffe (Delrin und Knochen). Die zweite Phase beschreibt die „Vollschnittphase“, in der sich der Leistungsbedarf nur noch durch Reibung an den Führungsfasen und in den Spannuten erhöht.

In den folgenden Abschnitten werden die Drehmomente für die Vorbohrer (2,0 - 2,5 mm Ø) von jedem Implantatsystem ausgewertet und graphisch dargestellt.

3.1.2.1 3i Bohrer (2,3 mm Ø)

Beim 3i Spiralbohrer betragen die Insertionsmomente in der ersten Phase ca. 0,5 Ncm. Die Drehmomente stiegen im Verlauf der Präparationen eins bis 10 kontinuierlich an, zeigten dann zwar einen linearen Anstieg der aber von deutlichen Modulationen geprägt war (11 bis 40, siehe Abbildung 3.12). Die maximalen Drehmomente wurden bei 4,3 Ncm aufgezeichnet.

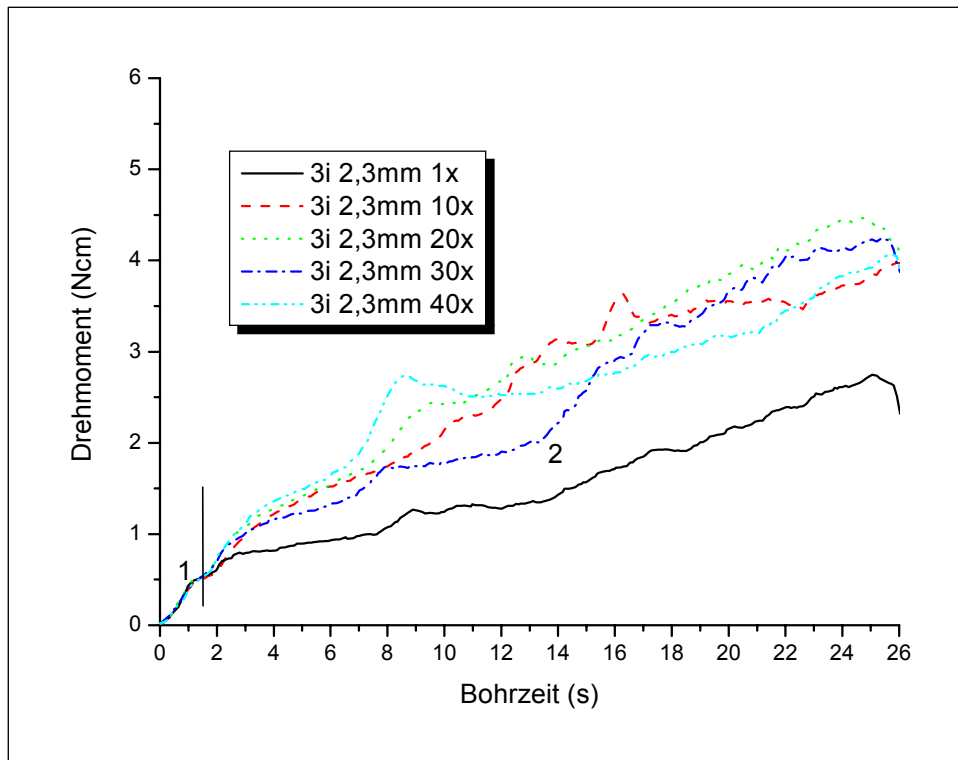


Abbildung 3.12: Drehmomente verschiedener Serien der 3i-Bohrer (2,3 mm \emptyset).

3.1.2.2 Nobel Biocare Bohrer (2,0 mm \emptyset)

Der Nobel Biocare Bohrer war durch seine kürzere Insertionsphase charakterisiert. Die zweite Phase zeigte während der ersten Bohrung eine Zunahme der Drehmomente, die bei den weiteren Präparationen mit deutlichen Modulationen gleich verlief. Der Maximalwert der Drehmomente war bei dem Nobel Biocare Bohrer während der Präparation des Implantatlagers 2,75 Ncm (siehe Abbildung 3.13).

3.1.2.3 Bego Semados (2,5 mm \emptyset)

Der Semados Bohrer (2,5 mm \emptyset) war durch eine lange erste Phase mit einem maximalen Drehmoment von 2,2 Ncm gekennzeichnet. Anschließend fand ein geringfügiger Anstieg der Drehmomente mit deutlichen Modulationen statt. Ein maximales Drehmoment von 5,5 Ncm wurde erreicht. Somit ergaben sich bei den Bego Semados Bohrern im Vergleich zu den anderen Systemen die höchsten Werte für das Drehmoment. (siehe Abbildung 3.14).

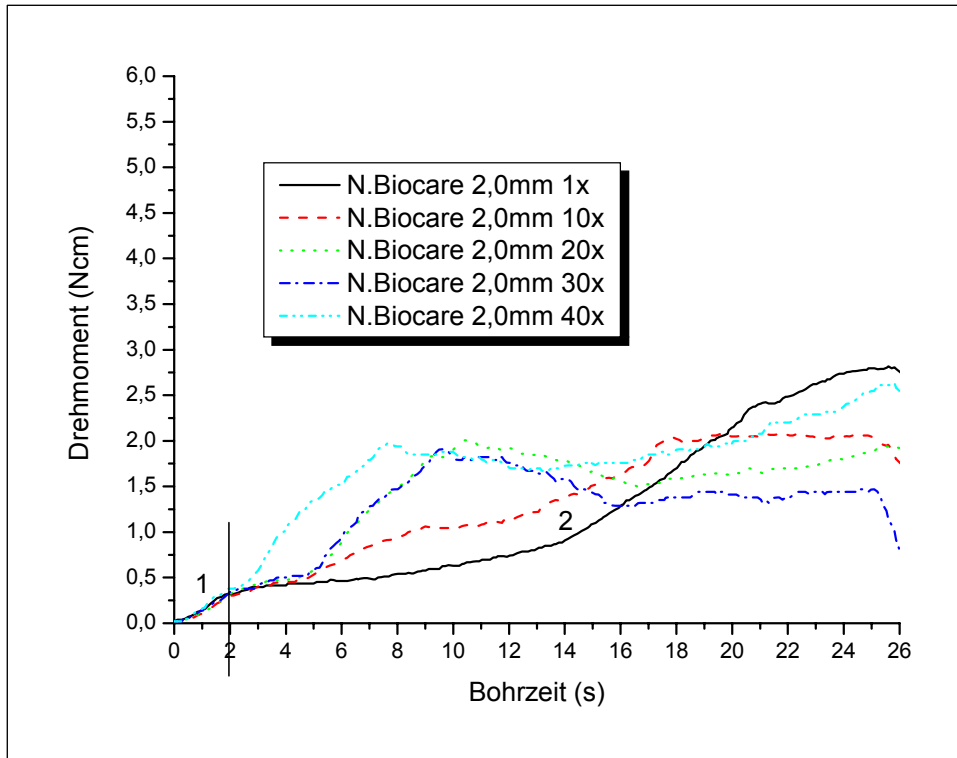


Abbildung 3.13: Drehmomente verschiedener Serien der Nobel Biocare-Bohrer (2,0 mm Ø).

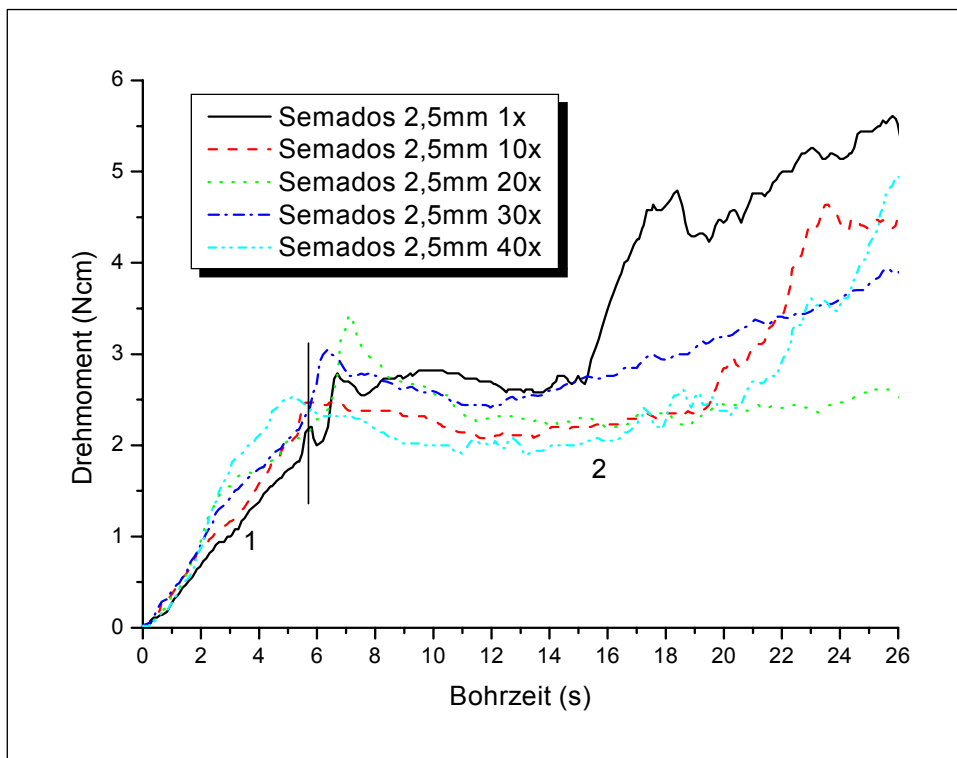


Abbildung 3.14: Drehmomente verschiedener Serien der Semados-Bohrer (2,5 mm Ø).

3.1.2.4 Straumann Bohrer (2,2 mm Ø)

Die Insertionsphase beim Straumann Bohrer verlief kurz und das Drehmoment betrug 0,35 Ncm. Der Anstieg des Drehmoments in der anschließenden zweiten Phase verlief steil und erreichte einen maximalen Wert von 2,4 Ncm und somit den niedrigsten Wert im Vergleich zu den anderen Bohrsystemen (siehe Abbildung 3.15).

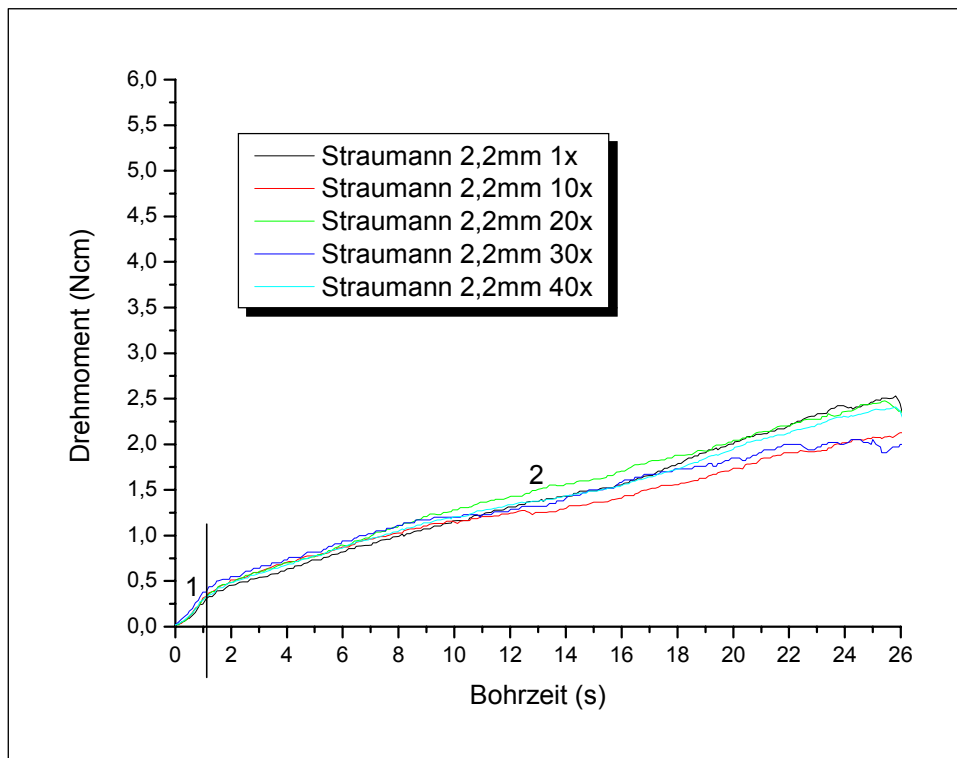


Abbildung 3.15: Drehmomente verschiedener Serien der Straumann-Bohrer (2,2 mm Ø).

3.1.2.5 Xive Bohrer (2,0 mm Ø)

Der Xive Bohrer zeigte analog zum Straumann Bohrer eine kürzere Dauer der 1.Phase bei der Insertion des Spiralbohrers in Delrin. Er zeigte aber in der zweiten Phase starke Modulationen und erreichte ein maximales Drehmoment von 4,3 Ncm (siehe Abbildung 3.16).

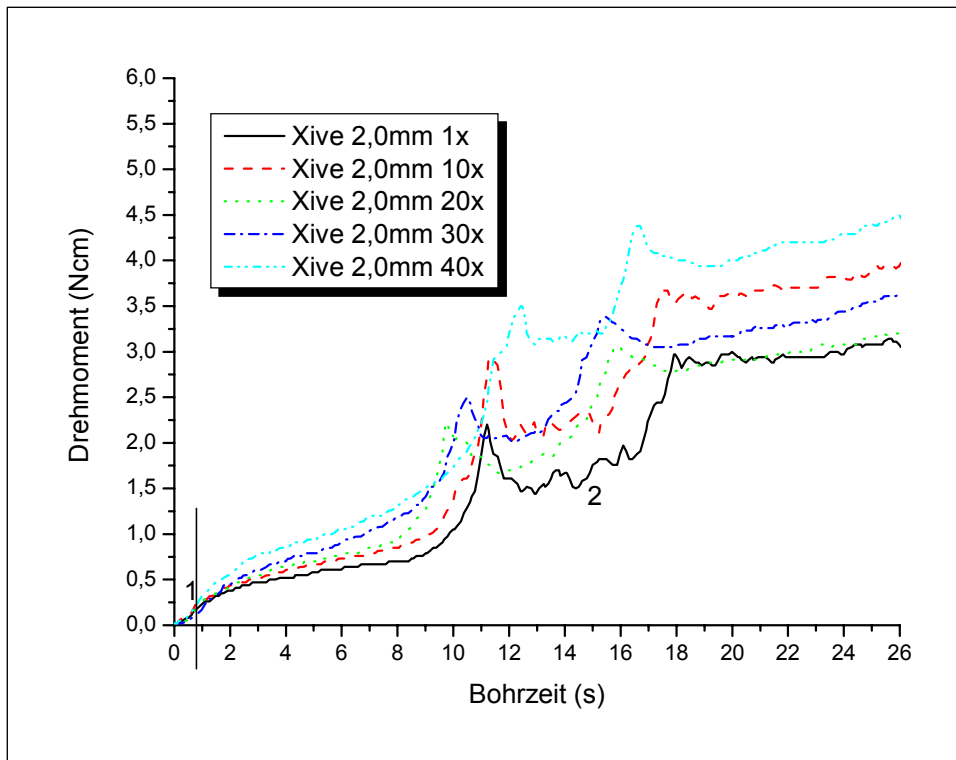


Abbildung 3.16: Drehmomente verschiedener Serien der Xive-Bohrer (2,0 mm Ø).

3.2 Mechanische Untersuchung der Spiralbohrer in Knochen

Zur Beurteilung der Bohrerschärfe im Knochen und aufgrund der Variabilität der Knochendichte wurde der sukzessive Verlauf der maximalen Spankräfte während der Präparation in der Kortikalis verglichen.

3.2.1 Vergleich der Spankräfte der Spiralbohrer

3.2.1.1 3i Bohrer

Der 3i Bohrer zeigte am Anfang der Knochenaufbereitung eine maximale Spankraft von ca. 22 N, die im weiteren Verlauf der Bohrungen trotz sorgfältiger Vorsortierung der Knochenproben mit unterschiedlichen großen Modulationen stark zunahm. Der durchschnittliche Verlauf der Spankraft in der Spongiosa war nahezu konstant und unterlag nur geringen Veränderungen, die möglicherweise auf die unterschiedliche Knochendichte zurückzuführen sind. Beim zweiten Bohrer mit dem Durchmesser von 3,0 mm stieg die Spankraft während der Aufbereitung des Knochenlagers bis zur 20. Bohrung leicht an (siehe Abb. 3.15 und 3.16).

