

Stefan Unterkircher

Messung der Distanz zwischen Dentalbohrerspitze und Zahn-Pulpa mittels Impedanzverfahren: Eine Machbarkeitsstudie

Masterarbeit



Technische Universität Graz

Institut für Medizintechnik

Vorstand: Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Rudolf Stollberger

Betreuer: Ao. Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Hermann Scharfetter

Graz, September 2013

Eidesstattliche Erklärung¹

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen/Hilfsmittel nicht benutzt, und die den benutzten Quellen wörtlich und inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am _____

Datum

Unterschrift

Statutory Declaration

I declare that I have authored this thesis independently, that I have not used other than the declared sources/resources, and that I have explicitly marked all material which has been quoted either literally or by content from the used sources.

Graz, _____

Date

Signature

¹Beschluss der Curricula-Kommission für Bachelor-, Master- und Diplomstudien vom 10.11.2008; Genehmigung des Senates am 1.12.2008

Kurzfassung

Ziel dieser Masterarbeit ist die Distanzmessung zwischen Dentalbohrerspitze und Zahnpulpa. Zu Beginn wurde eine Literaturrecherche vom Autor dieser Masterarbeit durchgeführt, um den heutigen Stand der Technik und entsprechende bestehende Literatur auf diesem Forschungsgebiet näher zu analysieren.

Basierend auf den bereits vorhandenen Forschungsergebnissen, wurde eine Machbarkeitsstudie mit menschlichen Zähnen anhand einer Bioimpedanz-Analyse durchgeführt. Diese Analyse beinhaltet einen Elektronik-, Kühltechnik- und Softwareentwicklungsteil.

Folglich konnten elf Parameter aus den gemessenen Daten extrahiert werden, welche im Anschluss vom Autor dieser Arbeit statistisch analysiert wurden.

Im Zuge einer Vergleichsanalyse der gewonnenen Ergebnisse stellte sich heraus, dass die gefundenen Parameter als Maß für die Distanz zwischen Dentalbohrerspitze und Zahnpulpa nicht überzeugen konnten. Nichtsdestotrotz stellten sich zwei der elf Parameter nach einer weiteren mathematischen Analyse als höchst interessant heraus.

Schlüsselwörter: Distanzmessung, Dentalbohrer, Multisinus, Dentin, Pulpa

Abstract

The objective of this thesis lies in the distance measurement between tooth pulp and drill bit. First of all a literature research has been conducted by the writer of this thesis, in order to gather information on similar studies which have already been executed within this field of research.

Based on the existing research results, the writer conducted a feasibility study by using human teeth which have been dissected and prepared in order to execute a bio impedance analysis which included an electronic, a water-cooling and a software development.

Consequently, eleven parameters have been extracted of the measured data. Afterwards they have been statistically analyzed by the writer of this thesis.

A comparison of the gathered results showed that the parameters found were not convincing enough to function as significant and meaningful distance measurement parameter between drill bit and tooth pulp. Two out of eleven parameters proofed to be highly interesting due to their differential behaviour.

Keywords: distance measurement, dental drill, multisine, dentin, pulp

Danksagung

Zu Beginn möchte ich mich bei der Firma W&H-Dentalwerke Bürmoos für die Überlassung des Themas und für die gute Zusammenarbeit mit DI Christian Pruckner bedanken.

Ein großes Dankeschön geht an Prof. Hermann Scharfetter. Die stets interessanten Diskussionen mit ihm und seine ständige Unterstützung waren immer eine Inspiration für mich.

Außerdem möchte ich mich bei allen Institutsmitgliedern des IMT, insbesondere bei Pascall Battlogg, Ing. Walter Gmeindl, DI Clemens Diwocky, Alexandra Lipfert und Fr. Maria Rieger für ihre Mithilfe bei allen Anliegen bedanken.

Meiner Freundin Lisa Marie, meinen Eltern Ingeborg und Gert sowie meinen lieben Geschwistern Daniela und Peter gilt jedoch mein größter Dank. Ohne ihre bedingungslose Liebe und Unterstützung wäre ich heute nicht da, wo ich nun in meinem Leben stehe.

Abschließend möchte ich mich bei meinen Freunden und treuen Weggefährten bedanken. Ich genoss jeden Moment und jedes Gespräch und mögen wir uns nie aus den Augen verlieren.

Dankeschön

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung	iii
Abstract	iv
Abkürzungen und Symbole	xii
1 Einleitung	1
1.1 Aufgabenstellung	1
1.2 Literaturstudium	2
1.2.1 Der Zahn	2
1.2.2 Einzelfrequente Messungen an Dentin	4
1.2.3 Multifrequente Messungen an Dentin	10
1.2.4 Anisotropie des Zahndentins	14
1.3 Hypothesen	15
1.3.1 1. Hypothese - Phase beinhaltet die Altersinformation	16
1.3.2 2. Hypothese - Altersunabhängigkeit durch 100 kHz-Messung . .	17
2 Methoden	18
2.1 Vorbereitende Schritte	18
2.1.1 Zahnpräparation	19
2.1.2 Magnetresonanz Bildgebung	20
2.1.3 Zahnfixierung für Bohrung	23
2.2 Hardware	24
2.2.1 Elektronik	24
2.2.2 Kühlung	39
2.2.3 Mechanik	43

Inhaltsverzeichnis

2.3	Software	45
2.4	Verifikation der Eldarrat Spektren	58
2.5	Elektrische Charakterisierung der Dentalbohreinsätze	60
3	Ergebnisse	61
3.1	Statistik der gebohrten Zähne	61
3.2	Parameter und Auswertung	61
3.2.1	Impedance-Hi	63
3.2.2	Impedance-Lo	64
3.2.3	Impedance-Ratio	65
3.2.4	Δ Impedance	66
3.2.5	Δ Impedance 100 kHz	67
3.2.6	Phase-Hi	68
3.2.7	Phase-Lo	69
3.2.8	Δ Phase	70
3.2.9	Phase 100 kHz	71
3.2.10	Real- vs. Imaginärteil	72
3.2.11	IPDR	73
3.3	Verifikation der Eldarrat Spektren	74
3.3.1	Präparation 1 - Nach Eldarrat	74
3.3.2	Präparation 2 - Silikonring	75
3.3.3	Präparation 3 - Agar-Kopplung	76
3.4	Elektrische Charakterisierung der Dentalbohreinsätze	77
3.5	Bestimmung der parasitären Größen	79
4	Diskussion	80
4.1	Methoden - Vorbereitende Schritte	80
4.1.1	Bildgebung	80
4.1.2	Zahnfixierung	81
4.2	Methoden - Elektronik	81
4.2.1	Soundkarte	81
4.2.2	A/D-Wandler g.USBamp	82
4.2.3	Lock-In-Verstärker	83

Inhaltsverzeichnis

4.3	Methoden - Kühlung	83
4.4	Methoden - Software	84
4.5	Ergebnisse - Zähne	85
4.6	Ergebnisse - Parameter	86
4.7	Ergebnisse - Spektren-Verifikation	90
4.8	Ergebnisse - Dentalbohrereinsätze	91
4.9	Ergebnisse - Parasitäre Größen	92
4.10	Datenträger	93
4.11	Fazit	93
4.12	Ausblick	96
	Literatur	98

Abbildungsverzeichnis

1.1	Zahnaufbau	3
1.2	Messaufbau: Feige	5
1.3	Messaufbau: Gente	6
1.4	Widerstand bei abnehmender Dentindicke	7
1.5	Restdentinstärke bei $25\text{ k}\Omega$	8
1.6	Messaufbau: Maier	8
1.7	Widerstandskurven mit Pulpaeröffnung von Maier	9
1.8	Widerstandskurven ohne Pulpaeröffnung von Maier	10
1.9	Betrags- und Phasenspektrum nach Eldarrat	13
1.10	Elektronenmikroskopische Aufnahme - Dentin	13
1.11	Ersatzschaltbild für Dentin nach Eldarrat et. al.	14
1.12	Entnahmeorte nach Becker-Detert und Gente	15
1.13	Abhängigkeit des spezifischen Widerstands vom Winkel	16
2.1	Schnittplanung	20
2.2	MR-Bild Beispiel	21
2.3	Einklebe-Vorrichtung	24
2.4	Systemaufbau	25
2.5	Elektronische Systemteile	26
2.6	Signallaufplan	26
2.7	Signalzusammenführung	27
2.8	Abstandsensoren Kennlinie	29
2.9	Blockschaltbild Wirbelstromsensor	29
2.10	Entstehung des Halleffekts	30
2.11	Frontalansicht g.USBamp	31

Abbildungsverzeichnis

2.12	Blockschaltbild Lock-In-Verstärker	33
2.13	Lock-In-Verstärker-Integration in Projekt	35
2.14	Impedanzwandler	36
2.15	Transimpedanzwandler	37
2.16	Messbereichsumschaltung	38
2.17	Erzeugung der Versorgungsspannungen	39
2.18	Messung parasitärer Kapazitäten	41
2.19	Pneumohydraulischer Plan	43
2.20	Messplatz	44
2.21	Auffangwanne	45
2.22	GUI-Einteilung	47
2.23	DFT-Algorithmus	50
2.24	Simulink Modell	53
2.25	Betrag- und Phasenberechnung	55
2.26	Kalibrierung	57
3.1	Impedanz bei 9.8 kHz	64
3.2	Impedanz bei 70 Hz	65
3.3	Impedanz Verhältnis	66
3.4	Δ Impedance	67
3.5	Δ Impedance 100 kHz	68
3.6	Phase Hi bei 9.8 kHz	69
3.7	Phase Lo bei 70 Hz	70
3.8	Δ Phase	71
3.9	Phase 100 kHz	72
3.10	Real- vs. Imaginärteil Darstellung	73
3.11	IPDR (Impedanz zu Phasendifferenz)	74
3.12	Spektrungsverifikation Eldarrat	75
3.13	Silikonring Spektren	76
3.14	Agar/NaCl Spektren	77
3.15	Bohreinsatzspektrum 0 U/min	78
3.16	Bohreinsatzspektrum 15000 U/min	78

Abbildungsverzeichnis

4.1	Ungekühlte Bohrung	84
4.2	Inflectionpoint	86
4.3	Differenzierter Phase Hi Parameter	88
4.4	Kopplung zwischen Zahninnerem und Kühlflüssigkeit	89
4.5	Differenzierter IPDR Parameter	90
4.6	Kühlmittelauswirkung Schaltung	93

Abkürzungen

AD	Analog-Digital
CV	Variationskoeffizient
DFT	Diskrete Fourier-Transformation
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
EHCI	Enhanced Host Controller Interface
FFT	Fast Fourier Transformation
Gew. %	Gewichtsprozent
GUI	Generic User Interface
iDFT	inverse Diskrete Fourier-Transformation
IPDR	Impedance Phase Difference Ratio
KaVo	KaVo Dental GmbH
MR	Magnetresonanz
OPV	Operationsverstärker
TSE	Turbo-Spinecho
W&H	W&H Dentalwerk Bürmoos GmbH

Symbole

a	Kanallänge
α	Aktivierungsenergie
B_Z	magnetische Induktion
C_F	Crest-Faktor
Δf	Bandbreite
δf	Frequenzauflösung
F_L	Lorentzkraft
f_S	Abtastfrequenz
I_E	Eingangsstrom
k	Boltzmannkonstante
ϕ_n	n-te Phase
q	elektrische Ladung
R_D	Dentinwiderstand
R_{FB}	Rückkopplungswiderstand
$R_{P/B}$	Kronenpulpa-Bezugswiderstand
T	Temperatur
τ	Zeitkonstante
u	Ionenbeweglichkeit
U_a	Ausgangsspannung
U_{LSB}	kleinst möglich auflösbare Spannung
U_r	Zahnspannung
U_{ref}	Referenzspannung - Soundkarte
v_x	Geschwindigkeit
w_L	Fensterlänge
Z_{Zahn}	Zahnimpedanz

1 Einleitung

Einführend zu dieser Arbeit wird in diesem Abschnitt besprochen, welche Ziele die vorliegende Arbeit hat, auf welcher literarischen Basis diverse Hypothesen für das Erreichen der Ziele hergeleitet werden sowie die Beschreibung jener Hypothesen.

1.1 Aufgabenstellung

Durch diverse pathologische Zahnveränderungen wie zum Beispiel Karies kommt es immer wieder zu mechanischen Behandlungen (Bohren, Kronenbeschleifung) des Zahnes, insbesondere des Dentins. Dabei ist laut [1] auf eine ausreichende Restdentindicke zu achten, welche die Autoren auf 0.7 mm bei Erwachsenen und 1.4 mm bei Kindern beziffern. Besonders bei tiefen kariösen Läsionen besteht somit bei Abtragung die Gefahr, dass mittels Dentalbohrerspitze die Pulpa geöffnet und somit verletzt wird - es folgt der Verlust der Vitalität des Zahnmarks. Ziel dieser wissenschaftlichen Arbeit ist, eine Machbarkeitsstudie hinsichtlich einer möglichen Abstandsmessung zwischen Pulpa und Dentalbohrerspitze mittels Impedanzmessung durchzuführen. Diese Studie erfolgte in Zusammenarbeit mit der Firma W&H Dentalwerk Bürmoos GmbH (W&H). Bei der nachfolgende Masterarbeit werden folgende Kerngebiete analysiert und behandelt:

- Studium der Literatur zum Thema dentale Bioimpedanz
- Validieren von Zahnspektren aus der Literatur
- Elektrische Charakterisierung von Dentalbohrer-Einsätzen
- Aufbau eines Messplatzes, bestehend aus einem experimentellen Bohrstand und einem Impedanzmessplatz
- Aufbau eines geeigneten Interfaces zum Front-End

- Durchführung von rund 30 In-Vitro-Messungen an geeignet präparierten Zähnen
- Datenauswertung, Dokumentation und Beurteilung der Machbarkeit

1.2 Literaturstudium

Dieses Kapitel beschäftigt sich mit den Erkenntnissen, die aus bereits vorhandener Literatur im Bereich der dentalen Bioimpedanz gewonnen werden konnten. Ein besonderes Augenmerk wird dabei auf die wissenschaftlichen Beiträge von Eldarrat A. et al. sowie Gente M. et al. gelegt. Im Anschluss an die Literaturanalyse erfolgt die Erstellung einer Machbarkeitsstudie auf Basis der oben angeführten Kernthemen.

1.2.1 Der Zahn

Die menschlichen Zähne müssen sehr hohen Kräften standhalten, um im täglichen Leben der Beanspruchung des Kauapparates zu entsprechen. Für diese hohe Belastbarkeit sind im Wesentlichen drei Gewebetypen, Zahndentin und Zahnzement, sowie die Hartsubstanz, der Zahnschmelz, verantwortlich [2]. Wie in Abbildung 1.1 ersichtlich, legt sich der Zahnschmelz als exponierte, schützende Hülle über das Zahninnere. Darauf folgt das aus 70 Gewichtsprozent (Gew.%) Mineralstoffen bestehende Dentin, welches die Pulpa, das Zahnmark, vollständig umschließt. Das für diese Arbeit weniger wichtige Zementgewebe umschließt ausschließlich die nicht sichtbare Zahnwurzel und befindet sich unter dem Zahnfleisch. Folgend wird auf den Zahnschmelz sowie auf das Zahndentingewebe näher eingegangen.

Zahnschmelz

Der aus über 90 Gew.% anorganischen Materialien bestehende Zahnschmelz ist die härteste Substanz im menschlichen Körper. Neben verschiedenen Lipiden und Proteinen enthält der Schmelz hauptsächlich Hydroxylapatit. Dabei handelt es sich um Kalziumphosphat, welches Hydroxylionen bindet. Die Ionen des Hydroxylapatits werden ständig ausgetauscht [2]. Erzeugt wird der Schmelz durch sogenannte Ameloblasten,

1 Einleitung

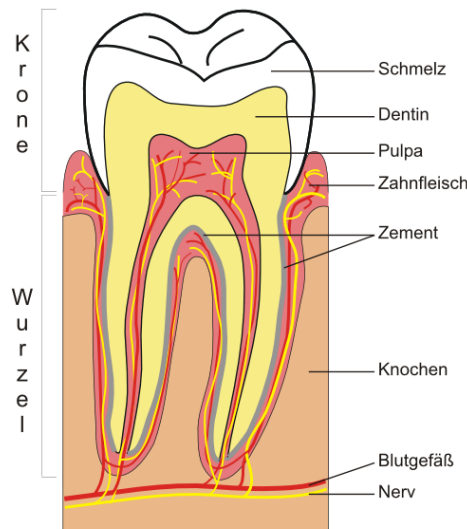


Abbildung 1.1: Aufbau eines menschlichen Zahnes [3]

welche sich in der Zahnentstehung am Prädentin festsetzen und nach der Dentinbildung den Zahnschmelz erzeugen. Nach der vollständigen Umhüllung des Zahnes mit Zahnschmelz werden die Ameloblasten abgestoßen, wodurch eine neuerliche Bildung von Zahnschmelz nicht mehr gewährleistet ist. Folgende Schritte sind zur Zahnschmelzbildung notwendig [4]:

- Bildung der Schmelzmatrix
- Mineralisation der Schmelzmatrix
- Schmelzreifung

Zahndentin

Das Dentin des menschlichen Zahnes besteht im Wesentlichen aus Matrixproteinen, Proteoglykanen, Typ I-Kollagenfasern sowie zu 70 % Hydroxylapatit. Auch als Zahnbein bekannt, ist es von Dentintubuli oder auch Dentinkanälchen durchzogen, welche sich zentral von der Pulpa aus in Richtung Zahnschmelz erstrecken (Schmelz-Dentin-Grenze). Gebildet wird dieser Gewebetyp durch Odontoblasten. Ihre Fortsätze, Tomes-Fasern, ragen bis in die Dentinkanälchen rein. Sie sind für den Aufbau sowie für den Betriebs- und Regenerationsstoffwechsel zuständig. Nach der Bildung des Prädentins und dessen Reifung kommt es zur Mineralisation des Dentins [4]. Man unterschei-

det im menschlichen Zahn sechs verschiedene Arten von Dentin, welche nach ihrem Auftrittsort benannt sind:

- Wurzelentin
- Zirkumpulpaes Dentin
- peritubuläres (intratubuläres) Dentin (Wandauskleidung der Dentinkanälchen)
- intertubuläres Dentin (größtenteils Kollagenfibrillen)
- Manteldentin (Schmelz-Dentin Grenze)

Des Weiteren kann Dentin in zeitabhängige Entwicklungsstadien unterteilt werden. Bis zum Abschluss des Wurzelwachstums spricht man von Primärdentin. Sind die Wurzeln des Zahnes vollständig ausgeprägt, bezeichnet man das Dentin als Sekundärdentin. Nach pathologischen Vorkommnissen im Dentin (z.B. Karies durchbricht den Zahnschmelz und greift das darunterliegende Dentin an) kommt es zur Reparatur des Dentins - es entsteht sogenanntes Tertiärdentin[4].

1.2.2 Einzelfrequente Messungen an Dentin

Veröffentlichungen von Gente M. et al.

Bereits 1987 führte Gente M. Untersuchungen bezüglich der Pulpaausdehnung an präparierten Molaren durch [5]. Er versucht dabei zu klären, ob aus elektrischen Widerstandsmessungen an Weisheitszähnen Rückschlüsse auf die Lage und Ausdehnung des Pulpakavums durchgeführt werden können. Dabei verwendete er mechanisch/optisch beschädigungsfreie Zähne (Molare) mit dem weiteren Kriterium, keinen Kariesbefall aufzuweisen. Dieser Artikel präsentierte das Ergebnis, dass ein Zusammenhang zwischen der Lage der Pulpahornspitzen und örtlichen Lage von Widerstandsminima besteht. Es bestehe ein nahezu linearer Zusammenhang zwischen Widerstand und steigender Dentinstärke. Die Arbeit von Gente M. [6] baut auf der Veröffentlichung von Feige G. [7] auf und diskutiert das dort verwendete Messprinzip. Bei [7] wird nämlich die Summe vom Dentinwiderstand (R_D) und Kronenpulpa-Bezugswiderstand ($R_{P/B}$) gemessen, wobei zu bemerken ist, dass $R_{P/B}$ stark vom Wurzelwachstum abhängig ist (siehe Abbildung 1.2). Ziel der Arbeit [6] war es, eine von Gente M. entwickelte Vorrichtung zur Messung des Dentinkörperwiderstandes zu testen. Hier werden

1 Einleitung

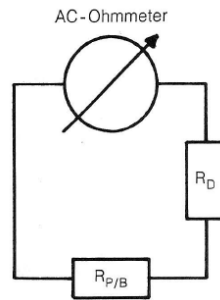


Abbildung 1.2: Ersatzschaltbild zur Messung mit einer Messelektrode. Der gemessene Widerstand wird als Summe des Dentinwiderstandes R_D und $R_{P/B}$ modelliert. vgl.[6]

20 Molaren mit den selben Kriterien wie in [5] verwendet, mittels Kaltpolymerisat (Palapress®) in Acrylglasscheiben fixiert und mit den Wurzeln in einem mit physiologischer Kochsalzlösung gefüllten Stahlbehälter getaucht. Dieser Stahlbehälter soll weiters als großflächige Bezugselektrode dienen. Zusätzlich ist zu erwähnen, dass eine Messelektrode mit einem Durchmesser von 0.6 mm verwendet wird, welche den Kontakt zum Dentin herstellt. Gente M. beschreibt seine Messmethode in [6] wie folgt:

„Unter der Annahme einer Stromleitung im Dentin entlang der Dentinkanälchen sollte der Widerstand der Dentinschicht über der Pulpa wie folgt registriert werden (Abb. 1.3): Über die Messelektrode wird ein Rechteck-Wechselstrom konstanter Amplitude (ca. $1\ \mu\text{A}$ bei 500 Hz) in das Dentin geleitet und fließt zur Bezugselektrode. Dies entspricht dem Stromfluss der in Abbildung 1.2 angegebenen Versuchsanordnung. Nun wird eine zweite Elektrode, im folgenden als „Abgriffselektrode“ bezeichnet, auf die angeschliffene Dentinoberfläche aufgesetzt. Die unter der Anschlussfläche der Abgriffselektrode liegenden Dentinkanälchen verlängern diese bis zur Pulpa. Da die Messung hochohmig ($I_A < 1\ \text{pA}$) erfolgte, ist die Spannung zwischen Mess- und Abgriffelektrode nach dem Ohmschen Gesetz dem Widerstand R_D proportional. Eine spezielle Elektronik korrigiert die in Folge von Phasenverschiebungen zwischen Strom und Spannung auftretenden Abweichungen derart, dass nur der Realteil des Wechselstromwiderstandes angezeigt wird.“

Ergebnis In Abbildung 1.4 ist ersichtlich, dass nach der neuen Messmethode eine weit geringere Streuung erreichbar ist. Die Messung nach Abb. 1.2 zeigt eine relativ

1 Einleitung

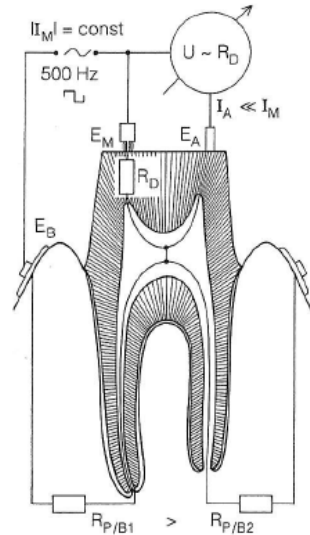


Abbildung 1.3: Modellvorstellung zur Bestimmung des Widerstandes durch stromlose Messung der Spannung über eine zusätzliche Abgriffelektrode vgl.[6]. Messelektrode (E_M), Bezugselektrode (E_B), Abgriffelektrode (E_A)

hohe Streuung der Ergebnisse, welche auf die bereits erwähnte Variation des Wurzelwachstums zurückzuführen ist. Kritisch sei erwähnt, dass eine Widerstandsmessung mit einem Rechtecksignal zu keinem eindeutigen Ergebnis führen kann (auf Grund des Rechtecksignal-Spektrums).

Zudem wurden Messungen durchgeführt, welche die Altersverteilung der Restdentinstärke bei $25 \text{ k}\Omega$ ermitteln sollte. Abb. 1.5 zeigt dabei auf der Ordinate die Restdentinstärke bei $25 \text{ k}\Omega$ und auf der Abszisse das Patientenalter. Man kam zu dem Ergebnis, dass ein Richtwert von $25 \text{ k}\Omega$ zu einer ausreichenden Restdentinstärke, wie sie in [1] empfohlen wird, führt (auch über die Altersverteilung).

Basierend auf diesen Forschungsergebnissen wurden vom Autor jener Veröffentlichungen die Patente [8] und [9] eingereicht. [8] ist ein noch gültiges Patent und beschreibt ein Gerät zur Bestimmung des elektrischen Widerstandes von Zähnen. Dabei handelt es sich um das Gerät Prepometer® (Hager & Werken GmbH + Co, Duisburg, Deutschland), welches mittels Aufsetzen der Messelektrode auf die präparierte Dentinfläche den elektrischen Widerstand zwischen Messelektrode und Bezugselektrode misst. Patent Nr. 2 [9] wurde bereits 1987 eingereicht und beschreibt im Allgemeinen ein Gerät zur Bestimmung der Ausdehnung des Dentinkörpers von zu präparierenden Zähnen.

1 Einleitung

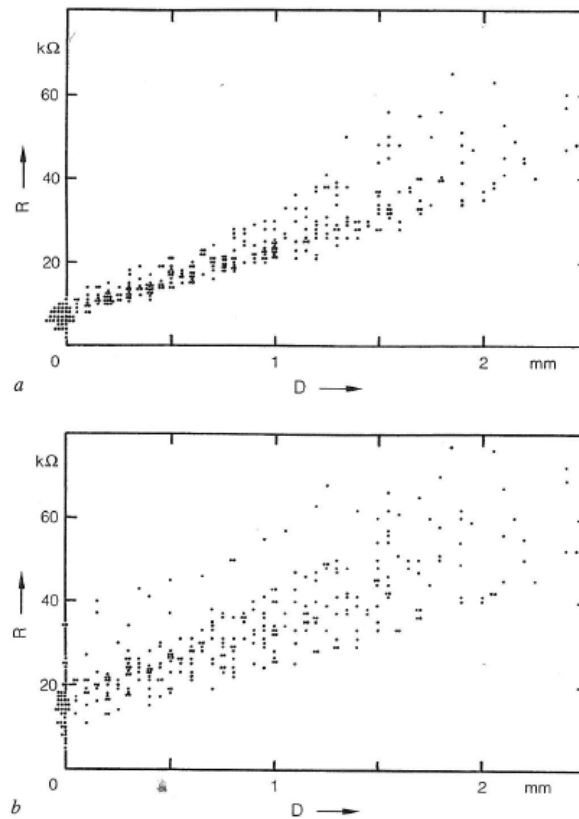


Abbildung 1.4: Widerstand bei abnehmender Dentdicke. a.) Messmethode wie in Abb. 1.3 b.) Messmethode wie in Abb. 1.2 [6]

Wenngleich die Beschreibung dem Prepometer® sehr ähnelt, wird hier der Bohrer als mögliche Messelektrode erwähnt.

Bohrer als Messelektrode

Die Dissertation von Maier A. [10] beschäftigt sich erstmals mit der Verwendung des Bohrers als Messelektrode. Die Kriterien für die extrahierten Zähne stimmen weitgehend mit denen von [6] überein (mechanisch/optisch frei von Schäden, Extraktion vor weniger als 24 h, vital vor Extraktion), wenngleich ein leichter Kariesbefall akzeptiert wird. In Abb. 1.6 ist die Signaleinspeisung in das Bohrbit sowie die Messanordnung zu erkennen. Dabei sei erwähnt, dass vor jeder Messung durch die Methode von Gente und Wenz $R_{P/B}$ bestimmt wird, um die Ergebnisse anschließend $R_{P/B}$ -bereinigt darzustellen. Als Signal wird ein 500 Hz Rechteckwechselstrom verwendet und zur Widerstandsmessung ein Wechselstromohmmeter, welches den Realteil des komple-

1 Einleitung

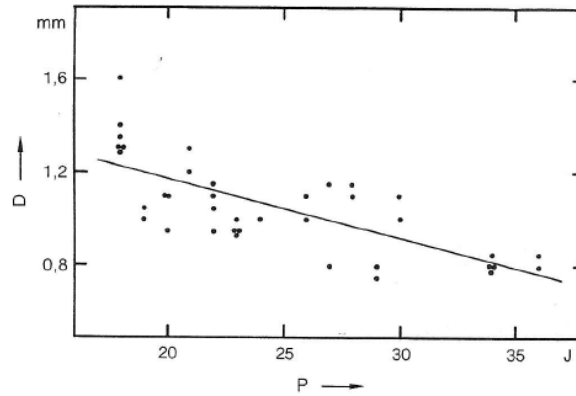


Abbildung 1.5: Dentindicke D bei einem Widerstand von $25\text{ k}\Omega$ in Abhängigkeit des Patientenalters P . [6]

den Wechselstromwiderstandes aufgezeichnet. Auch hier sollte erwähnt werden, dass eine Widerstandsmessung mit einem Rechtecksignal zu keinem eindeutigen Ergebnis führen kann (auf Grund des Rechtecksignal-Spektrums).

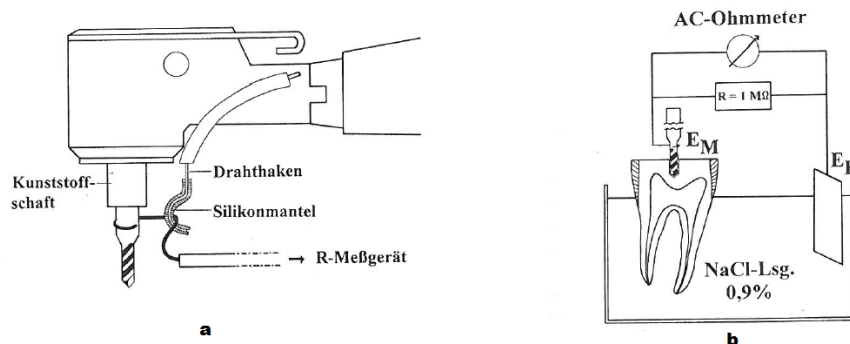


Abbildung 1.6: a.) Signaleinspeisung am Bohrer mittels Kontakt an einem nicht-isolierten Areal des Bohreinsatzes b.) Schematischer Messaufbau (Messelektrode (E_M), Bezugselektrode (E_B)) [10]

Maier führte viele verschiedene Versuche durch wie z.B. „Einsatz verschiedener Schmiermittel“, „Lüften bei sonst kontinuierlicher Bohrung“ oder „Bohrung mit unterschiedlicher Belastung“. Die Proben wurden nach der Bohrung mittels diamantierter Trennscheibe in feine vertikale Scheiben geschnitten und unter dem Messmikroskop untersucht. Um zusätzlich den Verlauf der Dentintubuli zu erkennen, wurde eine Färbetechnik mittels Methylenblau eingesetzt.

1 Einleitung

Ergebnis In Abbildung 1.7 sind die Widerstandskurven mehrerer Bohrungen bei unterschiedlichen Zähnen zu erkennen. Diese Kurven haben alle gemein, dass eine Pulpaoffnung stattfand. Der dabei gemessene Widerstand (der 0-Punkt des Koordinatensystems stellt hier den Pulpadurchbruch dar) variiert zwischen $50\text{ k}\Omega$ – $390\text{ k}\Omega$. In den meisten Fällen ist eine stetige Widerstandsabnahme in Richtung Pulpa zu erkennen.

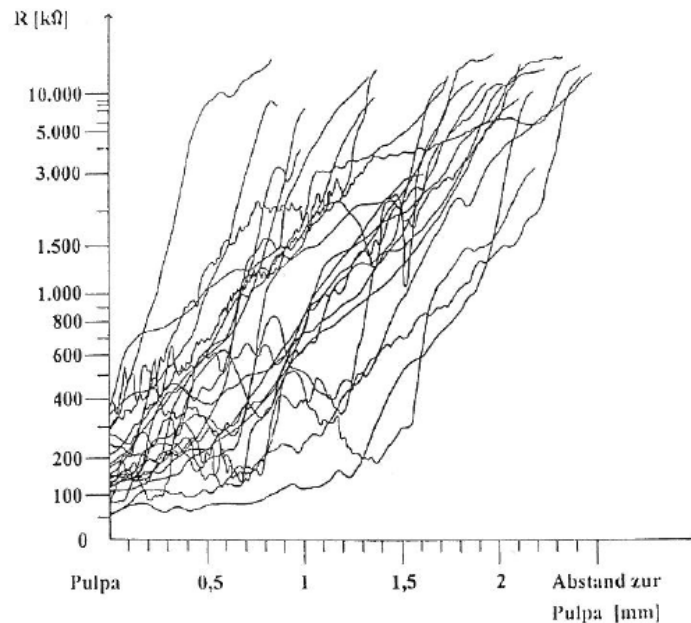


Abbildung 1.7: Zusammenstellung der Kurven mit Pulpaeröffnung [10]

Zudem wurden Kurven aufgenommen, bei welchen der Bohrer entweder nicht über der Pulpa bei Bohrungsstart platziert wurde oder das Bohrbit nicht ausreichend tief in den Zahn eindringen konnte, um einen Pulpadurchbruch zu erreichen (siehe Abb. 1.8). Dabei ist ersichtlich, dass die Widerstandswerte teilweise unter die $50\text{ k}\Omega$ -Marke sinken, was laut Autorin auf eine parallele Führung zur Pulpakammerwand zurückzuführen ist. Außerdem besitzen Widerstandskurven von Bohrungen, welche direkt auf die Pulpa zuführen, einen stärkeren Abfall.

