Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik

Leiter: Prof. Dr. Rudolf Steiner

Vergleich der Detektionstiefen verschiedener Sonden eines optischen Kariesdetektors

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

Anke Bongardt
geboren in Wismar

2004

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Klaus-Michael Debatin

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Raimund Hibst

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Ulrich Keller

Tag der Promotion: 14.04.2005

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung **1**

1.1 Klinische Bedeutung der Laserfluoreszenzdiagnostik 1
1.2 Mögliche Ursachen der Kariesfluoreszenz 2
1.2.1 Demineralisation 3
1.2.2 Maillard-Reaktion 3
1.3 Erkennen aktiver und inaktiver Kariesformen 4
1.4 Fluoreszenzdetektion mit dem DIAGNOdent™-Gerät 4
1.5 Klinischer Messablauf 5
1.6 Problemstellung 7

2 Material und Methode **9**

2.1 Messprinzip 9
2.2 Versuchsanordnung 9
2.2.1 Vorbereitung der Zähne 9
2.2.2 Herstellung der Fluoreszenzproben 11
2.2.3 Vorbereitung der Sensoren 12
2.3 Messablauf 12
2.4 Auswertung 13
2.4.1 Berechnung der Intensitätsverläufe 13
2.4.2 Nachweisgrenzen der Sonden 18
2.5 Formfaktor 19
2.6 Schwächungskoeffizient α 19

3 Ergebnisse **21**

3.1 Berechnung der Intensitätsverläufe 21
3.2 Nachweisgrenzen der Sonden 65
3.3 Formfaktor 71
3.4 Schwächungskoeffizient α 74

4 Diskussion **77**

4.1 Bewertung der Methode 77

4.2 Berechnung der Intensitätsverläufe 79
4.2.1 Messumfang 79
4.2.2 Grundintensität 79
4.2.3 Fluoreszenzintensität an Zähnen mit konditionierten Dentinkernen 80
4.3 Nachweisgrenzen der Sonden 80
4.4 Formfaktor – Einfluss der Sondenformen bei Glattflächen und Fissuren 81
4.5 Schwächungskoeffizient α 83
4.6 Fehlerbetrachtung 84
4.7 Klinische Relevanz 85
4.8 Schlussfolgerung 85

5 Zusammenfassung **87**

Literaturverzeichnis **89**

Abbildungsverzeichnis

1 Detektionsprinzip des DIAGNOdent™-Gerätes mit den Faserbündeln der Sonden A und B 5
2 Detektionsprinzip des Prototyps der Einzelfaser 6

3 Messaufbau 10
4 Messuhr 11
5 Abschwächung der Laserstrahlung und der Fluoreszenz im Schmelz 16

6 Verlauf der Grundintensität am Beispiel 22
7 Darstellung der Messwerte am Beispiel 23
8 Verläufe der korrigierten Intensitäten am Beispiel 24
9 Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 2, Glattfläche, Sonde A . 26
10 Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 5, Glattfläche, Sonde A . 27
11 Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 6, Glattfläche, Sonde A . 28
12 Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 13, Glattfläche, Sonde A 29
13 Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 14, Glattfläche, Sonde A 30
14 Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 2, Glattfläche, Sonde B . 31
15 Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 5, Glattfläche, Sonde B . 32
16 Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 6, Glattfläche, Sonde B . 33
17 Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 13, Glattfläche, Sonde B 34
18 Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 14, Glattfläche, Sonde B 35
19 Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 2, Glattfläche, Sonde E . 36
20 Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 5, Glattfläche, Sonde E . 37
21 Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 6, Glattfläche, Sonde E . 38
22 Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 13, Glattfläche, Sonde E 39