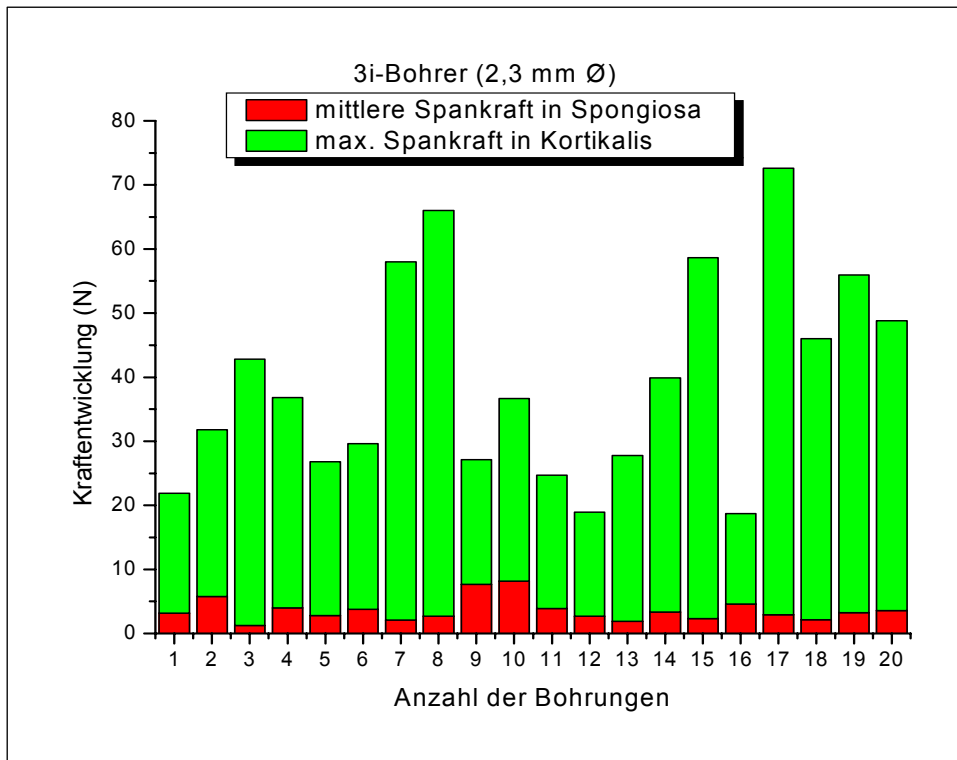


Abbildung 3.15: Vergleich der Spankräfte von 3i Bohrern (2,3 mm Ø) im Knochen.

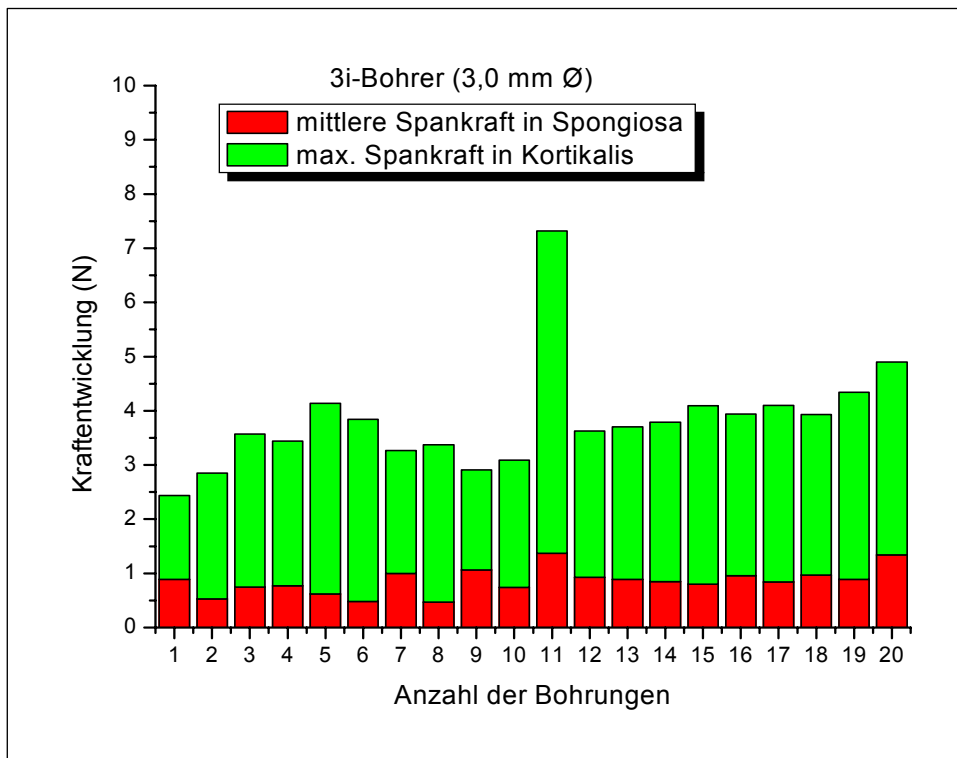


Abbildung 3.16: Vergleich der Spankräfte von 3i Bohrern (3,0 mm Ø) im Knochen.

3.2.1.2 Nobel Biocare

Der Nobel Biocare Bohrer zeigte bei der maximalen Spannkraft während der Präparationszyklen in der Kortikalis leichte Modulationen und insgesamt eine geringfügige Zunahme der Spannkräfte. Bei der ersten Bohrung wurde eine Kraft von ca. 16,2 N angezeigt, die auf ca. 22 N anstieg. Dagegen zeigte der zweite Bohrer weder in der Kortikalis noch in der Spongiosa kaum eine Zunahme der Spannkraft.

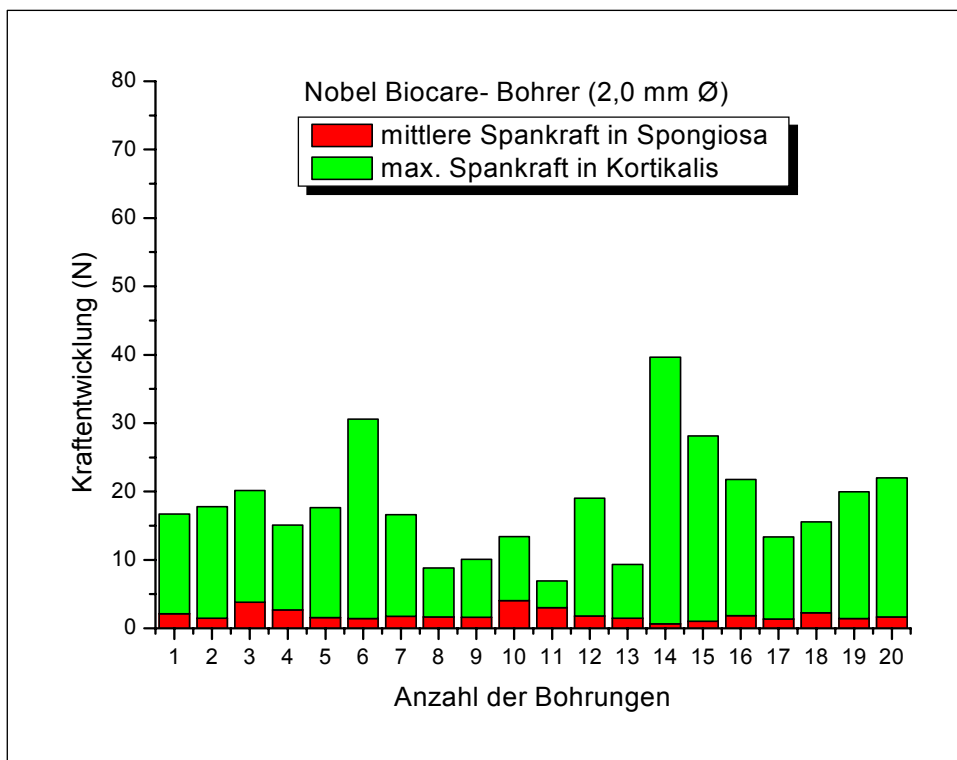


Abbildung 3.17: Vergleich der Spannkräfte von Nobel Biocare Bohrern (2,0 mm Ø) im Knochen.

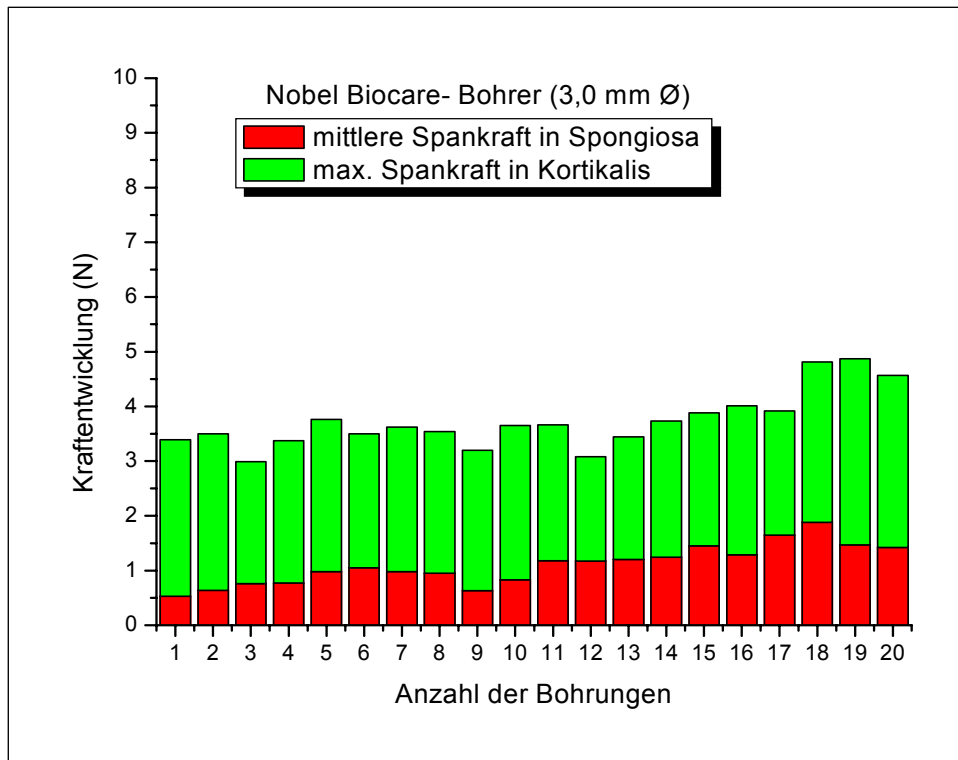


Abbildung 3.18: Vergleich der Spannkräfte von Nobel Biocare Bohrern (3,0 mm Ø) im Knochen.

3.2.1.3 Semados Bohrer

Der erste Bego Semados Spiralbohrer (2,5 mm Ø) zeigte kaum eine Zunahme der Spannkraft bis zur jeweils 20. Bohrung.

Der zweite Bohrer von Semados (3,25 mm Ø) zeigte, wie der erste Bohrer ebenfalls eine geringe Veränderung der Spannkraft. Zum einem wurde eine Spannkraft von 14 N beim Bohrer mit 2,5 mm Durchmesser während der ersten Bohrung notiert, die geringfügig auf 18 N anstieg. Zum anderen zeigte der (3,25 mm Ø) Bohrer lediglich eine Spannkraftveränderung von 0,5 -1 N. (siehe Abbildungen 3.19 & 3.20).

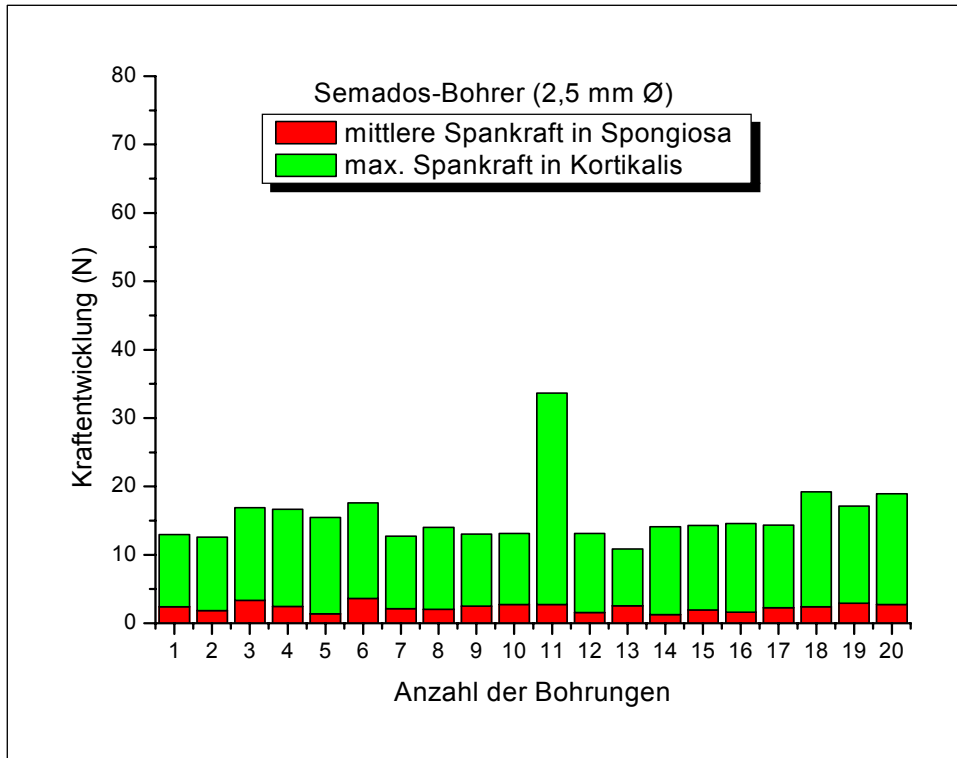


Abbildung 3.19: Vergleich der Spankkräfte von Semados Bohrern (2,5 mm Ø) im Knochen.

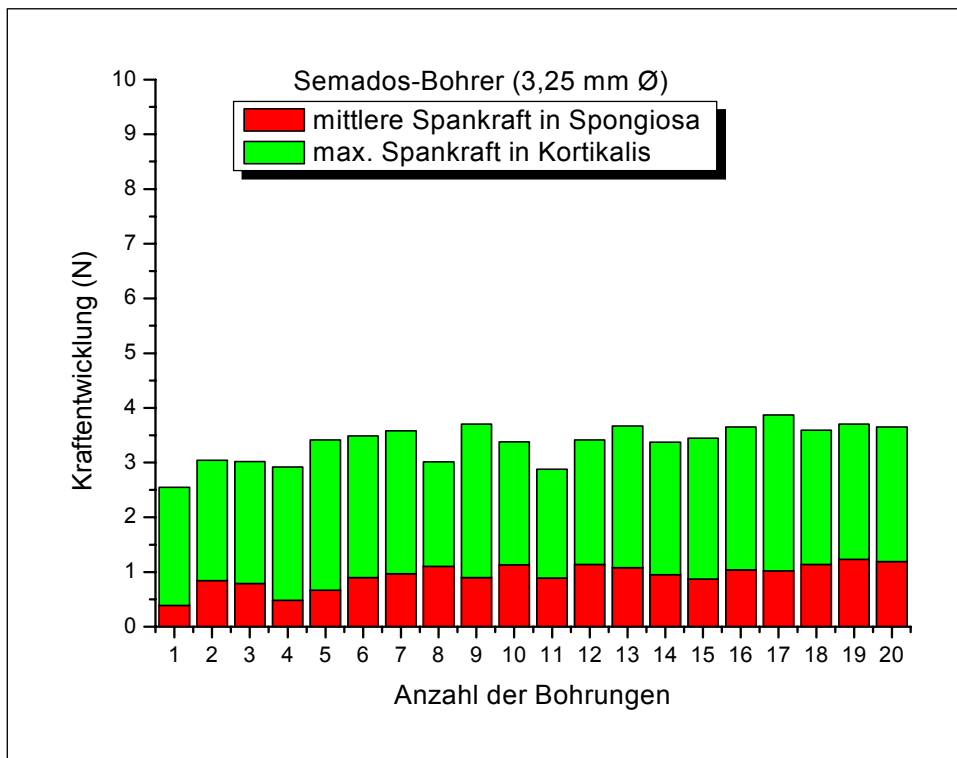


Abbildung 3.20: Vergleich der Spankkräfte von Semados Bohrern (3,25 mm Ø) im Knochen.

3.2.1.4 Straumann Bohrer

Der erste Straumann Bohrer (2,2 mm \emptyset) war durch eine geringe Spankraft im Knochen sowie durch geringfügige Zunahme der Kraft bis zu der 20. Bohrung charakterisiert. Analog zum ersten Bohrer zeigte der zweite Bohrer von Straumann keine Veränderung der Spankraft in der Spongiosa und nur geringe Veränderungen in der Kortikalis (siehe Abbildungen 3.21 & 3.22).

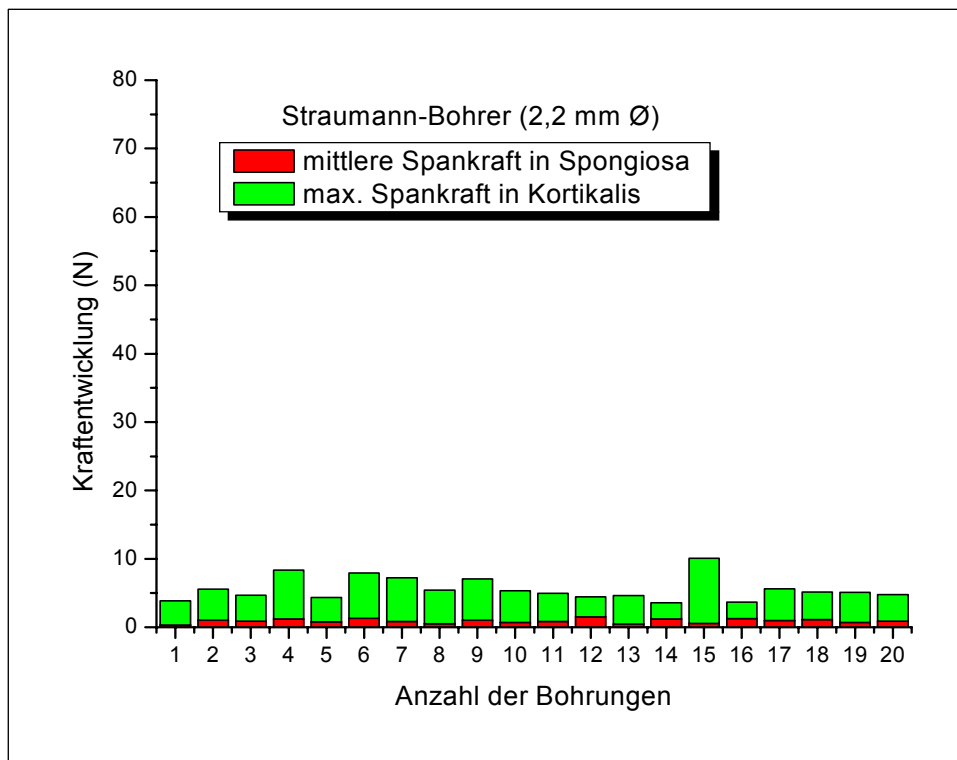


Abbildung 3.21: Vergleich der Spankräfte von Straumann Bohrern (2,2 mm \emptyset) im Knochen.