Eine weitere interessante Tatsache beschreibt der Versuch „Luftten bei sonst kontinuierlicher Bohrung“. Dabei wird der Bohrvorgang unterbrochen, durch Anheben des Bohrers wird das Bohrbit gesäubert und anschließend weiter gebohrt. Dieser Vorgang hat keine negative Auswirkung auf die Widerstandskurve - die Autorin berichtet von einem eher positiven Effekt, da es zu keinen unerwarteten Anstiegen in der

1 Einleitung

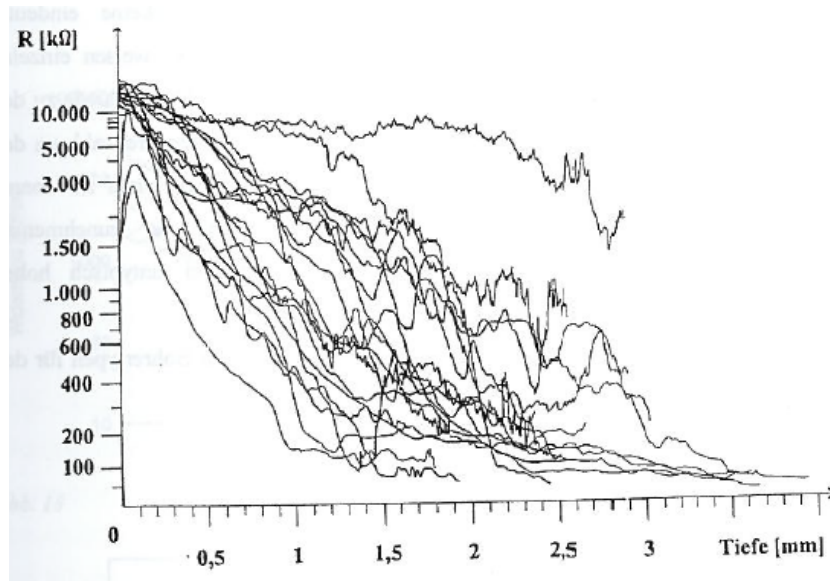


Abbildung 1.8: Zusammenstellung der Kurven ohne Pulpaeröffnung [10]

Widerstandskurve kommt.

Bei dem Versuch „Einsatz verschiedener Schmiermittel“ kamen folgende Schmiermittel zur Anwendung:

- physiologische Kochsalzlösung
- destilliertes Wasser
- H_2O_2 (3%)
- destilliertes Wasser und KaVo-Winkelstücköl im Verhältnis 1 : 1
- reines KaVo-Winkelstücköl

Bis auf reines KaVo Dental GmbH (KaVo)-Winkelstücköl könnten laut Autorin theoretisch alle genannten Schmiermittel verwendet werden.

1.2.3 Multifrequente Messungen an Dentin

Eldarrat et. al.

Die Autorin unternahm in [11] erstmalig Untersuchungen, welche den Zusammenhang zwischen komplexem Widerstand und Patienten- bzw. Dentialter beleuchten. Dabei wurden 10 Molaren aus zwei Altersgruppen verwendet. 5 aus der Gruppe von 20-jährigen (± 1) und 5 aus der Gruppe von 50-jährigen (± 1). Die Lagerung der Zähne

fand in einer physiologischen Kochsalzlösung (inkl. Thymol) statt. Unter ständiger Wasserkühlung wurden Scheiben der Dimension $5\text{ mm} \times 7\text{ mm} \times 2\text{ mm}$ (BxLxH) mittels CNC-Technik aus den Zähnen, mit einer Toleranz von $\pm 0.1\text{ mm}$, extrahiert. Anschließend folgte die Kontaktierung der Proben mit sogenanntem Leitsilber („Silver-Paint“, Agar scientific Ltd, Essex, U.K.), um den Kontaktwiderstand so gering wie möglich zu halten. Um eine gute Grundreproduzierbarkeit zu wahren, wurden von jeder Scheibe 5 Messungen durchgeführt, sowie über 5 Tage eine Scheibe als Kontrolle gemessen.

Die spektroskopischen Untersuchungen wurden mittels eines „SI 1260 Impedance Gain Phase Analyzers“ (Solartron Analytical, Hampshire, U.K.) durchgeführt. Die dabei abgedeckte Bandbreite beläuft sich von 10 mHz - 100 MHz bei einer Amplitude von 100 mV . Die Verifikation des Messaufbaus erfolgte mit einem RC-Schaltkreis. Fortführend wurden die Scheiben unter einem Mikroskop untersucht. Der Grund dafür wird in den Ergebnissen erklärt.

Ergebnis In Abbildung 1.9 ist die Kombination des Betrags- und des Phasenspektrums ersichtlich. Die Autorin weist auf eine schwarze und eine rote Linie für die eine und die andere Altersgruppe hin. Bei einer schwarz/weiß Veröffentlichung ist dies jedoch so gut wie nicht erkennbar. Höchstens durch die B/W-Konvertierung ließen die dunkleren Punkte der Kurve auf die schwarze Kurve schließen, was laut Bildbeschreibung zum jüngeren Dentin zuzuordnen wäre (siehe Abb. 1.9a). Durch Nachmodellierung des Systems müsste jedoch die hellere Kurve die jüngere Gruppe darstellen (vgl. Abb. 1.9b).

Das Phasenspektrum zeigt deutlich zwei Höcker, welche als zwei verschiedene Materialien interpretiert werden. Zum einen lässt sich der Höcker um $\sim 10^0\text{ Hz}$ herum dem Dentin zuordnen. Somit weist Dentin eine starke α -Dispersion auf. Solch eine ausgeprägte Dispersion bei so tiefen Frequenzen ist bei porösen Materialien mit mikroskopischen Kanälen dann beobachtbar, wenn die Kanäle fixierte Oberflächenladungen aufweisen. Takashima veröffentlichte ein Modell zur Berechnung der Zeitkonstante τ , welches in Gleichung 1.1 [12] definiert wurde.

$$\tau = \frac{(a^2 + b^2)e}{2ukT} \approx \frac{a^2e}{2ukT} \quad (1.1)$$

1 Einleitung

Dabei sei u die Ionenbeweglichkeit, welche durch Gleichung 1.2 [13] beschrieben ist.

$$u = u_0 e^{-\frac{\alpha}{kT}} \quad (1.2)$$

Außerdem sei die Aktivierungsenergie α durch Gleichung 1.3 [13] gegeben. Dabei ist $e = 1.602 * 10^{-19} \text{ C}$ die Elementarladung, $\epsilon_a \approx 80 \frac{\text{As}}{\text{Vm}}$ die Permittivitätszahl des Elektrolyts (Ann.: Dentinliquor hat ähnliche Leitfähigkeit wie physiologische Kochsalzlösung), $\epsilon_0 = 8.854 * 10^{-12} \frac{\text{As}}{\text{Vm}}$ die Permittivität des Vakuums und $\delta \approx 0.4 \text{ nm}$ der Abstand zwischen Ionen und äußeren Gegenionen (entsprechen ca. dem Radius eines hydratisierten Natrium-Ions).

$$\alpha \approx \frac{e^2}{4\pi\epsilon_0\epsilon_a\delta} \approx 5.914 * 10^{-21} \quad (1.3)$$

Für Gleichungen 1.1 und 1.2 sei $k = 1.38 * 10^{-23} \frac{\text{J}}{\text{K}}$ die Boltzmannkonstante, $T = 310^\circ \text{ K}$ die Körpertemperatur in Kelvin, $u_0 = 5.19 * 10^{-8} \frac{\text{m}^2}{\text{sV}}$ die Ionenbeweglichkeit für Natrium sowie $a = 0.002 \text{ m}$ die Länge der Dentinkanälchen der extrahierten Scheiben von Eldarrat. Damit ergibt sich:

$$u = 9.177 * 10^{-9} \frac{\text{m}^2}{\text{sV}}$$

$$\tau = 8.1 * 10^3 \text{ s} \rightarrow f = 0.122 \text{ mHz}$$

Die Berechnungen liegen ca. drei Zehnerpotenzen neben den von Eldarrat publizierten Kurven, in der Veröffentlichung von Martinsen [13] lässt man jedoch Spielraum für die Formeln offen (insbesondere für die Aktivierungsenergie bzw. ϵ_a und δ als Tuning-Parameter).

Der zweite Höcker von $\sim 5 \text{ kHz} - 1 \text{ MHz}$ ist der Schmierschicht zuzuordnen, welche durch die mechanische Bearbeitung (Extrahierung der Scheiben aus den Zähnen) entstanden ist. Um die Theorie der Zwei-Komponenten-Messung zu unterstützen, wurden mittels Elektronenmikroskopie diverse Zahnscheiben untersucht. Dabei sind in Abbildung 1.10 deutlich die Schmierschicht und das Dentin voneinander unterscheidbar.

Basierend auf diesen Ergebnissen wurde ein elektrisches Modell für die Dentinscheiben erstellt. Dabei stellt R-ss den Serienwiderstand der physiologischen Kochsalzlösung in der Messkammer dar, R-s und CPE-s ergeben das RC-Glied für die Schmierschicht und

1 Einleitung

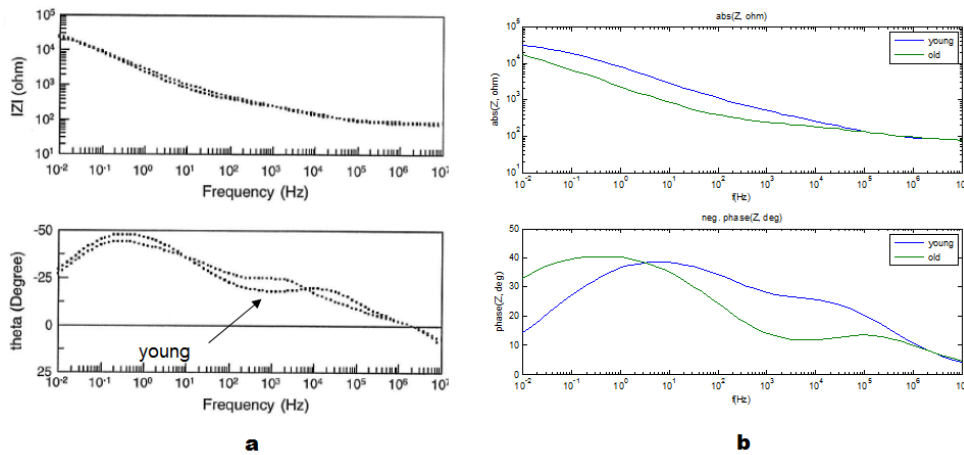


Abbildung 1.9: a.) Betrags- und Phasenspektrum von Dentinscheiben nach Eldarrat b.) Nachmodellierte Kurven [11]

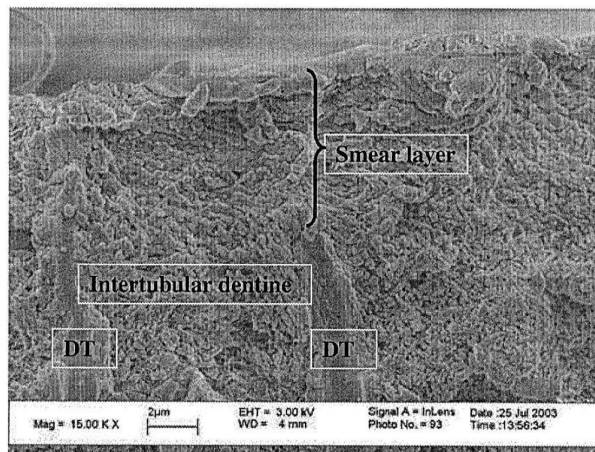


Abbildung 1.10: Elektronenmikroskopische Aufnahme einer gemessenen Dentinscheibe - DT: Dentinkanälchen [11]

R-d und CPE-d das RC-Glied für das Dentin. CPE steht in diesem Fall für „Constant Phase Element“. Bei einem CPE handelt es sich um keine normale Kapazität. Die Autorin des Artikels führte eine Umrechnung zu einer Ersatzkapazität durch. In der restlichen Arbeit ist somit „CPE“ die bereits umgerechnete Ersatzkapazität in μF . Das elektrische Ersatzschaltbild stellt Abbildung 1.11 dar. In Tabelle 1.1 sind die Ergebnisse der Messungen aufbereitet. Besonders auffallend dabei sind die Unterschiede der Kapazitäten zwischen altem und jungem Dentin ($\Delta CPE_{T-d} = 136.3 \mu F$). Die Unterschiede sollen daher stammen, dass sich peritubuläres Dentin als Folge des Alterungsprozesses in den Dentinkanälchen abgelagert. Dies führt zu Verengungen bis hin zu Verschließun-

1 Einleitung

Komponente	Element	Junges Dentin	Altes Dentin
physiol. Kochsalzlösung	R-ss (Ω)	71.5 ± 0.6	72.1 ± 0.2
Schmierschicht	CPE_{T-s} (μF)	23.8 ± 7.8	14.6 ± 9.2
	R-s (Ω)	244.0 ± 2.1	128.1 ± 5.5
Dentin	CPE_{T-d} (μF)	46.5 ± 4.8	182.8 ± 14.7
	R-d ($k\Omega$)	43.1 ± 3.2	60.9 ± 7.3

Tabelle 1.1: Messergebnisse der spektroskopischen Untersuchungen mittels Impedanzspektroskopie nach [11]

gen der Dentinkanälchen und somit zu einer starken Veränderung der Leitfähigkeit. Es wird nämlich gut leitfähiger Dentinliquor durch schlecht leitfähiges peritubuläres Dentin ersetzt, was dem Dentin einen stark kapazitiven Charakter verleiht. Abschließend wird berichtet, dass sich die Messwerte und Impedanzspektren auch über fünf Tage Lagerung gut reproduzieren ließen, dies gilt besonders für die Dentin-bezogenen Werte.

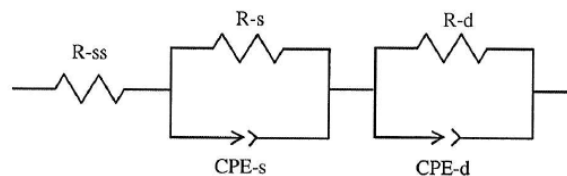


Abbildung 1.11: Elektrisches Ersatzschaltbild auf Grund der gemessenen Daten [11]

1.2.4 Anisotropie des Zahndentins

In der Veröffentlichung von Becker-Detert [14] wurden Untersuchungen bezüglich des spezifischen Widerstandes des Dentins durchgeführt. Dafür mussten 140 zylindrische Dentinproben ($d=0.6 \text{ mm}$ $l=2 \text{ mm}$) unter ständiger Wasserkühlung erstellt werden. Nach bereits früheren Untersuchungen des spezifischen Widerstandes des Dentins (vgl. [15]) entschlossen sich die Autoren, das Dentin in 4 Kategorien zu unterteilen (siehe Abb. 1.12):

- Gruppe I: Entnahmeort direkt über Pulpaspitze

1 Einleitung

- Gruppe II: Entnahmeort fast parallel zur Pulpakammerwand
- Gruppe III: Entnahmeort noch weiter zentral zu Gruppe II
- Gruppe IV: Entnahmeort ist der dem Zahnschmelz nächste

Die Entnahmeorte wurden so kategorisiert, da sich der Winkel der Dentinkanälchen von pulpanahen Regionen hin zum Schmelz verändert und man von einer Änderung des spezifischen Widerstandes ausging.

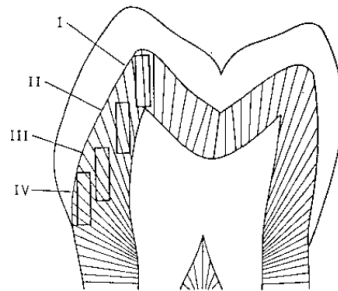


Abbildung 1.12: Einteilung der Probenentnahmeorte in vier Gruppen nach [14]

Ergebnis Es stellt sich heraus, dass Schmelz nahe Proben einen höheren spezifischen Widerstand aufweisen als Pulpa nahe Proben. Dies ist einerseits mit der in Schmelzrichtung abnehmenden Dichte an Dentinkanälchen und damit verbunden Dichte an Dentinliquor zu erklären als auch andererseits mit der Verringerung des Durchmessers der Dentinkanälchen in Richtung Schmelz. Zusätzlich zeigt sich jedoch ein Zusammenhang zwischen Dentinkanälchenwinkel und spezifischem Widerstand, wie in Abbildung 1.13 ersichtlich ist. Daraus kann auf eine starke Anisotropie des Materials Dentin geschlossen werden, welche für die Distanzmessung ein Problem darstellt.

1.3 Hypothesen

Aufgrund der recherchierten Literatur wurden nun zwei Hypothesen aufgestellt, wie das zu Beginn gesteckte Ziel einer Distanzmessung zwischen Dentalbohrerspitze und Pulpa erreicht werden kann.

1 Einleitung

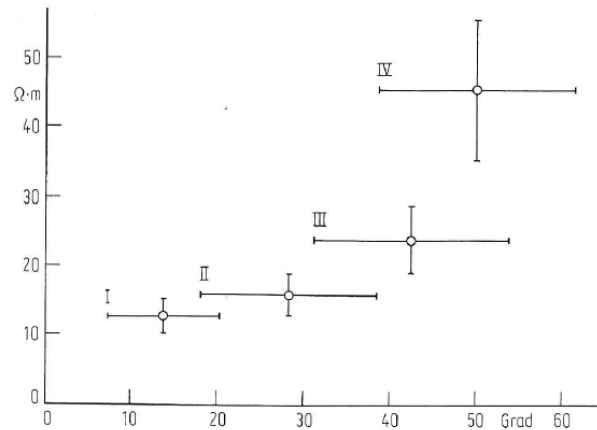


Abbildung 1.13: Zusammenhang zwischen spezifischem Widerstand (Ordinate) und Kanalwinkel (Abszisse) nach [14]

- Phase beinhaltet die Altersinformation
- Altersunabhängigkeit durch 100 kHz-Messung

In den folgenden Abschnitten sollen diese Überlegungen näher erläutert werden.

1.3.1 1. Hypothese - Phase beinhaltet die Altersinformation

Wie bereits in den Veröffentlichungen von Gente, Beckert und Eldarrat beschrieben, ist der spezifische Widerstand sowie laut Eldarrat das Phasenspektrum altersabhängig. Um eine verlässliche Distanzmessung zwischen Pulpa und Dentalbohrerspitze durchführen zu können, ist es daher notwendig, den Unsicherheitsfaktor „Alter“ auszuschließen oder ihn zumindest zu bestimmen, um ihn anschließend auszugleichen. Es gilt daher herauszufinden, ob es möglich ist, durch Messen bei verschiedenen Frequenzen Unterschiede in Altersgruppen in der Phase zu finden. Ein Beleg dafür ist Abbildung 1.9. Deutliche Phasenunterschiede sind zwischen Jung- und Altdentin im Bereich zwischen 10 Hz und 10 kHz erkennbar sowie im Bereich von $\frac{1}{10}$ Hz bis 1 Hz. Es bietet sich auf Basis dieser Erkenntnisse daher eine Messung mit einem multifrequenten Signal an - einem sogenannten Multisinussignal. Die dabei zu wählenden Frequenzen bzw. die Frequenzauflösung sollte 10 Hz nicht unterschreiten. Diese Einschränkung ist durch zwei grundlegende Probleme zu erklären, welche sich beide auf die Messdauer zurückführen lassen.

Bei der Auswertung der gemessenen Signale ist es nötig, eine Fast Fourier Transformation (FFT) der Signale durchzuführen. Um ein korrektes Betrags- und Phasenspektrum darstellen zu können, benötigt der Algorithmus mindestens eine volle Periode des Signals. Dies würde bei einer Frequenzauflösung von z.B. 1 Hz oder $\frac{1}{10}\text{ Hz}$ dazu führen, dass das Zeitfenster 1 s bis hin zu 10 s lang sein müsste. Für den Versuchsaufbau bei ungewissem Vorschub des Zahnbohrers kann dies jedoch zu einem unvorhersehbaren Informationsverlust führen (auf Grund der in dieser Zeit zurückgelegten Strecke). Wählt man nun infolge dieser Erkenntnis das Zeitfenster kürzer, führt dies zu einem Effekt, welcher aus der digitalen Signalverarbeitung als Leckeffekt (engl. Leakage) bekannt ist.

1.3.2 2. Hypothese - Altersunabhängigkeit durch 100 kHz-Messung

Wie in Kapitel 1.3.1 besprochen, hat das Alter des Zahnes bzw. des Patienten einen großen Einfluss auf den spezifischen Widerstand und damit auf die Ermittlung des Abstandes zwischen Dentalbohrerspitze und Pulpa. Die bereits erwähnte Abbildung 1.9a S.13 zeigt eine weitere Möglichkeit, sich dieser Unsicherheit des Alters zu entledigen. Ab ca. 100 kHz ist zu erkennen, dass die Kurven konvergieren, womit man auf eine geringere Altersabhängigkeit schließen könnte. Es besteht ebenso die Möglichkeit, dass die Anisotropie des Zahndentins in diesem Frequenzbereich keinen starken Einfluss mehr nehmen könnte. Es ist jedoch aus messtechnischen Gründen in diesem relativ hohen Frequenzbereich mit dem Auftreten von Signal-Übersprechen durch parasitäre Kapazitäten zu rechnen.

2 Methoden

In diesem Kapitel wird auf die Vorgehensweisen, die Methoden und die dabei verwendeten Geräte näher eingegangen. Es werden im Unterkapitel 2.1 („Vorbereitende Schritte“) die Schritte der Zahnpräparation, der darauf folgenden Magnetresonanztomographie-Bildgebung und kurz auf die Einklebung der Zähne in die Schnellwechselplatten eingegangen.

Im Unterkapitel 2.2 („Hardware“) wird beschrieben, wie es zur hardwareseitigen Signalerzeugung und Signalaufnahme kommt, und es folgt eine detaillierte Beschreibung, welche Geräte daran beteiligt sind. Außerdem wird auch auf die Kühlung des Bohrers und die Beweggründe dafür eingegangen.

Unterkapitel 2.3 („Software“) beschäftigt sich mit dem eigens für die Machbarkeitsstudie entwickelten Generic User Interface (GUI), der Wahl des Multisinus-Algorithmus und erklärt den Kalibriervorgang des Systems näher.

2.1 Vorbereitende Schritte

Dieser Abschnitt beschäftigt sich mit den notwendigen Methoden, um die Zähne für die Bohrung vorzubereiten. Dabei wurden folgende Schritte mit eingebunden:

- Beschaffung der Zähne
- Präparation der Zähne
- MR-Bildgebung
- Zahnfixierung für die Bohrung

Die Beschaffung der Zähne wurde hauptsächlich durch die Firma W&H übernommen. Durch ihr Netzwerk an kooperierenden Zahnärzten konnten ausreichend Zähne zur

Verfügung gestellt werden. Die Anforderungen an die Zähne für diese Studie ähneln jenen von Maier [10] und Eldarrat [11] und waren wie folgt:

- Zähne müssen vor der Extraktion vital gewesen sein
- Sie dürfen nicht mechanisch beschädigt sein
- Sie dürfen keinen bis sehr geringen Kariesbefall aufweisen
- Nach der Extraktion müssen die Zähne unmittelbar in physiologischer Kochsalzlösung (0.9% *NaCl*) gelagert werden
- Dokumentation der Patientendaten
 - Alter
 - Geschlecht
 - Zahnzahl¹

Konnten diese Kriterien nicht erfüllt werden, wurde der Zahn nicht in die Studie mitaufgenommen. Zusätzlich wurde der Zahn höchstens zu Bohrstandtests verwendet, wenn im Laufe der Zahnpräparation gröbere Schäden entdeckt wurden oder durch die mechanische Bearbeitung entstanden. Über den Postweg und durch Abholung bei ortsansässigen Zahnärzten kamen die Zähne zum Institut für Medizintechnik. Um einem Pilz- oder Bakterienbefall vorzubeugen, wurde die Lagerungs-Lösung (0.9% *NaCl*) anschließend mit wenigen Kristallen Thymol angereichert. Dabei handelt es sich um ein Bakterizid, welches auch in der Literatur (siehe [11]) empfohlen wurde.

2.1.1 Zahnpräparation

Nach mechanischer Bearbeitung der Zähne mussten sie zunächst desinfiziert werden. Dieser Teil wurde von Hr. Pascal Battlogg übernommen und wird hier nur überblicksmäßig behandelt. Jeder Zahn wurde zuerst mit Alkohol gewaschen, um eventuelle Verschmutzungen und Öle zu entfernen. Darauf folgte die Behandlung mit ca. 35%iger Wasserstoffperoxid-Lösung (H_2O_2) zur Desinfektion. Anschließend erfolgte die mechanische Bearbeitung der Zähne. Die mechanische Bearbeitung war notwendig, um das Zahninnere (Zahnpulpa) mit einer Elektrode kontaktieren zu können. Dabei wurde ein Schnitt zwischen Zahnkronenende und Zahnwurzelbeginn (auf Höhe des Zahnhalses)

¹Zahnschema - das FDI-Schema 16.

mit einem Industrie-Bohrschleifer IBS/E (PROXXON GmbH, Föhren, Deutschland) durchgeführt, wie in Abbildung 2.1 erkennbar ist. Der Schnitt erfolgte mit einer diamantierten Trennscheibe unter stetiger Wasserkühlung. Nach erfolgreicher Trennung musste das biologische Weichgewebe aus der Zahnpulpa extrahiert und der präparierte Zahn in einem nummerierten Probenröhrchen mit ca. 2 – 3 ml physiologischer Kochsalzlösung sowie einigen Kristallen Thymol gelagert werden.

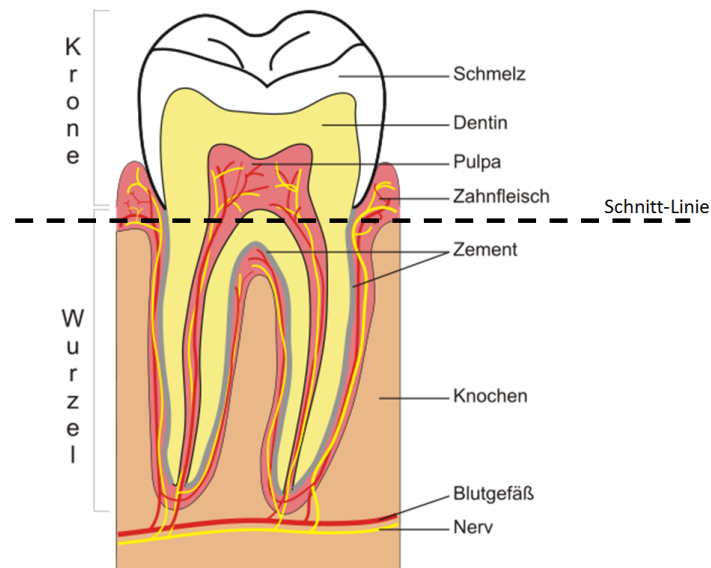


Abbildung 2.1: Schnittplanung für die Freilegung der Zahnpulpa [3]

2.1.2 Magnetresonanz Bildgebung

Um eine definierte Bohrkanalplanung durchführen zu können, ist es nötig, mittels eines medizinischen bildgebenden Verfahrens den Zahn im dreidimensionalen Raum darstellen zu können. Dazu muss das richtige Verfahren ausgewählt werden, um den Aufwand möglichst gering zu halten und trotzdem ein verwertbares Ergebnis zu erzielen. Zur Anwendung kam das bildgebende Verfahren der Magnetresonanztomographie. Im folgenden Abschnitt sollen Parameter sowie Zahnpräparation näher beschrieben werden.

Magnetresonanztomographie

Seit 2012 gibt es an der Technischen Universität Graz einen 3 Tesla Magnetresonanztomographen. Es handelt sich dabei um das Gerät Magnetom® Skyra 3 T (Siemens AG, München, Deutschland). Mit diesem ist es möglich, in relativ kurzer Zeit (die Vermessung eines Zahnes benötigt 8min) relativ viele hochauflösende Schichtbilder des Zahnes zu erstellen. Durch die Wahl eines geeigneten DICOM-Viewers kann der Zahn in sämtlichen Ebenen (x/y/z) als Schnittbild betrachtet werden, wodurch eine ausreichend genaue Bohrkanalplanung gewährleistet ist. Als DICOM-Viewer kam Onis 2.4 (DigitalCore, Co.Ltd, Tokio, Japan) zur Verwendung. Ein Beispiel solch einer Aufnahme ist in Abbildung 2.2 ersichtlich. Die in dieser Abbildung hellen Areale stellen den im nächsten Abschnitt besprochenen Agarose-Komplex dar. Die dazwischen liegenden, dunklen Bereiche zeigen den Umriss des Zahnes. Um diverse Parameter wie Voxelgröße (volumetric pixel), Bildaufnahmezeit und SNR zu verbessern (im Vergleich zur Bildaufnahme ohne Volumenspule), wurde zur Bildaufnahme eine HF-Spule bzw. eine Volumenspule *V – HQ – 030 – 01263* (RAPID Biomedical GmbH, Rimpar, Deutschland) verwendet.

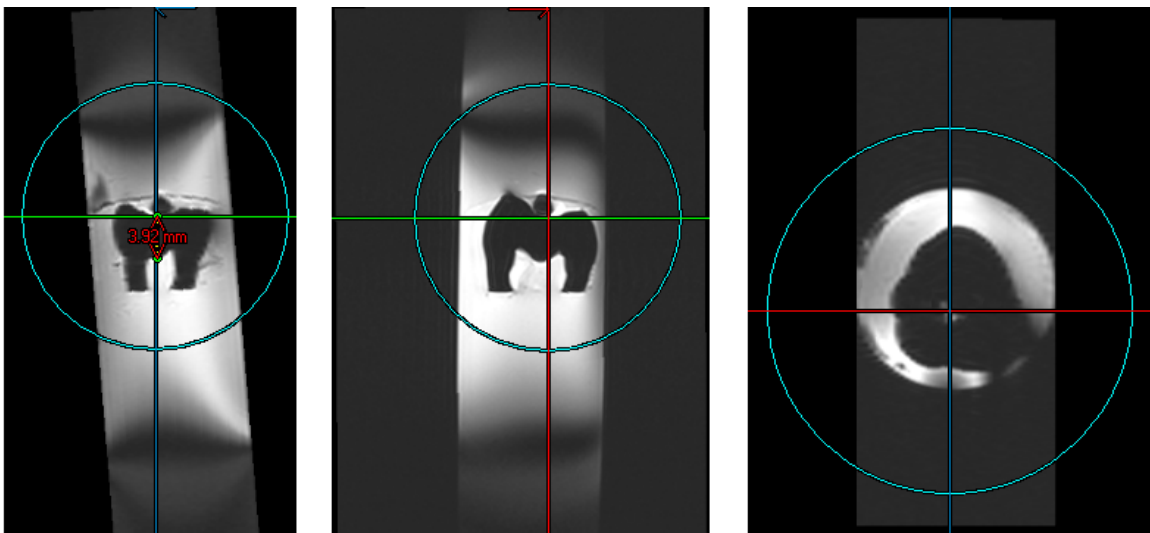


Abbildung 2.2: MR-Bild eines Zahnes in der Transversal-, Frontal-, und Longitudinalebene

Bestandteile	Gewichtsprozent
Destilliertes Wasser	-
NaCl	0.9
Agarose	0.5
MR-Kontrastmittel	0.1

Tabelle 2.1: Zusammensetzung der Einbettungsmatrix

Zahnpräparation für MR-Bildgebung

Um eine reproduzierbare Positionierung des Zahnes in der Magnetresonanz (MR)-Röhre zu gewährleisten sowie einen ausreichenden Kontrast zu erhalten, ist es nötig, ihn für das HF-Feld transparent und kontrastreich einzubetten. Dies konnte mit einem Gemisch aus Agarose und MR-Kontrastmittel erreicht werden. Dazu wurde zunächst lauwarmes Wasser mit Kochsalz zu einer physiologischen Kochsalzlösung gemischt. Der Grund dafür ist, dass das physiologische Milieu des Zahnes erhalten werden soll - auch während der Auskühl-/Härtephase für das Einbettungsgemisch. Anschließend wurden 0.5 Gew.% Agarose in die Kochsalzlösung eingerührt und in einem Mikrowellenherd bis zum Siedepunkt des Wassers für wenige Sekunden erhitzt. Für die MR-Bildgebung wurde keine gewöhnliche Agarose verwendet, sondern eine feinkörnige sogenannte „DNA-Graded“-Agarose Electran (VWR International Ltd., Lutterworth, Großbritannien). Eine gewöhnliche Agarose würde im erzeugten Bild zu einer groben Körnung führen, was nicht wünschenswert ist. Um den Kontrast zwischen Zahn und seiner Einbett-Umgebung zu erhöhen, wurde ein Kontrastmittel in der Menge 1 : 1000 hinzugefügt. Als Kontrastmittel wurde Magnevist 0.5 mmol/ml (Bayer HealthCare, Leverkusen, Deutschland) verwendet.

MR-Sequenz

Als Pulssequenz für die Aufnahmen wurde eine 3D-Turbo-Spinecho (TSE) Sequenz verwendet. Die wichtigsten Parameter der MR-Sequenz sind in Tabelle 2.2 beschrieben.

Parameter-Bezeichnung	Wert
Field of View	52 <i>mm</i>
Repetitionszeit TR	182 <i>ms</i>
Echozeit TE	18 <i>ms</i>
Pulswinkel	150°
Auflösung	256
Schichtdicke	0.36 <i>mm</i>
Voxel-Größe	0.1 x 0.1 x 0.4 <i>mm</i>
Averages	1
Turbo Faktor	3
Sequenz-Dauer	7 <i>min</i> 54 <i>s</i>

Tabelle 2.2: Parameter der verwendeten Pulssequenz (3D-TSE)

2.1.3 Zahnfixierung für Bohrung

Bereits im Kapitel 2.1.2 wurde der Bohrkanalplanung eine hohe Bedeutung beigemessen. Es musste bei jeder Bohrung gesichert sein, dass die Zahnpulpa getroffen wird. Aus diesem Grund wurde ein System erstellt, welches gewährleistet, dass der Bohrstartpunkt (auf der Krone) zu einem sogenannten Pulpa-Hit (Treffer der Zahnpulpa) führt. Dazu wurden kreisrunde Zahnhalterungsscheiben aus Kunststoff erstellt sowie eine Einspann-Vorrichtung, die beim Einkleben der Zähne garantiert, dass die Position, Lage sowie die Ausrichtung des Zahnes zu einem Pulpa-Hit führen. In Abbildung 2.3 ist diese Einspann-Vorrichtung dargestellt. Die rote Linie markiert dabei den erwünschten, im DICOM-Viewer geplanten Bohrkanal. Der obere Federstift und der gegenüberliegende untere Stift gewährleisten, dass der Zahn richtig einklebt werden kann. Als Kleber zwischen Zahnhalterungsscheibe und Zahn wurde ein Zweikomponentenkleber verwendet. Zur groben Fixierung des Zahnes in seiner beschrifteten Scheibe wurde dazu an erster Stelle „Pattex Stabilit Express“ (Henkel, Düsseldorf, Deutschland) aufgetragen. Nach dessen Aushärtung folgte die Endverbindung mittels „UHU plus endfest 300“ (UHU GmbH, Bühl, Deutschland).