23	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 14, Glattfläche, Sonde E	40
24	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 1, Fissur, Sonde A	41
25	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 3, Fissur, Sonde A	42
26	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 4, Fissur, Sonde A	43
27	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 7, Fissur, Sonde A	44
28	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 8, Fissur, Sonde A	45
29	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 9, Fissur, Sonde A	46
30	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 11, Fissur, Sonde A . . .	47
31	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 12, Fissur, Sonde A . . .	48
32	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 1, Fissur, Sonde B	49
33	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 3, Fissur, Sonde B	50
34	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 4, Fissur, Sonde B	51
35	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 7, Fissur, Sonde B	52
36	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 8, Fissur, Sonde B	53
37	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 9, Fissur, Sonde B	54
38	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 11, Fissur, Sonde B . . .	55
39	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 12, Fissur, Sonde B . . .	56
40	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 1, Fissur, Sonde E	57
41	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 3, Fissur, Sonde E	58
42	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 4, Fissur, Sonde E	59
43	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 7, Fissur, Sonde E	60
44	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 8, Fissur, Sonde E	61
45	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 9, Fissur, Sonde E	62
46	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 11, Fissur, Sonde E . . .	63
47	Verlauf der korrigierten Intensitäten Zahn 12, Fissur, Sonde E . . .	64
48	Darstellung der Nachweisgrenzen d_K für Glattflächen	68
49	Darstellung der Nachweisgrenzen d_K für Fissuren	70
50	Verteilung der Formfaktoren B an den Glattflächen	72
51	Verteilung der Formfaktoren B an den Fissuren	73
52	Verteilung der Schwächungskoeffizienten α an den Glattflächen . . .	75
53	Verteilung der Schwächungskoeffizienten α an den Fissuren	76
54	Lage der Sonden in den Fissuren	83

Tabellenverzeichnis

1 Gleichungen der korrigierten Intensitäten am Beispiel 25
2 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 2, Glattfläche, Sonde A 26
3 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 5, Glattfläche, Sonde A 27
4 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 6, Glattfläche, Sonde A 28
5 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 13, Glattfläche, Sonde A 29
6 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 14, Glattfläche, Sonde A 30
7 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 2, Glattfläche, Sonde B 31
8 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 5, Glattfläche, Sonde B 32
9 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 6, Glattfläche, Sonde B 33
10 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 13, Glattfläche, Sonde B 34
11 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 14, Glattfläche, Sonde B 35
12 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 2, Glattfläche, Sonde E 36
13 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 5, Glattfläche, Sonde E 37
14 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 6, Glattfläche, Sonde E 38
15 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 13, Glattfläche, Sonde E 39
16 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 14, Glattfläche, Sonde E 40
17 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 1, Fissur, Sonde A . . . 41
18 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 3, Fissur, Sonde A . . . 42
19 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 4, Fissur, Sonde A . . . 43
20 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 7, Fissur, Sonde A . . . 44
21 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 8, Fissur, Sonde A . . . 45
22 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 9, Fissur, Sonde A . . . 46
23 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 11, Fissur, Sonde A . . 47

24 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 12, Fissur, Sonde A . . 48
25 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 1, Fissur, Sonde B . . . 49
26 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 3, Fissur, Sonde B . . . 50
27 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 4, Fissur, Sonde B . . . 51
28 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 7, Fissur, Sonde B . . . 52
29 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 8, Fissur, Sonde B . . . 53
30 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 9, Fissur, Sonde B . . . 54
31 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 11, Fissur, Sonde B . . 55
32 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 12, Fissur, Sonde B . . 56
33 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 1, Fissur, Sonde E . . . 57
34 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 3, Fissur, Sonde E . . . 58
35 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 4, Fissur, Sonde E . . . 59
36 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 7, Fissur, Sonde E . . . 60
37 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 8, Fissur, Sonde E . . . 61
38 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 9, Fissur, Sonde E . . . 62
39 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 11, Fissur, Sonde E . . 63
40 Approximationsergebnisse korr. Intensität Zahn 12, Fissur, Sonde E . . 64
41 Nachweisgrenzen d_K für ausgewählte Kernintensitäten I_K der Sonden A, B und E an Glattflächen. 67
42 Nachweisgrenzen d_K für ausgewählte Kernintensitäten I_K der Sonden A, B und E an Fissuren. 69