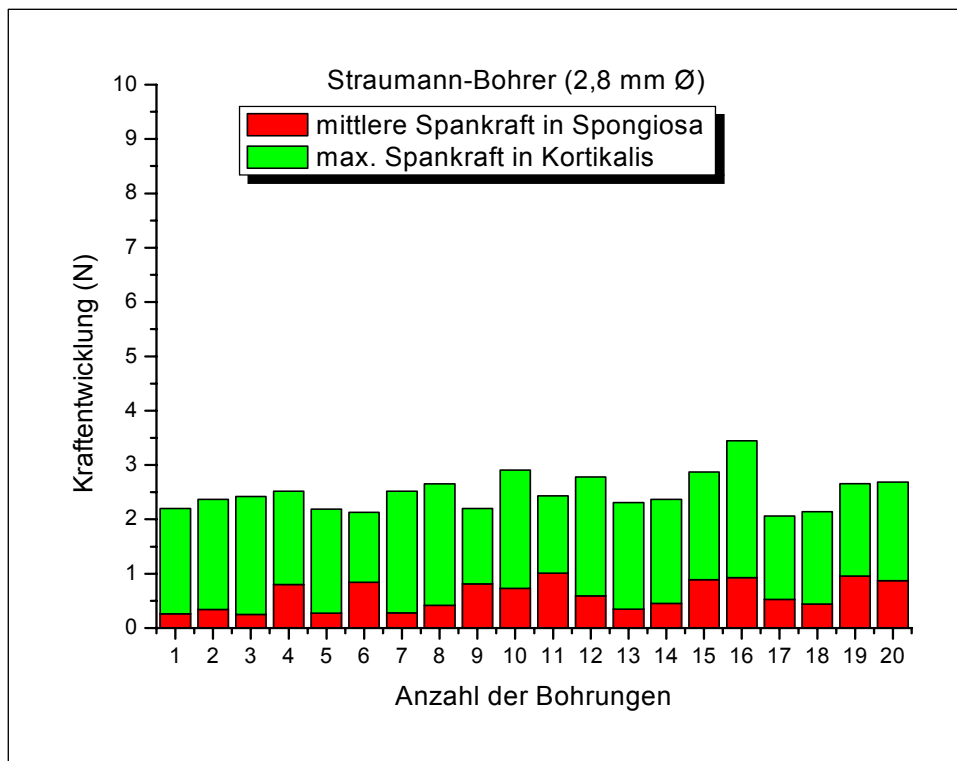


Abbildung 3.22: Vergleich der Spankräfte von Straumann Bohrern (2,8 mm Ø) im Knochen.

3.2.1.5 Xive Bohrer

Der erste Xive Bohrer (2,0 mm Ø) zeigte eine Spankraft von ca. 12 N bei der ersten Anwendung, die im Lauf der nächsten Anwendungen deutlich zunahm. Die maximalen Werte der Spankräfte unterlagen einer deutlichen Modulation im Vergleich zu den anderen Bohrsystemen. Der zweite Bohrer zeigte kaum eine Veränderung der Spankräfte bis zur 20. Bohrung (siehe Abbildungen 3.23 und 3.24).

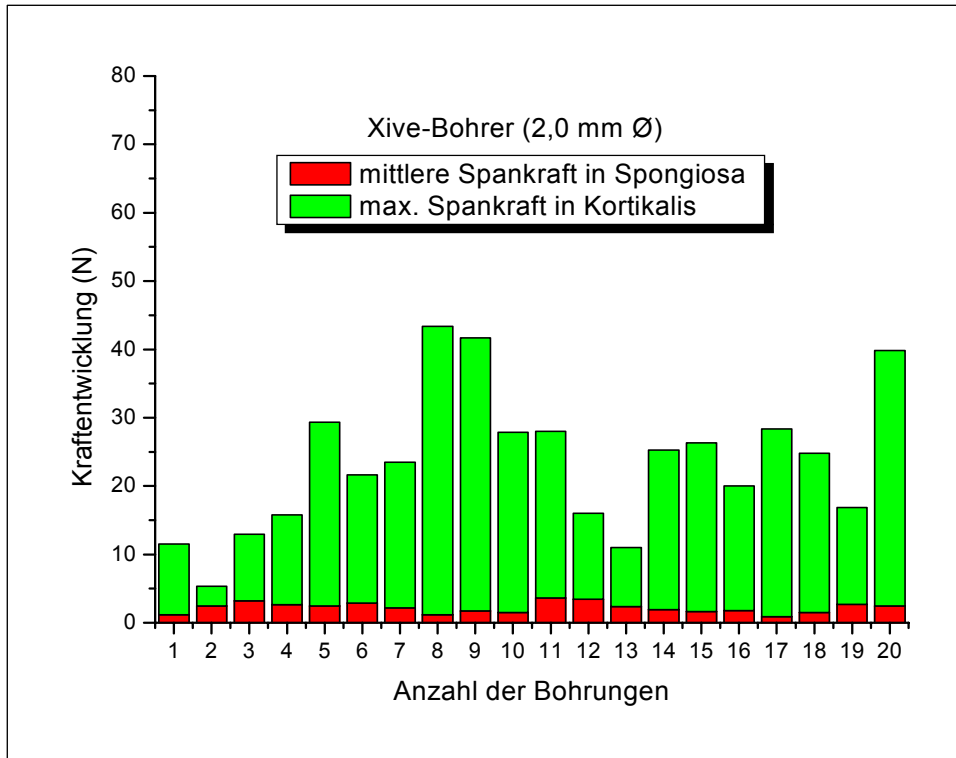


Abbildung 4.23: Vergleich der Spankräfte von Xive-Bohrern (2,0 mm Ø) im Knochen.

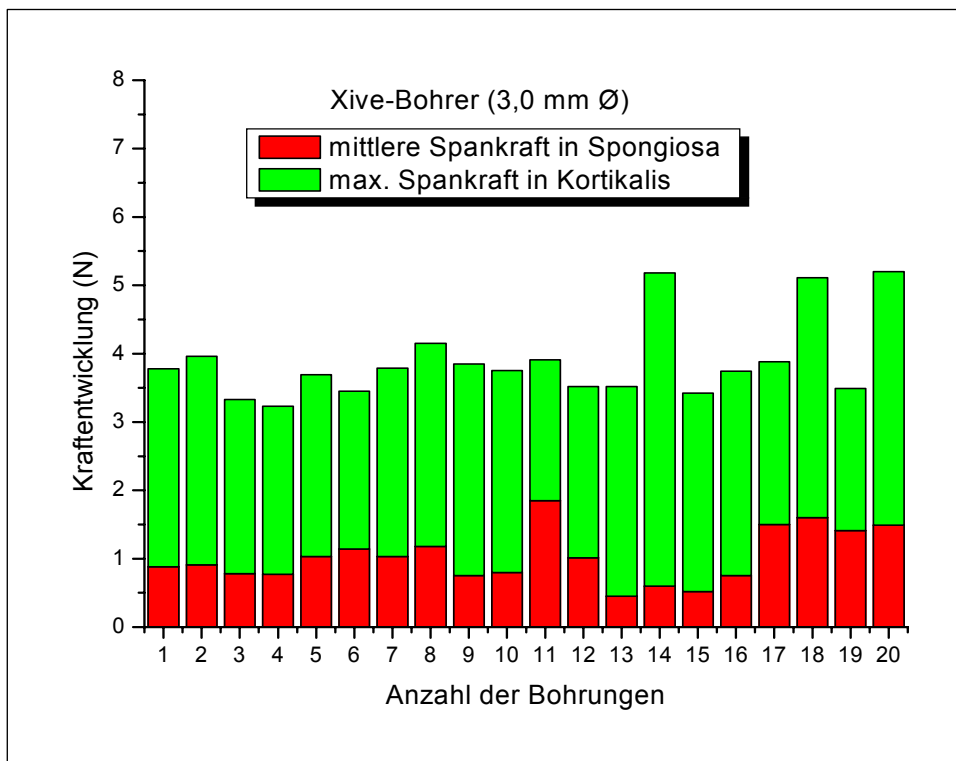


Abbildung 3.24: Vergleich der Spankräfte von Xive-Bohrern (3,0 mm Ø) im Knochen.

3.2.2 Vergleich der Drehmomente von Spiralbohrern

Analog der Messungen der Spankraft im Knochen erfolgte auch eine Messung der Drehmomente. Wie in Abschnitt 3.1.2 beschrieben wurde, hängt der Drehmomentverlauf während einer Implantatbettaufrbereitung im Knochen von verschiedenen Faktoren ab. In den folgenden Abschnitten wird nur der maximale Drehmomentverlauf bei sukzessiver Aufbereitung dargestellt.

3.2.2.1 3i Bohrer

Der erste Bohrer von 3i zeigte während der Präparationszyklen (1-20) eine deutliche Zunahme der maximalen Drehmomente an. Bei der ersten Bohrung lag das maximale Drehmoment bei 2,2 Ncm, bei der 20. Bohrung stieg es auf ca. 4 Ncm an. Die Drehmomente unterlagen einer starken Modulation (siehe Abbildung 3.25).

Der zweite Bohrer zeigte weniger Modulation beim Drehmomentverlauf und eine geringere Zunahme des Drehmoments (siehe Abbildung 3.25).

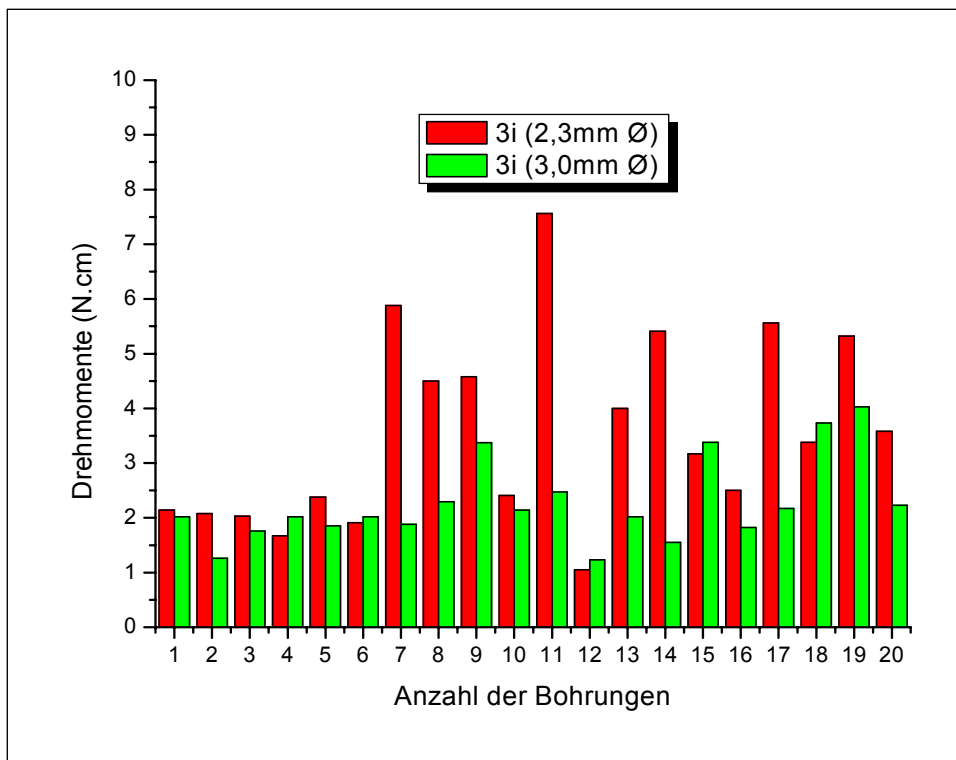


Abbildung 3.25: Vergleich der maximalen Drehmomente von 3i Bohrern im Knochen.

3.2.2.2 Nobel Biocare Bohrer

Beide Bohrer von Nobel Biocare zeigten eine deutliche Modulation der Drehmomente im Verlauf der Präparationsvorgänge. Sie zeigten ebenso deutliche Modulationen bei den Präparationszyklen. Es wurde keine signifikante Zunahme der maximalen Drehmomente bei mehrfacher Verwendung der Nobel Biocare Bohrer festgestellt (siehe Abbildung 3.26).

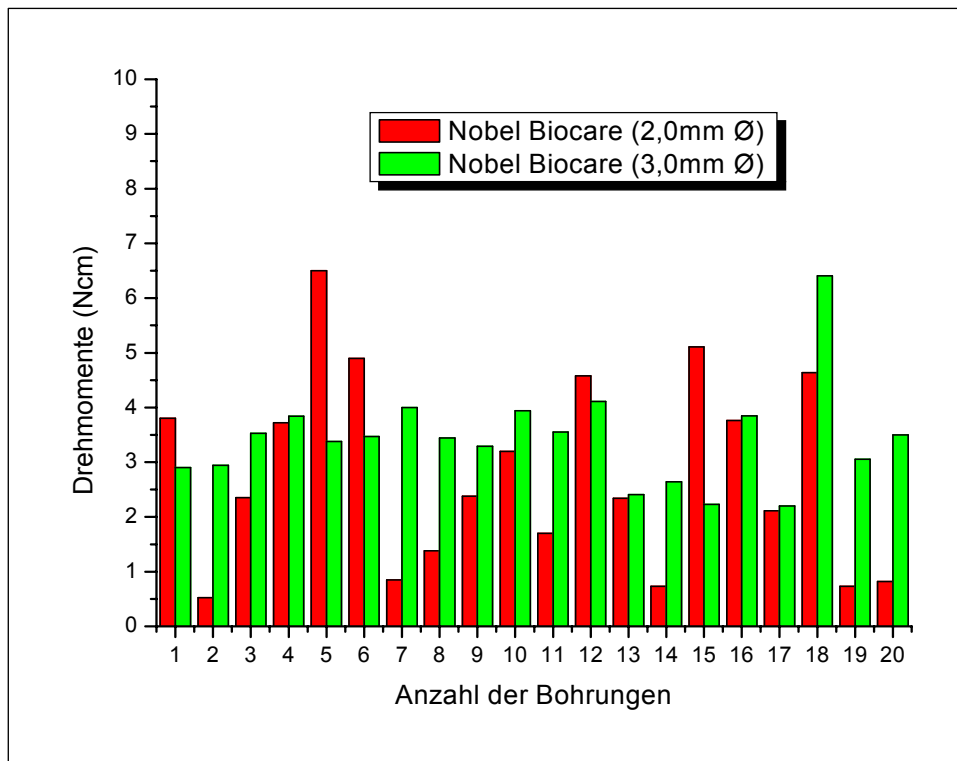


Abbildung 3.26: Vergleich der maximalen Drehmomente von Nobel Biocare Bohrern im Knochen.

3.2.2.3 Semados Bohrer

Der Drehmomentverlauf beim Semados Bohrer gleicht dem Drehmomentverlauf bei den Bohrern von Nobel Biocare (siehe Abbildung 3.27).

3.2.2.4 Straumann Bohrer

Beim Straumann Bohrer blieb der Drehmomentverlauf während der Präparationszyklen fast konstant. Straumann Bohrer notierten die kleinsten Drehmomente während der Knochenbohrungen im Vergleich zu den anderen untersuchten Bohrern (siehe Abbildung 3.28)

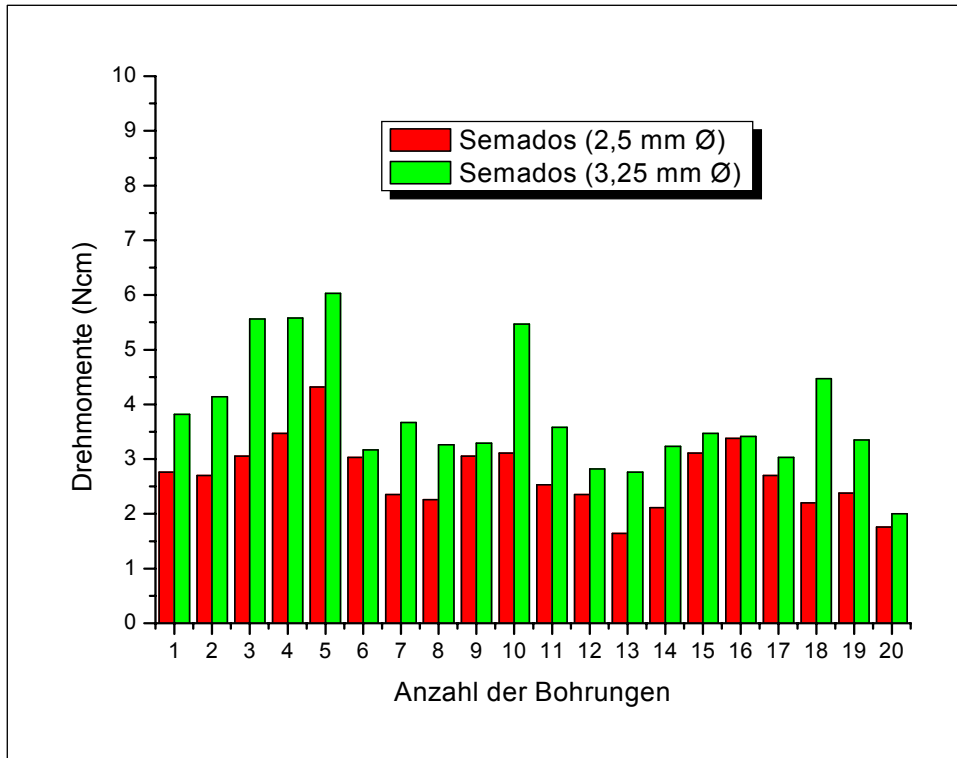


Abbildung 3.27: Vergleich der maximalen Drehmomente von Semados Bohrern im Knochen.