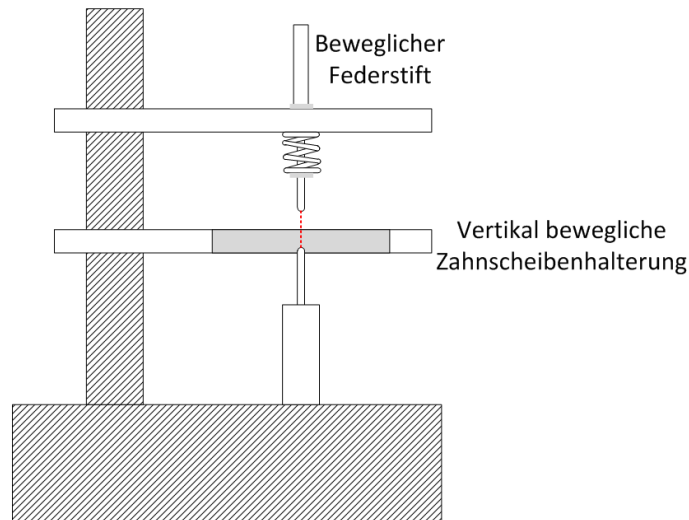


Abbildung 2.3: Konzeptzeichnung der erstellten Zahn-Einspann-Vorrichtung

2.2 Hardware

Dieser Abschnitt der Masterarbeit beschäftigt sich mit der Zusammensetzung und Modifizierung bereits vorhandener Hardware-Komponenten (z.B. Bohrstand, pneumatischer Kompressor usw.) sowie der Entwicklung und den Überlegungen zu Komponenten, die benötigt wurden (Verstärkerschaltung, Messanordnung etc.), um eine Bioimpedanz-Analyse durchführen zu können. Dieses Kapitel kann man grob in drei Teile gliedern.

1. Elektronik
2. Kühlung
3. Mechanik

Der gesamte Aufbau ist schematisch in Abbildung 2.4 dargestellt.

2.2.1 Elektronik

Ein besonderes Augenmerk wird in diesem Teil auf die Signaleinspeisung, die hardwareseitige Signalaufnahme sowie auf die nötige Sensorik gelegt. Dazu gehören Schaltungsdesign und Dimensionierung, Wahl diverser Hardware-Module, Kanaloptimierung sowie die zusätzliche Implementierung der 100 kHz -Messung und die

2 Methoden

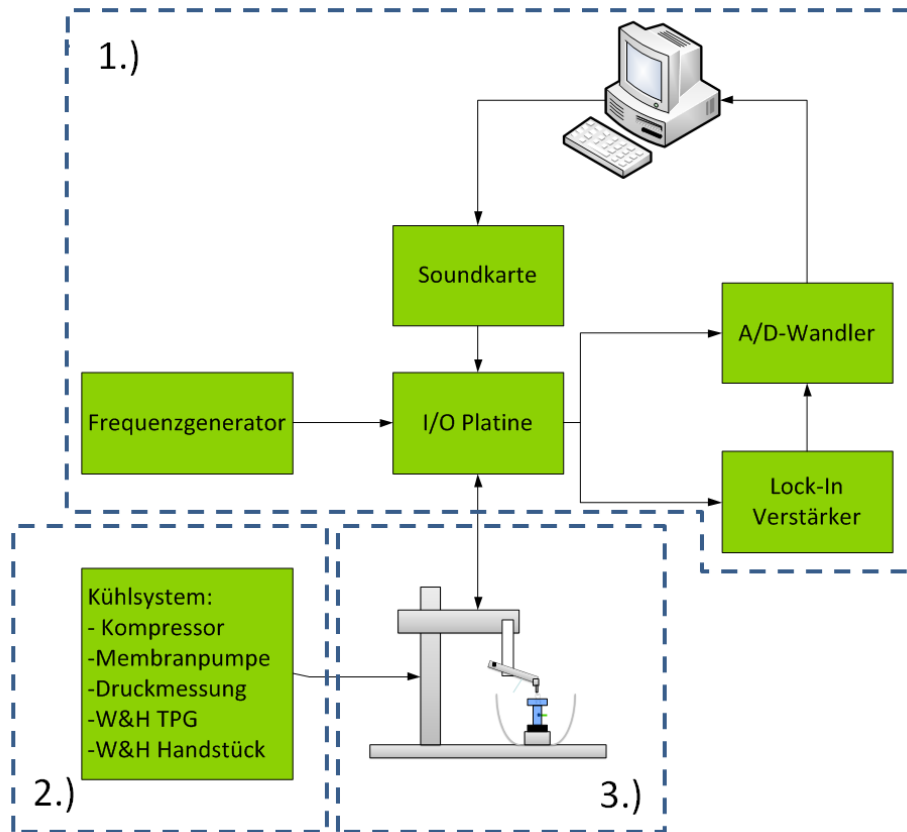


Abbildung 2.4: Überblick über den Systemaufbau

Beweggründe dafür. Die elektronischen Komponenten sind in Abbildung 2.5 ersichtlich, wo mittels Blockschaltbild gezeigt wird, wie sie miteinander verbunden sind.

Abbildung 2.6 stellt den Signalfluss dar. Ein Signalgemisch aus Multisinussignal (erzeugt durch die Soundkarte) und 100 kHz -Signal (erzeugt durch einen Frequenzgenerator) werden dabei über die Dentalbohrerspitze in den Zahn eingekoppelt. Der dabei entstehende Strom wird über einen I/U-Wandler (Transimpedanzwandler) in eine Spannung konvertiert. Dieses Signal wird anschließend dem Lock-In-Verstärker (Lock-In) und dem A/D-Wandler zugeführt. Es folgt eine Erklärung der einzelnen Komponenten.

2 Methoden

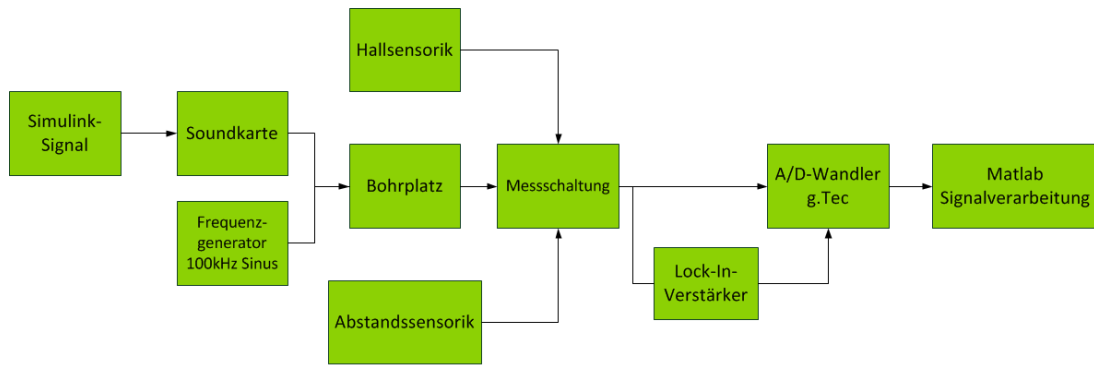


Abbildung 2.5: Komponenten des elektronischen Systemteils

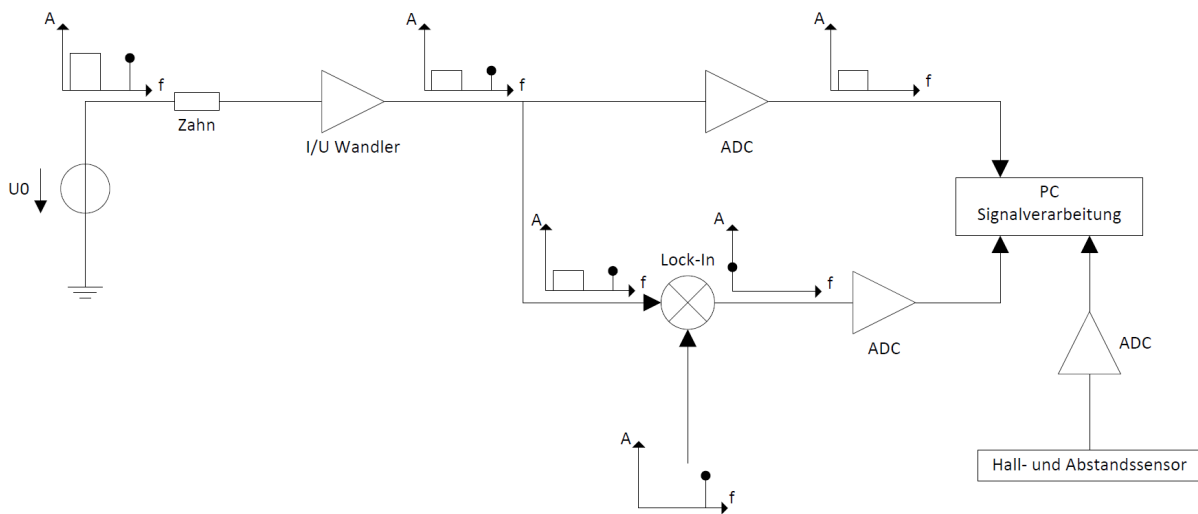


Abbildung 2.6: Signallaufplan des Signalgemischs

Soundkarte

Als Signalquelle für den Messaufbau wurde eine Soundkarte verwendet. Dies bot sich an, da sich der Großteil der benötigten Frequenzen im Audio-Band befinden - das bedeutet, dass das Frequenzband zwischen 10 Hz und 20 kHz verwendet wurde. Der genaue Frequenzbereich wird in Kapitel 2.3 S.49 näher erläutert. Die Audio-Ausgänge von Soundkarten sind im Prinzip als Digital-Analog-Konverter anzusehen und eignen sich daher hervorragend als Signalquelle für elektronische Schaltungen. Bei der Soundkarte handelte es sich um den Typ „Sound Blaster X-Fi Surround 5.1 Pro“ (Creative Technology Ltd., Singapur). Abbildung 2.7 zeigt die Zusammenführung der beiden Signale U_{MS} (Multisinus der Soundkarte) und $U_{100\text{ kHz}}$ zum Einspeis-Signal U_0 , welches in die Dentalbohrerspitzze eingekoppelt wurde. Um die Installation so einfach wie

möglich zu halten, wurde eine USB-Version dieser Soundkarte verwendet. Sie unterstützt USB 2.0, eine D/A-Auflösung von 24 bit und eine Abtastfrequenz von 96 kHz sowie einen im Datenblatt angegebenen Signal-zu-Rausch-Abstand von bis zu 100 dB . Die Soundkarte benötigt keine externe Energieversorgung und wird einzig und allein über den USB 2.0 Port mit Energie versorgt. Über ein manipuliertes Audiokabel konnte nun ein willkürliches Signal in die Schaltung (siehe Kapitel 2.2.1 S.35) eingespeist werden. Das manipulierte Audiokabel hat dazu an einem Ende einen Mini-Klinkenstecker (3.5 mm -Klinkenstecker σ) zum Anschließen an die Audio-Out-Buchse der USB-Soundkarte, und am anderen Ende wurden Signalleitung sowie Masseleitung für das Anlöten an der Schaltung freigelegt und verzinnt. Der Hersteller empfiehlt für eine einwandfreie Ansteuerung mit geringen Verzögerungen verschiedene Maßnahmen im Betriebssystem vorzunehmen:

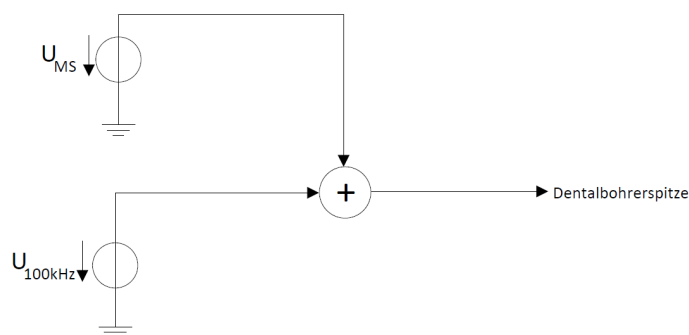


Abbildung 2.7: Zusammenführung des Soundkarten-Multisinus-Signals (U_{MS}) und des 100 kHz -Signals (U_{100kHz})

- Eigener USB-Host für Soundkarte (kann im Gerätemanager von Windows XP® (Microsoft, Redmond, USA) überprüft werden)
- Deaktivieren von Hyper-Threading (Einstellung im BIOS)
- Energieoptionen auf „Höchstleistung“ umstellen (Systemsteuerung des Betriebssystems)
- System-Klänge deaktivieren (Systemsteuerung des Betriebssystems)

Mittels Oszilloskop des Typs *TDS3014B* (Tektronix, Beaverton, USA) wurde die Soundkarte auf ihre maximale Ausgangsspannung überprüft. Für die maximale Ausgangsspannung für verschiedene Test-Multisinussignale ergibt sich ein Wert von $U_{SS} = 3.1\text{ V}$.

Frequenzgenerator

Wie bereits erwähnt, müssen für die Messungen zwei Frequenzbereiche abgedeckt werden - zum einen jener, welcher in Kapitel 2.2.1 S.26 bereits beschrieben wurde ($20\text{ Hz} - 20\text{ kHz}$) sowie jene Frequenz, die benötigt wird, um die Hypothese aus Kapitel 1.3.2 S.17 („Altersunabhängigkeit durch 100 kHz -Messung“) zu prüfen. Ein Frequenzgemisch aus 100 kHz und Multisinus aus dem Audibereich mit einem Gerät zu erzeugen, ist prinzipiell möglich, jedoch für diese Machbarkeitsstudie unwirtschaftlich. Es wurde daher die 100 kHz -Frequenz mittels eines bereits vorhandenen Frequenzgenerators erzeugt und über eine passive Schaltung dem vom PC erzeugten Multisinus-Signal zugeführt (vgl. Abbildung 2.7). Bei dem Frequenzgenerator handelt es sich um den Typ 33120A (Hewlett-Packard, Palo Alto, USA). Dabei ist darauf zu achten, dass die eingestellten Ausgangsspannungen für einen $50\ \Omega$ -Abschluss angegeben sind. Dies war bei diesem Aufbau nicht der Fall, daher ist mit einer doppelten Ausgangsspannung zu rechnen (d.h. $500\text{ mV } U_{SS}$ entspricht tatsächlich $1\text{ V } U_{SS}$).

Abstandssensorik

Um die Messdaten reproduzierbar auswerten zu können, ist es nötig, während der Bohrung kontinuierlich eine Abstandsmessung durchzuführen. Für Abstandsmessungen gibt es in der Prozess- und Fabrikautomatik verschiedene Möglichkeiten:

- Optoelektronische Abstandssensoren
- Ultraschallsensoren
- Induktive Abstandssensoren

In diesem Projekt kam ein berührungsloser, induktiver Abstandssensor zur Anwendung, genauer ein IC18-08-V (Waycon, Taufkirchen, Deutschland). Sein Messbereich liegt von $0 - 8\text{ mm}$, was völlig ausreichte, da eine Bohrtiefe größer als $6 - 7\text{ mm}$ nicht zu erwarten war. In Abbildung 2.8 ist die Spannungs-Abstandskurve des Sensors zu erkennen. Diese wurde aufgenommen, um in der erstellten Software eine korrekte Umrechnung der gemessenen Spannung in den korrekten Abstand zu bewerkstelligen.

Der Abstandssensor arbeitet nach dem Messprinzip der Wirbelstrom-Induktivsensoren. Dabei regt eine Ansteuerungselektronik eine Spule mit hochfrequenten Strömen an,

2 Methoden

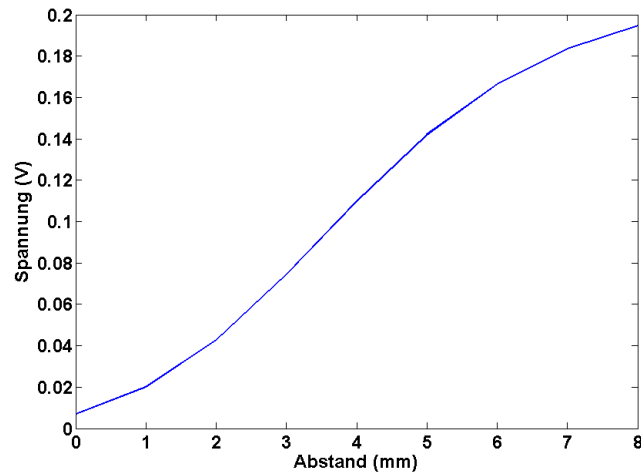


Abbildung 2.8: Kennlinie des Abstandssensors

wodurch ein Magnetfeld erzeugt wird. Dieses Magnetfeld induziert im Objekt, zu dem der Abstand gemessen werden soll, ein elektrisches Feld und damit Wirbelströme. Diese Wirbelströme erzeugen wiederum ein Magnetfeld, welches dem der Spule entgegenwirkt und ihre elektrischen Parameter in Abhängigkeit des Abstandes beeinflusst[17]. Abbildung 2.9 zeigt den prinzipiellen Aufbau eines Wirbelstromsensors. Das dabei gezeigte Target steht in diesem Projekt für den Bohrer. Der Wirbelstromsensor wurde am unbeweglichen Teil des Messplatzes, welcher in Kapitel 2.2.3 ab S.43 beschrieben wird, mittels einer zusätzlichen L-Platte aus Aluminium montiert. Das Target war am beweglichen Teil des Messplatzes montiert, womit eine Distanzmessung gewährleistet wurde.

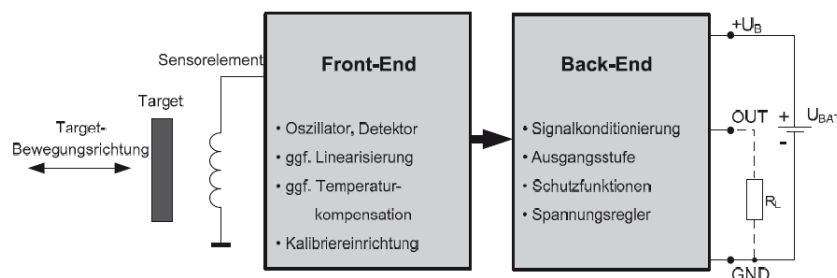


Abbildung 2.9: Blockschaltbild eines induktiven Abstandssensors [17]

Hallsensorik

Um stets die gewählten Umdrehungen pro Minute während des Bohrvorgangs mit verfolgen zu können bzw. u.U. diese Daten für andere Auswertung zu verwenden, wurde diese Information auch aufgenommen. Um dieses Signal zu messen, bedient man sich des Halleffekts. Der Halleffekt wird in Abbildung 2.10 erklärt. Dabei wird eine leitende Platte von einem Strom I_x in x-Richtung des gedachten, kartesischen Koordinatensystems durchflossen. Wirkt nun ein Magnetfeld B_z senkrecht auf die Stromflussrichtung, kommt es auf Grund der Lorentzkraft (siehe Formel 2.1) zur Ladungsträgerverschiebung in der leitenden Platte, wobei es an der linken Plattenseite zum Elektronenüberschuss und an der rechten Plattenseite zum Elektronenmangel kommt - es entsteht die Potentialdifferenz bzw. Hallspannung U_H [17]. Im Projekt-aufbau wurde die leitende Platte mit einem Halbleiterelement des Typs A1120EUA-T (Allegro MicroSystems, Massachusetts, USA) ersetzt. Dabei handelt es sich um einen kurzschlussfesten Hallsensor mit einer Versorgungsspannung von 3-24 V.

$$|\vec{F}_L| = |q| |\vec{v}_x| |\vec{B}_z| \sin\alpha \quad (2.1)$$

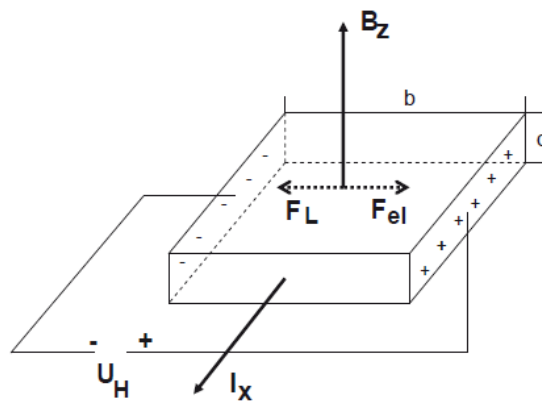


Abbildung 2.10: Prinzipzeichnung des Halleffekts [17]

A/D-Wandler g.USBamp

Wie bereits des Öfteren erwähnt, spielt die synchrone Aufnahme aller benötigten Daten eine entscheidende Rolle bei dieser Machbarkeitsstudie. Neben dem Rohsignal des Multisinus und dem ausgekoppelten Signal aus dem Bohrstand mussten gleichzeitig

die Daten des Abstandssensors, des Hallsensors, des Schaltrelais (mehr dazu in Kapitel 2.2.1 S.35) sowie die Messwerte der 100 kHz-Messung (Betrag und Phase) aufgenommen werden. Es wurde daher ein Analog-Digital (AD)-Wandler benötigt, der einerseits das Shannonsche Abtasttheorem erfüllt, um bis in den 10 kHz-Frequenzbereich messen zu können, und dazu noch genügend Kanäle für die Rohdatenaufnahme zur Verfügung stellt. Die Wahl fiel auf das Gerät g.USBamp (g.tec medical engineering GmbH, Schiedlberg, Österreich), welches 16 Kanäle (Gruppe zu je vier Kanälen pro unabhängiger Masse) besitzt und eine Auflösung von 24 bit bei einem Messbereich von $\pm 250 \text{ mV}$ bietet. Die Frontansicht dieses Geräts ist in Abbildung 2.11 ersichtlich. Dabei ist die maximale Abtastfrequenz 38.4 kHz, womit auch das Abtasttheorem für alle Messkanäle erfüllt ist. Die kleinstmögliche auflösbare Spannung errechnet sich durch folgende Gleichung.

$$U_{LSB} = \frac{\text{Dynamikbereich}}{2^{\text{Auflösung}} - 1} \quad (2.2)$$



Abbildung 2.11: Vorderseite des g.USBamp mit allen Buchsen und Leuchtdioden [18]

Dabei beträgt der Dynamikbereich 500 mV ($\Delta U = +250 \text{ mV} - (-250 \text{ mV})$) und die Auflösung, wie bereits erwähnt, 24 bit.

$$U_{LSB} = \frac{500 \text{ mV}}{2^{24} - 1} \approx 30 \text{ nV} \quad (2.3)$$

In Tabelle 2.3 sind die Signalquellen und ihre Spannungsbereiche angeführt. Daraus ist ersichtlich, dass für den Dynamikbereich des A/D-Wandlers die Spannungen aller Signalquellen (ausgenommen die Messbereichsumschaltung) für den jeweiligen Kanal durch einen dementsprechend dimensionierten Spannungsteiler herunter geteilt werden mussten.

2 Methoden

Signalquelle	max. auftretende Spannung
	<i>Volt</i>
Hallsensor	± 15
Abstandssensor	± 15
Soundkartenreferenz	± 1.55
Bohrstandverstärker-Ausgang	± 15
Betrag bei 100 kHz (DAC1)	± 10
Phase bei 100 kHz (DAC2)	± 10
Messbereichsumschaltung	± 0.2

Tabelle 2.3: Maximal zu erwartende Spannungen je Signalquelle

Bei einer gewählten Abtastrate von 38.4 kHz und unter Verwendung von 6 Kanälen müssen pro Sekunde 230400 Messwerte auf die Festplatte gespeichert werden. Daher ist einerseits USB 2.0 Voraussetzung für die konsistente Datenaufnahme sowie die Verwendung eines Enhanced Host Controller Interface (EHCI), um die größtmögliche Bandbreite des USB-Ports ausnützen zu können. Außerdem muss darauf geachtet werden, dass die verwendete Festplatte und ihr Controller nicht zum Flaschenhals werden. In Tabelle 2.3 sind sieben Signalquellen aufgeführt. Um das Datenaufkommen auf ein Minimum zu reduzieren, wurden die Kanäle für Messbereichsumschaltung und Hallsensor mittels einer Additionsschaltung zusammengelegt. Dadurch kommt es zu einer Kanalbelegung, wie sie in Tabelle 2.4 definiert ist.

Kanal	Belegung
ADC1	Verstärker-Ausgang
ADC2	Soundkartenreferenz
ADC3	Hallsensor und Messbereichsumschaltung
ADC4	Abstandssensor
ADC5	Betrag bei 100 kHz
ADC6	Phase bei 100 kHz

Tabelle 2.4: Belegung der zur Verfügung stehende Wandler-Kanäle

Lock-In-Verstärker

Abschnitt 1.3.2 (S. 17) „Altersunabhängigkeit durch 100 kHz-Messung“ verlangt nach einer Betrags- und Phasenmessung bei einer Frequenz von 100 kHz. Mit dem verwendeten A/D-Wandler ist dies jedoch nicht erfüllbar. Wie im vorhergehenden Kapitel bereits erwähnt, besitzt der g.USBamp A/D-Wandler eine maximale Abtastfrequenz von 38.4 kHz für jeden zur Verfügung stehenden Kanal. Nach dem Shannonschen Abtasttheorem (siehe Gleichung 2.4) ist somit eine maximale Frequenz f_{max} von 19.7 kHz messbar. Daher musste für die 100 kHz-Messung eine eigene Lösung gefunden werden.

$$f_{sampling} > 2f_{max} \quad (2.4)$$

Die Signalquelle für diese Messung wurde bereits beschrieben. Die Signalauswertung erfolgte durch einen sogenannten Lock-In-Verstärker. Sein Funktionsprinzip soll in den folgenden Zeilen näher erläutert werden. Der Zweck eines Lock-In-Verstärkers ist für gewöhnlich, schwache Sinussignale aus starkem Rauschen heraus zu filtern.

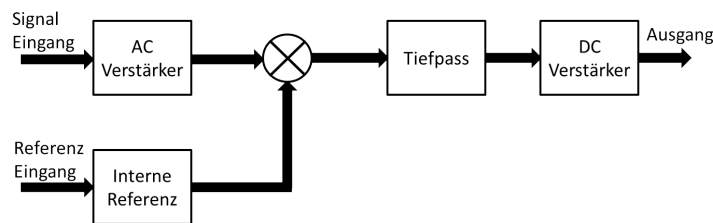


Abbildung 2.12: Blockschaltbild eines Lock-In-Verstärkers [19]

Abbildung 2.12 stellt das Blockschaltbild eines Lock-In-Verstärkers dar. Dabei ist das eigentliche Herzstück des Lock-In-Verstärkers der Multiplizierer. Man betrachte zunächst ein reines Sinussignal mit der Amplitude U_{sig} , der Frequenz f_{sig} und der Phasenverschiebung ϕ_{sig} :

$$u_{sig}(t) = U_{sig} * \sin(2\pi f_{sig}t + \phi_{sig}) \quad (2.5)$$

Weiters soll ein Referenzsignal betrachtet werden mit der Amplitude $U_{ref} = 1 V$ und der Frequenz f_{ref} :

$$u_{ref}(t) = U_{ref} * \sin(2\pi f_{ref}t) = \sin(2\pi f_{ref}t) \quad (2.6)$$

Durch die Tatsache, dass

$$\sin(x)\sin(y) = \frac{1}{2}(\cos(x - y) - \cos(x + y)) \quad (2.7)$$

ergibt, erhält man durch die Multiplikation von $u_{sig}(t)$ und $u_{ref}(t)$ folgende Gleichung:

$$u_{sig}(t)u_{ref}(t) = \frac{U_{sig}}{2}(\cos(2\pi t(f_{sig} - f_{ref}) + \phi) - \cos(2\pi t(f_{sig} + f_{ref}) + \phi)) \quad (2.8)$$

Setzt man nun f_{sig} gleich f_{ref} erhält man einen Gleichanteil ($\frac{U_{sig}}{2}\cos(0 + \phi)$) sowie einen Teil, der bei der doppelten Signalfrequenz schwingt ($\frac{U_{sig}}{2}(\cos(2\pi t(2f_{sig}) + \phi))$). Nun bekommt man ein Signal, das proportional zur Phase zwischen f_{sig} und f_{ref} ist. Alle anderen Signale (insbesondere das Rauschen) sind jetzt durch ein Tiefpassfilter ausblendbar und werden somit nicht mehr mitgemessen[19]. Das dem Block „Interne Referenz“ zugeführte Signal wird bei dem hier verwendeten Lock-In Verstärker 5610B/A (NF Circuit Design Block Co. LTD., Tsunashima Higashi, Japan) in ein Rechtecksignal konvertiert.

Der schematische Messaufbau für die 100 kHz-Messung ist in Abb. 2.13 ersichtlich. Dabei wurde das Signal mit der Signalfrequenz von 100 kHz aus dem Frequenzgenerator (blau) einerseits über ein geschirmtes Koaxial-Kabel (schwarz, Typ RG316/U mit BNC-Steckern) dem Lock-In-Verstärker (grün) als Referenz zur Verfügung gestellt und andererseits in das zu messende System eingekoppelt. Um nun das Signal messen zu können, musste es dem Lock-In-Verstärker wieder zugeführt werden. Die nun ermittelten Daten können über einen analogen Ausgang dem A/D-Wandler übermittelt werden. Dabei entspricht $DAC1$ dem Betrag und $DAC2$ der Phase ($\pm 10 V$ entsprechen $\pm 180^\circ$ - Genaueres zur Auswertung ist im Software-Kapitel ab Seite 45 nachzulesen).

2 Methoden

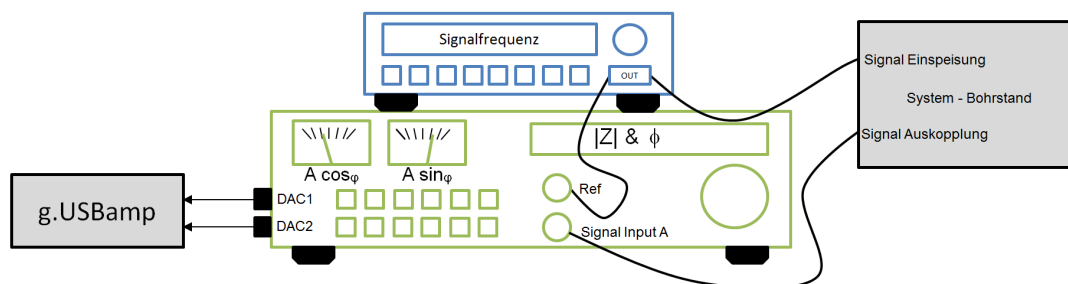


Abbildung 2.13: Prinzip der 100 kHz-Messung am Bohrstand

Messschaltung

In den folgenden Abschnitten sollen die Hauptbestandteile der Messschaltung beschrieben werden. Dazu gehören neben dem Impedanzwandler und Transimpedanzwandler auch die Messbereichsumschaltung sowie das Erzeugen der Versorgungsspannungen ($\pm 15\text{ V}$).

Impedanzwandler Abbildung 2.14 zeigt einen Impedanzwandler, welcher als Puffer verwendet wurde. Er sichert eine geringe Belastung der Soundkarte und eine konstante Spannung am Ausgang. Als OPV wurde ein LM258 (Texas Instruments Inc., Dallas, USA) Baustein verwendet. Sein Anwendungsbereich ist genau für solche Basis-Applikationen ausgelegt und sein Versorgungsspannungsbereich liegt bei den geforderten $\pm 15\text{ V}$, um einen einheitlichen Versorgungsspannungsbereich für alle Schaltungskomponenten zu erzeugen. Außerdem besitzt der Baustein zwei integrierte OPVs. Der zweite OPV wurde für die Messbereichsumschaltung benötigt. Am Eingang des Impedanzwandlers wurde eine AC-Kopplung durchgeführt. Diese wird durch den passiven Hochpass, bestehend aus C_{AC} und R_{AC} , bewerkstelligt. Seine Aufgabe besteht darin, den möglichen DC-Offset bzw. Gleichanteil aus dem Soundkarten-Signal herauszufiltern, um ein DC-bereinigtes Signal dem Bohrer einspeisen zu können. Als Bauteilwerte für die Ankopplung wird $C_{AC} = 1\ \mu\text{F}$ gewählt und $R_{AC} = 1\ \text{M}\Omega$, womit sich aus Gleichung 2.9 eine Grenzfrequenz von $f_G = 160\ \text{mHz}$ errechnet.

$$f_G = \frac{1}{2\pi R_{AC} C_{AC}} \quad (2.9)$$

Wie in Kapitel 2.2.1 (S. 30 „A/D-Wandler g.USBamp“) erwähnt, ist es nötig, alle Signale, wie eben auch das Soundkarten-Signal, auf Grund ihres zu großen Spannungsbereiches

2 Methoden

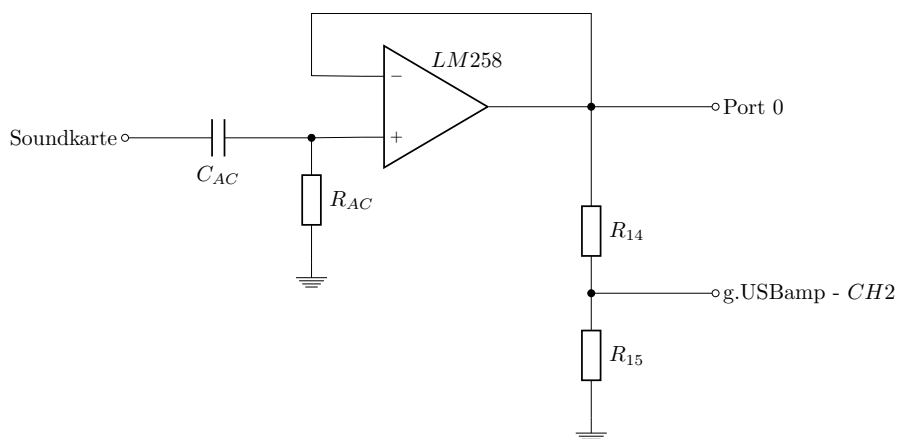


Abbildung 2.14: Impedanzwandler für Bohrereinspeisung

für den A/D-Wandler herab zu teilen. In diesem Fall übernehmen diese Aufgabe die Widerstände $R_{14} = 13\text{ k}\Omega$ und $R_{15} = 2\text{ k}\Omega$. Diese beiden Widerstände werden für die exakte Umrechnung auf den Ursprungswert (in der Software) mit einer sehr geringen Toleranz von 1 % gewählt. Das verkleinerte Signal ist auf Kanal 2 des A/D-Wandlers zu finden. Port 0 stellt den Anschluss zum Bohrer dar, welcher über ein geschirmtes Koaxial-Kabel (RG316/U) erfolgt.

Transimpedanzwandler Bei der Schaltung in Abbildung 2.15 handelt es sich um einen Strom-Spannungswandler, auch Transimpedanzverstärker genannt. In diesem Fall wurde die Schaltung mittels des Bausteins *AD797* (Analog Devices Inc., Massachusetts, USA) realisiert, welcher sich einerseits auf Grund seines Versorgungsspannungsbereiches und andererseits wegen seiner geringen Eingangsräuschspannungsdichte ($0,9\text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$) bestens für diese Aufgabe eignet.

Ein am Eingang eingespeister Strom I_E (Port 1) erzeugt am Ausgang eine proportionale Spannung U_A (Port 2). In diesem Fall wurde der Strom I_E durch das Signalgemisch (Multisinus und 100 kHz -Signal $\rightarrow U_0$) und der zu vermessenden Zahnimpedanz Z_{Zahn} erzeugt. U_A kann durch folgende Gleichung 2.10 beschrieben werden.

$$U_A = -R_{FB} * I_E \quad (2.10)$$

Für diese Projekt ist jedoch die Zahnimpedanz Z_{Zahn} von Interesse und kann durch Umformen der Gleichung 2.10 und Anwendung des Ohm'schen Gesetzes auf I_E wie

2 Methoden

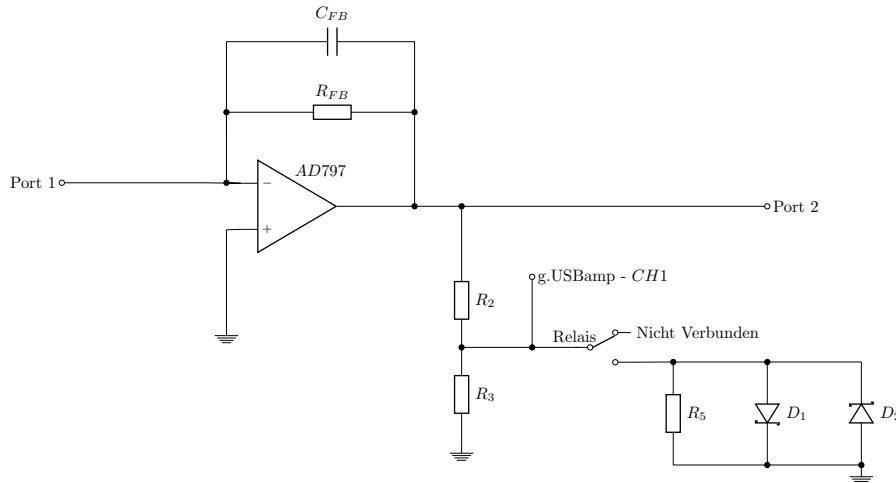


Abbildung 2.15: Transimpedanzwandler für die Strommessung

in Gleichung 2.11 berechnet werden.

$$Z_{Zahn} = -\frac{U_0 R_{FB}}{U_A} \quad (2.11)$$

Der Gegenkopplungswiderstand R_{FB} hat $1\text{ k}\Omega$. Der Stabilisationskondensator C_{FB} ist mit 15 pF gewählt und dient laut Datenblatt des AD797 der Vermeidung von Stabilitätsproblemen. Wie bereits erwähnt, muss auch hier wieder die Ausgangsspannung des OPVs dem A/D-Wandler zugeführt werden. Dies geschah wiederum mittels Spannungsteiler ($R_3 = 3.9\text{ k}\Omega$, $R_4 = 2\text{ k}\Omega$, $R_5 = 130\text{ }\Omega$). Man betrachte dazu folgende Gleichung:

$$U_A = -\frac{U_0 R_{FB}}{Z_{Zahn}} \quad (2.12)$$

Wie in der Literaturrecherche erwähnt, ist mit einer Näherung zur Zahnpulpa auch mit einer Verringerung der Zahnimpedanz zu rechnen. Dies bedeutet nun in Verbindung mit Gleichung 2.12, dass mit sinkender Zahnimpedanz die Spannung am Ausgang des Transimpedanzverstärkers steigt. Kommt es bei einer Bohrung zum Pulpa-Durchbruch, misst man nur noch die Impedanz der physiologischen Kochsalzlösung ($|Z_{NaCl}| \approx 800 - 1000\text{ }\Omega$). Bei einer Spannung von $U_0 = 3.1\text{ V } U_{SS}$ ist im schlechtesten Fall ($|Z_{Zahn}| \approx |Z_{NaCl}| \approx 800 - 1000\text{ }\Omega$) mit einer Ausgangsspannung von $U_A \approx 4\text{ V } U_{SS}$ zu rechnen. Bei $|Z_{Zahn}| \approx 10\text{ M}\Omega$ (zu Beginn der Bohrung) sinkt die Ausgangsspannung auf $U_A = 310\text{ }\mu\text{V}$. Es galt daher sicherzustellen, einerseits den Messbereich des A/D-Wandlers mit der maximalen Auflösung auszunutzen und andererseits den Eingang des g.USBamps entsprechend zu schützen. Dazu wurde eine

Messbereichsumschaltung eingeführt, welche im nächsten Abschnitt näher beschrieben wird.

Messbereichsumschaltung In Abbildung 2.16 ist der Schaltplan für die Messbereichsumschaltung erkennbar. Das vom Transimpedanzwandler kommende Signal (Port2) wird mittels Schottky-Diode D_3 und den Komponenten C_1 sowie R_6 gleich gerichtet (Spitzenwert-Detektor) und geglättet. Mittels der Komparatorschaltung, welche mit dem zweiten zur Verfügung stehenden Operationsverstärkers des *LM258* Bausteins realisiert wird, kann die am nicht invertierenden Eingang eingestellte Spannung mit jener am invertierenden Eingang verglichen werden. Überschreitet die Spannung des invertierenden Eingangs jene des nicht invertierenden Eingangs, kommt es am Ausgang des OPVs zu einer Annäherung zur negativen Versorgungsspannung, womit das Relais zwei Widerstände hinzu schaltet. Es wird R_9 in Abbildung 2.16 und R_5 in Abbildung 2.15 S.37 hinzu geschaltet, um eine Anpassung des Spannungsteilers zu erreichen. R_9 dient zur Einstellung der Hysterese des Komparators.

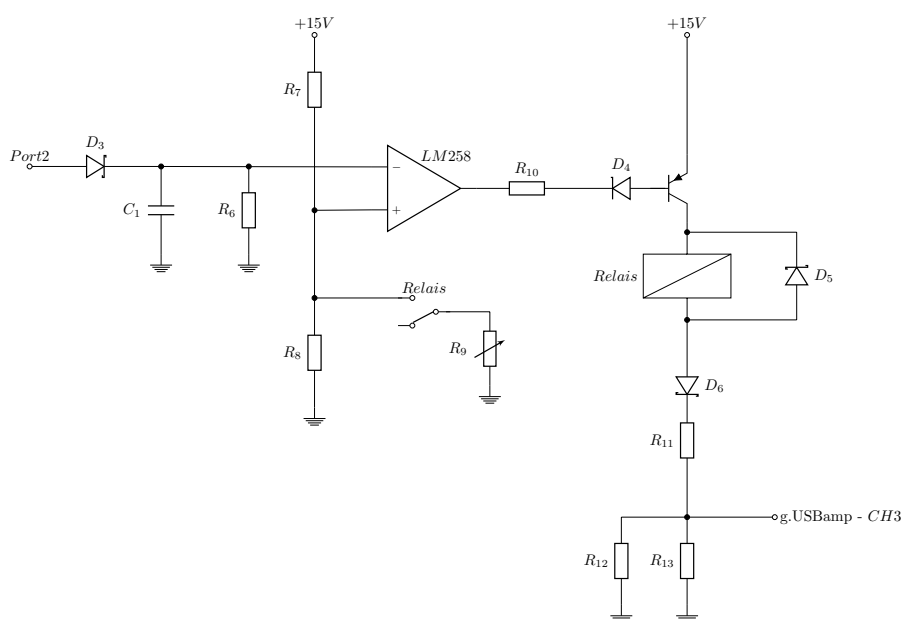


Abbildung 2.16: Schaltplan der realisierten Messbereichsumschaltung

Spannungsversorgung Abbildung 2.17 zeigt die Erzeugung der positiven sowie der negativen Versorgungsspannung. Für die positive Versorgungsspannung wurde der

Baustein *LM7815* (Fairchild Semiconductor International Inc., San Jose, USA) verwendet, wobei die letzten zwei Stellen der Typenbezeichnung die Ausgangsspannung in Volt deklarieren. Der kurzschlussfeste Spannungsregler liefert einen Ausgangsstrom von bis zu einem Ampere. Die Beschaltung erfolgt strikt nach Datenblatt, in dem $C_{in} = 300\text{ nF}$ und $C_{out} = 100\text{ nF}$ gesetzt werden. Die negative Versorgungsspannung wurde mit dem Baustein *L7915AC* (STMicroelectronics N.V., Genf, Schweiz) erzeugt. Bis auf den Ausgangsstrom von maximal $1,5\text{ A}$ und die umgekehrte Polarität unterscheidet er sich kaum von seinem positiven Pendant. Die Dioden D_7 und D_8 sowie D_{10} und D_{11} dienen dem Verpolungsschutz. Die Spannungsregler dienen im Laborbetrieb allgemein nur dem Überspannungsschutz, da sie mit einem DC-Netzteil des Typs *DF1731SB* (WJG, Braunschweig, Deutschland) versorgt werden. Die DC-Netzteile werden dabei im Folger-Modus betrieben, d.h. die negative Spannung folgt immer der positiven Spannung.

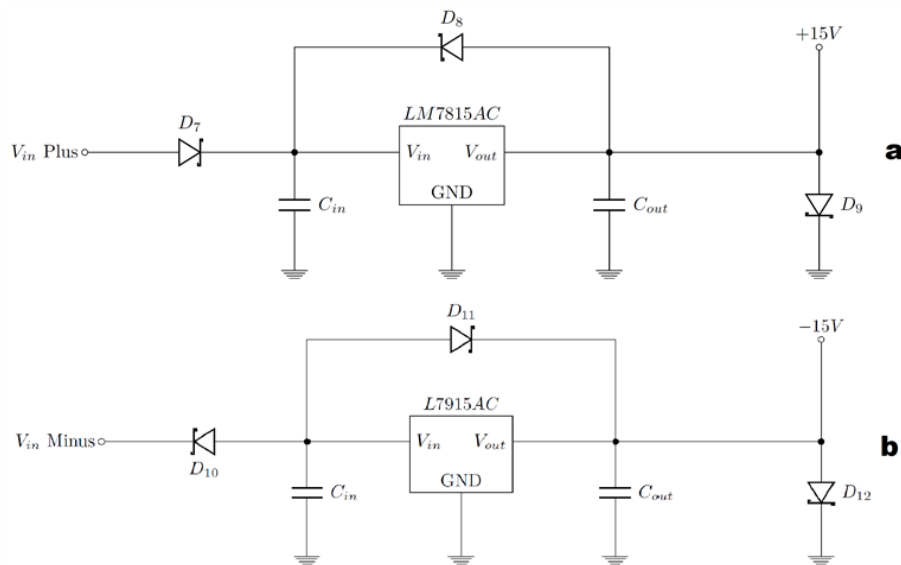


Abbildung 2.17: Aufbau der Energieversorgung der Messschaltung a.) Positive Versorgungsspannung
b.) Negative Versorgungsspannung

2.2.2 Kühlung

Bei Bohrdrehzahlen, die bei 15000 U/min liegen, ist es nötig, die Dentalbohrerspitze kontinuierlich zu kühlen, da es sonst einerseits zur Überhitzung des Dentalbohrereinsatzes und andererseits zu Verbrennungen des Zahngewebes während der Bohrung

kommen kann. Das für die Bohrung eingesetzte Dentalbohrer-Handstück EM-E6, bei dem die Möglichkeit besteht, elektrische Signale in den Bohrer einzuspeisen, besitzt keine eigene Wasserkühlung. Daher wurde mittels einem kühlfähigen Handstück, dem Modell TA-97-C, eine externe Kühlung realisiert, welche im nächsten Abschnitt „pneumohydraulischer Plan“ näher erklärt wird. Die verwendeten Schaltzeichen werden in Tabelle 2.5 näher beschrieben. Abbildung 2.18a zeigt den Bohrplatzaufbau inklusive externer Kühlung. Dabei ist (1) das Signaleinkoppel-Handstück EM-E6. (2) ist das kühlfähige Handstück TA-97-C. Bei (3) handelt es sich um die Zahnhalterung mit der grün-markierten Fraktalelektrode. Die Zahl (4) zeigt den hellblauen Kühlflüssigkeits-sprühnebel. Die Messinstrumente für Betrag und Phase sind mit der Zahl (5) markiert. Um die Auswirkungen der Kühlung bzw. der Kühlflüssigkeit auf die Impedanzmessung bestimmen zu können, wurden zwei Messungen durchgeführt. Die Messung für das Szenario „kein Kontakt zwischen Bohrerspitze und Zahn“ ist in Abbildung 2.18b ersichtlich. $R_{S\text{pray}}$ und $C_{S\text{pray}}$ charakterisieren dabei den Kühlflüssigkeitsnebel, welcher aus dem Handstück TA-97-C austritt. Die Messung für das Szenario „Kontakt zwischen Bohrerspitze und Zahn“ ist in Abbildung 2.18c ersichtlich. R_{Shunt} und C_{para} stellen dabei die parasitären Größen dar, R_{Dentin} steht für die Zahnimpedanz.

2 Methoden

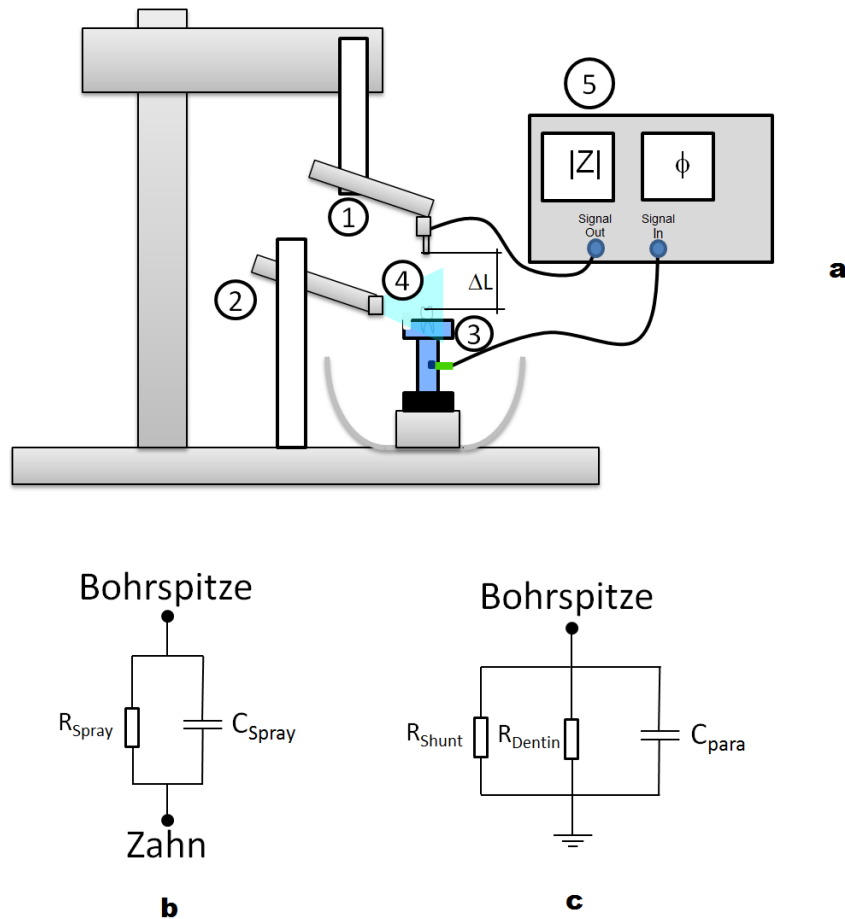


Abbildung 2.18: a.) Schematischer Aufbau für die Messung der parasitären Größen b.) Ersatzschaltbild für die Messung „kein Zahnkontakt“ c.) Ersatzschaltbild für die Messung „Zahnkontakt“

Pneumohydraulischer Plan

Abbildung 2.19 zeigt den Aufbau des Kühlsystems. Zum besseren Verständnis der Schaltung sind Wasser führende Leitungen mit Strichlinien eingezeichnet und Luft führende Leitungen mit Volllinien eingezeichnet. Mittels des Kompressors Herkules 200/10/24 (ABAC, Bicester, Großbritannien) wird ein Luftdruck von 7 bar erzeugt. Dieser wird anschließend auf 1 bar, 2,5 bar und 5 bar durch die Druckbegrenzungsventile reduziert. Der Luftdruck von 5 bar dient der Luftzufuhr für das Handstück. Die 2,5 bar werden zum Betrieb der Membranpumpe TR9 (tapflo GmbH, Linz, Österreich) benötigt. Sie pumpt destilliertes Wasser zum Turbinenprüfgerät, welches das unter Druck stehende Wasser zum Handstück weiterleitet. Auf Grund der Funktionsweise

2 Methoden

Schaltzeichen	Beschreibung
	Kompressor
	Druckbegrenzungsventil
	Behälter
	Druckmessgerät (pneumatisch oder hydraulisch)

Tabelle 2.5: Diese Tabelle zeigt die pneumatischen/hydraulischen Schaltzeichen welche für dieses Kapitel benötigt werden

von Membranpumpen oszilliert der Druck annähernd in Form einer Sinusschwingung. Um diese starke Pulsation entfernen zu können, war es nötig, zwischen Membranpumpe und Turbinenprüfgerät ein hydraulisches Tiefpassfilter PD9 (tapflo GmbH, Linz, Österreich) zu schalten. Zur korrekten Funktionsweise benötigt dieses einen Druck von ca. 1 bar. Die Online-Drucküberwachung der Wasserleitung erfolgte mit einer Kombination aus elektronischem Drucksensor 40PC100 (Honeywell International Inc., New Jersey, USA) und dem Oszilloskop *TDS3014B*. Zur korrekten Platzierung und Ausrichtung des Handstücks wurde es in ein System aus Stativ, Doppelmuffe und Klemme eingespannt.

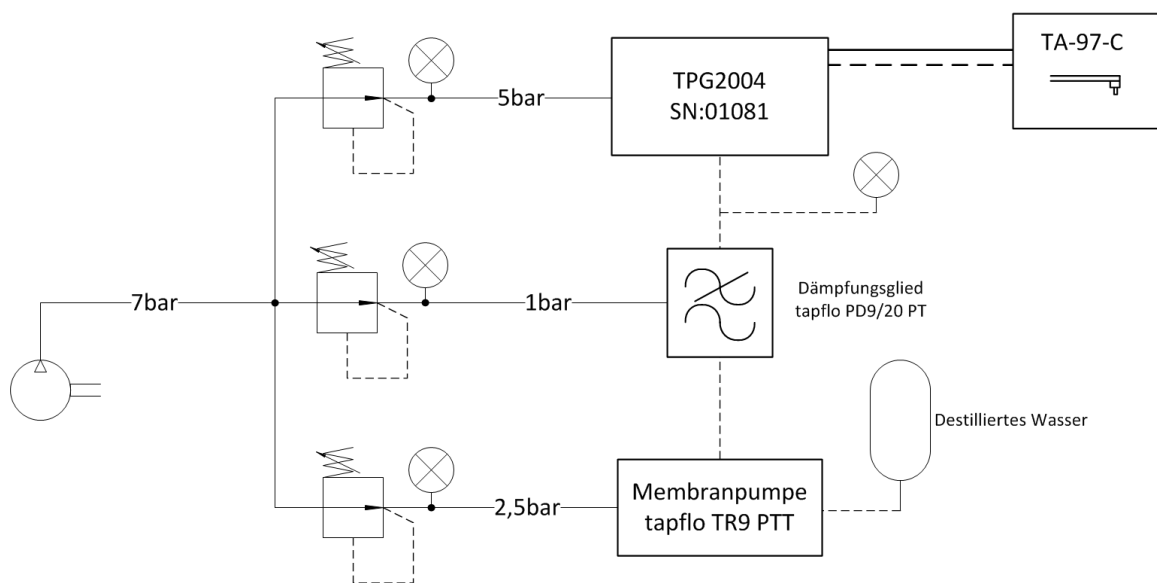


Abbildung 2.19: Schaltplan der pneumatischen und hydraulischen Komponenten zur Versorgung des Kühlhandstücks

2.2.3 Mechanik

Als Grundlage für den Messplatz wird der von DI Pruckner in [20] verwendete mechanische Aufbau einer Höhenmessvorrichtung modifiziert. Die Höhenänderung in z-Richtung ist dabei händisch durch eine Kurbel durchführbar. Die kleinstmögliche Auflösung dabei beträgt 0,05 mm. Mechanisch wurde der besagte Aufbau dahingehend verändert, dass, wie in Abbildung 2.20b gezeigt, eine Halterung aus Kunststoff für das

Handstück gefertigt wurde sowie ein Auffangbehältnis für das während der Bohrung entstehende Kühlwasser-Zahnabrieb-Gemisch.

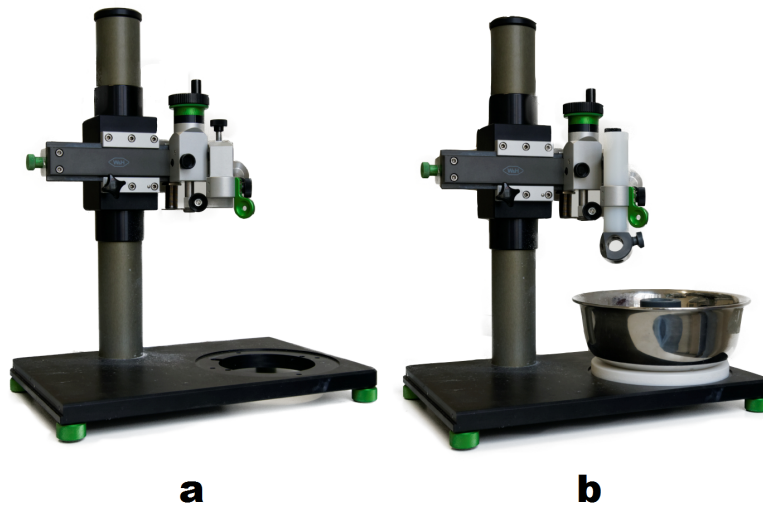


Abbildung 2.20: a.) Grundaufbau wie von [20] übernommen b.) Zusätzliche Anbringung der Halterung und Auffangwanne

Auffangwanne

Wie man an der Auffangwanne in Abbildung 2.21 sieht, ist darin die Zahnhalterung fest integriert. Abbildung 2.21b soll dabei schematisch den Aufbau dieser darstellen. Der blau gefärbte Bereich soll auf die Füllung mit physiologischer Kochsalzlösung hinweisen. Darin eingebettet ist die Fraktalelektrode, welche mit der Kalibrierbox verbunden ist. Bei der Fraktalelektrode handelt es sich um eine Titannitrid-Elektrode, welche sich durch ihr hervorragendes Übertragungsverhalten über den benötigten Frequenzbereich auszeichnet [21]. Die Kalibrierbox dient der Kalibrierung des Systems, sowohl im Frequenzbereich des Multisinus als auch bei 100kHz . Dabei wird der Schalter der Box auf „Cal.“ gestellt, womit in Folge ein Widerstand R_{calib} zwischen Bohrerspitze - mittels Klemme - und Messverstärker geschaltet wird. Näheres zum Kalibriervorgang wird im Kapitel 2.3 ab S.56 erklärt.

2 Methoden

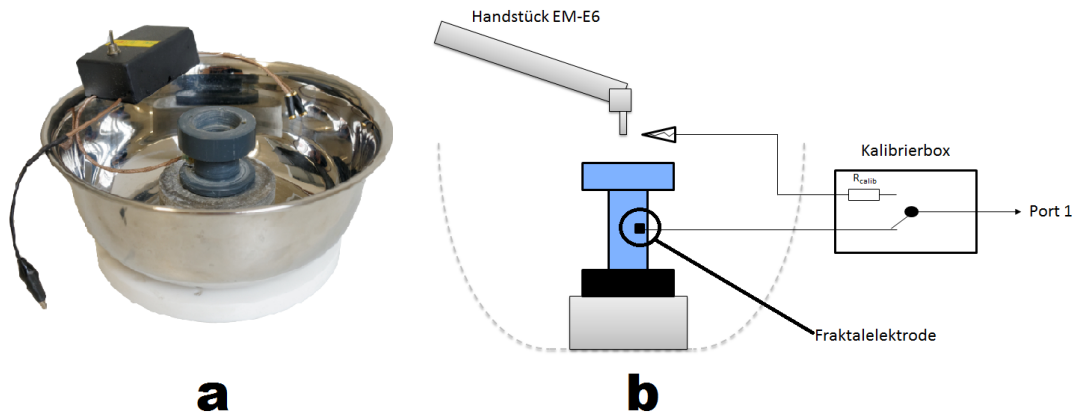


Abbildung 2.21: a.) Realer Aufbau der Auffangwanne b.) Schematische Darstellung der Komponenten

2.3 Software

Bei einem gesteckten Ziel, rund 30 Zähne zu vermessen, ist mit einem immensen Datenaufkommen zu rechnen. Einerseits entsteht dieses Aufkommen, wie im vorhergehenden Kapitel erwähnt, durch die Messdaten des A/D-Wandlers und andererseits durch die nötige Aufnahme von Metadaten (Zahnzahl, Patientenalter, Zahn-ID...), um eine reproduzierbare Auswertung sicherstellen zu können. Somit wird eine GUI in Matlab® (The MathWorks, Inc., Natick, USA) erstellt, welches folgende Punkte übernehmen soll:

- Aufnahme der Metadaten
- Erleichterung der Datenverwaltung
 - Automatisches Speichern der Daten
 - Öffnen der Daten
- Erleichterung der Kalibrierung
- Interaktion mit Simulink® (The MathWorks, Inc., Natick, USA)
- Schnellüberblick der Signalverarbeitungsergebnisse
- Einstellung von Signalart, Signalfrequenz und Signalverarbeitungsparametern

Abbildung 2.22 zeigt den generellen Aufbau der GUI. Durch Aufruf des Befehls „guide“ in der Matlab-Kommandozeile kann ein Programm zur Erstellung von Matlab-GUI's aufgerufen werden. Dieses ermöglicht sowohl die Erstellung des Software-Frames (*.m-File mit sämtlichen benötigten Funktionen) als auch die visuelle Platzierung der

2 Methoden

GUI-Komponenten wie z.B. Textfeld, Drop-Down-Menü, Plotbereiche (*.fig-File für Darstellung nach Fertigstellung). Bei Programmstart werden bereits grundlegende Befehle für die Funktion der GUI ausgeführt sowie notwendige Variablen in den Workspace von Matlab geschrieben. Außerdem sei hier gesagt, dass die GUI Teil des Master-Praktikums ist und hier nur zum Teil auf den der GUI zugrundeliegenden Quellcode eingegangen wird.

2 Methoden

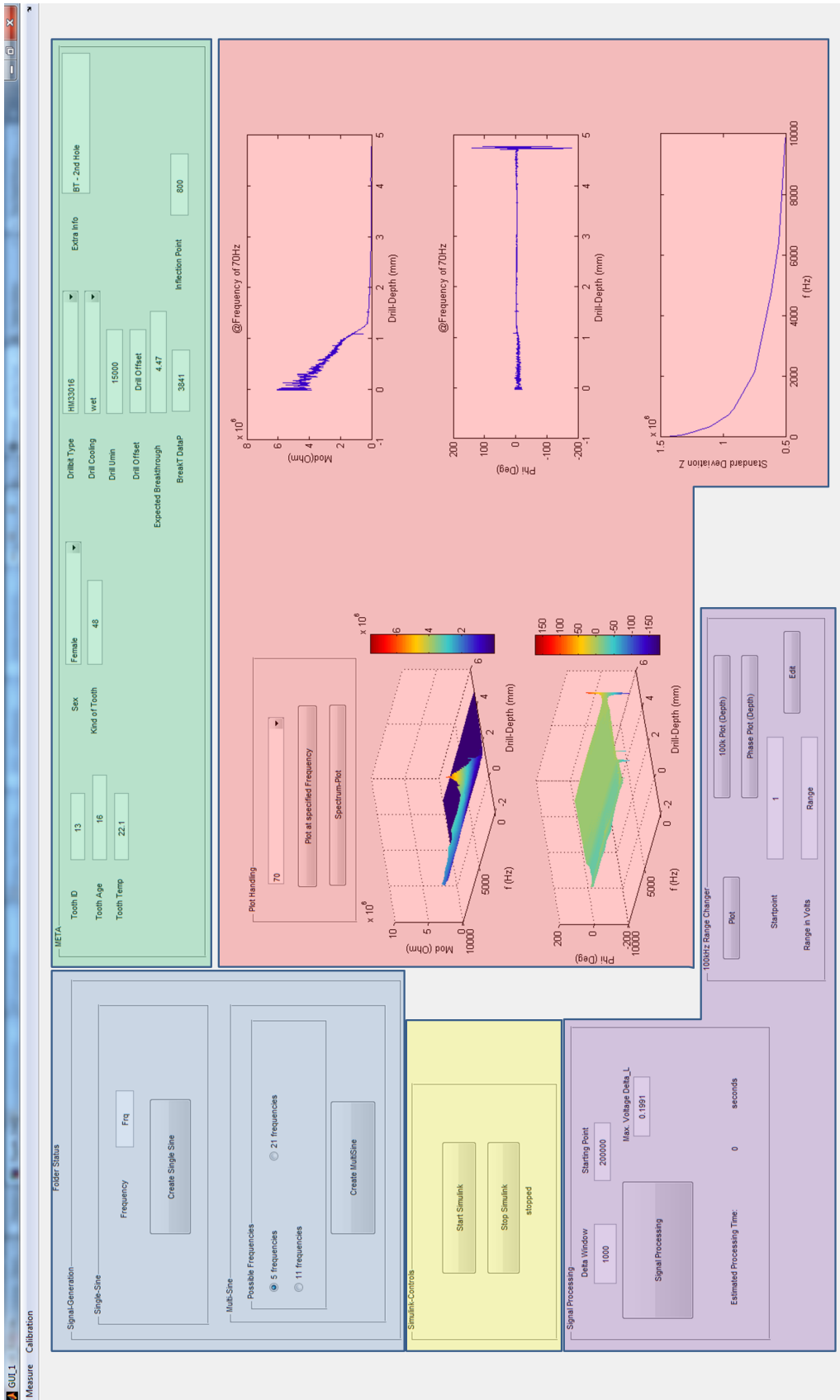


Abbildung 2.22: Platzierung der Bedien- und Darstellungselemente der Versuchs-GUI

Der blau markierte Bereich in Abbildung 2.22 stellt den Signalparameterbereich dar. Meta-Daten können im grün markierten Sektor eingetragen werden. Darstellung diverser Mess- bzw. Postprocessingergebnisse werden im roten Areal dargestellt. Gelb zeigt die Simulink-Interaktionsumgebung. In der purpurnen Eingrenzung können Signalverarbeitungsparameter manipuliert werden. Die folgenden Unterkapitel sollen die jeweiligen Funktionszonen näher erläutern.

Signalparameter

Der blaue Bereich dient der Erstellung des Ausgangssignals für die Soundkarte. Dabei stehen zwei Möglichkeiten zur Auswahl.

- Single-Sine
- Multi-Sine

Single-Sine Mittels dieser Option ist es möglich, einen einzelfrequenten Sinus zu erstellen. Die Amplitude des generierten Sinus wird dabei immer auf den größtmöglichen Wert gesetzt. Zu Programmstart wird neben dem Feld „Frequency“ ein Eingabefeld mit den Buchstaben „Frq“ dargestellt. Um einen Sinus mit gewünschter Frequenz zu generieren, wird in das Eingabefeld eine Zahl zwischen 20-20000 (Hz) eingetragen. Anschließend muss der Button „Create Single Sine“ geklickt werden. Dies führt im Hintergrund zur Generierung eines Signalvektors im Programm-Workspace, auf den auch das Simulink-Modell zugreifen kann.