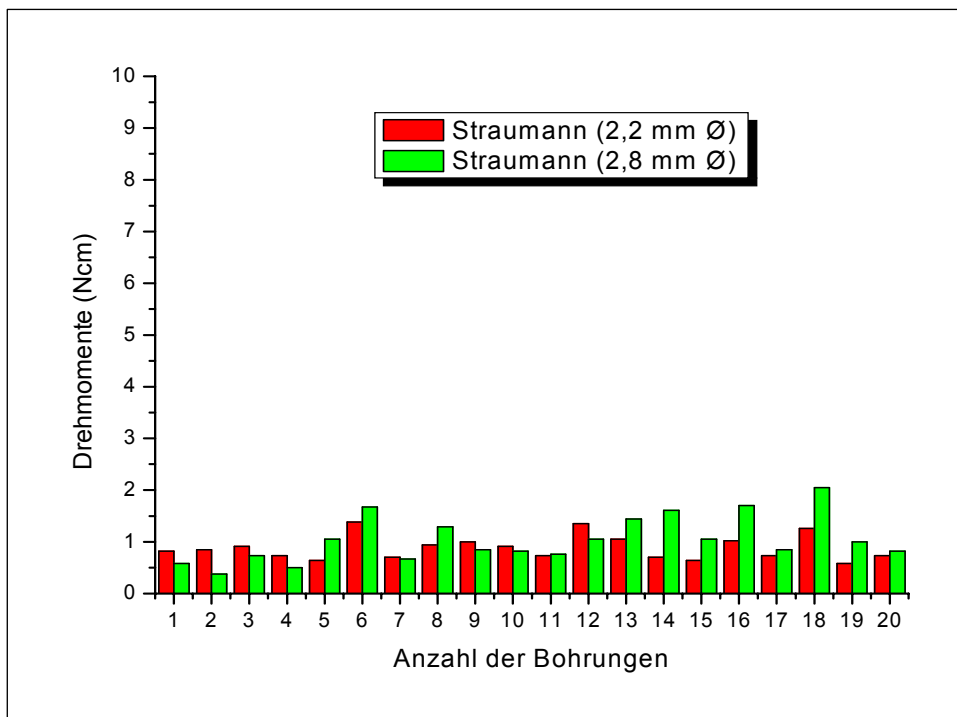


Abbildung 3.28: Vergleich der maximalen Drehmomente von Straumann Bohrern im Knochen.

3.2.2.5 Xive Bohrer

Der Drehmomentverlauf der Xive Bohrer gleicht dem Verlauf der 3i Bohrer. Während der Präparationszyklen war eine Zunahme der maximalen Drehmomente beim (2,0 mm Ø) Xive Bohrer festzustellen, die aber beim (3,0 mm Ø) dicken Bohrer nicht signifikant waren.

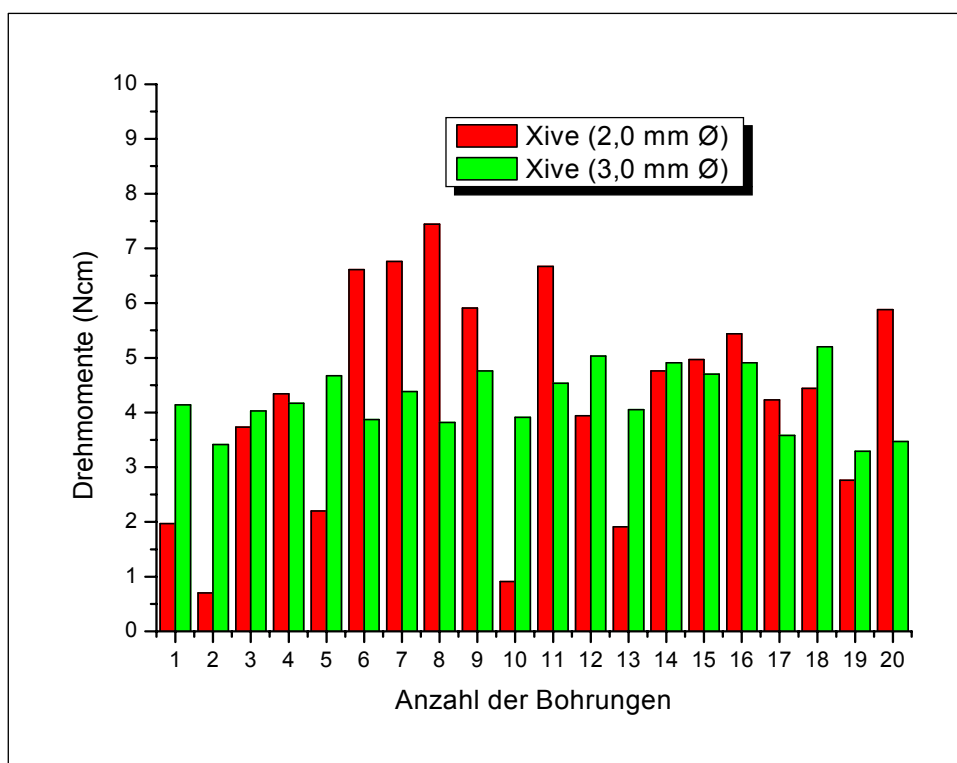


Abbildung 3.29: Vergleich der maximalen Drehmomente von Xive Bohrern im Knochen.

3.3 Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung

Vor den Präparationszyklen erfolgte eine auflichtmikroskopische Fotografie der Spiralbohrer zur Begutachtung ihrer Qualität, die nach Abschluss des 40. Präparationsvorgangs wiederholt wurde. Es wurden zwischen den neuen Bohrern und den gebrauchten Bohrern bei 40-facher Vergrößerung der apikalen Schneiden keine signifikanten Unterschiede festgestellt.

Erst bei 200-facher Vergrößerung der apikalen Bohrschneiden konnte einen Verschleiß bzw. Abnutzung in diesem Bereich festgestellt werden.

3i Bohrer:

Das rasterelektronenmikroskopische Bild der Schneiden von 3i Bohrern (2,3 mm Ø) zeigte bei 200-facher Vergrößerung nach 40-maligem Gebrauch des Bohrers eine sichtbare Abnutzung der Schneiden (siehe Abbildungen 3.32 & 3.33).

Nobel Biocare Bohrer:

Das rasterelektronenmikroskopische Bild der Schneiden von Nobel Biocare Bohrer lässt bei 200 facher Vergrößerung geringfügige Abnutzungen der Bohrschneiden erkennen (siehe Abbildungen 3.34 & 3.35).

Semados Bohrer:

Das rasterelektronenmikroskopische Bild der Schneiden zeigte bei gebrauchten Bohrern eine sichtbare Abnutzung (siehe Abbildungen 3.36 & 3.37).

Straumann Bohrer:

Das rasterelektronenmikroskopische Bild von den Schneiden des Straumannbohrers zeigte bei 200-facher Vergrößerung eine leichte Abnutzung seiner Schneiden (siehe Abbildungen 3.38 & 3.39).

Xive Bohrer:

Das rasterelektronenmikroskopische Bild von Xive- Bohrschneiden zeigte eine leichte Abnutzung (siehe Abbildungen 3.40 & 3.41).

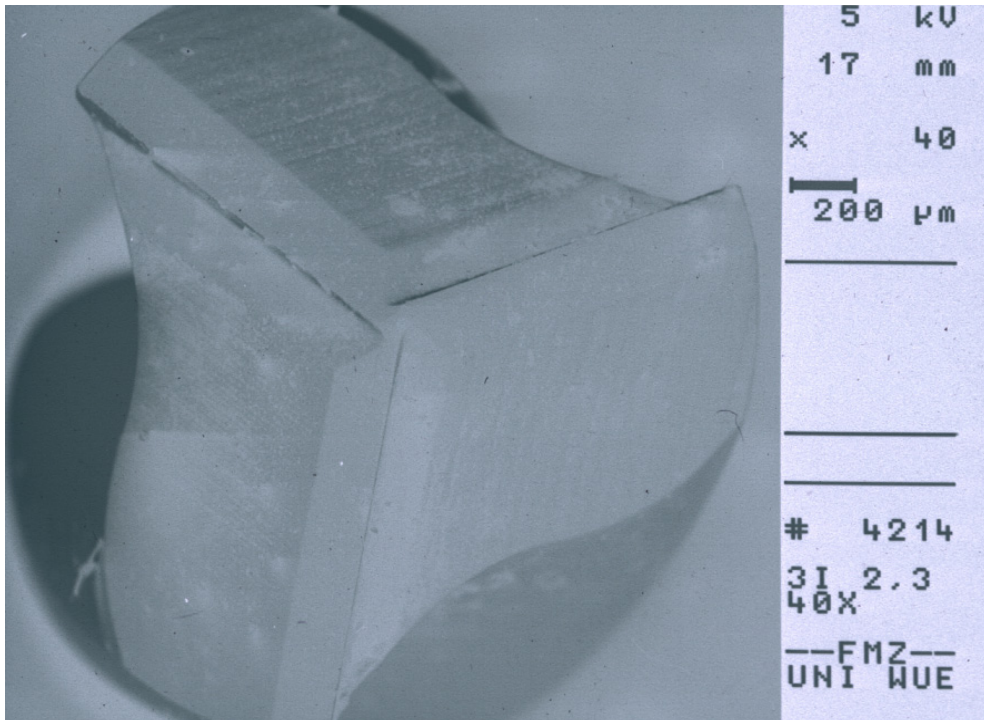


Abbildung 3.30: Axiale Übersicht der apikalen Spitze (Schneiden) eines „neuen“ 3i Bohrers (2,3 mm \varnothing) bei 40-facher Vergrößerung.

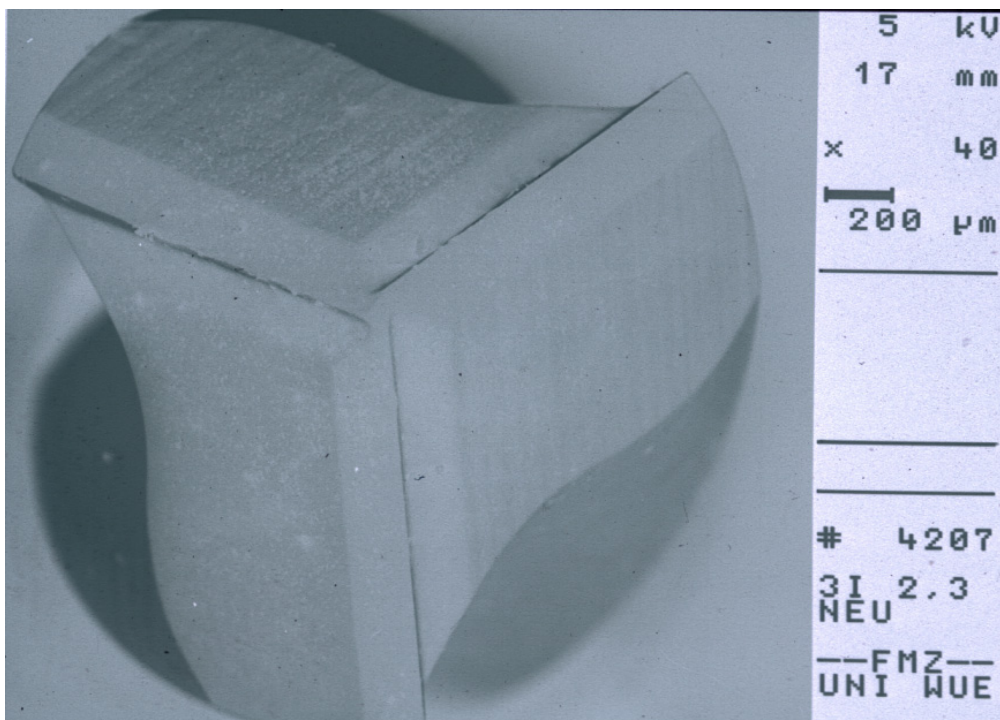


Abbildung 3.31: Axiale Übersicht der apikalen Spitze (Schneiden) eines „alten“ 3i Bohrers (2,3 mm \varnothing) bei 40-facher Vergrößerung.

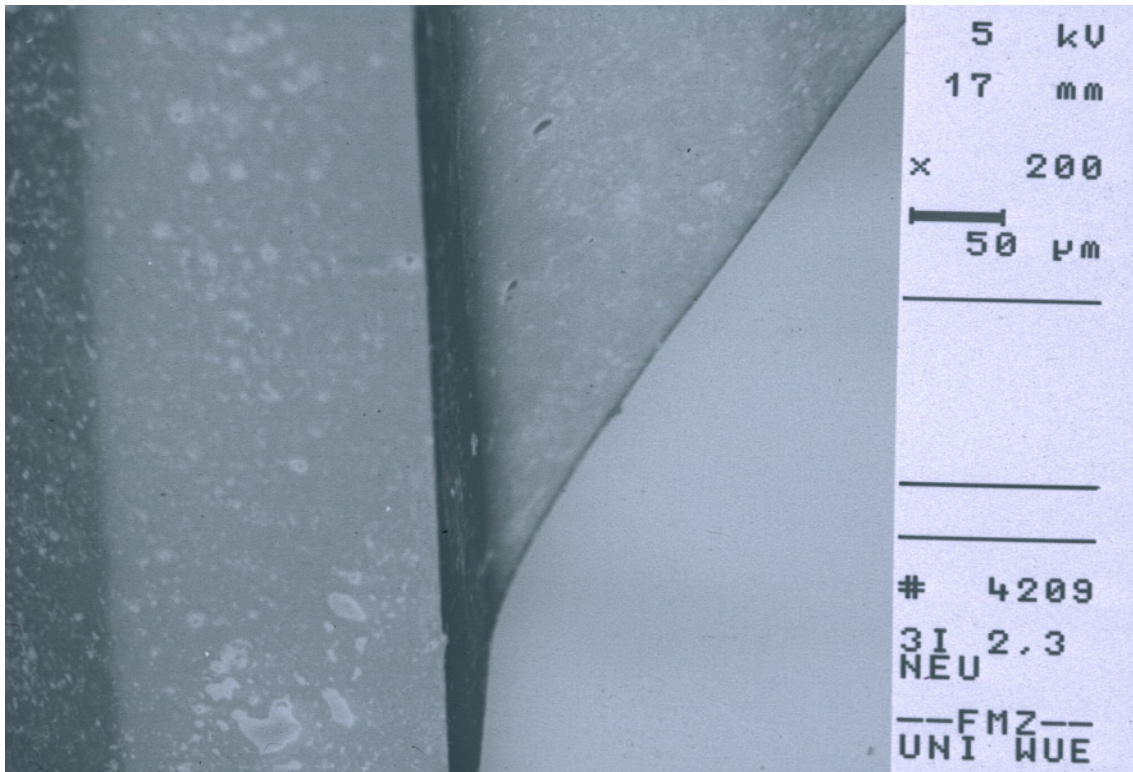


Abbildung 3.32: REM- Bild von axialer Sicht einer apikalen Schneide eines „neuen“ 3i- Bohrers (2,3 mm Ø) bei 200-facher Vergrößerung.