Multi-Sine Um die zu vermessenden Zähne auf ihr Frequenzverhalten zu überprüfen, bedient man sich des Bode-Diagramms. Dabei werden Betrag und Phase über einen definierten Frequenzbereich dargestellt. Prinzipiell stehen zwei Möglichkeiten zur Verfügung, Systeme auf ihr Frequenzverhalten zu überprüfen. Dazu zählt zum einen der Frequenz-Sweep und zum anderen die Verwendung eines Multisinus-Signals. Beim Frequenz-Sweep wird die Frequenz eines Signals bei gleichbleibender Amplitude in definierten Zeitabständen geändert. Dies hat zur Folge, dass die Messung mit einem relativ hohen Zeitaufwand verbunden ist und dass es für die Messung während des

Bohrvorgangs nicht geeignet ist. Es wird daher das Prinzip des Multisinus-Signals verwendet, um die benötigten Daten bei verschiedenen Frequenzen zu erhalten. Bei einem Multisinus-Signal handelt es sich um die Überlagerung von mehreren Sinussignalen unterschiedlicher Frequenzen. Der Abstand zwischen den Frequenzen ist im Falle dieses Projektes quasi-logarithmisch. Ein Qualitätskriterium für Multisinus-Signale ist der Crest-Faktor. Der Crest-Faktor ist wie in Gleichung 2.13 definiert.

$$C_F = \frac{\text{Spitzenwert}}{\text{Effektivwert}} = \frac{\hat{U}}{U_{eff}} \quad (2.13)$$

Um einen geringen Crest-Faktor zu erhalten, ist die Phase zwischen den einzelnen, überlagerten Sinusschwingungen entscheidend. Es folgt eine kurze Beschreibung möglicher Herangehensweisen, um optimale Phasenabstände generieren zu können.

Random-Methode Bei diesem Algorithmus wird ein Phasenvektor für N Frequenzen berechnet. Dabei wird jede einzelne Phase zwischen 0 und 2π per Zufall gewählt. Anschließend wird der Crest-Faktor des erzeugten Multi-Sinus berechnet. Dieser Vorgang wird bis zu 100 mal wiederholt. Jener Phasenvektor, welcher den geringsten Crest-Faktor erzeugt, wird anschließend für die Multi-Sinus-Generierung verwendet[22].

DFT-Algorithmus-Methode Hierbei werden zuerst zufällige Werte für die Phasenwerte verwendet. Mit diesen Werten wird anschließend ein Fourierspektrum aus Amplituden A_k und den zufälligen Phasen ϕ_k generiert. Nachfolgend wird mittels einer iDFT daraus das Zeitsignal erzeugt, welches mit Werten zwischen 5 % und 20 % des Maximums (\hat{U}) beschnitten wird. Nach einer Crest-Faktor-Berechnung zum Vergleich des nächsten Schleifendurchlaufs wird nun eine Diskrete Fourier-Transformation (DFT) durchgeführt, um im Anschluss die neuen Phasen ϕ_k zu berechnen. Diese Vorgänge werden so lange wiederholt, bis der Crest-Faktor gegen einen Wert konvergiert. Die Funktionsweise dieses Algorithmus soll Abbildung 2.23 noch einmal veranschaulichen.

Newman-Methode Newman veröffentlichte Gleichung 2.14 [23], welche eine Vereinfachung jener von Schroeder (Gleichung 2.15 [24]) ist, mit der Annahme, dass es sich

2 Methoden

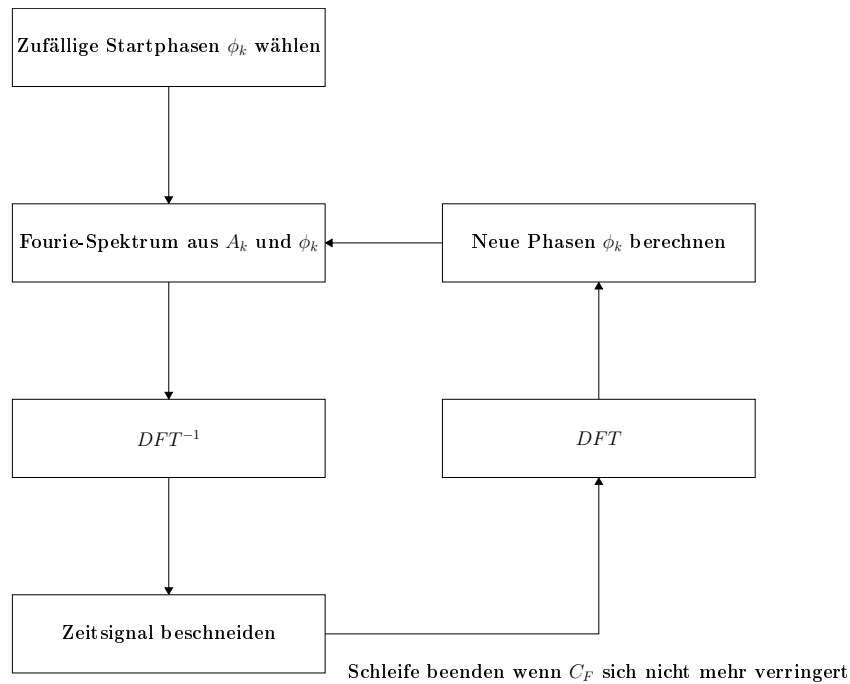


Abbildung 2.23: Bildliche Veranschaulichung des DFT-Multisine-Algorithmus[22]

um ein flach verlaufendes Amplitudenspektrum handelt. N ist dabei die Anzahl der verwendeten Frequenzen und n die fortlaufende Nummer der Phase.

$$\phi_n = -\pi \frac{(n-1)^2}{N} \quad (2.14)$$

$$\phi_n = \phi_1 - 2\pi \sum_{k=1}^{n-1} (n-k) A_k^2 \quad n: 2, \dots, N. \quad (2.15)$$

Schlussendlich wurde diese Methode verwendet. Da mit mehreren Frequenzgemischen experimentiert wurde, erzielte man mit dieser Phasenberechnungsart die schnellsten Ergebnisse. Folgende Multisine-Vektoren können in der GUI ausgewählt werden:

- 5 Frequenzen: [70 360 930 4830 8340]Hz
- 11 Frequenzen: [20 70 110 360 740 930 2140 4830 6420 8340 9870]Hz
- 21 Frequenzen: [20 70 90 110 220 360 430 540 740 810 930 2140 2910 3660 4830 5890 6420 7320 7820 8340 9870]Hz

Meta-Daten

Um die Umstände der Bohrung, die Eigenschaften des Zahnes sowie Informationen über den Patienten für jede Messung zu protokollieren, ist es wichtig, diese als sogenannten META-Daten abzuspeichern. Dazu ist in der GUI ein eigenes (grün markiertes) Areal vorgesehen. Tabelle 2.6 soll den Zweck jedes einzelnen Meta-Datums erklären.

Bezeichnung	Erklärung
Tooth-ID	einmalige Zahl, um jeden Zahn voneinander zu unterscheiden
Tooth-Age	Zahn/Patienten Alter
Tooth-Temp	Temperatur der Lagerflüssigkeit
Sex	Geschlecht des Patienten
Kind of Tooth	Zahnzahl nach FDI-Schema
Drillbit Type	Art des Bohrbit (Herstellerbezeichnung)
Drill Cooling	gekühlt oder ungekühlte Bohrung
Drill Umin	Umdrehungen pro Minute des Handstücks
Drill Offset	für den Fall, dass die Bohrung nicht von 0 mm gestartet wird
Expected Breakthrough	zu erwartender Pulpa-Durchbruch laut MR-Bild
Extra-Info	Zusatzinformation zur Bohrung z.B. zweites Loch, Komplikationen
BreakT DataPoint	Datum für Auswertetool - Vektordatenpunkt des Durchbruchs
Inflection Point	Datum für Auswertetool - Vektordatenpunkt der Kurvenbeugung

Tabelle 2.6: Bezeichnung und Erklärung der jeweiligen Meta-Daten

Simulink

Um die in Matlab erzeugten Signale über die Soundkarte ausgeben zu können bzw. um grundlegende Parameter wie Abtastfrequenz, Kanäle, Kalibrierung des A/D-Wandlers g.USBamp durchführen zu können, bedient man sich der in Matlab integrierten Simulations- und Steuerungssoftware Simulink. Es handelt sich dabei um eine Blockdiagramm Umgebung, welche es für dieses Programm ermöglicht, einerseits das elektronische System über die Soundkarte mit dem Multi-Sinus zu speisen und andererseits die Messdaten der sechs Kanäle auf die Festplatte zu übertragen respektive zu speichern. Seitens der GUI funktioniert die Kommunikation mit Simulink wie in Code-Auszug 2.1. „Tooth_DAQ“ bezeichnet dabei das Simulink Modell zur Datenakquirierung und Soundkarten-Steuerung. Im Laufe der Messung kann es zu versehentlichen Fehleinstellungen an der Lautstärke und damit der Amplitude kommen. Um keine Messung mit falschen Amplituden zu starten, wird daher vor jedem Modell-Start die Funktion `SoundVolume(x)`²[25] aufgerufen. Dabei steht die Variable `x` für die Lautstärke in $x * 100\%$ (`SoundVolume(1)` ergibt somit die maximale Lautstärke).

Listing 2.1: Simulink-Kommunikation

```

1 %Starten des Simulink-Modells
2 set_param('Tooth_DAQ','SimulationCommand','start');
3 %Stoppen des Modells und damit der Datenakquirierung
4 set_param('Tooth_DAQ','SimulationCommand','stop');
```

Die Simulink-Modelle für Datenakquirierung und Kalibrierung ähneln einander stark und unterscheiden sich lediglich in der begrenzten Laufzeit des Kalibrierungsmodells. Abbildung 2.24 zeigt das Datenakquirierungsmodell. Im Block „Signal From Workspace“ wird dabei unter ständiger Wiederholung das generierte Signal eingelesen und dem Block „To Audio Device“ zugeführt, welcher es auf das primäre Audiodevice (USB-Soundkarte) ausgibt. Das Modul „g.USBamp UB-2011.11.33“ liest im Rahmen

²Die Funktion `SoundVolume(x)` wurde 1:1 von Yair Altman (www.undocumentedmatlab.com) übernommen, da sie im wesentlichen in der Programmiersprache Java geschrieben wurde und die Entwicklung einer solchen Funktion den Rahmen dieser Arbeit sprengen würde.

der Einstellung die Daten der Kanäle ein, welche nach passender Konvertierung in den Matlab Workspace gespeichert werden und damit der weiteren Signalverarbeitung zur Verfügung stehen. Die Kalibrierung des g.USBamp-Wandlers wird mittels des Blocks „Calibration“ einmalig für alle Messungen und sämtliche Kanäle durchgeführt.

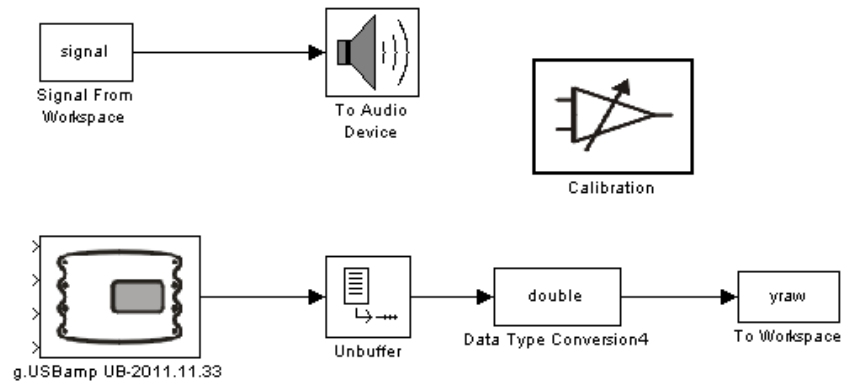


Abbildung 2.24: Simulink-Modell zur Ansteuerung der Soundkarte und gleichzeitiger Datenakquirierung

Signalverarbeitung

Der Signalverarbeitungsteil der Software bzw. der GUI kann in drei Teile zerlegt werden:

- Rekonstruktion der analog-verkleinerten Signale
- Single- und Multi-Sinus Signalverarbeitung
- 100 kHz Signalverarbeitung

Rekonstruktion Wie im Elektronik-Kapitel besprochen, müssen alle gemessenen Signale auf Grund des Dynamikbereiches des A/D-Wandlers von $\pm 250 \text{ mV}$ passend dezimiert werden. Um jedoch die realen Werte berechnen zu können, müssen alle Signale rekonstruiert werden. Dies geschieht über die Spannungsteilerregel (Gleichung 2.16), wobei U_U die ursprüngliche Spannung ist, U_D die dezimierte Spannung am Teilerausgang und R_X und R_Y jene Widerstände sind, die das Teilungsverhältnis festlegen.

$$U_D = U_U \frac{R_Y}{R_X + R_Y} \rightarrow U_U = U_D \frac{R_X + R_Y}{R_Y} \quad (2.16)$$

Zusätzlich ist für Kanal 1 die Erkennung der Messbereichsumschaltung nötig, welche sich auf Kanal 3 durch Schwellwert-Detektion herausfinden lässt. Code-Auszug 2.2 zeigt, wie diese Probleme gelöst werden (Erklärung in der Kommentierung). Es sei dabei erwähnt, dass alle verändernden Eingriffe auf das Rohsignal wieder rückgängig gemacht werden, um bei Programmfehlverhalten das gemessene Signal nicht zu zerstören.

Listing 2.2: Signalrekonstruktion

```

1  %Messbereichsumschaltungspunkt finden mittels Schwellwert
2  idx1=find(handles.yraw.yraw(3,:).*1e-6<=-0.06);
3  idx2=find(handles.yraw.yraw(3,:).*1e-6>-0.06);
4  %Wurde eine Umschaltung detektiert? -> Rekon mit Faktor 0,030
5  if isempty(idx1)==0
6  yraw_R(1,(idx1))=...
7      yraw_R(1,(idx1)).*(1/0.030);
8  end
9  %Rekonstruktion des restlichen Signals mit Faktor 0,338
10 yraw_R(1,(idx2))=...
11     yraw_R(1,(idx2)).*(1/0.338);

```

Single- und Multi-Sinus Signalverarbeitung Die Berechnung von Betrag und Phase stellt Abbildung 2.25 schematisch dar. Dazu werden zuerst aus Kanal 1 (Verstärker- ausgang) und Kanal 2 (Referenzsignal) mit einer Fensterlänge von 3840 Datenpunkten die nötigen Rohsignal-Informationen extrahiert. Die Fensterlänge w_L lässt sich durch Gleichung 2.17 berechnen und muss diese Länge besitzen, um bei benötigter Frequen- zauföslung δf und gegebener Abtastfrequenz f_S kein Leakage bei der FFT auszulösen. Anschließend wird mittels des Matlab-Befehls „fft()“ die Fourier-Transformierte er- zeugt und mittels „fftshift()“ werden die 0 Hz-Komponenten ins Zentrum geklappt, wodurch das Spektrum um den 0 Hz-Punkt symmetrisch wird. Nach der Dämpfung des Gleichanteils auf der 0 Hz-Linie wird ein Puffer-Vektor mit den Ergebnissen der Berechnung aus Gleichung 2.18 erzeugt (Faktor 1000 auf Grund von R_{FB}). Darauf folgt

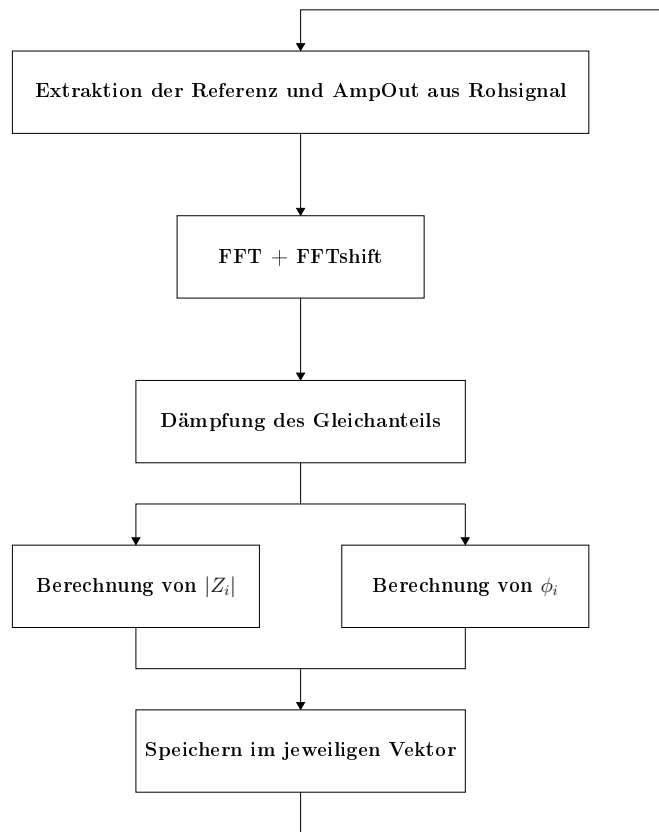
2 Methoden

durch die Anwendung der Befehle „abs()“ und „angle()“ die Berechnung von Betrag und Phase. Die Ergebnisse daraus werden in einen Vektor gespeichert. Zusätzlich soll angemerkt werden, dass die Vorgänge innerhalb einer for-Schleife durchgeführt werden und somit das Rohsignal Stück für Stück abgetastet wird. Das Abbruchkriterium für die Berechnung ist das Erreichen des Vektorendes.

$$w_L = \frac{f_S}{\delta f} = \frac{38400 \text{ Hz}}{10 \text{ Hz}} = 3840 \quad (2.17)$$

$$Z_{Zahn} = 1000 \frac{U_{ref}}{U_r} \quad (2.18)$$

Die 100 kHz Berechnung funktioniert im Wesentlichen genau wie jene für Single- und



Beenden der Schleife wenn alle Rohdaten abgestastet wurden

Abbildung 2.25: Schematische Darstellung der Betrags- und Phasenberechnung

Multisinus, nur dass die Berechnung von Betrag und Phase bereits durch den Lock-In-Verstärker übernommen werden und nur noch eine Umrechnung stattfinden muss. Der Lock-In-Verstärker schaltet je nach eingehender Signalstärke den Messbereich ebenfalls um. Dazu kann im „100 kHz Range Changer“ in erster Linie die bereits umgerechnete

Kurve von Betrag und Phase geplottet werden, wobei nur der Betrag eine manuelle Nachbearbeitung benötigt. Messbereichsumschaltungen können in der Betragslinie anhand sehr steiler Flanken erkannt werden. Anschließend muss der Umschaltdatenpunkt in „Startpoint“ und der Messbereich in das „Range in Volts“ eingetragen werden. Ein Klick auf „Edit“ bearbeitet die Betragskurve dementsprechend.

Visualisierung der Ergebnisse

Um direkt nach der Signalverarbeitung einen Kurzüberblick über die Ergebnisse zu haben, beinhaltet die GUI einen sogenannten Plot-Bereich (rote Markierung). Darin sind 5 Plots auf den ersten Blick zu sehen. Jeder dieser Plots lässt sich durch einen Klick auf die jeweilige Kurve in einer eigenen Matlab Figure öffnen.

1. 3D-Plot Modulus: Darstellung des Betrags über der Frequenz und über der Bohrtiefe (farbcodiert).
2. 3D-Plot Phase: Darstellung der Phase über der Frequenz und über der Bohrtiefe (farbcodiert).
3. 2D-Plot Modulus: Darstellung des Betrags über der Bohrtiefe bei einer einstellbaren Frequenz.
4. 2D-Plot Phase: Darstellung der Phase über der Bohrtiefe bei einer einstellbaren Frequenz.
5. 2D-Plot Standardabweichung: Darstellung der Standardabweichung für den Modulus. Bei Klick auf die Kurve wird auch die Standardabweichung für die Phase mit angezeigt.

Kalibrierung des Systems

Um das System zu kalibrieren, wird hardwareseitig eine Kalibrierbox verwendet. Auf ihr befindet sich ein Schalter, welcher zwischen Messmodus („Meas.“) und Kalibriermodus („Calib.“) wählen lässt. Um eine Kalibrierung des Systems durchführen zu können, müssen folgende Schritte durchgeführt werden (alle Punkte erfolgen bei eingeschalteter Energieversorgung):

2 Methoden

1. GUI starten. Wurde noch keine Kalibrierung durchgeführt, wird dies das Programm erkennen und darauf aufmerksam machen.
2. Die gewünschte Signalart auswählen.
3. Hardwareseitig die 100 kHz-Signalquelle sowie den Lock-In-Verstärker einschalten und konfigurieren.
4. In der Menüleiste unter dem Punkt „Calibration“ den Menüpunkt „System Calibration“ wählen.
5. Es erscheint ein Pop-Up Menü, welches dazu auffordert, den Schalter der Kalibrierbox auf „Calib“ zu stellen und die Klemme der Kalibrierbox am Handstück zu befestigen. Anschließend auf „Start“ klicken.
6. Nach erfolgreicher Kalibrierung erscheint eine Box mit der Nachricht „Switch to „Meas.“ and Clip off the Drill“.

Beim Starten der Kalibrierung wird im Hintergrund das gewählte Signal für vier Sekunden ausgegeben und parallel der Verstärkerausgang sowie der Lock-In-Verstärker-Ausgang mitgemessen. Abbildung 2.26 zeigt, was gemessen wird. Ein Widerstand $R_{calib} = 11\text{ k}\Omega$ mit einer Toleranz von einem Prozent wird bei Umschalten auf den Transimpedanzverstärker-Eingang gelegt. Anschließend werden auf die gleiche Weise wie bei der Signalverarbeitung Betrag und Phase berechnet und die Abweichung zu den $11\text{ k}\Omega$ bzw. 0° bestimmt und als Kalibrierfaktor gespeichert (Anm.: Der Bohrer darf nicht in die physiologische Kochsalzlösung eintauchen).

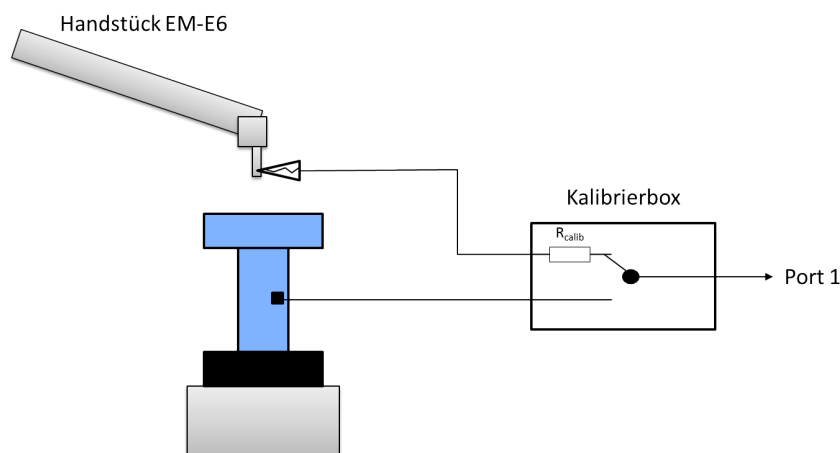


Abbildung 2.26: Darstellung der hardwareseitigen Kalibrierung

Speichern und Laden der Daten

Zur Erleichterung des Datenhandlings werden nach erfolgreicher Signalverarbeitung und der Auswahl von „Measure“ → „Save Data“ folgende Daten automatisch abgespeichert:

- SigProc.mat Datei, welche sämtliche Meta-Daten, Berechnungsergebnisse, Parameter (Fensterlänge, Iterationslänge, Signalvektor) beinhaltet.
- metadata.txt Datei mit sämtlichen Meta-Daten im Textformat zur schnellen Filterung ohne Matlab.
- yraw.mat Datei, welche das gemessene Rohsignal beinhaltet.
- Kopie des Konfigurationsfiles für den A/D-Wandler.

Außerdem wird eine Ordnerstruktur automatisch angelegt. Der Name des obersten Ordners wird auf Grund des aktuellen Datums im Format „JJJJMMDD“ erzeugt. Die darauffolgenden Unterordner besitzen das Format „Measure_x“ wobei x eine fortlaufende Zahl, beginnend bei 1, ist. Im Ordner „Measure_1“ wird auch das Kalibrierfile abgelegt. Mittels „Measure“ → „Load Data“ kann ein Ordner des Formats „Measure_x“ ausgewählt werden. Es werden alle Metadaten an der richtigen Stelle in der GUI eingetragen sowie die Diagramme aus den Berechnungsergebnissen geplottet. „Measure“ → „Load RAW“ lässt im Gegensatz dazu nur die Datei yraw.mat laden, um gegebenenfalls eine Neuberechnung durchführen zu können.

2.4 Verifikation der Eldarrat Spektren

Um die gemessenen Spektren von Eldarrat et.al. [11] verifizieren zu können, mussten Zähne, entsprechend dieser Publikation, ähnlich präpariert werden. Für die vorliegende Arbeit wurden keine Dentinscheiben aus den Zähnen extrahiert, sondern lediglich die Krone unter ständiger Wasserkühlung bis auf das Dentin abgetragen. Anschließend wurde die Dentinoberfläche, wie bei Eldarrat et. al., für 15 Sekunden mit Phosphorsäure (H_3PO_4) geätzt, um die Schmierschicht zu entfernen. Tabelle 2.7 zeigt die durchgeführte Präparation sowie eine jeweilige Beschreibung. Präparation 1 ähnelt dabei stark jener von Eldarrat et.al. (keine Dentinscheibenextraktion). Präparation 2 ist an das in Kapitel

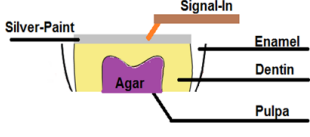
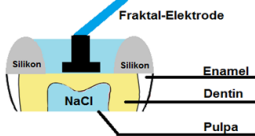
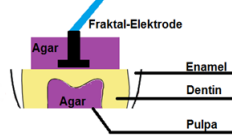
Präparation	Beschreibung
	<p>Dentin wurde nach dem Ätzen mit Leitsilber bestrichen. Zur luftblasenfreien Kontaktierung in der Zahnhalterung wurde die Pulpa mit Agar/NaCl gefüllt.</p>
	<p>Um das freigelegte Dentin wurde ein dichtender Silikonring zur Vermeidung von Nebenschlüssen gezogen. Anschließend wurde ein Tropfen phys. Kochsalzlösung in das abgegrenzte Dentinareal gegeben und darin die Fraktalelektrode eingesetzt.</p>
	<p>Dentinfläche sowie Pulpahöhle wurden mittels Agar/NaCl kontaktiert. In den Dentin-Agar-Block wurde die Fraktalelektrode gesetzt.</p>

Tabelle 2.7: Durchgeführte Zahnpräparationen für Verifikation der Spektren

1 erwähnte Prepometer angelehnt und soll gleichzeitig mögliche Probleme, welche durch das Leitsilber entstehen könnten, ausschließen. Präparation 3 ergab sich aus dem bereits verwendeten Agar/NaCl-Komplex für die Elektrodenankopplung in der Zahnpulpa. Als Messgerät kam dabei der am Institut für Medizintechnik zur Verfügung stehende SI 1260 (Solartron Group Ltd, Hampshire, Großbritannien) zur Anwendung, welcher auch von der Forschungsgruppe rund um Eldarrat verwendet wurde. Es handelt sich dabei um einen Impedance-Analyzer, mit welchem auch tiefe Frequenzen (Zehntel-Hertz-Bereich) gemessen werden können.

2.5 Elektrische Charakterisierung der Dentalbohreinsätze

Die Charakterisierung der Dentalbohreinsätze wurde ebenfalls mit dem Solartron SI 1260 Impedance-Analyzer durchgeführt. Die Charakterisierung wurde für zwei Bohrer erstellt, einen unbeschichteten Bohrer des Typs *HM33016* (Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Deutschland) und einen mit Diamantstaub beschichteten Bohreinsatz des Typs *847016* (Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Deutschland). Die Messungen wurden bei 0 U/min und bei 15000 U/min durchgeführt. Zusätzlich wurden für jeden Bohrer zwei Messarten definiert.

1. Bohrer berührt Oberfläche der physiologischen Kochsalzlösung.
2. Gesamte Schneidfläche des Bohreinsatzes ist in die phys. Kochsalzlösung eingetaucht.

Die Messungen wurden bei $U_S = 100\text{ mV}$ und für einen Frequenzbereich von $\Delta f = 300\text{ mHz} - 100\text{ kHz}$ durchgeführt.

3 Ergebnisse

In diesem Kapitel sollen nun die Ergebnisse der hier vorliegenden Arbeit veranschaulicht werden. Unterteilt werden diese in die folgenden Kategorien.

- Statistik der gebohrten Zähne
- Parameter und Auswertung
- Verifikation der von Eldarrat publizierten Dentin-Spektren
- Messung der parasitären Kapazitäten

3.1 Statistik der gebohrten Zähne

Insgesamt wurden für diese Machbarkeitsstudie 30 Zähne gebohrt. Es handelte sich dabei um optisch unbeschadete Zähne, welche direkt nach der Extraktion durch den Zahnarzt in physiologische Kochsalzlösung eingelegt wurden. 9 Zähne mussten für die Testphase des Messsystems verwendet werden, um etwaige Fehler und Probleme zu detektieren und zu lösen. Aus 21 Zähnen konnten 29 vollständige Messdatensätze erzeugt werden, d.h. bei Zähnen mit einer flächenmäßig ausreichenden Krone wurden mehrere Löcher gebohrt, um örtliche Variationen zu erfassen bzw. um die intraindividuelle Reproduzierbarkeit zu vergleichen. In Tabelle 3.1 sind die wichtigsten Daten der Zähne ersichtlich.

3.2 Parameter und Auswertung

Zur Auswertung der Daten konnten 11 Parameter eingeführt werden, für die untersucht wurde, ob sie reproduzierbare Informationen über die Lage der Dentalbohrerspitze im

3 Ergebnisse

Alter σ	26.23 y	Distanz σ	4.56 mm	Zahn 18	7 Stk. (2 ♂, 5 ♀)
Alter σ	11.92 y	Distanz σ	0.66 mm	Zahn 28	4 Stk. (3 ♂, 1 ♀)
Alter Min	15 y	Distanz Min	3.50 mm	Zahn 38	5 Stk. (1 ♂, 4 ♀)
Alter Max	63 y	Distanz Max	5.61 mm	Zahn 48	5 Stk. (1 ♂, 4 ♀)

Tabelle 3.1: Statistische Auswertung der Zahndaten

Zahn geben. Dabei wurden verschiedene Kombinationen aus den Impedanzergebnissen sowie gleichermaßen aus den Phasenergebnissen erstellt. Für das weiterführende Kapitel sei erwähnt, dass die Datenpunktzahl sämtlicher Messdaten auf ein Tausendstel reduziert wurde (Downsampling), um die Datenverarbeitung im Wesentlichen zu beschleunigen. Außerdem fand eine Filterung der Daten mittels Tiefpass statt. Die Datenkurven sind über das Alter kodiert - je heller die Kurve ist, desto älter ist der jeweilige Zahn. Zur besseren Orientierung sind die Plots mit einer blauen und einer grünen vertikalen Linie versehen. Dabei steht die blaue Linie immer für die von Jüde et. al. empfohlene Dentinabtragungsgrenze von 1.4 mm für Kinder und die grüne Linie für die Dentinabtragungsgrenze von 0.7 mm für Erwachsene (vgl. [1]). Der 0 mm-Punkt stellt den Pulpa-Durchbruch dar. Um den Überblick zu behalten, werden nur Kurven dargestellt, die einem eingestellten Variationskoeffizienten (CV) oder einer bestimmten Standardabweichung entsprechen, da sonst zu stark variierende Kurven mit eingeblendet werden müssten. Der CV bzw. die Standardabweichung für die Darstellungsentscheidung werden wie in Gleichung 3.1 bzw. Gleichung 3.2 in MATLAB berechnet.

$$CV_{Display} = \left| \frac{std(detrend(Datensatz))}{median(Datensatz)} \right| \quad (3.1)$$

$$\sigma_{Display} = std(detrend(Datensatz)) \quad (3.2)$$

Im Falle des CVs wird von einer durch den Befehl *detrend* gebildeten Ausgleichskurve die Standardabweichung (*std*) errechnet und durch den Median des Datensatzes dividiert. Abschließend wird jeder Parameter mit einer Tabelle ergänzt, welche über die wichtigsten statistischen Werte an den Orientierungslinien (OL) Aufschluss geben soll. Der in den Statistiktabelle enthaltene Variationskoeffizient errechnet sich aus dem Verhältnis von Standardabweichung zu Mittelwert. Die für die Berechnung verwendeten Daten erhält man durch die Schnittpunkte der Messkurven mit den grünen bzw. blauen

Orientierungslinien. Folgende Auflistung zeigen die erzeugten Parameter:

- Impedance Hi
- Impedance Lo
- Impedance-Ratio
- Δ Impedance
- Δ Impedance 100 kHz
- Phase-Hi
- Phase-Lo
- Δ Phase
- Phase 100 kHz
- Real-vs. Imaginärteil
- IPDR

3.2.1 Impedance-Hi

Bei diesem Parameter handelt es sich um die Impedanz bei 9.8 kHz , gemessen über der Pulpatiefe. Abbildung 3.1 zeigt dabei alle Kurven, die einen $CV_{Display} \leq 60\%$ nicht überschreiten. Auf Grund dieser Einschränkung werden nur 19 von möglichen 29 Datensätzen angezeigt. Außerdem sind in Abbildung 3.1b,c Datensätze mit mehreren Bohrungen je Zahn dargestellt (Zahn-ID 17 ♂ und 10 ♀).