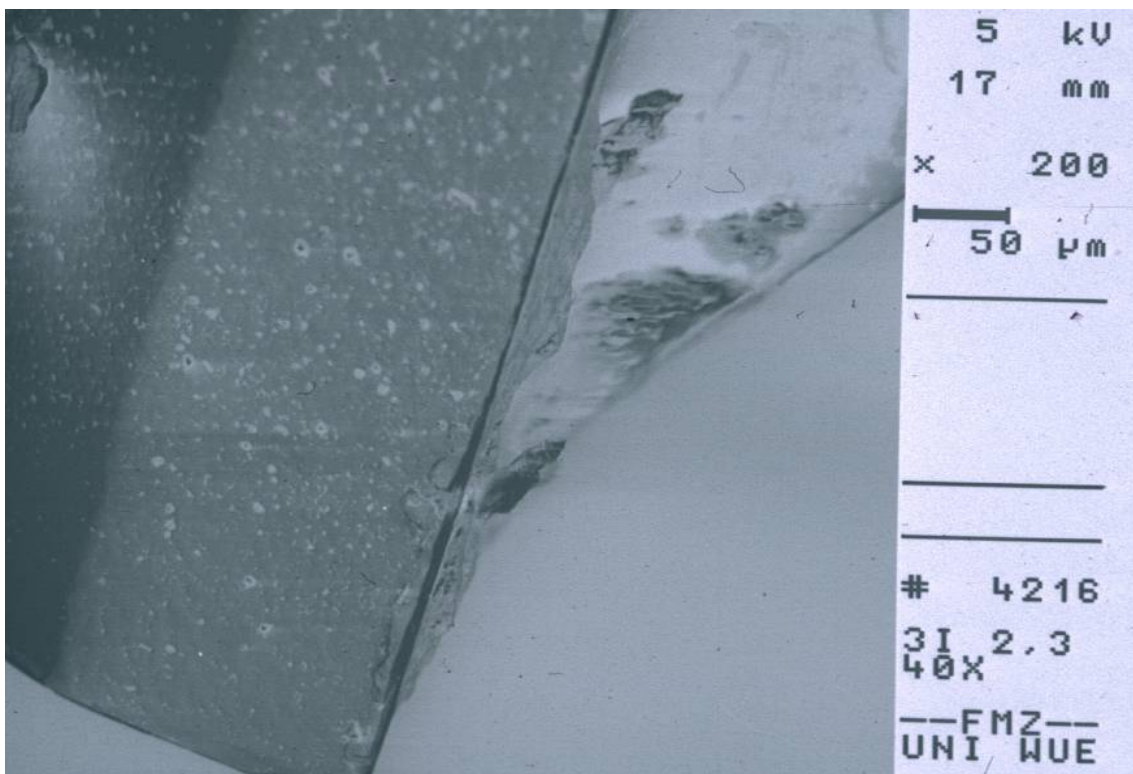


Abbildung 3.33: REM- Bild von axialer Sicht einer apikalen Schneide eines „alten“ 3i- Bohrers (2,3 mm Ø) bei 200-facher Vergrößerung.

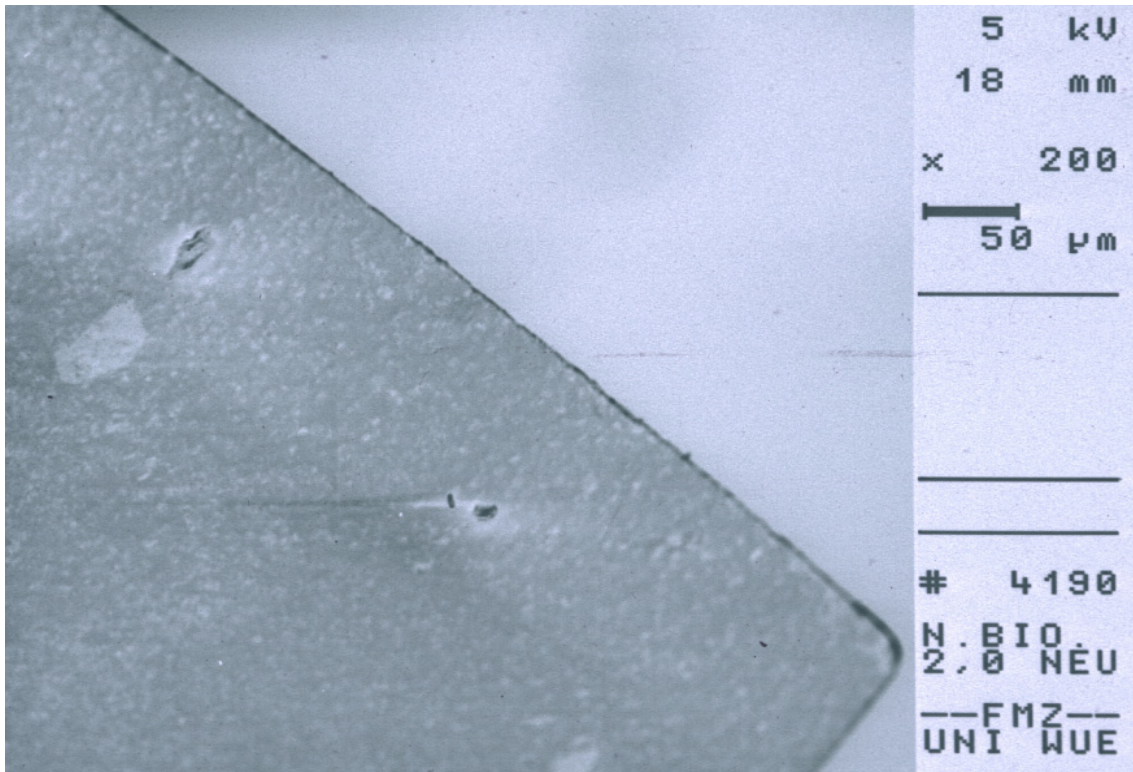


Abbildung 3.34: REM- Bild von axialer Sicht einer apikalen Schneide eines „neuen“ Nobel Biocare Bohrers (2,0 mm Ø) bei 200-facher Vergrößerung.

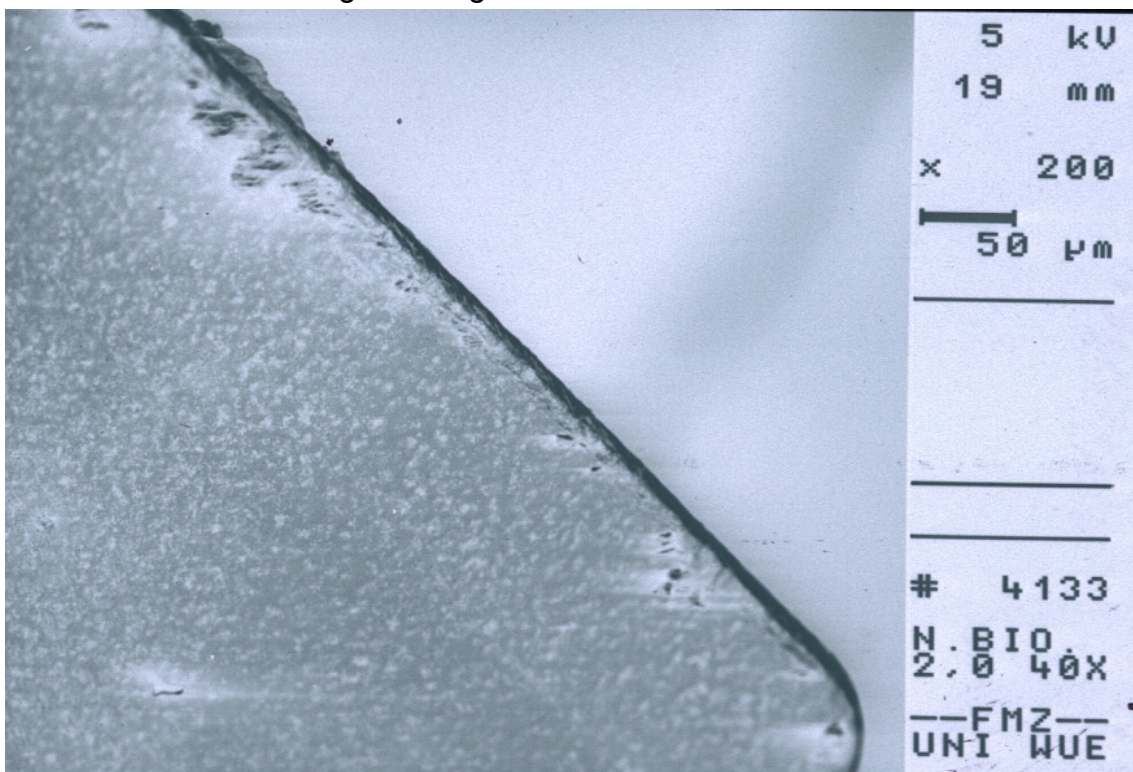


Abbildung 3.35: REM- Bild von axialer Sicht einer apikalen Schneide eines „alten“ Nobel Biocare Bohrers (2,0 mm Ø) bei 200-facher Vergrößerung.

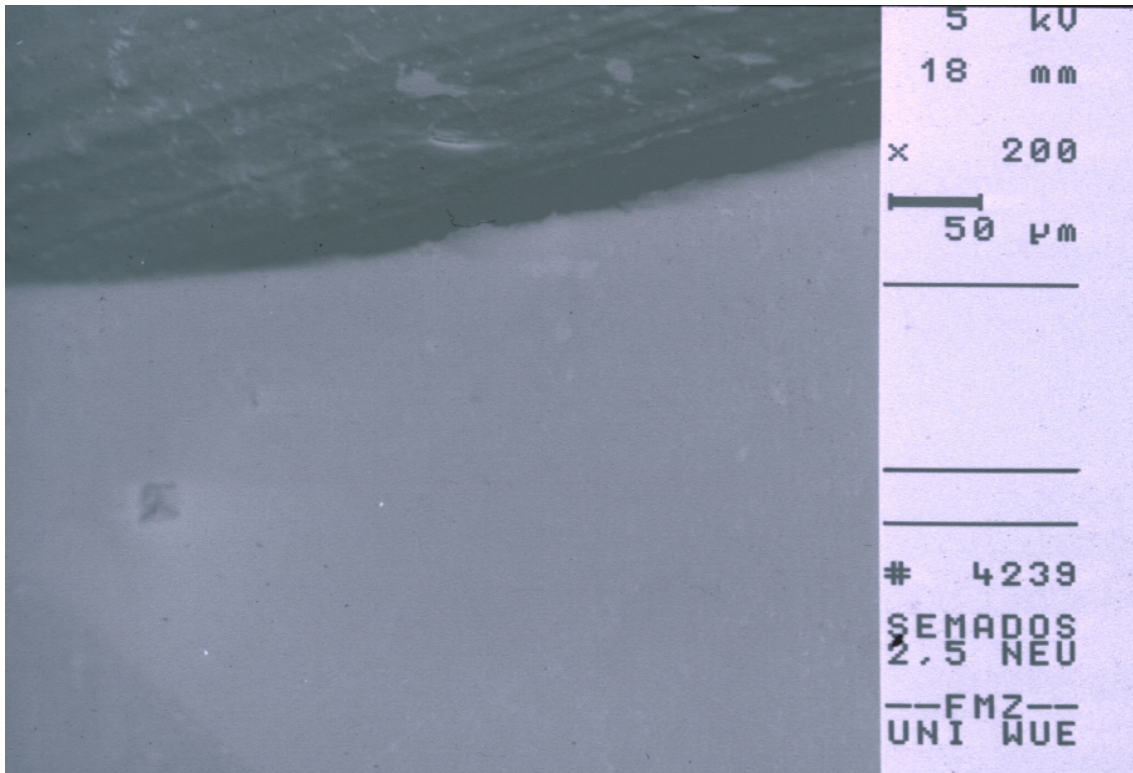


Abbildung 3.36: REM- Bild von axialer Sicht einer apikalen Schneide eines „neuen“ Semados Bohrers (2,5 mm Ø) bei 200-facher Vergrößerung.

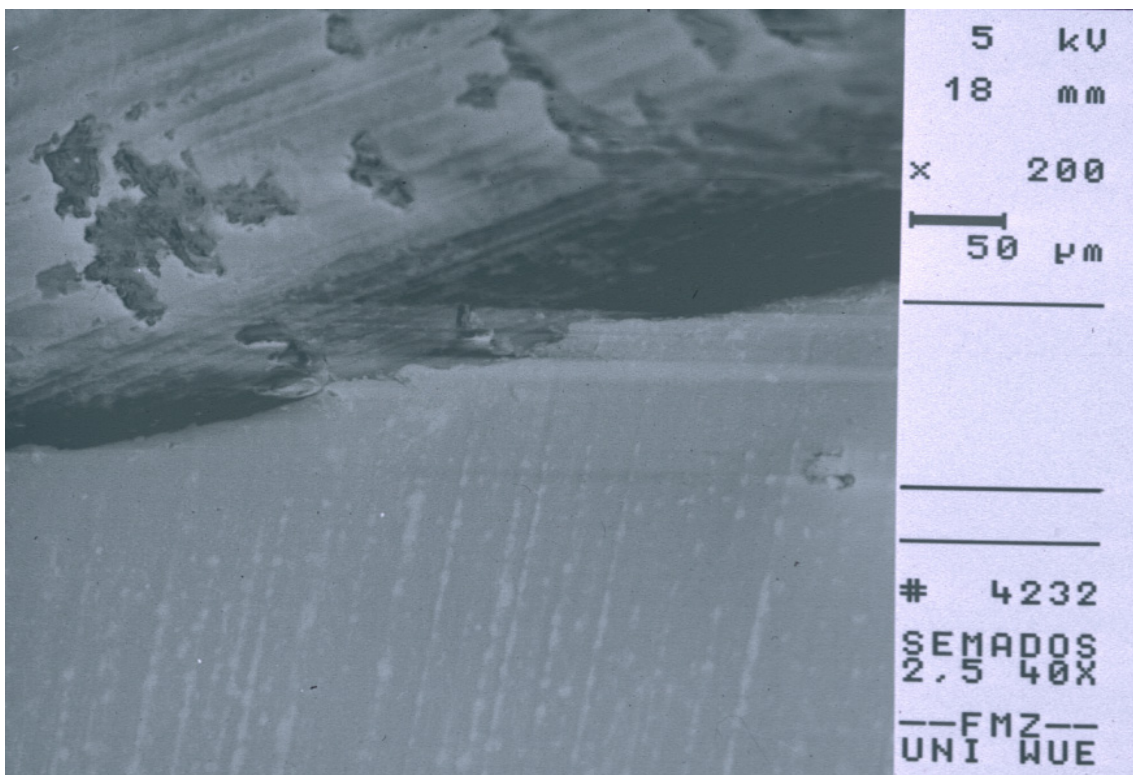


Abbildung 4.37: REM- Bild von axialer Sicht einer apikalen Schneide eines „alten“ Semados Bohrers (2,5 mm Ø) bei 200-facher Vergrößerung.

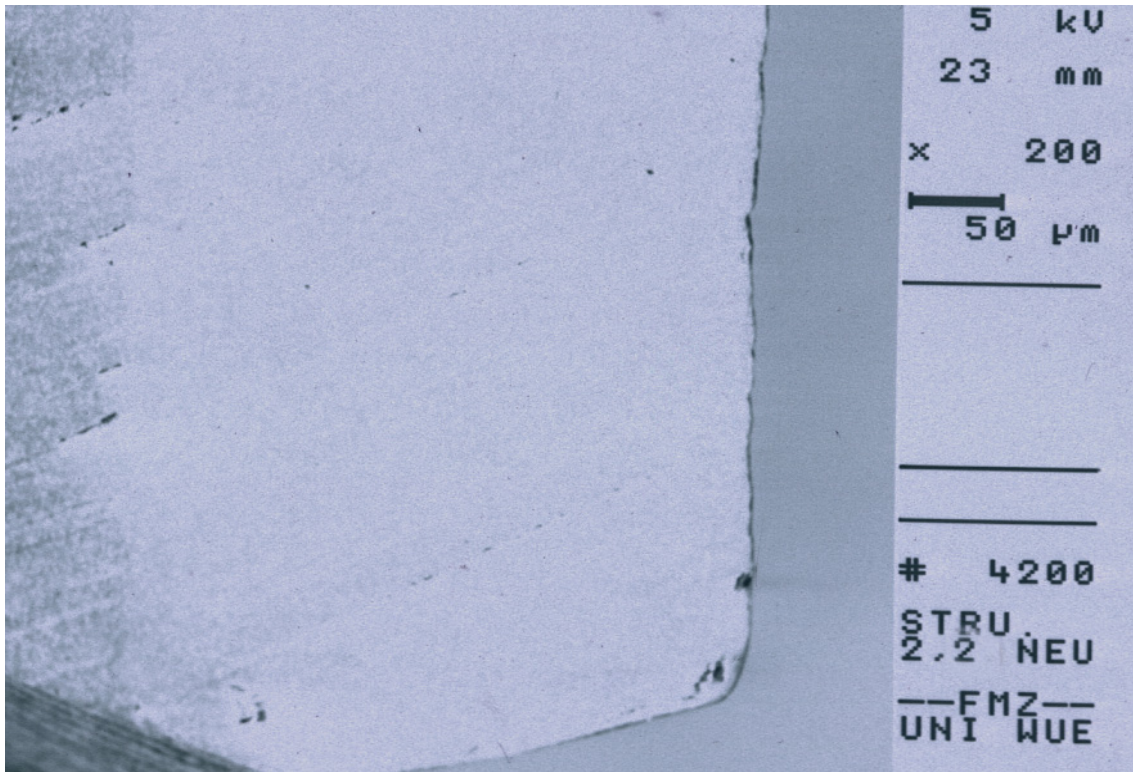


Abbildung 3.38: REM- Bild von axialer Sicht einer apikalen Schneide eines „neuen“ Straumann Bohrers (2,2 mm Ø) bei 200-facher Vergrößerung.

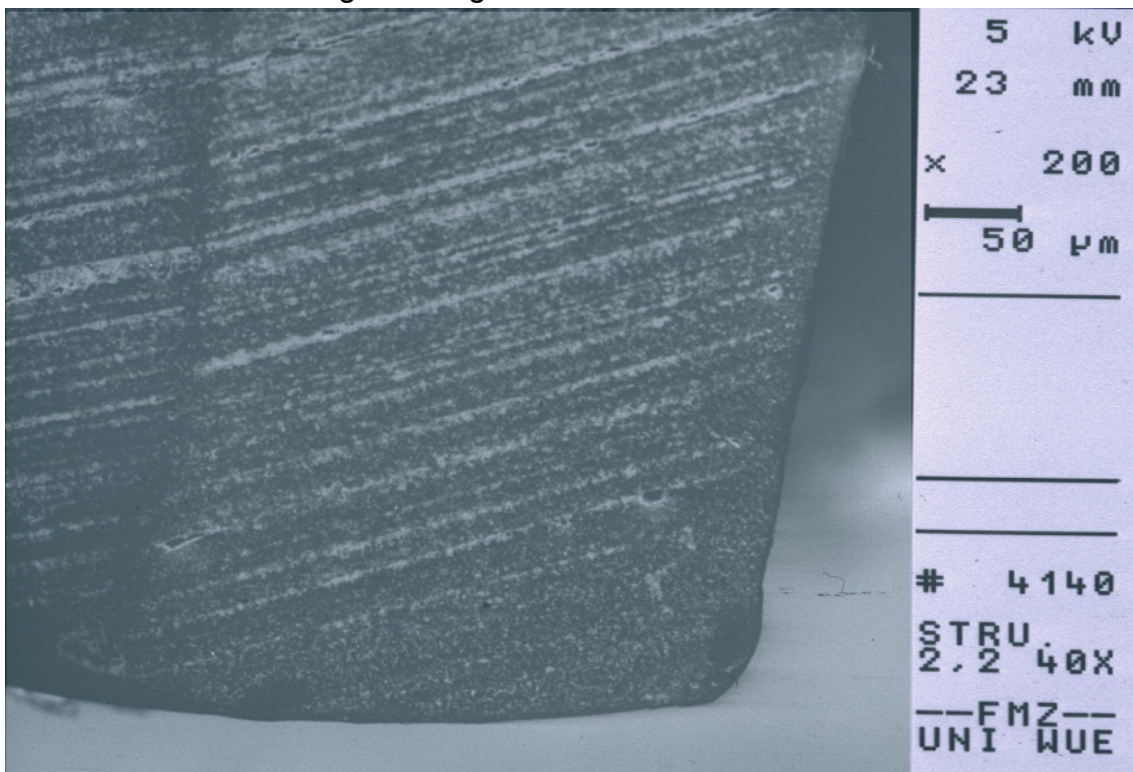


Abbildung 3.39: REM- Bild von axialer Sicht einer apikalen Schneide eines „alten“ Straumann Bohrers (2,2 mm Ø) bei 200-facher Vergrößerung.

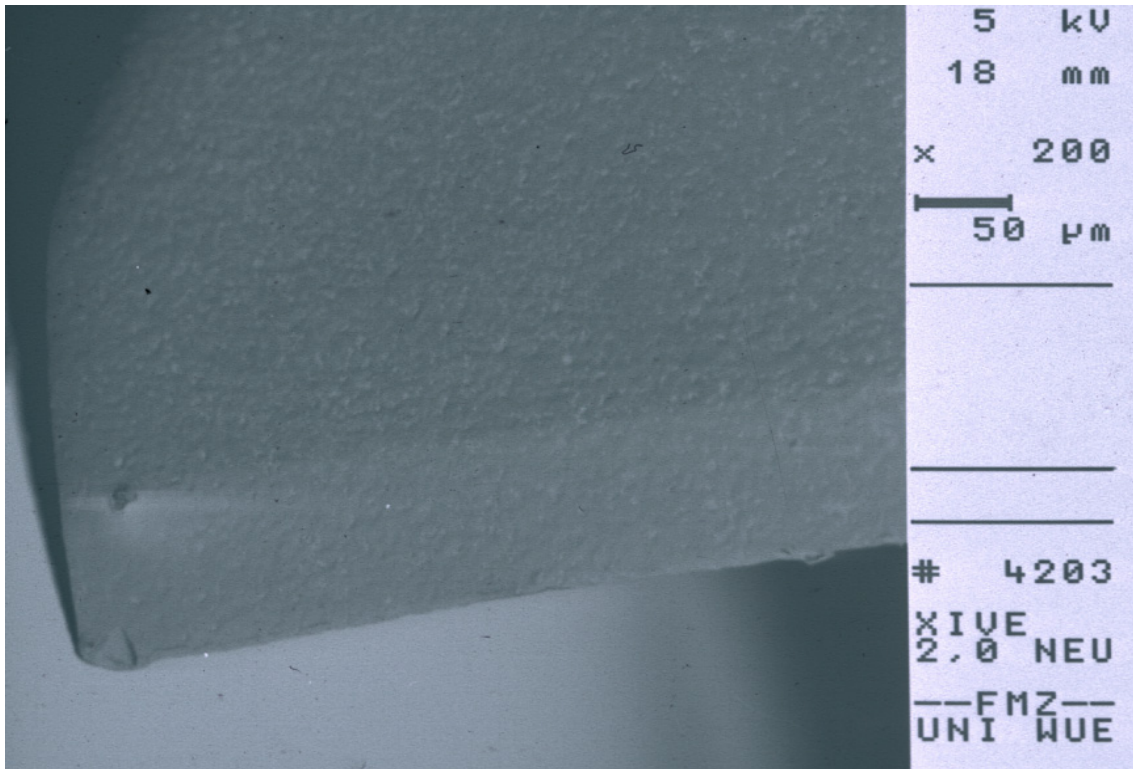


Abbildung 3.40: REM- Bild von axialer Sicht einer apikalen Schneide eines „neuen“ Xive Bohrers (2,0 mm \varnothing) bei 200-facher Vergrößerung.

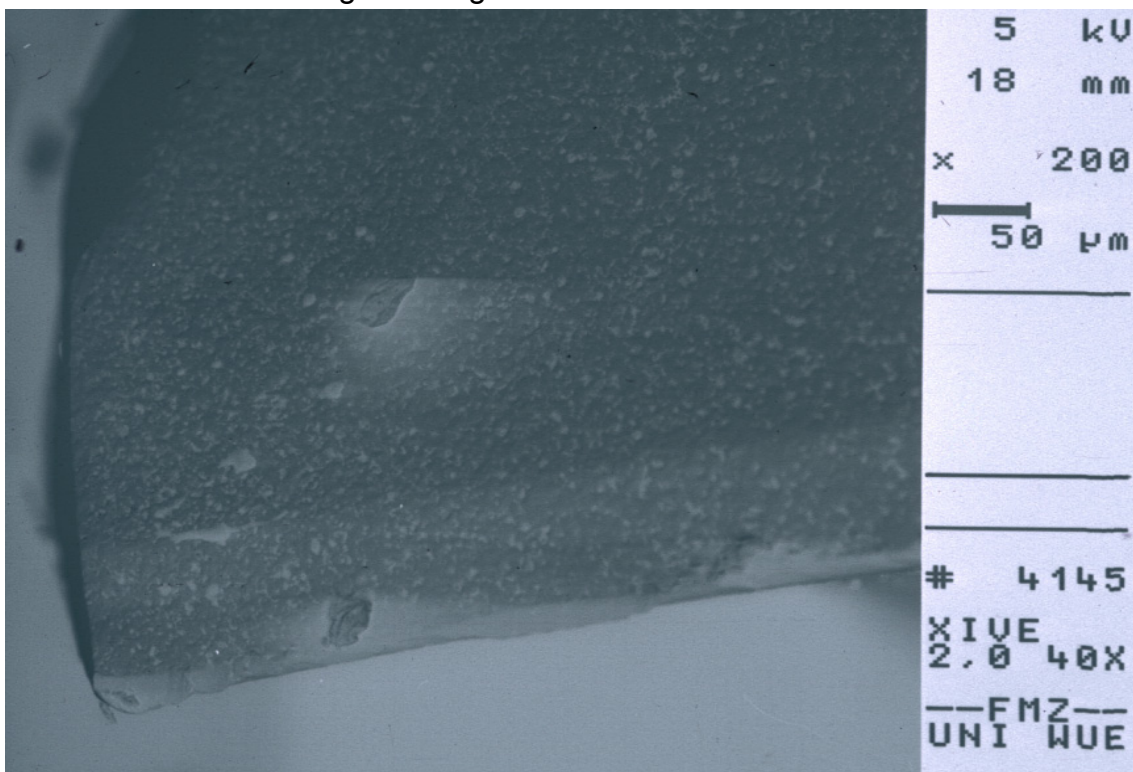


Abbildung 3.41: REM- Bild von axialer Sicht einer apikalen Schneide eines „alten“ Xive Bohrers (2,0 mm \varnothing) bei 200-facher Vergrößerung.

Bei den jeweils zweiten Bohrern eines Bohrerpaares aller untersuchten Implantatsysteme zeigte die elektronenmikroskopischen Untersuchungen der Bohrer-schneiden und -spitzen keine Abnutzung nach 40-maligem Gebrauch des Bohrers. Beispielhaft soll dies (3,0 mm Ø) am neuen und gebrauchten 3i Bohrer dargestellt werden:

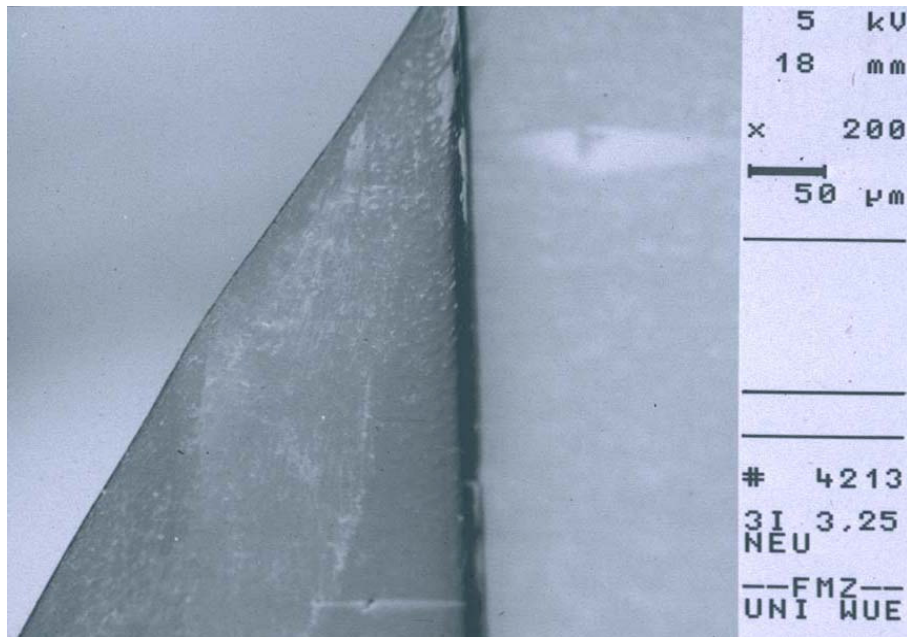


Abbildung 3.42: REM- Bild von axialer Sicht einer apikalen Schneide eines „neuen“ 3i Bohrers (3,0 mm Ø) bei 200-facher Vergrößerung.

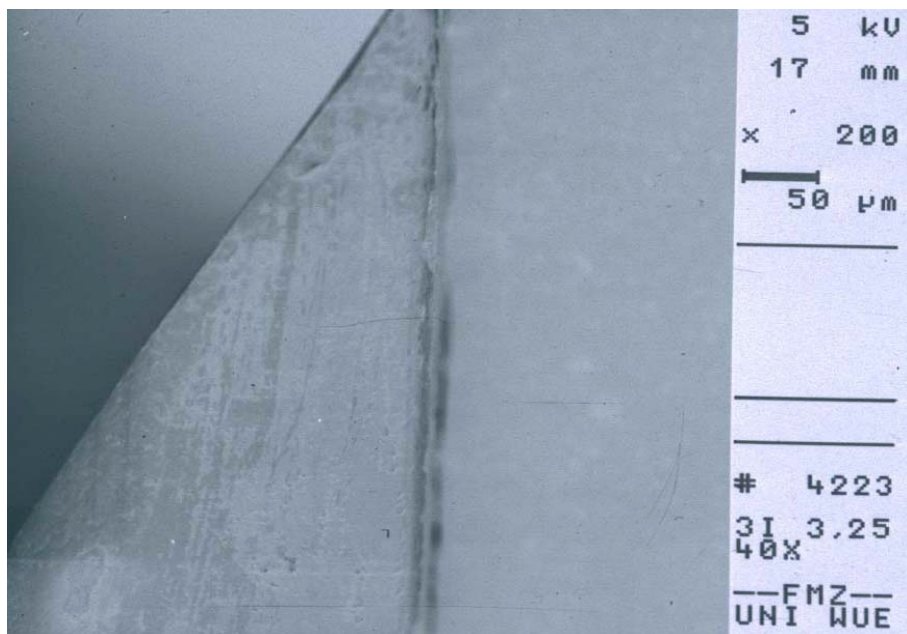
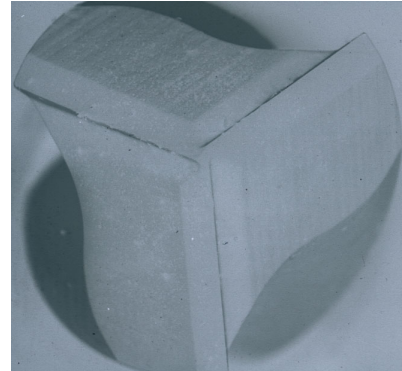


Abbildung 3.43: REM- Bild von axialer Sicht einer apikalen Schneide eines „alten“ 3i Bohrers (3,0 mm Ø) bei 200-facher Vergrößerung.

3.4 Klassifizierungen der untersuchten Spiralbohrer nach ihrer Abnutzung

3.4.1 3i Bohrer

Der dreischneidige 3i Bohrer (2,3 mm \emptyset) mit einer apikalen Schneide von 1,37 mm und Spanflächen von 36,6 mm² zeigte im Vergleich zu den anderen Bohrern eine höhere Spankraft während der ersten Implantatbettaufbereitung im Knochen. In beiden Untersuchungsgruppen (Delrin und Knochen) wurde eine deutliche Zunahme der Spankräfte während der Präparationszyklen festgestellt. Das



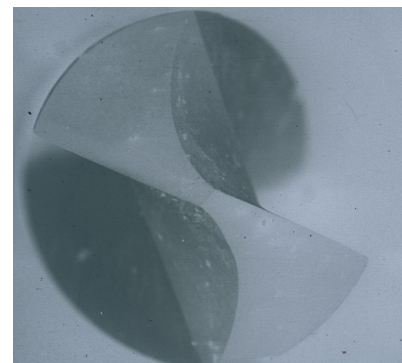
rasterelektronenmikroskopische Bild einer der dreischneidigen Bohrerspitzen zeigte eine deutliche Abnutzung nach 40-maligem Gebrauch des Bohrers.

Der zweite 3i Bohrer (3,0 mm \emptyset), der eine apikale Spitze von 1,70 mm und eine Spanflächen von 30,5 mm² hatte, ergab in allen Untersuchung (Delrin und Knochen) eine minimale Spankraft, und das rasterelektronenmikroskopische Bild zeigte keine Abnutzung der Bohrerschneiden und –spitzen (siehe Abbildungen 3.42 und 3.43).

Bei den jeweils zweiten Bohrern aller untersuchten Implantatbohrer konnte festgestellt werden, dass zum einen die resultierende Kraft für die Aufbereitung des Implantatbetts deutlich geringer war als beim ersten Bohrer, und zum anderen fast keine Abnutzungsspuren an den Schneiden der Bohrer auftraten. Dieser Befund ist plausibel, wenn man bedenkt, dass fast 70% des Implantatslagers mit den jeweils ersten Bohrern eines Systems aufbereitet wurden.

3.4.2 Nobel Biocare Bohrer

Der zweischneidige Nobel Biocare Bohrer (2,0 mm \emptyset) mit einer apikale Schneide von 1,13 mm und Spanflächen von 22,55 mm², zeigte mäßige Spankräfte bei der ersten Phase des Bohrvorgangs in Delrin. Die Schneidephase stieg nur

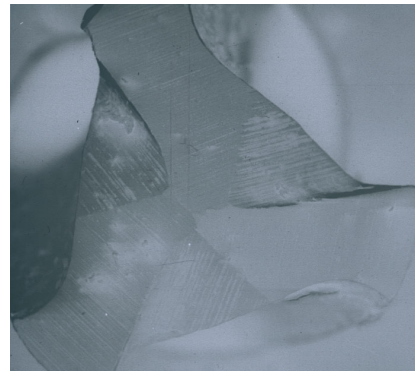


geringfügig bei mehrfachem Gebrauch des Bohrers. Im Knochen verhielt sich der Bohrer wie in Delrin und zeigte eine mäßige Zunahme der Spankräfte.

Das rasterelektronenmikroskopische Bild einer der zweischneidigen Bohrerspitzen wies eine leichte Abnutzung der Bohrerspitze nach 40-maligem Gebrauch auf. Der zweite Bohrer, dessen apikale Schneide 0,85 mm beträgt und Spanflächen von 34,0 mm² hat, zeigte analog zu den jeweils zweiten Aufbereitungsinstrumenten sehr gute Ergebnisse bei den Materialeigenschaften und wies im rasterelektronischen Bild kaum Verschleißspuren auf.