	Alle		ID 17		ID 10	
OL	@0.7 mm	@1.4 mm	@0.7 mm	@1.4 mm	@0.7 mm	@1.4 mm
σ in Ω	144005.66	280100.40	51830.75	34160.08	5621.50	20767.73
\bar{x} in Ω	137998.75	195335.63	47613.33	36883.00	68455.00	82545.00
CV_{OL} (%)	104	143	109	93	8	25

Tabelle 3.2: Statistik des Parameters Impedance Hi

3 Ergebnisse

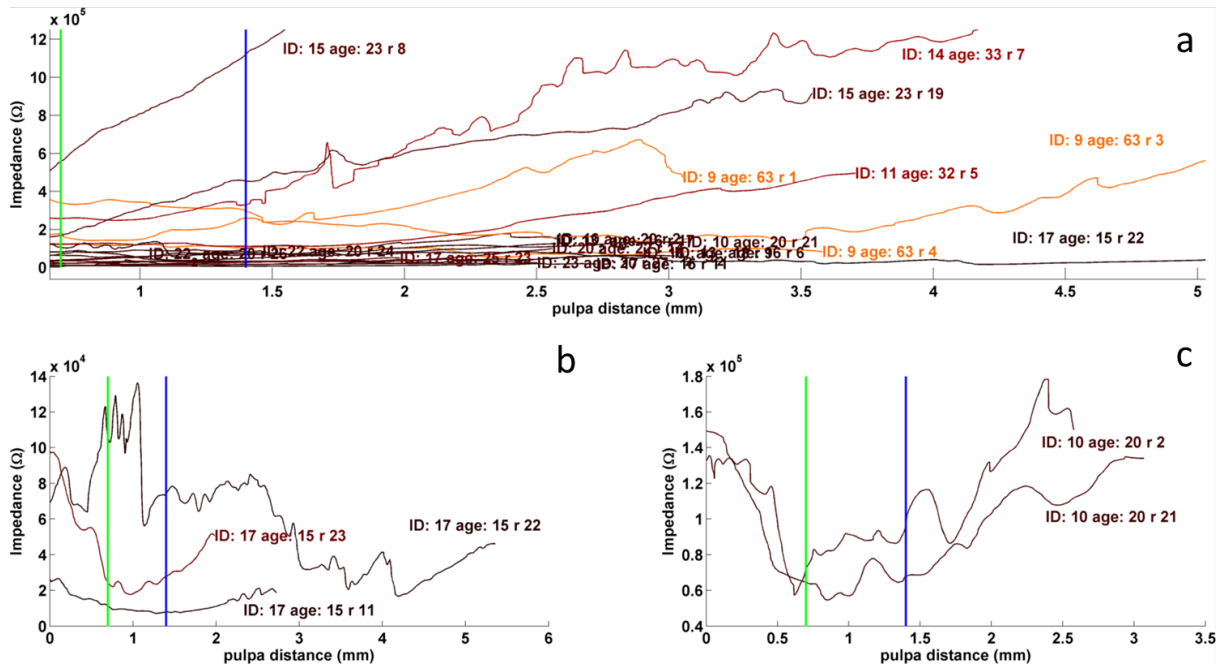


Abbildung 3.1: Datensätze des Parameters Impedance-Hi (@9.8 kHz) a.) 19/29 Impedanzkurven b.) Impedanzkurven der Zahn-ID 17 ♂ c.) Impedanzkurven der Zahn-ID 10 ♀

3.2.2 Impedance-Lo

Bei diesem Parameter handelt es sich um die bei 70 Hz gemessene Impedanz. Abbildung 3.2 zeigt dabei alle Kurven, die einen $CV_{Display} \leq 60\%$ nicht überschreiten. Auf Grund dieser Einschränkung werden 17 von möglich 29 Datensätzen angezeigt. Außerdem sind in Abbildung 3.1b,c Datensätze mit mehreren Bohrungen je Zahn dargestellt (Zahn-ID 17 ♂ und 10 ♀).

	Alle		ID 17		ID 10	
OL	@0.7 mm	@1.4 mm	@0.7 mm	@1.4 mm	@0.7 mm	@1.4 mm
σ in Ω	197168.42	580478.88	60222.44	38290.44	12063.24	39336.35
\bar{x} in Ω	122787.18	284339.06	56543.33	41934.67	80040.00	105285.00
CV_{OL} (%)	161	204	107	91	15	37

Tabelle 3.3: Statistik des Parameters Impedance Lo

3 Ergebnisse

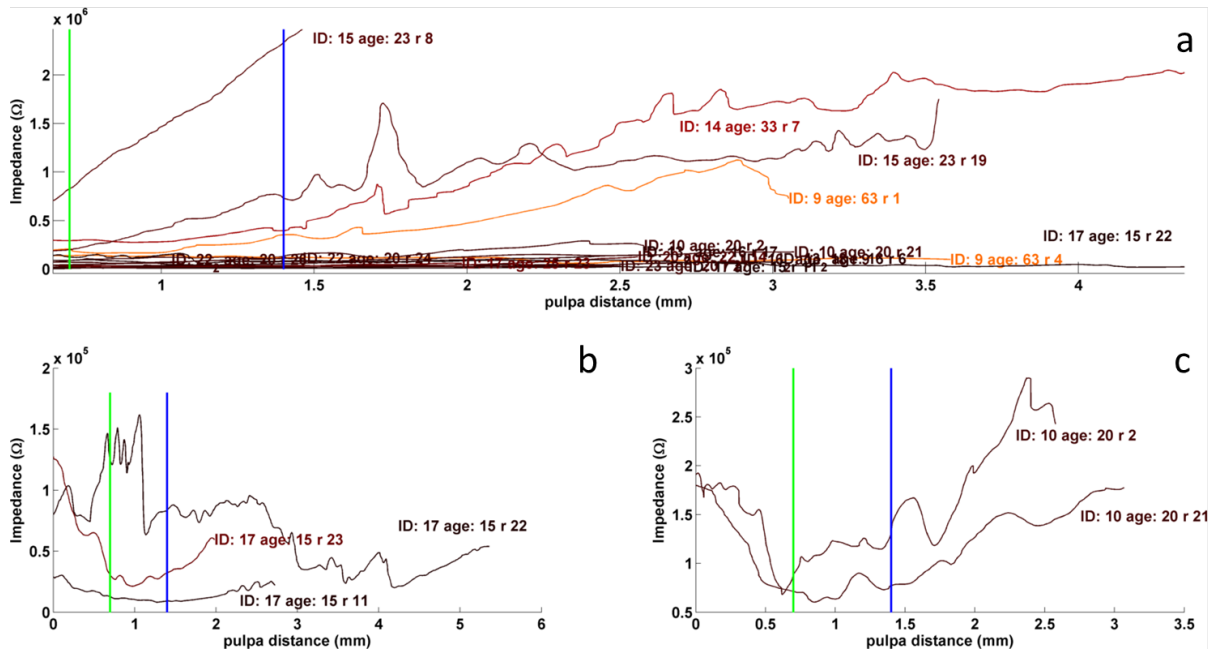


Abbildung 3.2: Datensätze des Parameters Impedance-Lo (@70 Hz) a.) 17/29 Impedanzkurven b.) Impedanzkurven der Zahn-ID 17 ♂ c.) Impedanzkurven der Zahn-ID 10 ♀

3.2.3 Impedance-Ratio

Der Parameter Impedance-Ratio ist das Verhältnis von Impedance Lo zu Impedance High. Abbildung 3.3 zeigt alle Kurven, welche das Anzeigekriterium $CV_{Display} \leq 30\%$ erfüllen, wodurch 27 von 29 möglichen Datensätzen angezeigt werden. In Abbildung 3.3b,c sind die Messbohrungen der Zähne 10 ♀ und 14 ♀ ersichtlich.

	Alle		ID 10		ID 14	
OL	@0.7 mm	@1.4 mm	@0.7 mm	@1.4 mm	@0.7 mm	@1.4 mm
σ	0.16	0.25	0.08	0.16	0.02	0.08
\bar{x}	1.23	1.27	1.17	1.25	1.13	1.14
$CV_{OL} (\%)$	13	20	7	13	1	7

Tabelle 3.4: Statistik des Parameters Impedance Ratio

3 Ergebnisse

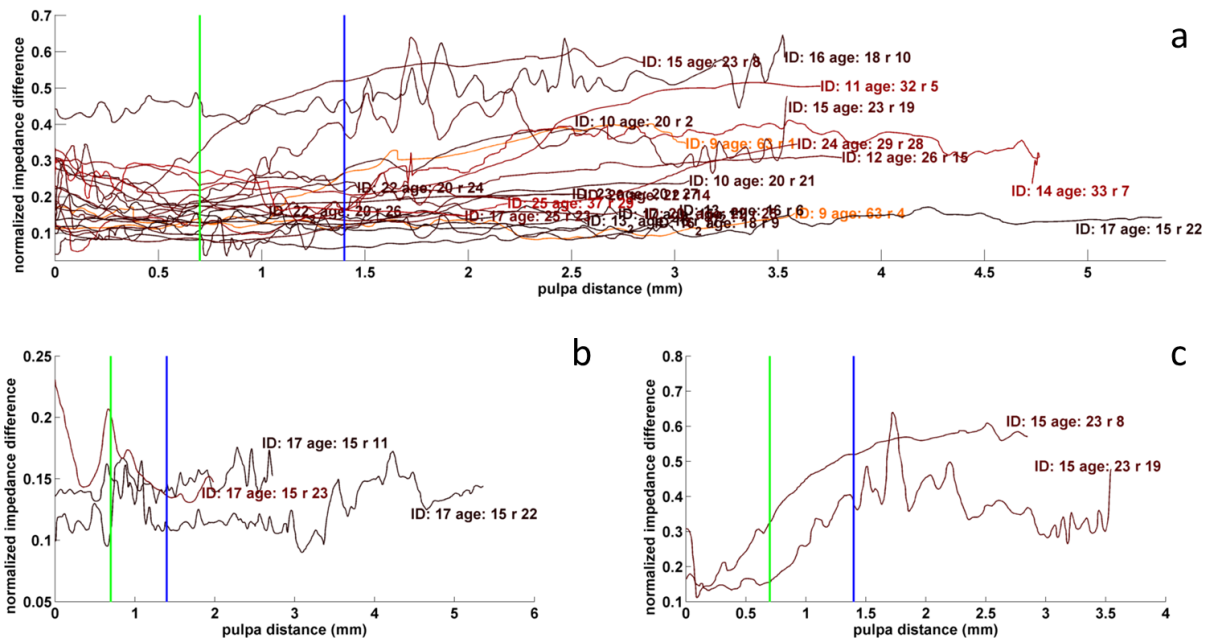


Abbildung 3.4: Datensätze des Parameters Δ Impedance (Normierte Differenz von Impedance_Lo und Impedance_Hi) a.) 23/29 Datensätze b.) Datensätze der Zahn-ID 17 ♂ c.) Datensätze der Zahn-ID 15 ♂

3.2.5 Δ Impedance 100 kHz

Ähnlich wie Δ Impedance wird auch Δ Impedance 100 kHz berechnet. Die Differenz aus Impedance Lo und Impedance 100 kHz wird dabei durch Impedance 100 kHz normiert. Um hier dargestellt werden zu können, bedarf es der Erfüllung von $CV_{Display} \leq 30\%$. 5 von möglichen 29 Kurven wurden geplottet. Da kein weiterer Datensatz das Gütekriterium $CV_{Display} \leq 30\%$ erfüllte, gibt es keinen intraindividuellen Vergleich von einzelnen Zähnen.

	Alle	
OL	@0.7 mm	@1.4 mm
σ	0.30	0.57
\bar{x}	0.47	0.83
CV_{OL} (%)	63	69

Tabelle 3.6: Statistik des Parameters Δ Impedance 100 kHz

3 Ergebnisse

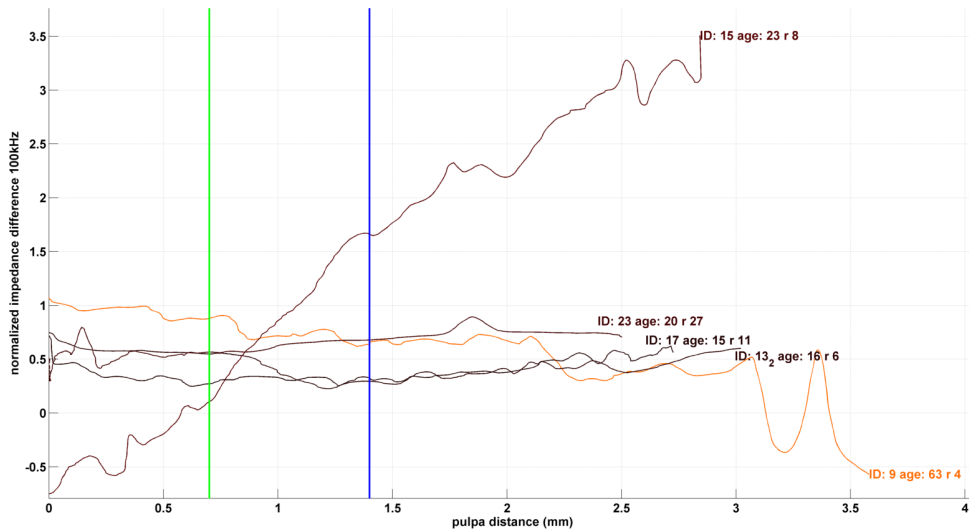


Abbildung 3.5: 5/29 Datensätze des Parameters Δ Impedance 100 kHz (Normierte Differenz von Impedance_Lo und Impedance_100 kHz)

3.2.6 Phase-Hi

Bei diesem Parameter handelt es sich um die Phase bei 9.8 kHz. Abbildung 3.6 zeigt 17 von 29 Kurven bei einer Standardabweichung $\sigma_{Disp} \leq 2^\circ$ sowie Zahn 17 ♂ und Zahn 13₂ ♀.

OL	Alle		ID 17		ID 13 ₂	
	@ 0.7 mm	@ 1.4 mm	@ 0.7 mm	@ 1.4 mm	@ 0.7 mm	@ 1.4 mm
σ in °	1.77	3.26	1.67	1.05	0.24	1.33
\bar{x} in °	-5.80	-7.05	-5.54	-5.47	-4.16	-4.25
CV_{OL} (%)	31	46	30	19	6	31

Tabelle 3.7: Statistik des Parameters Phase Hi

3 Ergebnisse

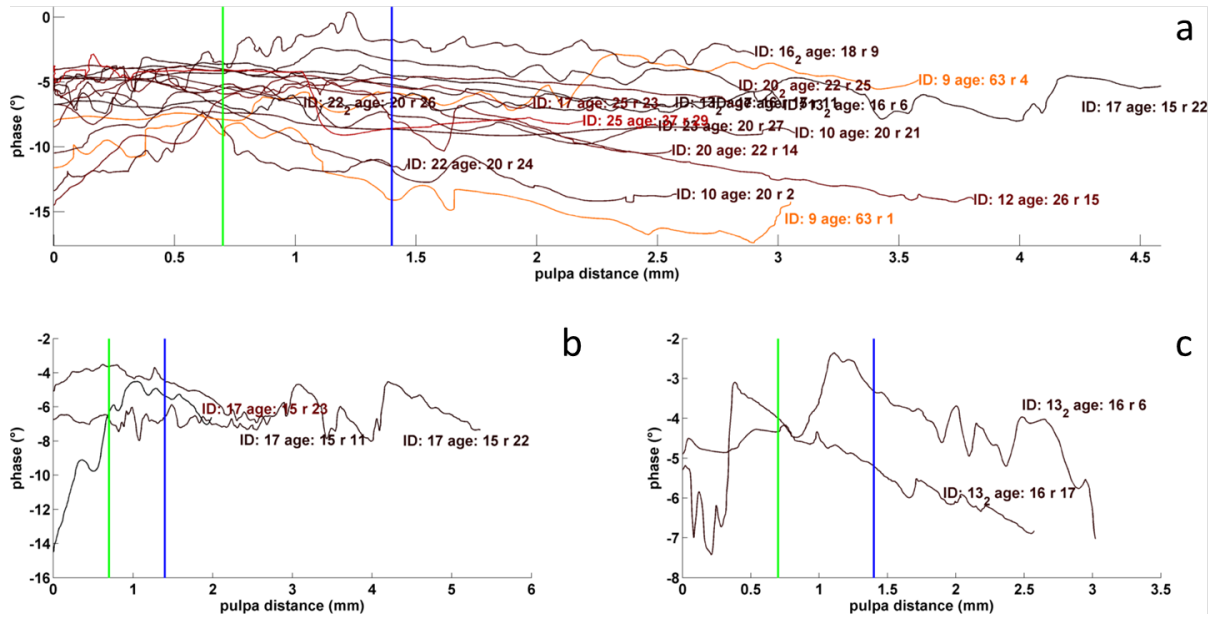


Abbildung 3.6: Datensätze des Parameters Phase-Hi (@9.8 kHz) a.) 17/29 Datensätze b.) Phasenkurven der Zahn-ID 17 ♂ c.) Datensätze der Zahn-ID 132 ♀

3.2.7 Phase-Lo

Bei diesem Parameter handelt es sich um die Phase bei 70 Hz. Abbildung 3.7 zeigt 19 von 29 Kurven bei einer Standardabweichung $\leq 2^\circ$ sowie Zahn 10 ♀.

	Alle		ID 10	
OL	@0.7 mm	@1.4 mm	@0.7 mm	@1.4 mm
σ in $^\circ$	2.17	1.36	0.39	0.97
\bar{x} in $^\circ$	-3.19	-2.66	-1.96	-1.93
CV_{OL} (%)	68	51	20	50

Tabelle 3.8: Statistik des Parameters Phase Lo

3 Ergebnisse

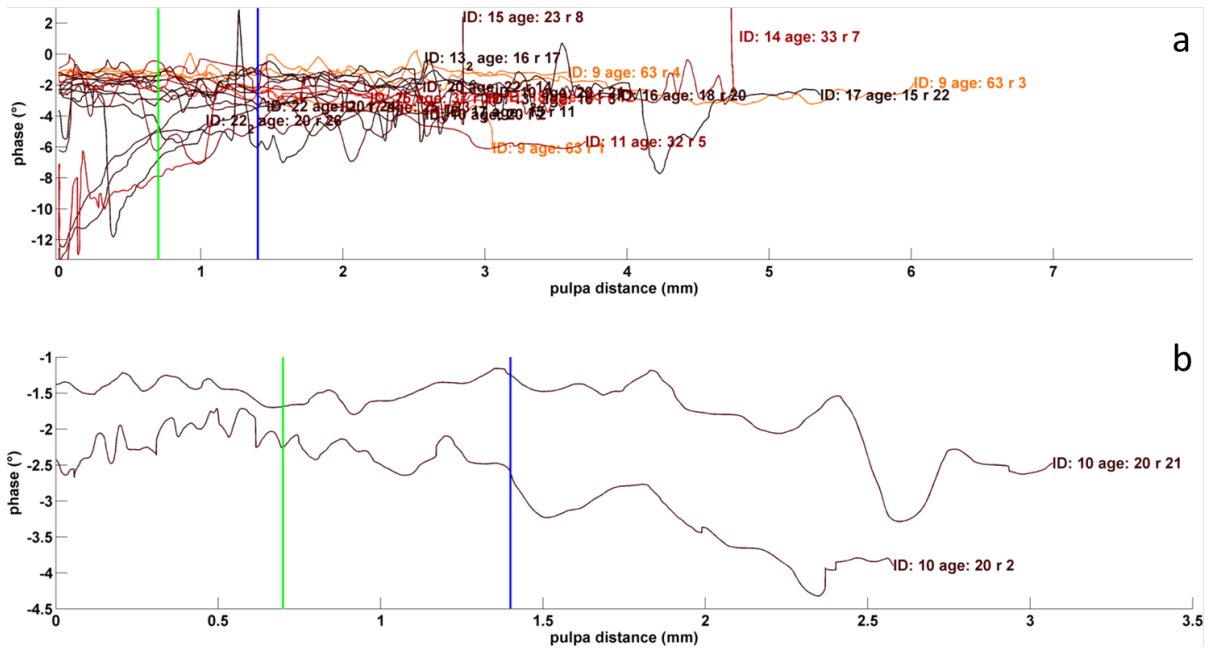


Abbildung 3.7: Datensätze des Parameters Phase-Lo (@70 Hz) a.) 19/29 Datensätze b.) Phasenkurven der Zahn-ID 10 ♀

3.2.8 Δ Phase

Bei diesem Parameter handelt es sich um die Differenz von Phase Hi und Phase Lo. Für die Darstellung in Abbildung 3.8 wurde eine Standardabweichung $\sigma_{Disp} \leq 30\%$ eingestellt. 11 von möglichen 29 Kurven sind dargestellt. Außerdem wurden Zahn 10 ♀ und Zahn 17 ♂ als Beispiele mit angezeigt.

	Alle		ID 10		ID 17	
OL	@0.7 mm	@1.4 mm	@0.7 mm	@1.4 mm	@0.7 mm	@1.4 mm
σ in °	3.22	4.01	1.81	1.82	3.25	5.19
\bar{x} in °	-3.92	-5.56	-5.12	-7.667	-1.38	-2.16
CV_{OL} (%)	82	72	35	23	236	240

Tabelle 3.9: Statistik des Parameters Δ Phase

3 Ergebnisse

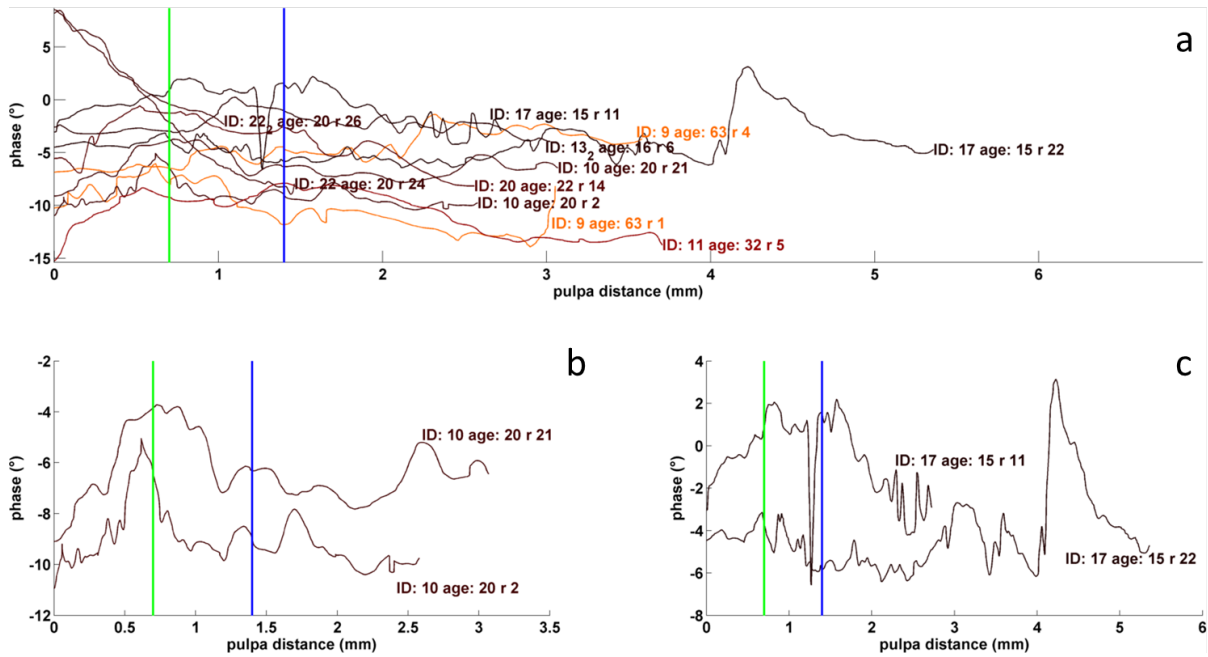


Abbildung 3.8: Datensätze des Parameters ΔPhase (Differenz von Phase Hi zu Phase Lo) a.) 11/29 Datensätze b.) Phasenkurven der Zahn-ID 10 ♀ c.) Datensätze der Zahn-ID 17 ♂

3.2.9 Phase 100 kHz

Bei diesem Parameter handelt es sich um die Phase bei 100 kHz. Abbildung 3.9 zeigt bei einem Darstellungskriterium von $\sigma_{Disp} \leq 5^\circ$ 20 von 29 Datensätzen sowie Zahn 17 ♂ und 10 ♀.

	Alle		ID 17		ID 10	
	@0.7 mm	@1.4 mm	@0.7 mm	@1.4 mm	@0.7 mm	@1.4 mm
σ in °	8.33	11.25	8.46	6.04	2.60	2.01
\bar{x} in °	18.00	20.60	18.66	15.66	20.25	23.26
CV_{OL} (%)	46	55	45	39	13	9

Tabelle 3.10: Statistik des Parameters Phase 100 kHz

3 Ergebnisse

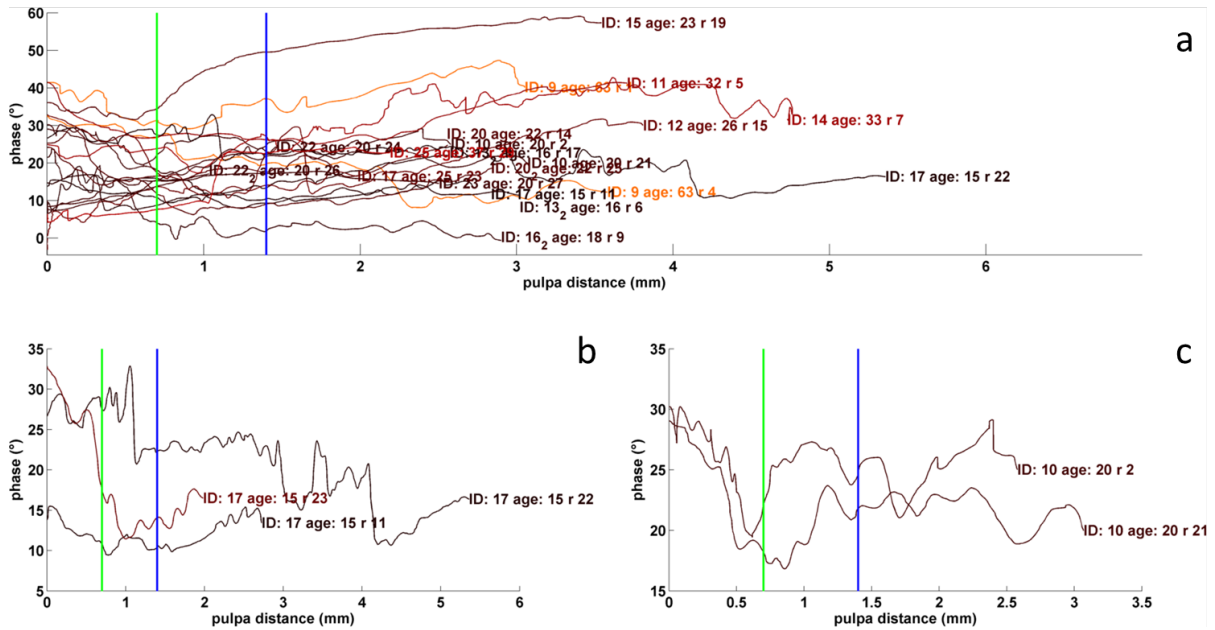


Abbildung 3.9: Datensätze des Parameters Phase 100 kHz a.) 20/29 Datensätze b.) Phasenkurven der Zahn-ID 17 ♂ c.) Datensätze der Zahn-ID 10 ♀

3.2.10 Real- vs. Imaginärteil

Abbildung 3.10 zeigt den Imaginärteil in Abhängigkeit des Realteils der komplexen Zahnimpedanz bei 9.8 kHz (Impedance-Hi). Real- sowie Imaginärteil wurden durch den Median des jeweiligen Datensatzes normiert. Zur Feststellung einer möglichen Bohrtiefen-Häufung wurden die 1 mm-Punkte in Abbildung 3.10 mit gefüllten Kreisen markiert. Als Darstellungskriterium wurde ein $CV_{Disp} \leq 100\%$ gewählt (16/29 Datensätze).

3 Ergebnisse

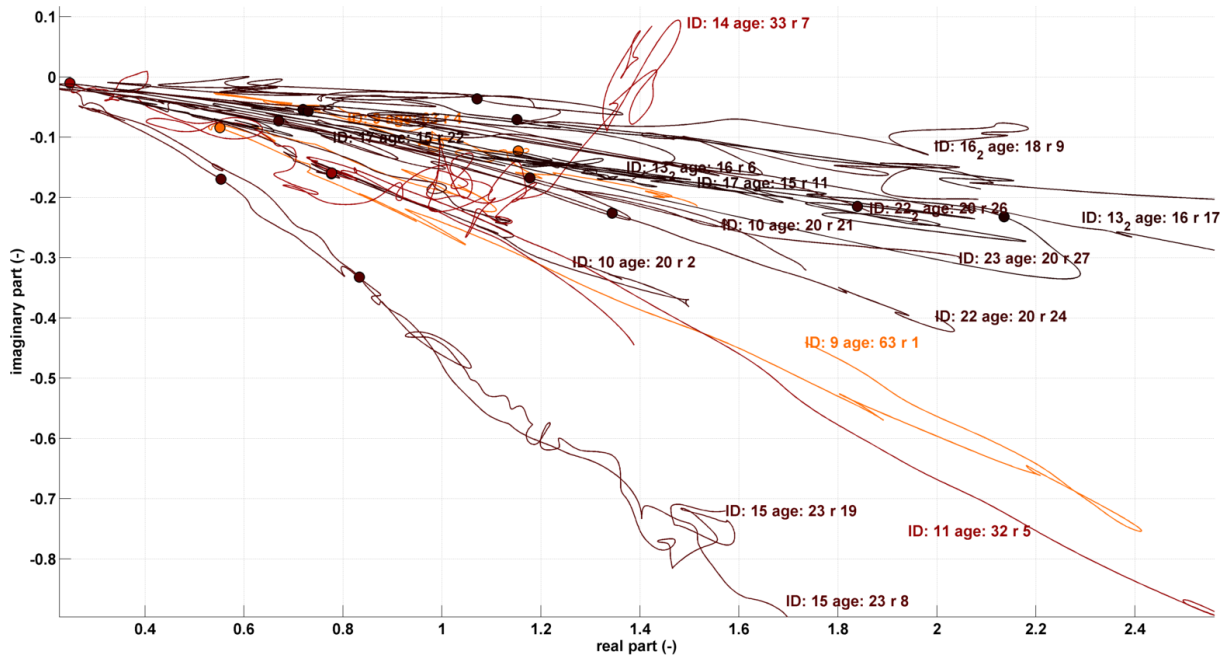


Abbildung 3.10: Normierter Imaginärteil (Ordinate) in Abhängigkeit vom normierten Realteil (Abszisse). Die gefüllten Kreise stellen die 1 mm-Markierung dar.

3.2.11 IPDR

Der Parameter Impedance Phase Difference Ratio (IPDR) wird wie in Gleichung 3.4 berechnet. Mit diesem Parameter soll überprüft werden, ob ein vom Alter unabhängiger Messparameter gefunden werden kann (vgl. 1. Hypothese - „Phase beinhaltet Phaseninformation“ Kapitel 1.3.1 S. 16). Abbildung 3.11 stellt alle Kurven dar, die einen $CV_{Disp} \leq 30\%$ erfüllen (7/29 Datensätze). Außerdem wird Zahn 10 ♀ dargestellt.

$$New_{Index} = \frac{\text{Impedance Hi}}{\text{Phase Lo} - \text{Phase Hi}} \quad (3.4)$$

	Alle		ID 10	
OL	@ 0.7 mm	@ 1.4 mm	@ 0.7 mm	@ 1.4 mm
σ in $\frac{\Omega}{\circ}$	0.45	0.59	0.39	0.0035
\bar{x} in $\frac{\Omega}{\circ}$	-1.80	-1.75	-1.40	-1.08
CV_{OL} (%)	25	33	28	0.33

Tabelle 3.11: Statistik des Parameters IPDR

3 Ergebnisse

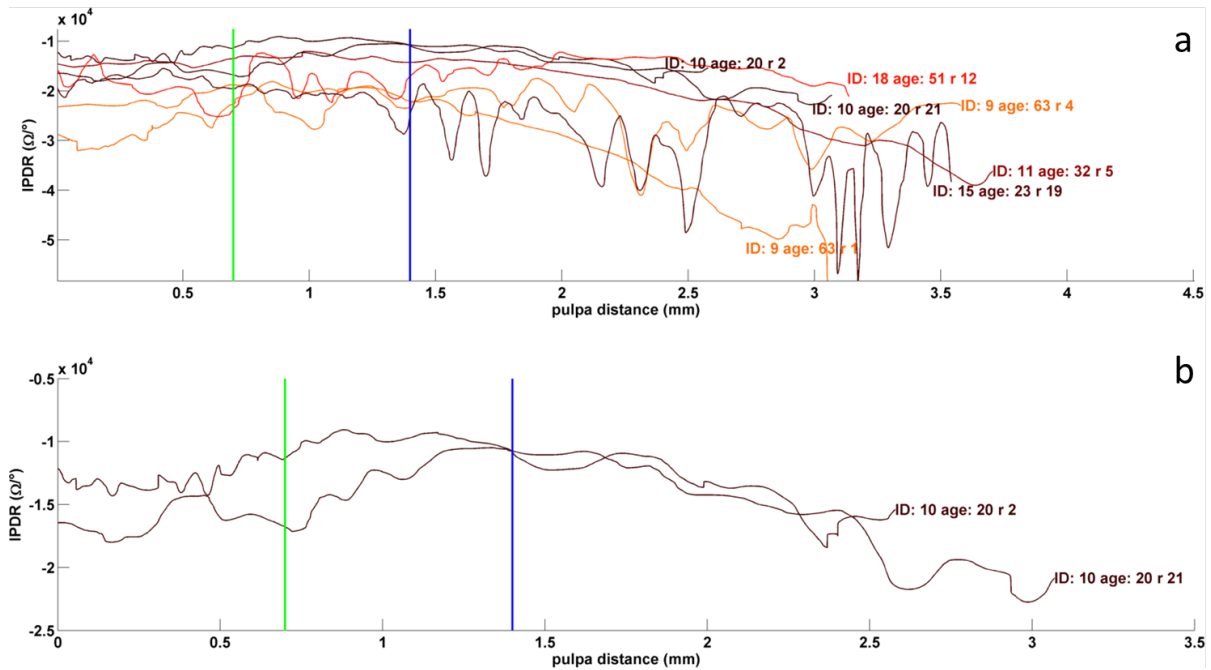


Abbildung 3.11: a.) Verhältnis von Impedance-Hi zur Differenz von Phase-Lo und Phase-Hi (7/29 Datensätze) b.) Darstellung von Zahn-ID 10 ♀

3.3 Verifikation der Eldarrat Spektren

Die folgenden Frequenzspektren wurden unter den in Tabelle 2.7 (S. 59) beschriebenen Messbedingungen durchgeführt.