3.4.3 Semados Bohrer

Bei der ersten Aufbereitung des Implantatslagers in Delrin mit dem ersten Semados Bohrer zeigte dieser als einziger Bohrer eine erhöhte Spankraft. Die dreischneidige Bohrerspitze hat eine Länge von 1,15 mm (vergleichbar mit 3i) und Spanflächen von 37,33 mm², und somit die größten Spanflächen verglichen mit den anderen Bohrern. Anders war sein Verhalten im Rinderknochen. Hier zeigte der Semados Bohrer kaum eine Zunahme der Spankräfte bei mehrfacher Anwendung.



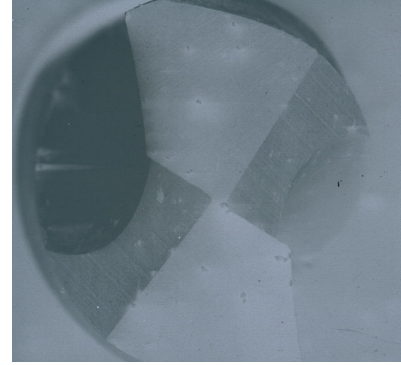
Das rasterelektronenmikroskopische Bild der apikalen Schneiden des Semados Bohrers zeigte sichtbare Abnutzungen nach 40-maligem Gebrauch.

Der zweite Bohrer von Semados (3,25 mm Ø) zeigte kaum Abnutzungserscheinungen an den Schneiden.

3.4.4 Straumann Bohrer

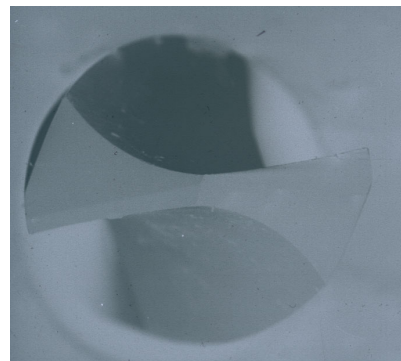
Der zweischneidige Straumann Bohrer (2,2 mm Ø) wies als Einziger sowohl in den Knochenproben als auch in Delrin niedrige Spankräfte auf. In der Rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung waren leichte Abnutzungsspuren der Bohrerschneiden zu erkennen.

Der zweite Bohrer von Straumann (2,8 mm Ø) verhielt sich ebenso wie sein Vorgänger, zeigte aber niedrigere Spankräfte und keine sichtbare Materialabnutzung an Schneiden und Bohrer-
spitze.



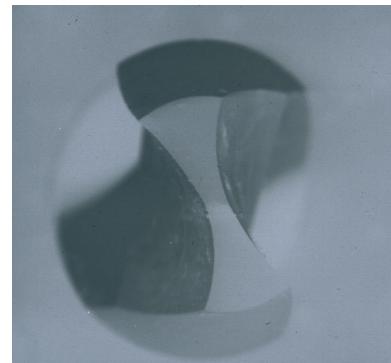
3.4.5 Xive Bohrer

Der erste Xive Bohrer von Friadent (2,0 mm Ø) hatte eine zweiseidige Bohrer-
spitze, deren Länge 0,95 mm beträgt. Die Spankraft in Delrin war vergleichbar mit dem ersten Bohrer von Straumann, zeigte jedoch eine erhöhte, vergleichbare Spankraft wie die Bohrer von Nobel Biocare und Semados. Bei der elektronenmikroskopischen Untersuchung war eine leichte Abnutzung des Bohrers zu erkennen.



Bei den weiteren Aufbereitungen des Implantat-
betts mit den zweiten Xive Bohrern (3,0 mm Ø) wurde kaum Kraft für die ersten 2 mm Bohrtiefe gemessen. Dies liegt offensichtlich am Design des Bohrers mit der abgewinkelten Bohrer-
spitze.

Im rasterelektronenmikroskopischen Bild konnte keine erkennbare Abnutzung der apikalen Schnei-
den des (3,0 mm Ø) Xive Bohrer erkannt werden.



4 Diskussion

Ziel dieser Arbeit war, den Verschleiß oder die Abnutzung von Instrumenten zur Implantatbettaufrbereitung nach mehrfachem Gebrauch *in vitro* zu untersuchen. Elektronenmikroskopische Aufnahmen der Implantatbohrer sollten eventuelle Verschleißspuren dokumentieren.

4.1 Diskussion der Methode

Um einerseits den Empfehlungen der aktuellen Literatur zu folgen und andererseits vergleichbare Untersuchungsparameter zu erhalten, wurden alle Bohrungen unter konstanten Bedingungen mit einem labortechnischen Motor und einer Bohrgeschwindigkeit von 1500 U/min durchgeführt.

Homogene Bohrschubstanzen (-präparate), die den menschlichen Knochen ersetzen, waren das Polyacetal *Delrin* und Rinder-Kortikalis (Lavelle & Wedgwood 1980, Eriksson & Adell 1986, Reingewirtz 1997, Jochum & Reichert 2000, Harris & Kohles 2001, und Ercoli et al. 2004).

Die Verwendung eines Labormotors basierte auf der Untersuchung von Reingewirtz (1997). Er stellte fest, dass Bohren mit einem Standard-, einem Chirurgie- oder einem Labormotor keinen Einfluß auf den Anstieg der Knochen-temperatur während der Bohrung hatte. Die Drehzahl des Bohrers bei der Knochenbearbeitung wurde in der vorliegenden Arbeit aufgrund wissenschaftlicher Publikationen auf 1500 U/min festgelegt (Gillies 1941, Anderson 1943, Converse 1943, Peterson 1947, Collins 1953, Thompson 1958, Lundskog 1972, Lentrodt 1976, Eriksson & Adell 1984, Sutter et al. 1992 und Reingewirtz et al. 1997). Die Temperaturentwicklungen bei mehrfachen Aufbereitungen von Implantatsbetten wurden in der vorliegenden Untersuchung nicht gemessen. Zu diesem Aspekt beschäftigten sich mehrere Wissenschaftler mit der Wärmeentwicklung bei mehrfacher Aufbereitung des Knochenlagers mit dem Spiralbohrer. Lediglich eine Untersuchung soll hier erwähnt werden: Ercoli et al. (2004) untersuchten Wärmeentwicklung und Abtragleistung des Implantatbohrers bei mehrfacher Verwendung und bei verschiedenen Bohrsystemen. Sie fanden, dass die aufgezeichneten mittleren Temperaturen im Lauf der nachfolgenden

Implantatbettpräparationen zwar zunahmen aber nicht die kritische Temperatur von 47 °C erreichten.

Neben den bereits genannten Parametern wie

- Bohrgeschwindigkeit,
- konstante Bohrzeit,
- gleichbleibender axialer Druck auf den Bohrer und
- konstante Bohrtiefe

wurden in dieser Studie die folgenden Parameter überprüft und Untersuchungen vorgenommen:

1. Die Pilot- und Hauptbohrer 5 unterschiedlicher Implantatsysteme wurden hinsichtlich ihrer Abnutzung oder ihrer Verschleißspuren untersucht, indem die jeweiligen Bohrer bis 40 Bohrzyklen durchliefen, also mehrfach eingesetzt worden waren. Die erhobenen Messdaten gaben Auskunft über die maximale Wiederverwendbarkeit der einzelnen Implantatbohrer aus den verschiedenen Systemen und das Verschleiß- oder Abnutzungsrisiko bei mehrfachem Gebrauch.
2. Mit drei gleichen Implantatsystembohrern einer Serie (siehe S. 25, Abschnitt 2.5) wurde eine Bohrung in den Ersatzbohrsubstanzen *Delrin* und Rinderknochen vorgenommen und daraus bei jeder Messung der arithmetisch Mittelwert von Spankraft und Drehmoment berechnet.
3. Bei sämtlichen Bohrungen wurden die auf Seite 25, Abschnitt 2.5 beschriebenen Reinigungs- und Sterilisationsverfahren benutzt.
4. Ein weiterer Aspekt bei dieser Arbeit war die Anwendung zweier unterschiedlicher Bohrschubstanzen, und zwar der Polyacetal-Kunststoff „Delrin“ und Rinderkorkortikalis. Kunststoff als Ersatzmaterial zu menschlichem Knochen wurde bereits mehrfach in der Literatur beschrieben. Ansell und Scales (1968) verwendeten in Ihren Untersuchungen über die Haltekraft von Osteosyntheseschrauben das geschichtete Phenolharz „Delron“, das aufgrund seiner Homogenität später auch von Hugles und Jordan (1972) und Gantous und Phillips (1995) als geeignetes Knochenersatzmaterial empfohlen wurde.

Delrin wurde in dieser Studie benutzt, weil seine elastischen Eigenschaften dem Knochen noch ähnlicher sind als *Delron* (Harris und Kohles 2001). Als Ergänzung zu den Verschleißmessungen der Spiralbohrer in *Delrin* wurden die Untersuchungen zusätzlich in Rinderknochen durchgeführt.

5. Abschließend soll erwähnt werden, dass die Bohrungen „step by step“ durchgeführt wurden, es sich also um sukzessive Aufbereitungen des Implantatbetts handelte, die bei allen 5 Systemen gleichfalls zur Anwendung kamen.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Mechanische Untersuchung der Bohrer in Delrin

In der vorliegenden Arbeit wurde zuerst das unterschiedliche Bohrverhalten fabrikneuer Pilotbohrer der fünf untersuchten Systeme (2,0 - 2,5 mm Ø) in *Delrin* geprüft. Es konnte gezeigt werden, dass die Bohrer unterschiedliche Spankräfte zur Aufbereitung des Implantatbetts benötigten. Diesen Ergebnissen liegen verschiedene Faktoren zugrunde:

Die zwar geringen aber dennoch von einander abweichenden Ergebnisse lassen sich auf das unterschiedliche Bohrerdesign und den Modus des Bohrvorgangs zurückführen: die Spanabfuhrflächen der Bohrer transportieren das Spangut (*Delrin* oder *Rinderknochen*) unterschiedlich effektiv oder zügig nach außen, so daß mehr oder weniger Stauungen des Spanguts die Folge sein können. Die kontinuierliche Bohrung mit Hilfe der Zwick-Maschine (0,5 N konstante Vorschubkraft) und das Fehlen einer internen oder externen Kühlung bei der Bohrung kann ein weiterer Einflußfaktor darstellen.

Straumann-Pilot-Bohrer (2,2 mm Ø) zeigten geringe Spankräfte bei der Aufbereitung des Implantatbetts, die bis zum 40. Gebrauch nur leicht anstiegen. Dies läßt auf eine gute Spanabfuhr während der Bohrung schließen.

Dagegen waren die Spankräfte bei den *Semados*-Pilot-Bohrern bereits bei der ersten Bohrung etwas höher, was wiederum auf eine weniger zügige Spanabfuhr hinweist. Die Spankräfte beim *Semados*-Bohrer nahmen während des bis zu 40-maligen Bohrzyklus stark zu. Entsprechende Rückschlüsse ergeben sich aus dem bereits Gesagten.

Die Bohrer von *Nobel Biocare*, *Xive* und *3i* lagen mit ihren Spankräften zwischen den Ergebnissen der *Straumann*- und *Semados*-Bohrer.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass das Bohrerdesign einen wesentlichen Einfluß auf die Schneidkraft und Spanabfuhr hat.

Es war nicht vorgesehen, in dieser Studie die einzelnen Faktoren des Bohrerdesign wie Drallwinkel, Spitzenwinkel, Spannuttlänge und Kerndicke zu berücksichtigen.

Die End- oder Hauptbohrer der untersuchten Systemen (2,8 - 3,25 mm Ø) zeigten nahezu ähnliche Ergebnisse bei den Spankräften wie die Pilotbohrer. Ein signifikanter Unterschied der Spankräfte konnte im Einzelfall nicht festgestellt werden.

Daher lässt sich konstatieren, dass die zweiten Spiral- oder Hauptbohrer, auch bei mehrfachem Gebrauch, ein ähnliches Bohrverhalten wie die Pilotbohrer der entsprechenden Systeme aufweisen.

Da, wie in Abschnitt 3.1.2 gezeigt, die gemessenen Drehmomente der Bohrer bei der Aufbereitung des Implantatbetts in dieser Studie keinen Einfluß auf die Abnutzung oder den Verschleiß der Instrumente hatten, konnten diese Daten hinsichtlich der Aufgabenstellung nicht ausgewertet werden. Eine signifikante, kontinuierliche Zunahme der Drehmomente bei mehrfacher Anwendung der Bohrer konnte nicht festgestellt werden (siehe Abschnitt 3.1.2).

Abschließend lässt sich sagen, dass die Drehmomentmessungen keine Aussage über die Abnutzung der Bohrer ergeben. Eine Interpretation des Drehmomentverlaufs während der mehrfachen Bohrzyklen ist daher schwierig.

4.2.2 Mechanische Untersuchung der Bohrer in Rinderknochen

Die Auswertung der Spankraft des Bohrers in Rinderknochen ist aufgrund der unterschiedlichen Knochenstrukturen der Rinderrippen differenziert zu betrachten:

1: Rinderrippen als Ersatzmaterial für menschlichen Knochen besitzen unterschiedliche Materialqualitäten. In einer einzelnen Rinderrippe kommen Bereiche

dichter („D1“ und „D2“) und weniger dichter („D3“ und „D4“) Knochenstrukturen vor. Trotz sorgfältiger Vorsortierung der Knochenproben wurde ein unterschiedlicher Spankraftverlauf festgestellt. So betrug die maximale Spankraft in der Kortikalis z. B. von 3i-Bohrern bei der 7. Bohrung 57 N, bei der 8. Bohrung 64 N und bei der 9. Bohrung nur 26 N.

Das bedeutet: Es fand bei der Knochenbohrung keine konstante und/oder kontinuierliche Spankraftzunahme bei mehrfachen Anwendung des Spiralbohrers statt.

2: Wie bereits erwähnt, wurden die Bohrer bei der Aufbereitung des Implantatbetts nicht gekühlt. Dies führte möglicherweise zur Verdichtung der Knochen-späne an den Spanflächen der Bohrer und behinderte den zügigen Abtransport des Spanguts.

Deshalb wurde nur die durchschnittliche Spankraft in der Spongiosa und die maximale Kraft in der Kortikalis ausgewertet. Der Verlauf der Spankraft während der Bohrung wurde nicht berücksichtigt.

Die Ergebnisse der Untersuchungen zeigen, dass *Straumann-Pilot-Bohrer* (2,0 mm Ø) eine geringere Kraft (<10 N) benötigen, um das Implantatbett unter der beschriebenen Versuchsanordnung aufbereiten zu können. Dagegen wurde bei *3i-Bohrern* (2,3 mm Ø) eine höhere Spankraft von > 35 N gemessen, die notwendig war um das Implantatbett zu bohren.

Die Entwicklung der Spankräfte bei *Semados-, Nobel Biocare- und Xive -* Vorbohrern lagen zwischen diesen Werten.

Die Ergebnisse der untersuchten End- oder Hauptbohrer bei der Bohrung im Knochen wurden durch die Ergebnisse der Bohrungen in Delrin bestätigt. Alle Endbohrer der untersuchten Systeme entwickelten ähnliche Spankräfte bei ihrer mehrfachen Anwendung. Die Kraftentwicklung lag bei allen Endbohrern bei mehrfachen Bohrzyklen zwischen zwei und 5 N.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die Vorbohrer aufgrund der sukzessiven Aufbereitung des Implantatlagers bei mehrfachen Bohrungen einem deutlich höheren Verschleiß unterliegen als die Endbohrer. Es wird eine deutlich höhere Spankraft bei dem Pilotbohrer benötigt als bei dem nachfolgenden Endbohrer, um eine kongruente Aufbereitung des Knochenlagers

durchzuführen. Die Knochenstruktur muss bei der Aufbereitung des Implantatbetts berücksichtigt werden, um Temperaturentwicklung zu vermeiden, die den kritischen Bereich von ≥ 47 °C erreichen. In der vorliegenden Untersuchung konnte gezeigt werden, dass die durchschnittliche Spannkraft in Spongiosa für alle untersuchten Bohrer < 1 N betrug, wobei die Kräfte in der Kortikalis bis zu 70 N ansteigen können.

4.2.3 Die Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Erst bei 200-facher Vergrößerung wurden Abnutzungen an den Schneiden der Spiralbohrer sichtbar. Die Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen bestätigten die Auswertungen der mechanischen Untersuchung: *Straumann* Vorbohrer zeigten geringe Veränderungen an den apikalen Schneiden, bei *3i*-Bohrern konnten deutliche Abnutzung in diesem Bereich beobachtet werden. *Nobel Biocare*-Bohrer, *Semados*-Bohrer und *Xive*-Bohrer zeigten Verschleißspuren, die zwischen den erstgenannten lagen. Die Endbohrer der untersuchten Systeme wiesen ähnliche Spannkraftverläufe auf und zeigten in den rasterelektronenmikroskopischen Bildern kaum bzw. keine Abnutzung.

5 Zusammenfassung

Bisher gibt es keine wissenschaftlichen Studien, die den Verschleiß oder die Abnutzung von Spiralbohrern untersuchen, welche für die Bohrung eines kongruenten Implantatlagers benutzt werden. Ebenso wenig ist bekannt, ob Reinigungs- und Sterilisationsverfahren einen Einfluss auf die Werkstoffqualität und vor allem auf die Schärfe der Implantatbohrer haben.