3.3.1 Präparation 1 - Nach Eldarrat

Abbildung 3.12 zeigt die gemessenen Spektren. Die Zahnpräparation ähnelt, wie bereits beschrieben, jener von Eldarrat. Auf der Ordinate ist im oberen Bild der Betrag linear aufgetragen. Die Abszisse zeigt in beiden Bildern den logarithmischen Frequenzverlauf. Im unteren Bild wurde auf der Ordinate die negative Phase $-\phi$ aufgetragen, um den Vergleich mit den Eldarrat-Spektren zu vereinfachen. Auf dem Zahn wurden zwei Messungen unter den selben Randbedingungen durchgeführt ($U_S = 100 \text{ mV}$ und $\Delta f = 100 \text{ mHz} - 100 \text{ kHz}$).

3 Ergebnisse

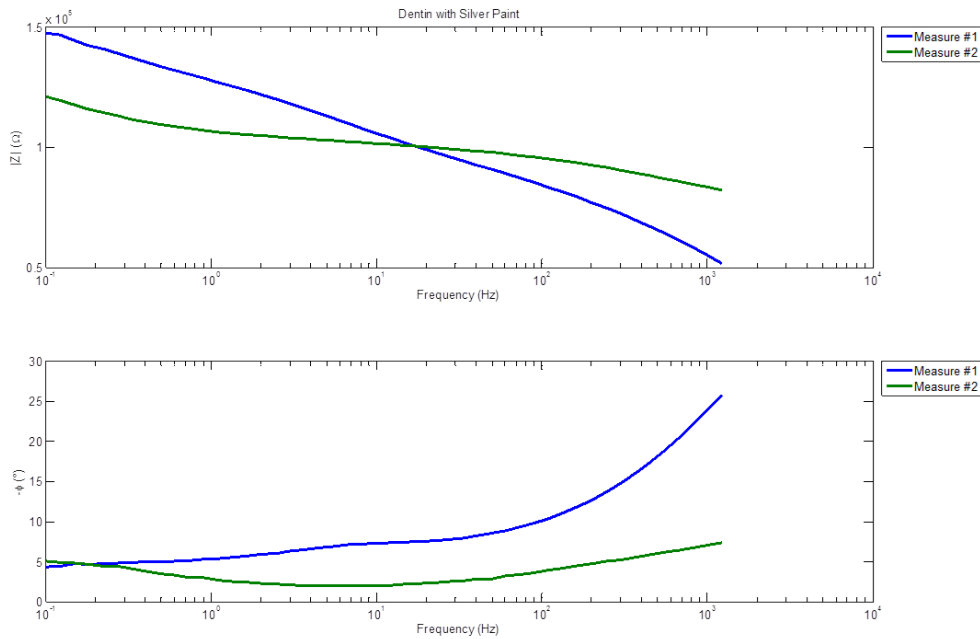


Abbildung 3.12: Messung der Spektren nach Präparation 1 aus Tab. 2.7

3.3.2 Präparation 2 - Silikonring

Abbildung 3.13 zeigt die mittels Silikonringabgrenzung gemessenen Spektren. Die Zahnpräparation ähnelt wiederum jener von Eldarrat. Auf der Ordinate ist im oberen Bild der Betrag linear aufgetragen. Bei dieser Messung wurden fünf Fälle gemessen.

- $U_S = 100 \text{ mV}$ ungeätzte Dentinoberfläche
- $U_S = 100 \text{ mV}$ geätzte Dentinoberfläche
- $U_S = 1 \text{ V}$ ungeätzte Dentinoberfläche
- $U_S = 3 \text{ V}$ ungeätzte Dentinoberfläche
- $U_S = 3 \text{ V}$ geätzte Dentinoberfläche

Die Abszisse zeigt in beiden Bildern den logarithmischen Frequenzverlauf. Im unteren Bild wurde auf der Ordinate die negative Phase $-\phi$ aufgetragen, um den Vergleich mit den Eldarrat-Spektren zu vereinfachen.

3 Ergebnisse

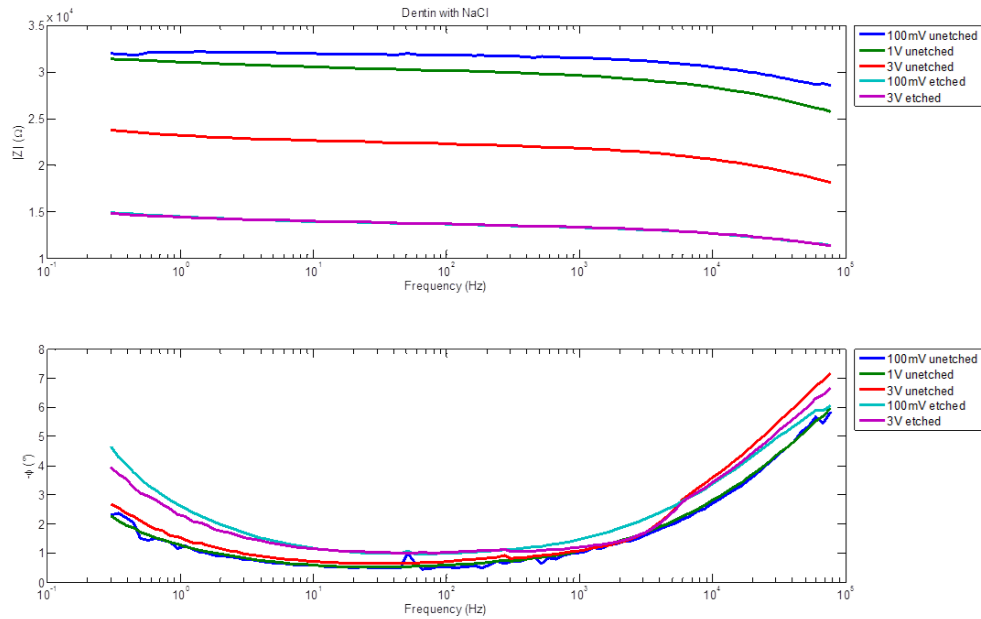


Abbildung 3.13: Messung der Spektren nach Präparation 2 aus Tab. 2.7

3.3.3 Präparation 3 - Agar-Kopplung

Abbildung 3.14 zeigt die mittels Ankopplung durch einen Agar/NaCl-Block gemessenen Spektren. Die Zahnpräparation wurde auch hier wie bei der Silikonring-Messung durchgeführt. Auf der Ordinate ist im oberen Bild der Betrag linear aufgetragen. Die Abszisse zeigt in beiden Bildern den logarithmischen Frequenzverlauf. Im unteren Bild wurde auf der Ordinate die negative Phase $-\phi$ aufgetragen, um den Vergleich zu den Eldarrat-Spektren zu vereinfachen. Am Zahn wurden drei Messungen unter den selben Randbedingungen durchgeführt ($U_S = 100 \text{ mV}$ und $\Delta f = 100 \text{ mHz} - 100 \text{ kHz}$).

3 Ergebnisse

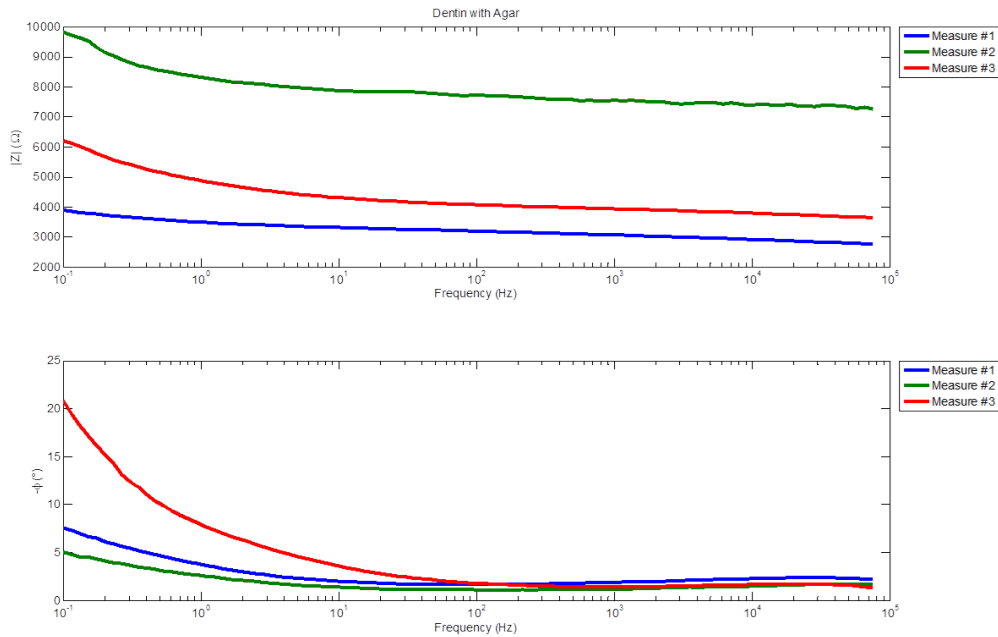


Abbildung 3.14: Messung der Spektren nach Präparation 3 aus Tab. 2.7

3.4 Elektrische Charakterisierung der Dentalbohreinsätze

Dieser Abschnitt beinhaltet die Ergebnisse für die Messungen aus Kapitel 2.5 S. 60. Es sollte angemerkt werden, dass sowohl die Ordinate als auch die Abszisse für die Betragsanzeige logarithmisch eingeteilt sind. Für den besseren Vergleich mit den Eldarrat-Spektren wurde die negative Phase aufgetragen. In den Abbildungen 3.15 und 3.16 sind die Szenarien in den Kurvenfarben nochmals zum besseren Verständnis dargestellt (am rechten Rand der Diagramme):

1. Bohrer berührt Oberfläche der physiologischen Kochsalzlösung.
2. Gesamte Schneidfläche des Bohreinsatzes ist in die phys. Kochsalzlösung eingetaucht.

3 Ergebnisse

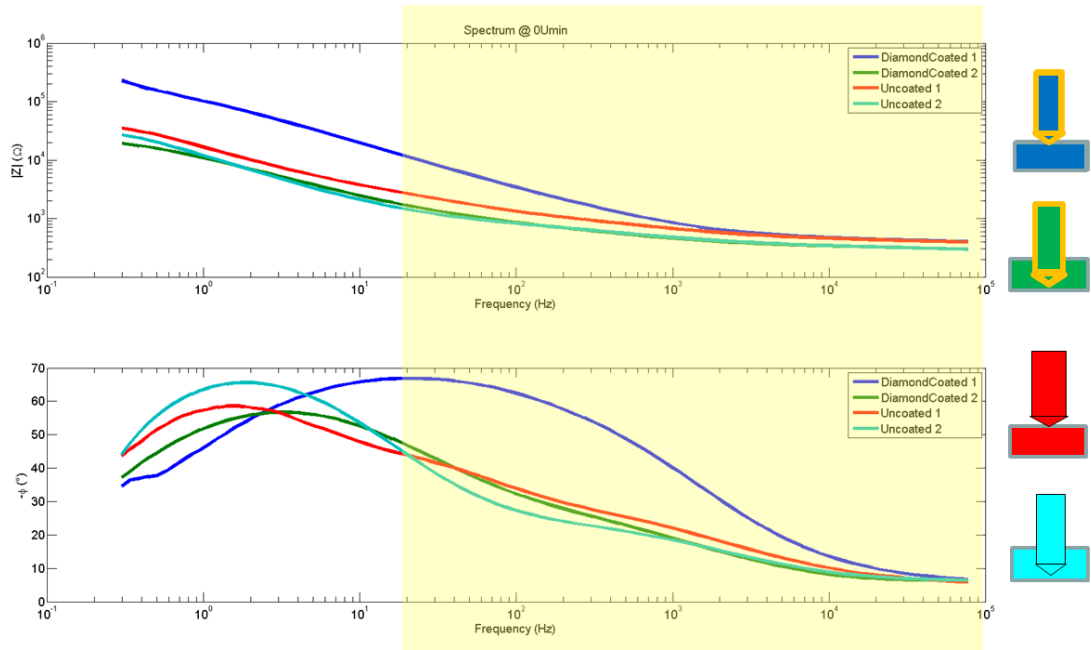


Abbildung 3.15: Messung des Bohreinsatz-Elektroden-Systems bei $0 U/min$ (oben: Betrag; unten: negative Phase)

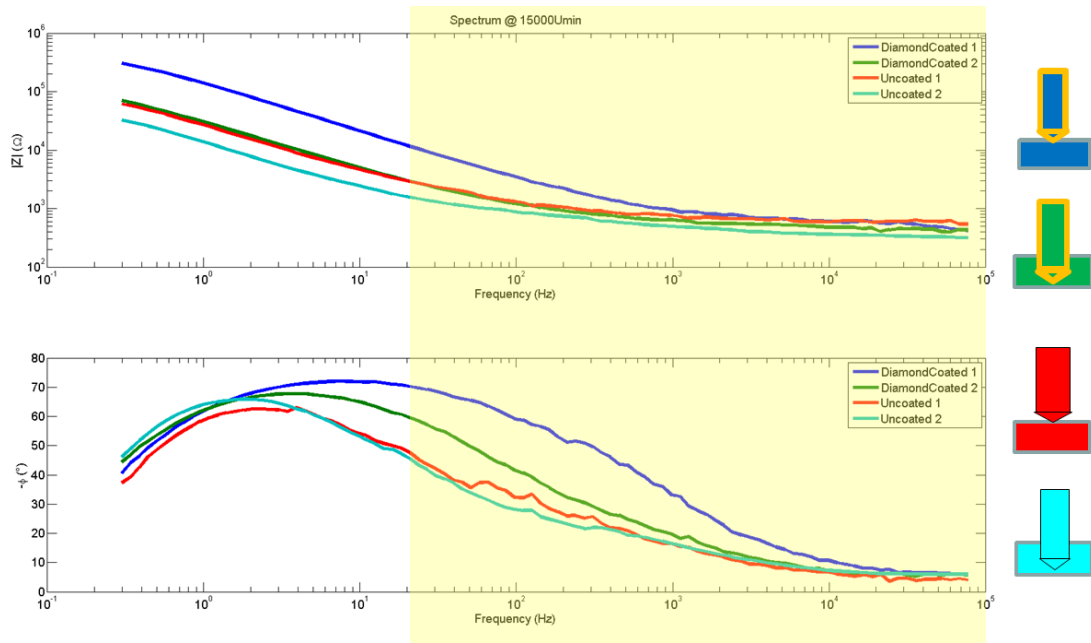


Abbildung 3.16: Messung des Bohreinsatz-Elektroden-Systems bei $15000 U/min$ (oben: Betrag; unten: negative Phase)

3.5 Bestimmung der parasitären Größen

Die Auswirkungen des Kühlmittels auf den Bohrvorgang sollen durch die Messungen der parasitären Größen R_{spray} , C_{spray} , R_{shunt} und C_{para} näher erläutert werden. Der dazu verwendete Aufbau entspricht jenem, wie er in Kapitel 2.2.2 in Abbildung 2.18 S.41 dargestellt wurde. Die Messungen wurden bei trockener Bohrumgebung (Condition=dry) und unter laufender Kühlung (Condition=wet) durchgeführt. Außerdem wurden die Messungen bei zwei Frequenzen (10 kHz und 100 kHz) durchgeführt, um die Auswirkungen auf die verwendeten Frequenzbereiche besser interpretieren zu können. Als Modell für die Berechnungen der parasitären Größen wurden die Schaltungen aus Abbildung 2.18b und 2.18c herangezogen (S. 41). Die Berechnung erfolgte nach Gleichung 3.5 und Gleichung 3.6. Tabelle 3.12 zeigt die Berechnungsergebnisse.

$$R = |Z| \sqrt{1 + \tan^2(-\phi)} \quad (3.5)$$

$$C = \frac{1}{\sqrt{1 + \tan^2(-\phi)}} \frac{\tan(-\phi)}{2\pi f |Z|} \quad (3.6)$$

R_{spray} 10 kHz	C_{spray} 10 kHz	R_{spray} 100 kHz	C_{spray} 100 kHz	Condition	ΔL
M Ω	pF	M Ω	pF	-	mm
467.39	2.19	48.70	0.50	dry	10 mm
515.68	1.90	50.55	0.91	dry	5 mm
298.97	1.89	47.94	0.72	dry	1 mm
732.64	2.04	18.03	0.48	wet	10 mm
188.06	1.89	14.91	0.60	wet	5 mm
4.61	0.42	2.48	1.09	wet	1 mm
R_{shunt} 10 kHz	C_{para} 10 kHz	R_{shunt} 100 kHz	C_{para} 100 kHz	Condition	ΔL
1.03	1.77	33.82	0.88	dry	0 mm
1.42	4.52	0.67	3.33	wet	0 mm

Tabelle 3.12: Ergebnisse der Messung der parasitären Größen

4 Diskussion

In diesem Kapitel soll abschließend zu dieser Arbeit eine Schilderung von Problemen während des Studienentwicklungsprozesses sowie eine Interpretation der erreichten Ergebnisse stattfinden. Gegliedert wird es daher in den Methoden-Teil sowie in den Ergebnis-Teil. Am Ende des Kapitels werden Überlegungen für weiterführende Arbeiten angestellt sowie mögliche weitere Entwicklungsschritte geschildert.

4.1 Methoden - Vorbereitende Schritte

4.1.1 Bildgebung

Bei Kooperationen mit Zahnärzten liegt es nahe, das bildgebende Verfahren der Röntgen-Durchleuchtung zu verwenden. Nahezu jede Zahnarztpraxis verfügt über Röntgengeräte, welche sich in den meisten Fällen der Technik der Orthopantomographie [26] bedienen, um eine Panoramaaufnahme des Gebisses zu erstellen. Das Problem der Röntgentechnik liegt nicht in der Verfügbarkeit, sondern im erzeugten Bild. Es müssten vom Zahn mehrere Aufnahmen aus verschiedenen Projektionsrichtungen erstellt werden, und dies mit einer relativ hohen Genauigkeit bzw. Reproduzierbarkeit. Abgesehen von meist analogen Geräten, welche einen relativ hohen AD-Wandel-Aufwand mit sich bringen würden, benötigt man ebenfalls eine geeignete Zahnhaltevorrichtung sowie geeignete Marker, welche im Bild als Referenzpunkt für die Distanzmessung dienen würden. In weiterer Folge müsste ein Programm geschrieben werden, welches aus den Bildern eine dreidimensionale Darstellung anfertigt und somit die Bohrkanalplanung ermöglicht. Bei Verwendung eines MR-Tomographen erhält man inhärent

3D-Bilder. Auch die Verfügbarkeit des Magnetresonanztomographen an der Technischen Universität Graz unterstützte die Entscheidung gegen die Röntgenmethode.

4.1.2 Zahnfixierung

Wie in den Methoden beschrieben, wurden die Zähne in kreisrunde Scheiben zur Fixierung für die anschließende Bohrung eingeklebt. Das Einkleben wurde teilweise mittels Kleber durchgeführt, welche eine Aushärtedauer von $\approx 12 h$ haben. In dieser Zeitspanne werden die Zähne nicht in physiologischer Kochsalzlösung gelagert. Dies könnte negative Auswirkungen auf den Messerfolg haben, da es beim Zahn zur Austrocknung der Dentintubuli führen könnte. Eine Milderung des Problems könnte mitunter durch eine Änderung der Präparationsreihenfolge erzielt werden. Man könnte bei zukünftigen Versuchen den vollständigen Zahn zuerst einkleben und ihn im Anschluss daran von seiner Wurzel trennen. Somit bliebe die Pulpa während der Austrocknungszeit des Klebers weitgehend geschlossen.

Um die Auswirkungen der Lagerung auf die Leitfähigkeit des Dentins überprüfen zu können, müsste eine Vergleichsstudie zwischen trocken und nass gelagerten Zähnen durchgeführt werden. Ebenfalls denkbar ist eine Studie mittels der MR-Tomographie, wo über einen definierten Zeitraum und Abstand der Wassergehalt in den Dentintubuli beobachtet wird. Daraus könnte auf eine mögliche Veränderung der Dentinleitfähigkeit geschlossen werden.

4.2 Methoden - Elektronik

4.2.1 Soundkarte

Zu Beginn des Projekts wurden verschiedene Soundkarten getestet. Es handelte sich bei den Test-Soundkarten um eine Mainboard-Soundkarte (intern) sowie um eine USB-Stick-Soundkarte. Der Test wurde mit einem $10 kHz$ Sinus durchgeführt. Weder die Mainboard-Soundkarte noch die USB-Stick-Soundkarte konnten ein zufriedenstellendes Ergebnis liefern. Entweder handelte es sich um kein reines Sinussignal

(auffallend starke Quantisierungssprünge) oder um eine mangelhafte SNR von rund $10 - 15 \text{ dB}$. Daher wurde auf eine High-End-Soundkarte zurückgegriffen, welche die Signale mit den gewünschten Parametern ausgeben konnte.

Die verwendete Soundkarte installierte eigene Treiber sowie ein im Hintergrund laufendes Programm zur Soundanpassung (z.B. für Surroundsound). Als Standardeinstellung hat dieses Programm die Funktion „Crystal-Sound“. Dies führte zu Beginn zu Irritationen, da das Amplitudenspektrum massiv durch das Hintergrundprogramm verändert wurde. Es handelt sich dabei um eine Loudness-Einstellung, die die Amplituden in den Bereichen $20 - 120 \text{ Hz}$ sowie $1 - 20 \text{ kHz}$ anhebt und im restlichen Band dämpft. Da dieses Filter das Amplitudenspektrum verändert, muss es immer deaktiviert werden.

4.2.2 A/D-Wandler g.USBamp

Für gewöhnlich wird der A/D-Wandler g.USBamp für die Messung von Körpersignalen verwendet (z.B. EEG, EMG, EOG). In dieser Arbeit wurde jedoch großteils in Spannungsbereichen gemessen, die nur durch eine Spannungsteiler-Lösung messbar wurden. Außerdem waren mehrere Kanäle werksseitig fehlerhaft kalibriert. Eine Kalibrierung wurde daher händisch für jeden benötigten Kanal mittels Frequenzgenerator ($U=200 \text{ mV}$, $f=1 \text{ kHz}$) durchgeführt.

Zu Beginn der ersten Messungen wurden nur vier Kanäle belegt (Verstärker-Ausgang, Soundkartenreferenz, Hallsensor, Abstandssensor). Dabei traten noch keine Probleme bezüglich der riesigen Datenmengen auf. Im Laufe der Entwicklung kamen jedoch die Funktion der Messbereichsumschaltung (welche ebenfalls synchron zum Bohrvorgang mitprotokolliert werden muss) sowie die DAC-Daten des Lock-In-Verstärkers hinzu. Dies führte zum Problem, dass die Datendurchsatzraten für den IDE-Controller des verwendeten PCs zu hoch wurden und es zwischendurch zu starken Inkonsistenzen in den aufgenommenen Datensätzen kam. Die Beseitigung des Problems wurde durch die Zusammenlegung der Kanäle „Hallsensor“ und „Messbereichsumschaltung“ erreicht. Dadurch konnte die Datenmenge um rund 15% komprimiert werden, was sich als ausreichend für den verwendeten IDE-Controller herausstellte.

4.2.3 Lock-In-Verstärker

Zu Beginn des Projektes wurde eine dreiteilige Studie angedacht: Eine Studie für ein Single-Sinus-Signal im Audioband, eine weitere für das Multi-Sinus-Signal (ebenfalls im Audioband) und eine Studie für das 100 kHz-Sinussignal. Im Laufe des Projektes wurden die Anforderungen an das Multi-Sinus-Signal und das 100 kHz-Signal reduziert. Betrachtet man nun die benötigten Zähne in Abhängigkeit des Projektverlaufs, so wären zu Beginn 90 Zähne für drei Studien und anschließend durch die Anforderungsreduktion 60 Zähne für zwei Studien notwendig gewesen. Durch einen elektronischen Kunstgriff, also durch die hardwareseitige Bildung eines neuen Multi-Sinus-Signals (bestehend aus 100 kHz-Signal und Soundkarten-Signal), konnte die Anzahl der benötigten Zähne auf 30 reduziert werden. Das 100 kHz-Signal wurde mittels des Lock-In-Verstärkers am Schaltungsausgang abgegriffen.

Wie im Methoden- bzw. Software-Abschnitt bereits erwähnt, führt auch dieser Verstärker Messbereichsumschaltungen durch. Die Empfindlichkeit dieser Umschaltung ist im Wesentlichen von der Zeitkonstante des Tiefpasses abhängig. Eine zu kleine Zeitkonstante führt zu einer starken Rauschempfindlichkeit, wobei bei einer zu großen Zeitkonstante mit einer sehr trägen Umschaltung zu rechnen ist. Die Zeitkonstante wurde auf $\tau = 10 \text{ ms}$ fixiert. Diese Zeitkonstante führte zu einer ausreichend empfindlichen Messbereichsumschaltung.

4.3 Methoden - Kühlung

Das für die Bohrungen verwendete Handstück EM-E6 (Möglichkeit, ein Signal in den Bohrereinsatz einzukoppeln) besitzt keine Vorrichtung, um Kühlwasser einzuspeisen bzw. zu aktivieren, da dies in erster Linie das Signal auf das Gehäuse kurzschließen würde und in der Folge eine Neukonstruktion von Nöten wäre. Um dennoch mit Wasser kühlen zu können, wurde ein zweites, kühlfähiges Handstück des Typs TA-97-C inklusive Roto Quick-Kopplung verwendet, welche in diesem Fall der Übertragung von Luft und destilliertem Wasser vom Turbinenprüfgerät zur Handstückeinheit dient. Bei Testzähnen wurden weiters die Auswirkungen einer Bohrung ohne Kühlung beobachtet. Abbildung 4.1 zeigt dabei das Ergebnis solch eines Versuchs. Das später erklärte

Phänomen der Inflection (Kapitel 4.5 S.86) ist auch bei der ungekühlten Bohrung ansatzweise erkennbar, wenngleich auch in einer völlig anderen Größenordnung. Es ist zu erkennen, dass der Betrag ab ca. 0.7 mm (in diesem Falle ist 0 mm der Bohrstartpunkt) einen Anstieg erfährt und bis zum Pulpadurchbruch bei ca. 2.8 mm stark rauscht. Der Anstieg der Zahnimpedanz sowie das starke Rauschen könnten auf Grund beobachteter thermischer Veränderungen (sichtbare Verkohlungen im Bohrkanal) des Dentins entstanden sein.

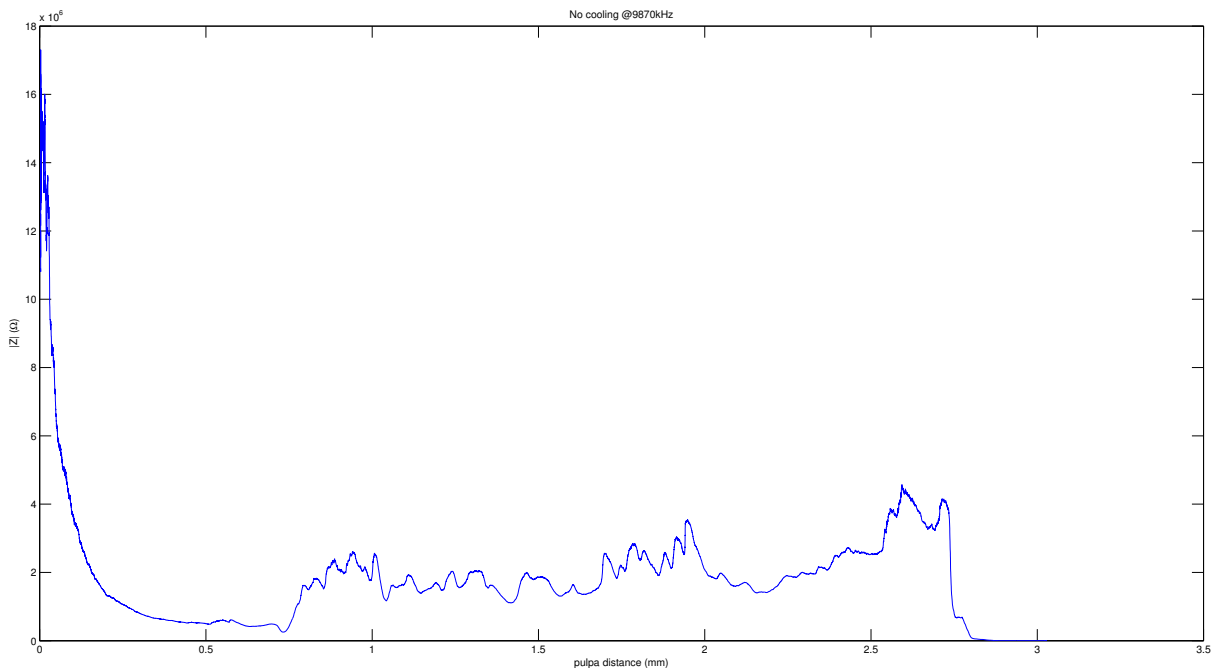


Abbildung 4.1: Kurve einer ungekühlten Bohrung (0 mm entspricht Bohrstartpunkt)

4.4 Methoden - Software

Gestartet wurde die GUI-Entwicklung mittels der Matlab Version R2008b. In diesem Software-Release war die GUI-Erstellungsumgebung *guide* noch sehr fehlerbehaftet und auch viele nützliche Funktionen wie z.B. *matfile()* waren noch nicht implementiert. Es wurde daher entschieden, auf die Version R2011b umzusteigen. Jedoch ist auch diese Version nicht fehlerfrei. So war es zum Beispiel nicht möglich, die unerwünschten globalen Variablen zu ersetzen. Kontakt mit dem Support und diversen Matlab-Foren führten zu keiner zufriedenstellenden Lösung. Es wäre weiters wünschenswert gewesen, dem Programm keine Schreibrechte für die Rohdaten-Files gewähren zu müssen.

Das Problem liegt jedoch bei der Rekonstruktion des Signals. Es kann zu dem Fall kommen, dass eine ungleichmäßige Indexierung im mat-File stattfinden muss (z.B. durch mehrere Schaltvorgänge des Relais). Der Befehl *matfile()* lässt jedoch nur eine gleichmäßige, einmalige Indexierung zu. Dies führte zum Kunstgriff, dass der GUI Schreibrechte auf die Rohdaten gewährt wurden und die Werte im File direkt angepasst wurden.

Für die Signalgenerierung wurde aus der Bildverarbeitungs-Toolbox die Funktion *mat2gray()* verwendet. Mit ihr ist es möglich, auf einfache Art und Weise ein Signal auf den Wert 1 zu normieren. Die GUI ist somit auf Systemen, welche diese Toolbox nicht besitzen, nicht lauffähig. Die Funktion *mat2gray()* wird nämlich bei jedem Signalgenerierungsvorgang benötigt. Höchstens bei einer Revision der Daten, also Laden eines vorhandenen Datensatzes, wird die Funktion nicht benötigt und eine problemlose Sichtung der Ergebnisse sollte möglich sein.

Ein weiterer Kunstgriff betrifft die 100 kHz-Datenverarbeitung. Beim Plotvergleich einer 10 kHz-Kurve und einer 100 kHz-Kurve fiel ein gewisser Kurvenversatz auf der Abszisse auf. Erklärt werden kann dieser Versatz durch Rechenprozesse bzw. durch die Integrationszeit des Lock-In-Verstärkers. Die Verarbeitungsergebnisse in der GUI werden künstlich verschoben, um annähernd synchron mit den Audioband-Signalen zu sein. Benötigt wird diese Synchronizität, um auch mit der berechneten Bohrtiefe im Einklang zu sein.

4.5 Ergebnisse - Zähne

Um die in Kapitel 1.3 (ab S. 15) beschriebenen Hypothesen überprüfen zu können, war es nötig, auch Zähne von älteren Probanden zu erhalten. Für den Altersbereich 35 y - 99 y konnten jedoch nur drei Zähne bezogen werden. Dazu zählt neben Zahn ID 9 (63 y) und Zahn ID 18 (51 y) auch der Zahn mit der ID 25 (37 y). Drei Zähne, im Vergleich zu den restlichen Zähnen, waren somit eine sehr geringe Ausbeute für diese Altersgruppe. Das liegt jedoch daran, dass Molaren mit den Anforderungen (optisch und mechanisch unbeschadet und geringer bis gar kein Kariesbefall) sehr selten sind. Je jünger die Altersgruppe, desto höher ist die Anzahl der erhaltenen

Molaren. Prinzipiell sollten an jedem Zahn mehrere Bohrungen getätigt werden. Das Durchführungskriterium war jedoch die zur Verfügung stehende Grundfläche der Zahnkrone. Ließ diese auf Grund ihrer Größe keine weitere Bohrung mehr zu, wurde nur eine Bohrung am Zahn durchgeführt. Bei den Zähnen der höheren Altersgruppe war dies nur für Zahn ID 9 möglich, da die Oberflächenstruktur sowie die Grundfläche dieses Zahns mehrere Bohrungen zuließen. In der jüngeren Altersschicht konnten hingegen an mehreren Zähnen intraindividuelle Vergleiche durchgeführt werden.

Inflection Point Eine Beobachtung, welche über nahezu alle gemessenen Datensätze wahrgenommen werden konnte, ist der „Inflection Point“ (dt. Beugungspunkt). Es handelt sich dabei um einen charakteristischen Punkt der Kurve, wie er in Abbildung 4.2 dargestellt wird. Er liegt bei den gemessenen Zähnen im Mittel bei etwa 1.52 mm Bohrtiefe. Laut Studie von [27] liegt die maximal gemessene Schmelzdicke durchschnittlich bei 1.4 mm bzw. laut [28] bei 1.8 mm . Daraus kann geschlossen werden, dass der Inflectionpoint ein Indikator für den Durchbruch des Zahnschmelzes ist.