In aller Regel werden Implantatbohrer aus Kostengründen mehrfach verwendet und erst dann ausgetauscht, wenn die Schneidleistung subjektiv nachlässt. Die vermeintlich geringere Schneidleistung wird oft unbewusst durch eine Erhöhung der Drehzahl und des axialen Drucks auf den Bohrer kompensiert.

Durch dieses unkontrollierte Verhalten erhöht sich das Risiko, ein Implantat zu verlieren, da der Knochen, der die Schneidspitze des Bohrers umgibt, möglicherweise zu stark erhitzt wird, ein gleichmäßiger Bohrvorgang nicht mehr stattfindet und es zur unbeabsichtigten und damit riskanten Überschreitung der geplanten Bohrtiefe kommen kann.

Es ist also naheliegend, dass scharfe Spiralbohrer von grundlegender Bedeutung für eine erfolgreiche Implantation sind und diese, bei mehrfachem Gebrauch, rechtzeitig ausgetauscht werden müssen.

In der vorliegenden Arbeit wurde durch eine neue Methode versucht, die Schärfe der Implantatbohrer indirekt dadurch zu bestimmen, dass die Spankräfte bei wiederholten Bohrungen gemessen wurden. Als Spankräfte bezeichnen wir die Kräfte, die notwendig sind, eine konstante Vorschubgeschwindigkeit beim Bohren in einem Medium aufrecht zu erhalten.

Die Spankraftmessungen der untersuchten Bohrer erfolgten in der vorliegenden Arbeit an den zwei Ersatzwerkstoffen für humanen Knochen, dem teflonhaltigen Acetalharz *Delrin* und Rinderknochen. Diese mechanische Methode erlaubt Rückschlüsse auf die Abnutzung der Spiralbohrer und somit eine Beurteilung ihrer Standzeit.

Zusätzlich wurden visuell Verschleiß und Abnutzung durch rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen überprüft und dargestellt.

Zusammenfassend können folgende Schlussfolgerungen gezogen werden:

1. Alle Implantatbohrer waren von so hoher werkstofflicher Qualität und ausgereiftem Design, dass sie mehrfach verwendet werden können.
2. Bei geringen Unterschieden zwischen den untersuchten Systemen können die jeweiligen Vor- oder Pilotbohrer maximal zwischen 30 und 40-mal wiederverwendet werden.
3. Bei sukzessiver Aufbereitung können die definitiven Implantatbohrer sogar öfter verwendet werden, da die Hauptarbeit durch die Pilotbohrer erledigt wird.
4. Die jeweilige Standzeit bzw. die Anzahl der Bohrzyklen muss in Abhängigkeit der Knochenkortikalis gesehen werden: Bei dichter Kortikalis sollte eine Bohrung zwei- oder dreifach gewichtet werden. Pilot- und Implantatbohrer sollten in diesem Fall bei der Hälfte der maximal möglichen Bohrungen ausgesondert werden. Da dies ein theoretisches Modell ist, empfiehlt sich eine kontrollierte Dokumentation (siehe Beispiel unten), bei der jeder Bohrung eine einfache, doppelte oder dreifache Wertigkeit zugeordnet wird. Auf diese Weise lässt sich der Zeitpunkt bestimmen, bei dem ein Bohrer vor dem zu erwartenden Verschleiß auszutauschen ist. Dieses logistische Verfahren trägt möglicherweise entscheidend zu der erfolgreichen Osseointegration des Implantats bei.

Bohrer	Datum	Bewertung der Knochendichte	Mehrfache Anwendungen
z.B. Straumann	01.01.2005	Zwischen (I-III)	2
			Bis 40

6 Literaturverzeichnis

Abouzgia, M., James, D.

Temperature rise during drilling through bone. *The international Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 342-353 (1997).

Abouzgia, M., James, D.

Measurements of shaft speed while drilling through bone. *J Oral Maxillofac surg* 53, 1308-1316 (1995).

Adell, R., Eriksson, B., Lekholm, U., Brånemark P-I., Jemt, T.

A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5, 347-359 (1990).

Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., Brånemark P-I.

A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of oral Surgery* 10, 387-416 (1981).

Albrektsson, T., Eriksson, A., Grane, B., Mcqueen, D.

Thermal injury to bone –A vital-microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg* 11,115-121 (1982).

Albrektsson, T., Eriksson, A.

Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101-107 (1983).

Albrektsson, T., Eriksson, A.

The effect of heat on bone regeneration: An experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg*, 705-711 (1984).

Anderson, R., Finlayson, B.

Sequelae of Transfixion of Bone. *Surgery* 13, 46 (1943).

Ansell, R., Scales, J.

A Study of some factors which affect the strength of screws and their insertion and holding power in bone. *J Biomechanics* 1, 279-302 (1968).

Baynham, G., Lucie, R., Gummings, R.

Femoral neck fracture secondary to in situ pinning of slipped capital femoral epiphysis: a previously unreported complication. *J Pediatr Orthop* 11, 187-190 (1991).

Beitz, W., Küttner, K-H.

Dubbel- Taschenbuch für den Maschinenbau, 17. Aufl. Berlin, Springer-Verlag (1996).

Benington, I., Biagioni, P., Grossy, P., Hussey, D., Sheridan, S., Lamey, P.
Temperature changes in bovine mandibular bone during implant site preparation:
An assessment using infra-red thermography. *Journal of Dentistry* 24, 263-267
(1996).

Benington, I., Biagioni, P., Briggs, J., Sheridan, S., Lamey, P.
Thermal changes observed at implant sites during internal and external irriga-
tion. *Clinical Oral Implants Research* 13, 293-297 (2002).

Bidez, M., Misch, C.
Force transfer in implants dentistry: basic concepts and principles. *J Oral
Implantol* 18, 264-274 (1992).

Bohne, T., Engelke, W., Patyk, A.J.
Quantifizierung der mechanischen Eigenschaften eines Knochenphantoms zur
Simulation implantologischer Eingriffe. *Zahnärztliche Implantologie* 15, 203-208
(1999).

Bolz, U., Kalweit, K.
Vergleichende Untersuchungen zur Wärmeentwicklung mit innengekühlten und
konventionellen Knochenbohren und -fräsen. *Dtsch Zahnärztl Z* 31, 959 (1976).

Boyne, Ph.
Histologic Response of Bone to Sectioning by High-Speed Rotary Instruments.
J Dent Res 45, 270 (1966).

Brisman, D.
The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling
of implant sites. *The international Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 35-37
(1996).

Brown, J.B., Fryer, M.P., McDowell, F.
Internal Wire-pin Immobilization of Jaw Fractures. *Plast Reconstr Surg* 4, 30
(1949).

Calderwood, R.G., Hera, S.S., Davis, J.R., Waite, D.E.
A Comparison of the Healing Rate of Bone after the Production of Defects by
Various Rotary Instruments. *J Dent Res* 43, 207 (1964).

Cordioli, G., Majzoub, Z.
Heat generation during implant site preparation: An in vitro study. *The interna-
tional Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 186-193 (1997).

Collins, D.H.
Structural changes around nails and screws in human bones. *J Pathol Bacteriol*
65, 109 (1953).

Converse, J. M.

External skeletal Fixation of fractured mandibles. J Oral surg 1, 210 (1943).

Costich, E. R., Youngblood, Ph. J., Walden J.M.

Operative oral Surgery. A study of the effects of high-speed rotary instruments on bone repair in Dogs, Oral Surg 17, 563 (1964).

Daftari, T. Horton, W., Hutton, W.

Correlation between screw hole preparation, torque of insertion, and pullout strength for spinal screws. J Spinal Disord 7, 139-145 (1994).

Eichler, J., Berg, R.

Temperatureinwirkung auf die Kompakta beim Bohren, Gewindeschneiden und Eindrehen von Schrauben. Z Orthop 110, 903-913 (1972).

Eitenmüller, E., Eisen, E., Reichmann, W.

Temperaturbedingte Veränderung des Knochens beim Anlegen von Bohr-
löchern zur Durchführung von Osteosynthesen. Leitz-Mitt Wiss und Tech Bd
VII: Nr. 4-5, 104-110 (1978).

Ercoli, C., Funkenbusch, P., Lee, H., Moss, M., Graser, G.

The Influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during os-
teotomy preparation for dental implants: A study of drill Durability. The interna-
tional Journal of Oral & Maxillofacial Implants 335-349 (2004).

Eriksson, R., Adell, R.

Temperatures during drilling for the placement of implants using the Osseointe-
gration technique. J Oral Maxillofac Surg 35, 968-973 (1986).

Fuchsberger, A.

Verschiedene Bohrwerkzeuge zur spanenden Knochenbearbeitung im Ver-
gleich. Z Zahnärztl Implantologie 267-281 (1987).

Gantous, A., Phillips, J.

The effects of varying pilot hole size on the holding power of miniscrews and
microscrews. Plast Reconstr Surg 96, 1165-1169 (1995).

Gillies, H.D.

The replacement and control of maxillofacial fractures. Brit Dent J 71, 351-359
(1941).

Iyer, S., Mehta, A., Weiss, C.

Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone forma-
tion in dental implant osteotomies. Part I: Relationship between drill speed and
heat production. The international Journal of Prosthodontics 411-414 (1997).

- Ivy, R., Curtis, L
Recent experiences with skeletal fixation in fractures of the mandible. J oral Surg 1, 296 (1943).
- Haider, R., Watzek, G., Plenck J.
Effects of drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation. J Oral Maxillofac surg 8, 83-91 (1995).
- Hering, E., Martin, R., Stohrer, M.
Physik für Ingenieure. 2 Auflage, Verlag des Vereins Deutscher Ingenieure, Düsseldorf (1989).
- Hobkirk, JA., Rusiniak, K.
Investigation of variable factors in drilling bone. J Oral Surg 35, 968-973 (1977).
- Hamperl, H.
Lehrbuch der allgemeinen Pathologie und der pathologischen Anatomie. 28 Aufl., Springer, Berlin- Heidelberg (1968).
- Harris, B., Kohles, S.
Effects of mechanical and thermal fatigue on dental drill performance. The international Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 819-826 (2001).
- Hughes, A., Jordan, B.
The mechanical properties of surgical bone screws and some aspects of insertion practice. Injury 4, 25-38 (1972).
- Kilpatrick, H. G.
Removal of impacted third molars utilizing speeds up to 200.000 R.P.M. Oral Surg 11, 364 (1958).
- Kirschner, H., Bolz, U., Michel, G.
Thermometrische Untersuchung mit innen-, und ungekühlten Bohrern an Kieferknochen und Zähnen. Dtsch Zahnärztl Z 39, 30-32 (1984).
- Kirschner, H., Meyer, W.
Entwicklung einer Innengekühlung für chirurgische Bohrer. Dtsch Zahnärztl Z 30, 436-438 (1975).
- Klein, M., Yacker, M.
The Effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. The international Journal of Oral & Maxillofacial Implants 634-638 (1996).
- König, W., Klocke, F.
Fertigungsverfahren. Bd. 1: Drehen, Fräsen Bohren. 6 Aufl. Berlin, Springer-Verlag (1999).

Lambrecht, J.T., Schmid, M., Schiel, H.
Untersuchung über Drehmomente enossaler oraler Schraubenimplantate.
Schweiz Monatschr Zahnmed Vol 112, 804-813 (2002).

Lavelle, C., Wedgewood, D.
Effects of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. J
Oral Maxillofac surg 38, 499-503 (1980).

Lentrodt, J. und Bull, H.G.
Tierexperimentelle Untersuchung zur Frage der Gewebsschädigung durch
Höchsttouriges Bohren und Fräsen im Knochen. Dtsch zahnärztl Z 29, 230
(1974).

Lentrodt, J. und Bull, H.G.
Tierexperimentelle Untersuchung zur Frage der Knochenregeneration nach
Bohrvorgängen im Knochen. Dtsch Zahnärztl Z 31, 115-124 (1976).

Matthews, L.S., Hirsch, C.
Temperatures measured in human cortical bone when drilling. J Joint Bone
Surg. 54, 297-308 (1972).

Mazorow, H.B.
Bone repair after experimentally produced defects. J Oral Surg 18, 107 (1960).

Jochum, R., Reichert, P.
Influence of multiple use of Timedur®-titanium cannon drills: thermal response
and scanning electron microscopic findings. Clinical Oral Implants Research
11,139-143 (2000).

Phillips, E.D.
Greek Medicine. London: Thames and Hudson 105 (1973).

Pallan, G.F.
Histological changes in bone after insertion of skeletal fixation pins. J Oral Surg
18, 400- 407 (1960).

Randzio, J., Benner, K.-U., Ficker, E.
Spannungsoptik als didaktische Hilfe zur Temperaturkontrollierten Osteotomie
bei Dentalimplantation. Zahnärztliche Implantologie 11, 32-37 (1995).

Randzio, J.
Tierexperimentelle Untersuchungen zur Frage der Knochenregeneration nach
Bohrvorgängen im Knochen. Dtsch Zahnärztl Z 31, 115 (1976).

Reingewirtz, Y., Senger, B., Szmukler-Moncler, S.
Influence of different parameters on bone heating and drilling time in
implantology. Clinical Oral Implants Research 8, 189-197 (1997).

- Semmer, E., Kroszewsky, K.
Bestimmung von Leistung und Standzeit diamantierter Schleifkörper als Entscheidungshilfe zwischen „abgenutzt“ und „scharf“. Dtsch Zahnärztl Z 57, 545-549 (2002).
- Sharawy, M., Misch, C., Weller, N., Tebemar, S.
Heat generation during implant drilling: The significance of motor speed. J Oral Maxillofac surg 60, 1160-1169 (2002).
- Schmier, M.
Randzonenveränderungen beim Bohren und ihre Auswirkung auf Folgebearbeitungsverfahren. Ing. Dissertationsschrift, Kassel (2004).
- Smith, G.T.
Advanced Machining. Springer Verlag Berlin (1989).
- Spiekermann, H., Donath, K., Jovanovic, S., Richter, J.
Farbatlant der Zahnmedizin 10: Implantologie, Georg Thieme Verlag Stuttgart. New York: 1-3 (1994).
- Praxis der Zahnheilkunde 13: Implantologie, 2 Auflage, Urban & Fischer Verlag, 102-103 (2004).
- Tetsch, P.
Enossale Implantation in der Zahnheilkunde. 2., vollst. neubearbe. und erw. Aufl. – München ; Wien ; Hanser, 13-15 (1991).
- Tetsch, P.
Development of raised temperature after osteotomies. J Oral Maxillofac surg 2, 141-145 (1974).
- Thompson, H.G.
Effect of drilling into bone. J Oral Surg 16, 22 (1958).
- Tschätsch, H.
Praxis der Zerspantechnik / Verfahren, Werkzeuge, Berechnung. 5 Aufl. Braunschweig (1999).
- Watanabe, F., Tawade, Y., Komatsu, S., Hata, Y.
Heat distribution in bone during preparation of implant sites: Heat analysis by real-time thermography. The international Journal of Oral & Maxillofacial Implants 1992: 212-219 J. Oral Maxillofac surg 53, 1308-1316 (1995).
- Worthington, P., Lang, B., Lavelle, W.
Osseointegration in der Zahnmedizin, Quintessenz Bibliothek (1994)

You, Z., Bell, W., Schneidermann, E., Ashman, R.
Biomechanical properties of small bone screws. J Oral Maxillofac Surg 52,
1293-1302 (1994).

Zollinger, U.
Lehrbuch der pathologischen Anatomie Bd. I. Thieme Verlag, Stuttgart 1968.

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Dipl.-Ing. Ernst-Jürgen Richter für die Überlassung des Themas, für seine Betreuung der Arbeit und für die Übernahme des Referates.

Herrn Priv. -Doz. Dr. N. Watted danke ich für die Übernahme des Korreferates.

Mein spezieller Dank gehört Herrn Prof. Dr. Th. Holste für die Kritische Durchsicht des Manuskripts und seine ständige Hilfsbereitschaft.

Ich bedanke mich weiter bei Herrn Prof. Dr. R. Thull, Direktor der Abteilung für Funktionswerkstoffe der Medizin und der Zahnheilkunde und seine Mitarbeiter für die zur Verfügung gestellten Räumlichkeit und für ihre Unterstützung bei der Anfertigung der rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen.

Auch danke ich besonders die Firmen 3i / Implant Innovations, Beggo Semados, Nobel Biocare, Straumann und Friadent für die freundliche Überlassung der Spiralbohrer.

Mein besonderer Dank gilt meiner Frau für ihre liebevolle und tatkräftige Unterstützung.

Lebenslauf

Persönliche Angaben:

Name: Diya Hout
Geburtsdatum/ -ort: 27.03.1973 in Rafah/ Palästina
Anschrift: Pleicherschulgasse 1
97070 Würzburg
Familienstand: verheiratet

Schulbildung:

1979 – 1985 Grundsule in Rafah
1985 – 1988 Realschule in Rafah
1988 – 1991 Gymnasium

Studium:

1994 Studienkolleg an der Uni. Münster/ Westf.
1995 – 2001 Studium der Zahnmedizin an der Julius-
Maximilians- Universität Würzburg
1996 Naturwissenschaftliche Prüfung
1998 Zahnärztliche Vorprüfung
2001 Zahnärztliche Prüfung

Beruflicher Werdegang:

Seit Januar 2002 Wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Poliklinik
Prothetik der Bayerischen Julius-Maximilians-
Universität Würzburg
(Direktor: Prof. Dr. E.-J. Richter)

Würzburg, 08.11.05