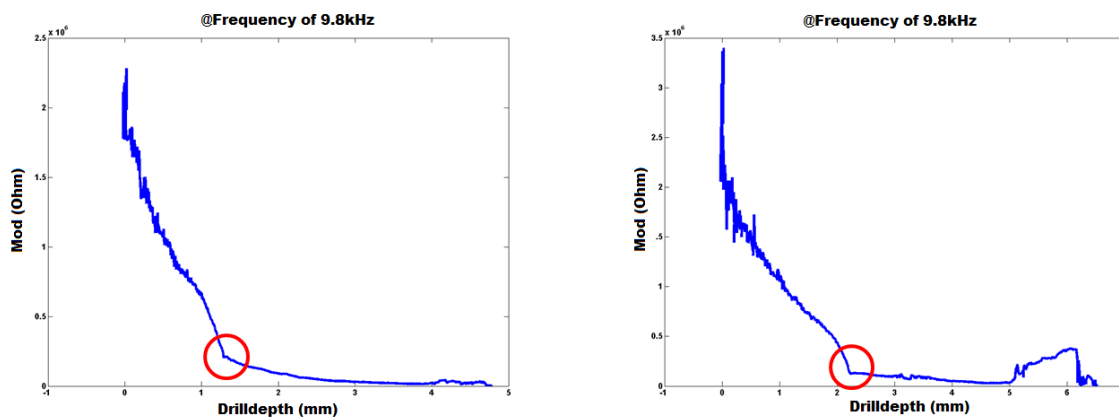


Abbildung 4.2: Darstellung des Inflectionpoints bei Zahn-ID 13 (links) und ID 16 (rechts)

4.6 Ergebnisse - Parameter

Die Analyse verschiedener Parameter sollte ein geeignetes Maß an den Tag bringen, welches auf die Distanz zwischen Dentalbohrerspitze und Pulpa schließen lässt. Da nicht von vornherein klar war, welche Messgröße ein geeigneter Kandidat ist,

wurden durch verschiedene Kombinationen der gemessenen Größen elf Parameter extrahiert. Bei den gemessenen Zähnen ist neben einer starken Streuung auch eine starke Nichtlinearität der Abhängigkeit Parameter-Pulpadistanz erkennbar. Folgend sollen die Beobachtungen der Parameterergebnisse geschildert werden.

Impedance Hi und Lo Bei beiden Parametern (Abbildung 3.1 u. 3.2 ab S. 64) ergibt sich ein hoher Variationskoeffizient von $CV_{OLmax} = 204\%$. Wünschenswert wäre eine lineare Abnahme der Impedanz hin zum Pulpadurchbruch. Diese Beschreibung trifft annähernd auf die Zähne 11, 14 und 15 zu. Die restlichen Datensätze verlaufen im unteren Bereich sehr flach und eine Differenzierung zwischen 0.7 mm und 1.4 mm Linienschnittpunkt ist kaum möglich. Diese schlechte Performance war auch auf Grund der stark streuenden Dentineigenschaften zu erwarten.

Impedance Ratio Der Variationskoeffizient CV_{OLmax} über den gesamten Datensatz (Abb. 3.3 S. 66) von 13% bzw. 20% ist im Vergleich zu den anderen Parametern relativ gering. Für eine akkurate Unterscheidung zwischen 0.7 mm und 1.4 mm Linienschnittpunkt verlaufen die Kurven jedoch zu flach und fallen somit als Interpretationsmaß für die Bohrtiefe weg. Intraindividuell weist Zahn ID 14 bei zwei Bohrungen einen CV_{OL} von 1% (grüne Linie) auf und auch die anderen intraindividuellen Messungen bleiben unter 13% .

Δ Impedance und Δ Impedance 100 kHz (Abbildung 3.4 u. 3.5 ab S. 67) Mit einer Gesamt-Variationskoeffizient-Spannweite zwischen $50\% - 69\%$ ist auch in diesem Fall eine sehr starke Streuung beider Parameter beobachtbar. Ausgenommen vom Zahn mit der ID 15 verlaufen in beiden Fällen die Kurven zu flach (bei gleichzeitig hohem Rauschen).

Phase Hi In diesem Fall (Abbildung 3.6 S. 69) verlaufen nicht alle dargestellten Kurven flach. Hin zur blauen Markierungslinie für die empfohlene Abtragungsgrenze für Kinder ist eine steigende Tendenz hin zu 0° erkennbar. Erreichen die Kurven zwischen grüner und blauer Linie ihr Maximum, sinken diese in Nähe der Pulpa wieder in den stark negativen Phasenbereich. Darum wurde der gesamte Datensatz

4 Diskussion

auf Extrema untersucht und in Abbildung 4.3 markiert. In die gemessenen Kurven wurden zunächst zur Glättung Polynome 3. Ordnung gefittet und diese anschließend durch Differenzierung auf ihre Extrempunkte untersucht. Dabei ist im oberen Teil der ursprüngliche Datensatz erkennbar und im unteren Teil sind die Ableitung der gefitteten Kurven inklusive Nulldurchgang-Markierungen abgebildet. In Abbildung 4.3 ist eine Häufung der Extrema im Bereich um 0.7 mm und 1.4 mm erkennbar. Der CV_{OLmax} liegt bei 31 % bzw. 46 %.

In weiterer Folge ist der von Eldarrat et.al [11] publizierte Phasenunterschied zwischen jungen und alten Patienten nicht erkennbar. So verläuft die Phasenkurve der Zahn ID 9 (63y) fast identisch mit jener von Zahn ID 10 (20y) bzw. Zahn ID 17 (15y).

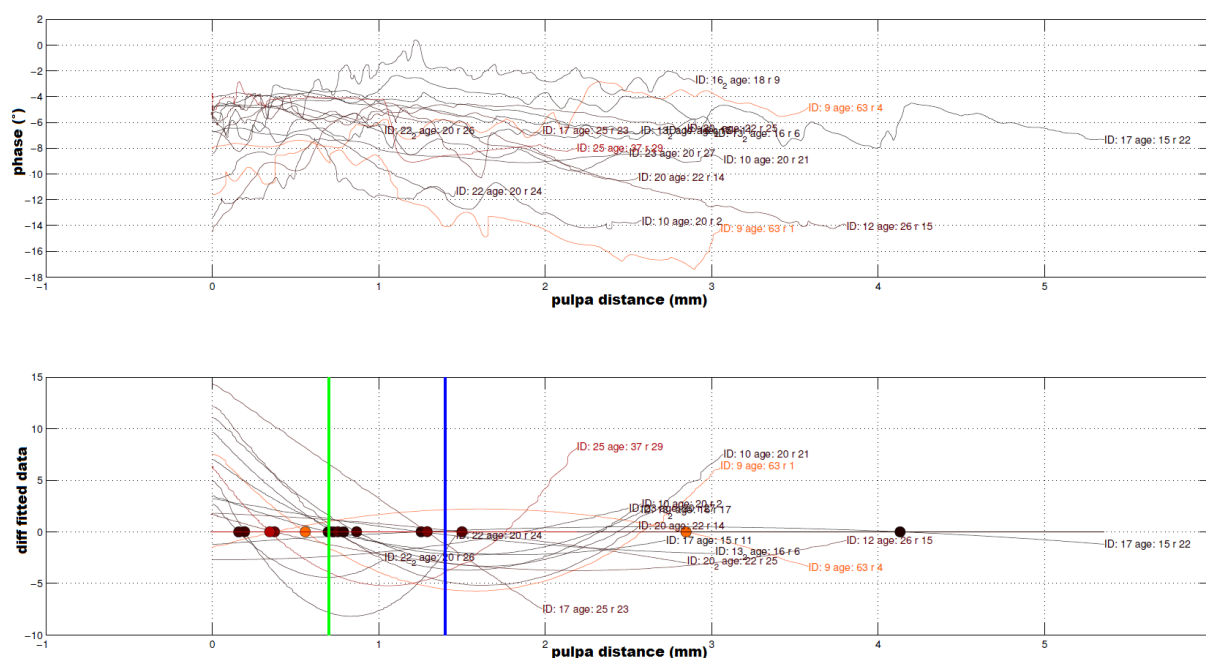


Abbildung 4.3: Oben: Originaldatensatz. Unten: Differenzierte Kurven mit Nulldurchgang-Markierung

Phase Lo Auch hier ist der flache Verlauf der Kurven ein K.O. Kriterium für den Parameter als Verwendung zur Distanzmessung. Außerdem sind starke Schwankungen der Kurven über die Pulpatiefe zu beobachten.

Δ Phase und Phase 100 kHz In beiden Fällen (Abbildung 3.8 und 3.9 ab S. 71) verlaufen die Datensätze sehr flach. Bei der 100 kHz -Phase ist ein relativ geringer CV_{OLmax}

von 9 % bzw. 13 % beobachtbar. Auffallend ist der Betrag der 100 kHz-Phase. Dieser erreicht Werte bis zu $+60^\circ$, womit das Dentin scheinbar einen induktiven Charakter im höheren Frequenzbereich hat. Solche Phasenwerte kommen in biologischen Geweben nicht vor. Eine mögliche Erklärung für das Auftreten dieses Phänomens zeigt Abbildung 4.4. Auf Grund des Kühlflüssigkeitsfilms an der Zahnaußenseite, kann es zu einer kapazitiven Kopplung durch RC-Kettenglieder zwischen Dentin und Kühlflüssigkeitsfilm kommen. Die gemessene Phase der Impedanz $R_{Dentin2}$ erscheint nun in Simulationen positiv.

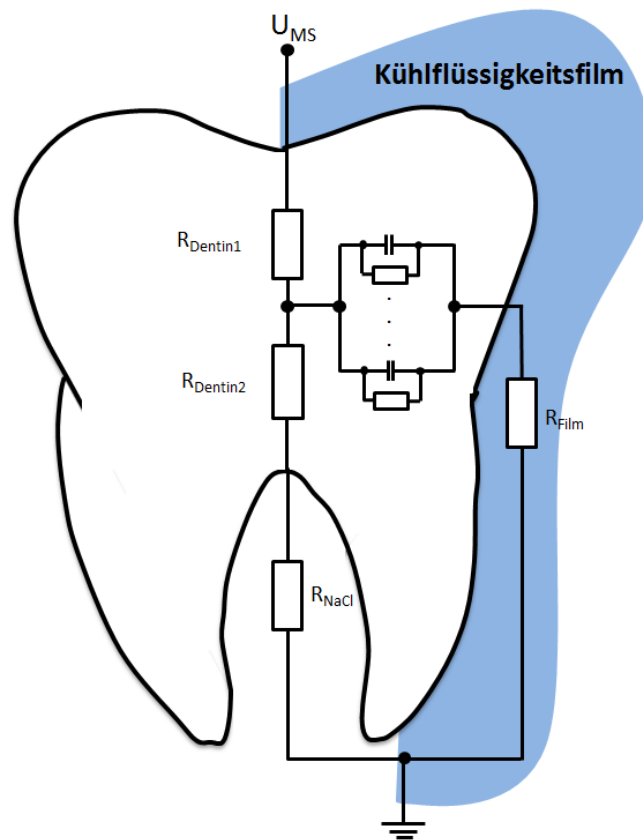


Abbildung 4.4: Ersatzschaltbild für die kapazitive Kopplung zwischen Zahninnerem und Kühlflüssigkeitsfilm

Real- vs. Imaginärteil (Abbildung 3.10 S. 73) Hier wurde kein statistisches Maß zur Auswertung herangezogen. In der Darstellung des Parameters wurde hingegen der 1 mm-Punkt markiert. Es ist eine leichte Häufung der 1 mm-Punkte erkennbar, trotzdem ist die Streuung für eine zuverlässige Prädiktion viel zu groß.

IPDR Neben dem relativ flachen Kurvenverlauf, hat dieser Parameter (Abbildung 3.11 S. 74) den geringsten CV_{OLmax} von 25 % bzw. 33 %, womit eine wesentliche Verbesserung im Vergleich zum reinen Parameter „Impedance-Hi“ erkennbar ist. Wie beim Parameter „Phase-Hi“ lässt sich eine Extrema-Häufung im Interessensbereich erkennen. Darum wurden auch hier die gefitteten Kurven auf Extrema untersucht und in Abbildung 4.5 markiert. Dabei ist im oberen Teil der ursprüngliche Datensatz erkennbar und im unteren Teil sind die Ableitungen der gefitteten Kurven samt Markierung abgebildet.

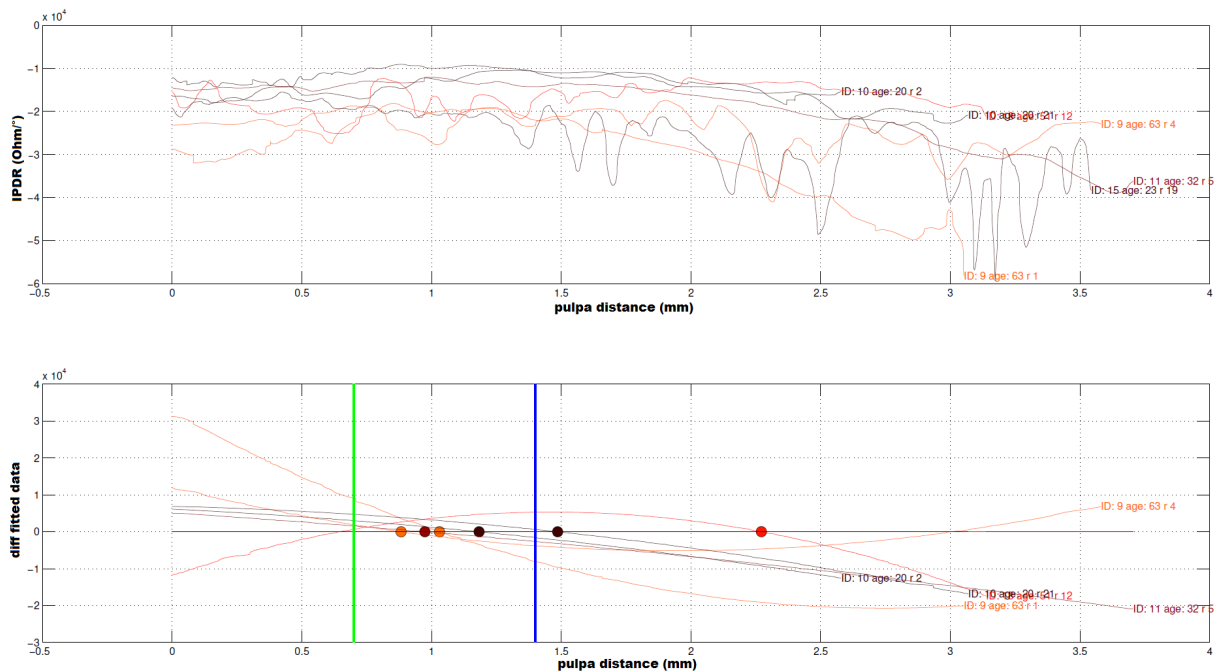


Abbildung 4.5: Oben: Originaldatensatz. Unten: Differenzierte Kurven mit Nulldurchgang-Markierung

4.7 Ergebnisse - Spektren-Verifikation

Die Messungen bzw. Zahnpräparationen (siehe Tabelle 2.7 S. 59) wurden soweit als möglich wie in den zu überprüfenden Publikationen durchgeführt. Die einzigen Unterschiede lagen in der Dentinscheiben-Extraktion und in der Anregungsamplitude.

Eine Dentinscheiben-Extraktion, wie sie von Eldarrat et.al. [11] durchgeführt wurde, hätte einen zu hohen Mehraufwand bedeutet. Neben der Anwendung der CNC-Technik für die Extraktion, hätte ebenfalls eine neue und geeignete Dentinscheibenhaltung

entwickelt werden müssen. Außerdem konnten in der Publikation von Eldarrat et.al. [11] keine Hinweise auf die verwendeten Anregungsamplituden gefunden werden.

Weder bei der Silikonringpräparation noch bei den beiden anderen Messpräparationen konnte die in [11] berichtete starke α -Dispersion im unteren Hertz-Bereich (vgl. Abb. 1.9 S. 13) reproduziert werden. Bei der Agar-Kopplung konnte im Sub-Hertz Bereich eine Phase von -20° erzielt werden, was immer noch um rund 30° von Eldarrats publizierten Werten abweicht. Bei den beiden anderen Präparationen (Leitsilber und Silikonring) war der Betrag der Phase mit -5° noch geringer und ergab eine Differenz von 45° . Negative Auswirkungen auf den Messerfolg dieser Arbeit könnte die unumgängliche Klebertrocknungsphase von $\approx 12 h$ haben. Jedoch könnte es sich auch um einen Präparationsfehler seitens Eldarrats handeln. Simulationen ergaben, dass bei Verwendung eines schlechten Leitsilbers Phasen in der publizierten Größenordnung liegen können. Schlechte Elektroden können zusätzliche Dispersionen verursachen, die dann fälschlicherweise dem untersuchten Gewebe zugeschrieben werden könnten.

Bei der Präparationsmethode mit Silikonring wurden Messungen mit drei unterschiedlich gewählten Spannungshöhen durchgeführt, um eventuelle Nichtlinearitäten des Mediums zu detektieren. So hätten etwa Elektrolyse-Effekte im unteren Frequenzbereich auftreten können. Solche Nichtlinearitäten konnten jedoch nicht beobachtet werden.

4.8 Ergebnisse - Dentalbohrereinsätze

Die elektrische Charakterisierung für die Dentalbohrereinsätze wurde bei $0 U/min$ und bei $15 kU/min$ durchgeführt (siehe S. 78). Bis auf ein etwas stärkeres Rauschen bei $15 kU/min$ ist kein Unterschied erkennbar, weder im Betrags- noch im Phasenspektrum. Für die Dentalbohrereinsatz-Messung wurden zwei Messarten definiert:

1. Bohrer berührt Oberfläche der physiologischen Kochsalzlösung
2. Gesamte Schneidfläche des Bohreinsatzes ist in die phys. Kochsalzlösung eingetaucht

Für das Szenario 2, das die gesamte Schnittfläche in die Lösung eintaucht, ist kein gravierender Unterschied zwischen diamantiertem und unbeschichtetem Bohrer erkennbar.

Nur für Szenario 1 ist ein wesentlicher Unterschied, sowohl im Betrags- als auch im Phasenspektrum, zwischen den beiden Bohreinsatztypen erkennbar. Die Beschichtung spielt somit nicht nur mechanisch, sondern auch elektrisch eine wesentliche Rolle. Es ist mit einer starken Beeinflussung der gemessenen Zahnimpedanz durch diamantierte Bohrer auf Grund ihrer hohen Kontaktimpedanz zu rechnen. Im Gegensatz dazu weisen unbeschichtete Bohrer eine Kontaktimpedanz auf, welche ca. ein Drittel bis ein Fünftel der diamantierten Bohrer beträgt (z.B. @10 Hz $Z_{coated1} \approx 10.5 k\Omega$ & $\phi_{coated1} \approx -70^\circ$ vs. $Z_{uncoated1} \approx 3 k\Omega$ & $\phi_{uncoated1} \approx -50^\circ$). Ab ca. 20 kHz unterscheiden sich die elektrischen Eigenschaften der zwei Bohrertypen nur noch marginal.

4.9 Ergebnisse - Parasitäre Größen

Die Auswirkung des Kühlmittels auf die Impedanzmessung sollte mittels der Messung der parasitären Größen ermittelt werden. Abbildung 4.6 zeigt ein Ersatzschaltbild für die vereinfachte Messanordnung. Durch Simulationen im Programm LTspice IV (Linear Technology Corporation, Milpitas, Kalifornien), sollten die Auswirkungen der parasitären Nebenschlusselemente auf Betrag und Phase von R_{Dentin} bestimmt werden. Aufschluss über die Simulation gibt Tabelle 4.1. Der Phasenfehler ist dabei die Differenz zwischen 0° und der gemessenen Phase. Der Betragsfehler wird nach Gleichung 4.1 berechnet.

$$Err_{Betrag} = \left(1 - \frac{R_{Dentingemessen}}{R_{Dentin}}\right) * 100\% \quad (4.1)$$

Es zeigt sich, dass der Phasenfehler bei einer Frequenz von 10 kHz in einem akzeptablen Rahmen bleibt. Der Phasenfehler bei einer Frequenz von 100 kHz ist jedoch schon ab ca. 50 kΩ außerhalb dieses Rahmens. Der Betragsfehler übersteigt für beide Frequenzen ab ca. 100 kΩ die 10%-Marke. Diese Simulationen zeigen, dass Messungen bei 100 kHz keine brauchbaren Messergebnisse über 50 kΩ liefern.

4 Diskussion

R_{Dentin} k Ω	Phasenfehler °		Betragfehler %	
	10 kHz	100 kHz	10 kHz	100 kHz
20	-0.24	-2.29	3	3
50	-0.25	-5.58	7	8
100	-1	-10	13	15
200	-1.8	17.9	23	27

Tabelle 4.1: Simulationsergebnisse des Betrags- und Phasenspektrums

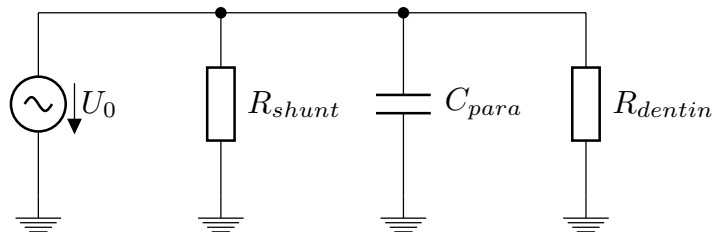


Abbildung 4.6: Ersatzschaltbild für die Messanordnung mit Kühlmittelfluss. R_{shunt} und C_{para} symbolisieren parasitäre Nebenschlusselemente durch das Kühlmittel

4.10 Datenträger

Auf dem beigelegten Datenträger sind folgende Daten enthalten:

- Messrohdaten
- Metadaten
- Signalverarbeitungsergebnisse
- Erstellte Software
- Excel-Datei mit Zahninformationen

4.11 Fazit

Durch das Messen von vier Größen, nämlich jeweils Betrag und Phase bei 10 kHz und 100 kHz, konnten insgesamt elf Parameter extrahiert werden. Keiner der erstellten

Faktoren konnte als verlässliches Maß für die Distanzmessung zwischen Dentalbohrerspitze und Zahnpulpa eingestuft werden. Der Großteil der Kurven verlief sehr flach bei gleichzeitig starkem Rauschen. In den Datensätze von Maier [10] (vgl. Abbildung 1.7 S.9) sind nur wenige flach verlaufende Kurven zu finden. Die dort veröffentlichten Kurven zeigen sehr häufig den gewünschten Verlauf, nämlich eine lineare, sich in Richtung Pulpa absenkende Impedanz. Diese Charakteristik können in diesem Projekt nur wenige Kurven vorweisen, so zum Beispiel Zahn ID 15, Zahn ID 14 oder die zweite Bohrung des Zahnes mit der ID 9. Für diese Verläufe kann es unterschiedliche Gründe geben. Während der Bohrung konnte eine Art Kühlmittel-Abschnürung beobachtet werden. Dies ist so zu verstehen, dass der Bohrer früher oder später in solche Zahntiefen vorgedrungen ist, dass auf Grund der strikten, geradlinigen Abwärtsbewegung das Kühlmittel nicht mehr den Bohrer erreicht. Wie beschrieben, wurde eine externe Kühlung eingerichtet, womit die Fokussierung des Kühlmittelstrahls auf die Dentalbohrerspitze nicht optimal gegeben ist. Im Normalfall strahlt das Kühlmittel fokussiert auf die Dentalbohrerspitze. Durch die Fokussierung auf die Spitze und somit das Bohrloch kann man davon ausgehen, dass eine ständige Vermischung von Kühlmittel und Bohrspänen stattfindet. Durch die unumgängliche Veränderung des Einstrahlwinkels der Kühlflüssigkeit zum Bohrloch darf durchaus vermutet werden, dass der beschriebene Austausch unter Umständen ungenügend oder gar nicht stattfindet. Der geringe oder nicht stattfindende Kühlmittelaustausch kann im Anschluss zu einer starken Erhitzung des Dentalbohrereinsatzes (15000 *Umin*!) führen und somit zu thermischen Veränderungen im Zahn und in weiterer Folge zu Veränderungen der lokalen elektrischen Eigenschaften des Mediums. Die ungekühlte Messung aus Abbildung 4.1 S.84 unterstützt diese Vermutung. In dieser Abbildung ist nämlich ein Wiederansteigen der Impedanz nach einem anfänglichen starken Abfall und das Halten auf einem fast konstanten Wert über eine große Distanz hinweg erkennbar. Es sollten daher die Zähne im Querschnitt betrachtet werden und der Bohrkanal auf thermische Veränderungen untersucht werden. Weiters macht eine etwaige Weiterführung des Projektes die Entwicklung eines Dentalbohrers nötig, welcher das Signal bei hohen Drehzahlen isoliert vom Gehäuse einspeisen kann. Einkoppelte Signalstörungen, verursacht durch das Schaltnetzteil des Bohrers, konnten durch eine isolierende Ölschicht zwischen Dentalbohrerspannfutter und Dentalbohrergehäuse auf einem Minimum

gehalten werden.

Warum Gente seine Messungen bei 500 Hz durchgeführt hat, ist nicht bekannt. Es ist jedoch auf Grund der Kühlmittel-Versuchsmessungen ratsam, die Frequenz so tief wie möglich zu wählen, da sowohl Betrags- als auch Phasenfehler stark mit der Frequenz zunehmen. Außerdem wird in den Zahnarztpraxen vorwiegend Leitungswasser als Kühlflüssigkeit verwendet, womit mit einer mindestens zehnmal höheren Leitfähigkeit der Shuntpfade zu rechnen ist. Weiters spielen bei der Wahl des Frequenzbereiches auch der Dentalbohrereinsatz und seine Beschichtung eine Rolle. Je tiefer die gewählte Frequenz (≤ 100 Hz) ist, desto höher ist die Kontaktimpedanz und deren Phasenbetrag.

Die Literatur und wenige Kurven in diesem Projekt haben gezeigt, dass eine Reproduzierbarkeit unter bestimmten Voraussetzungen gegeben ist. Auf Basis dieser Studie ist die Messung der Distanz zwischen Dentalbohrerspitze und Zahn-Pulpa mittels Impedanzverfahren nicht machbar. Die Schwäche dieser Studie liegt in der verwendeten Bohrart, wie sie in der Praxis so nicht vorkommt. Genau genommen wird in der Praxis nicht gebohrt, sondern gefräst. Der Unterschied zwischen Bohren und Fräsen liegt prinzipiell in der unterschiedlichen Verwendung der kartesischen Achsen. Während man sich beim Bohren auf die Z-Achse beschränkt, um zylindrische Löcher zu bohren, kommen beim Fräsen Bewegungen in X-, Y- und Z-Richtung vor. Beispiele dafür sind z.B. Kronenbeschleifungen oder die Kariesexkavation. Bei einem veränderten Studiendesign mit einem in alle drei Raumrichtungen steuerbaren Bohrkopf und geeigneten Trajektorien ist mit einem anderen Studienausgang zu rechnen.

4.12 Ausblick

Da trotz der negativen Ergebnisse nicht ausgeschlossen werden kann, dass bei einem der realen Bohrsituation ähnlicherem Studiendesign ein anderes Ergebnis erzielt werden könnte, werden folgende Verbesserungen vorgeschlagen:

- Methodische Verbesserungen:
 - Umstieg auf hochperformanten Computer (SSD-Festplatten, USB 3.0) zur Steigerung der Datendurchsatzrate. Dadurch könnte die Bohrgeschwindigkeit verringert und damit die Aufnahmezeit erhöht werden.
 - Beschneidung der Zahnwurzel nach Kleber-Austrocknung, um einer Austrocknung der Dentintubuli vorzubeugen. Auch eine Neuentwicklung der Zahnhalterung ist denkbar.
 - Wiederholtes Lüften des Bohrkanals zur Vermeidung von Bohrspan-Stau und somit Überhitzungen des Dentalbohrereinsatzes.
 - Verwendung eines isolierten Handstücks inkl. Kühlkanal (Neu-Konstruktion).
 - Verbesserung der Altersverteilung der Zähne, um den Alterseinfluss auf die Impedanz genauer untersuchen zu können.
 - Übergang von „Bohren“ zu „Fräsen“ zur besseren Annäherung an die Praxis.
 - Verbesserung der Steifigkeit des mechanischen Systems, um Verbiegungen und Messabweichungen vorbeugen zu können.
 - Implementierung einer automatische Erkennung der 100 kHz-Messbereichsumschaltung.
 - Steigerung der Übersichtlichkeit der GUI.
- Weitere Untersuchungen
 - Wiederholung der Dentinspektrenmessung (vgl. mit Eldarrat) an Zähnen, die unmittelbar nach der Extraktion verarbeitet werden.
 - Zahnextraktions- und Präparationsstudie mittels MR-Bildgebung. Beobachtung des Wassergehalts der Dentintubuli über einen definierten Zeitraum.
 - Studie von (Makro-) Bohrungsfilmaufnahmen des Bohrloch-Milieus zur Kühlmittel-Austauschbeobachtung im Bohrkanal.
 - Mikroskopische Untersuchung von Zahnschnitten entlang des Bohrkanals (thermische Veränderungen).

4 Diskussion

- Leitungswasser als Kühlflüssigkeit bei isoliertem Handstück.
- Andere Methoden (Licht, Schall) zur Messung der Distanz bewerten.

Literatur

- [1] Jüde H.D. et al. *Einführung in die Zahnärztliche Prothetik*. Fünfte Auflage. Deutscher Ärzte-Verlag GmbH, 1997 (siehe S. 1, 6, 62).
- [2] Steiniger B. et al. *Mikroskopische Anatomie der Zähne und des Paradonts*. Erste Auflage. Georg Thieme Verlag, 2010 (siehe S. 2).
- [3] *Schematic Section Tooth*. URL: http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Schematic_section_tooth.svg (besucht am 15.03.2013) (siehe S. 3, 20).
- [4] Schumacher G.-H. *Anatomie für Zahnmediziner*. Dritte Auflage. Hüthig Verlag, 1997 (siehe S. 3, 4).
- [5] Gente M. »Messungen zur Pulpaausdehnung an präparierten Molaren«. In: *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* (1987) (siehe S. 4, 5).
- [6] Gente M. & Wenz H.-J. »Nicht-invasive Methode der Dentinwiderstandsmessung zur Begrenzung der Präparationstiefe«. In: *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* (1991) (siehe S. 4–8).
- [7] Feige G. »In-Vitro-Messungen des elektrischen Widerstandes an präparierten menschlichen Zähnen«. Philipps-Universität Marburg, 1990 (siehe S. 4).
- [8] Gente M. »Vorrichtung zum Bestimmen des elektrischen Widerstandes von Zähnen«. DE19714397. 1997 (siehe S. 6).
- [9] Gente M. »Vorrichtung zum Bestimmen der Ausdehnung des Dentinkörpers zu präparierenden Zähnen«. DE3615632. 1987 (siehe S. 6).
- [10] Maier A. »Tiefenbegrenzung von parapulpären Stiftkanalbohrungen über Messungen des elektrischen Widerstandes am Dentin -Eine In-vitro-Untersuchung-«. Philipps-Universität Marburg, 1998 (siehe S. 7–10, 19, 94).

- [11] Eldarrat A.H. et al. »Age-related changes in ac-impedance spectroscopy studies of normal human dentine«. In: *Journal of Materials Science* (2007) (siehe S. 10, 13, 14, 19, 58, 88, 90, 91).
- [12] Takashima S. *Electrical Properties of Biopolymers and Membranes*. Adam Hilger, 1989 (siehe S. 11).
- [13] Martinsen G. et al. »Low Frequency Dielectric Dispersion of Microporous Membranes in Electrolyte Solution«. In: *Journal of Colloid and Interface Science* (1997) (siehe S. 12).
- [14] Gente M. & Becker-Detert D. »Untersuchungen zum spezifischen elektrischen Widerstand des Dentins menschlicher Zähne«. In: *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* (1991) (siehe S. 14–16).
- [15] Mumford J. M. »Resistivity of Human Enamel and Dentine«. In: *Archives of Oral Biology* 12 (1967) (siehe S. 14).
- [16] *FDI-Schema*. URL: <http://de.wikipedia.org/wiki/Zahnschema#FDI-Schema> (besucht am 14.03.2013) (siehe S. 19).
- [17] Hering E. & Schönfelder G. *Sensoren in Wissenschaft und Technik*. Erste Auflage. Vieweg+Teubner Verlag, 2012 (siehe S. 29, 30).
- [18] g.tec medical engineering GmbH. *g.USBamp Gebrauchsanweisung v2.11.03*. Schiedlberg, 2011 (siehe S. 31).
- [19] NF Circuit Design Block Co. LTD. *5610B/A Two Phase Lock-In Amplifier (Instruction Manual)*. Japan, 1987 (siehe S. 33, 34).
- [20] Pruckner C. »Online Bohrtiefenbestimmung für zahnärztliche Bohrantriebe«. Technische Universität Graz, 2008 (siehe S. 43, 44).
- [21] Schaldach M. et al. »Titannitrid-Herzschrittmacher-Elektroden«. In: *Biomedizinische Technik* 34 (1989) (siehe S. 44).
- [22] Van der Ouderaa E. »Peak Factor Minimization of Input and Output Signals of Linear Systems«. In: *IEEE Trans. Instrum. Meas.* (1988) (siehe S. 49, 50).
- [23] Newman D.J. »An L₁ extremal problem for polynomials«. In: *Proc. Amer. Math. Soc.* (1965) (siehe S. 49).

Literatur

- [24] Schroeder M.R. »Synthesis of low-peak-factor signals and binary sequences with low autocorrelation«. In: *IEEE Trans. Information Theory (Corresp.)* (1970) (siehe S. 49).
- [25] Altman Y.M. *Undocumented Secrets of MATLAB-Java Programming*. Erste Auflage. CRC Press, 2011 (siehe S. 52).
- [26] Kramme R. *Medizintechnik : Verfahren – Systeme – Informationsverarbeitung*. Dritte Auflage. Springer, 2006 (siehe S. 80).
- [27] Smith T.M. et al. »Modern human molar enamel thickness and enamel-dentine junction shape«. In: *Archives of Oral Biology* 51 (2006) (siehe S. 86).
- [28] Martin L.B. »The Relationships of the Later Miocene Hominoidea«. University College London, 1983 (siehe S. 86).