Abkürzungsverzeichnis

α ..... Schwächungskoeffizient; $\alpha = 2\mu$
μ ..... Schwächungskoeffizient
$\overline{\alpha}$ ..... Mittelwert der Schwächungskoeffizienten α
$\overline{B}$ ..... Mittelwert der Formfaktoren B
σ_α^2 ..... Varianz der Schwächungskoeffizienten α
σ_B^2 ..... Varianz der Formfaktoren B
B ..... Formfaktor
d ..... Wanddicke bzw. Tiefe der Karies
d_K ..... Nachweisgrenze, Nachweistiefe
f ..... Faktor für die Umwandlung anregender in fluoreszierende Strahlung
I ..... ausgekoppelte Fluoreszenzstrahlung
i ..... Konzentration an Fluorophoren
I_0 ..... Nullintensität
I_F ..... Intensität des Fluorophors
I_{Grenz} ..... Intensitätszuschlag
I_K ..... Kernintensität bzw. Kariesintensität
I_{L_0} ..... Ausgangsintensität des Lasers
I_L ..... abgeschwächte Laserintensität
I_{max} ..... maximale Fluoreszenzintensität
s ..... Spaltbreite zwischen Messoberfläche und Sonde
x ..... Wegstrecke
A, B, E ... Bezeichnung der Sonden
a-h ..... Bezeichnung der Dentinkerne
PMMA ... Polymethylmethacrylat

RE ..... relative Einheiten am DIAGNOdent™-Gerät
Z1-14 ..... Bezeichnung der Zahnproben

1 Einleitung

1.1 Klinische Bedeutung der Laserfluoreszenzdiagnostik

Das Erkennen von Karies und deren Behandlung zählen zu den häufigsten Routinearbeiten in der zahnärztlichen Praxis.

Zur Vorbeugung von irreversiblen Kariesschäden ist deren Frühdiagnose und das Monitoring kleinerer Defekte von Bedeutung. Dies erfordert sensitive Techniken [1], zumal die zunehmende Remineralisation des Schmelzes durch Fluoridierung eine Dentinkaries verschleiern kann [22]. Besonders für die Beobachtung über einen längeren Zeitraum sollten möglichst genaue und einfach zu reproduzierende Ergebnisse vorliegen. Diese Forderung ist – wie im Folgenden dargestellt – mit herkömmlichen Methoden schwer zu erfüllen.

Die konventionelle taktile Diagnostik mittels zahnärztlicher Sonde kann durch den hohen punktuellen Druck zum Einbruch der anscheinend intakten Oberfläche führen. Eine Remineralisierung ist bei bestehender Kavitation durch die ständige Plaqueanlagerung nicht mehr möglich. Hier ist nur noch ein invasiver Eingriff, eine Füllungstherapie, indiziert. Des Weiteren ist eine Verschleppung von Streptokokkus mutans von infizierten in gesunde Fissuren möglich [7, 6, 27].

Probatere Mittel zur Diagnostik, wie die visuelle Inspektion, die Bissflügelaufnahmen sowie die Anwendung der Laserfluoreszenzmessung, wurden in Studien untersucht und deren Aussagefähigkeit bewertet.

Die alleinige visuelle Kontrolle ergibt speziell bei der hidden Karies, hier ist die Oberfläche trotz kariöser Veränderung noch intakt, eine Sensitivität von $12\% - 20\%$ [18]. In späteren Untersuchungen mittels visueller Inspektion werden die Sensitivitäten für Dentinkaries mit 31% und für Schmelzkaries mit 62% angegeben. Die Steigerung der

Sensitivität im Vergleich zu früheren Veröffentlichungen wird mit dem Trainingseffekt der selben Untersucher begründet [18, 19]. Durch die dichotome Entscheidung ist eine Verlaufskontrolle der Kariesausbreitung nicht möglich.

Die visuelle Inspektion im Zusammenhang mit der Verwendung von Bissflügelaufnahmen ergibt eine Sensitivität von $\geq 45\%$ [16, 26]. Ein Nachteil der Röntgenbilddiagnostik besteht darin, dass eine Okklusalkaries erst bei Einbruch in das Dentin erkennbar ist. Die im Vergleich zur Schmelzkaries höhere Infektionsrate mit Lactobacillen und Streptokokkus mutans erfordert trotz möglicher intakter Oberfläche ein invasives Vorgehen [18]. Des Weiteren ist eine Verlaufsdiagnostik aufgrund der schlechten Reproduzierbarkeit der Aufnahmen nur eingeschränkt möglich [17].

Die Einschränkung der Auswertbarkeit der Röntgenbilder und der relativ hohe Zeitaufwand für eine sorgfältige visuelle Inspektion, die eine vorherige professionelle Zahnreinigung und nachfolgende Trocknung der Zähne zur Darstellung entkalkter Gebiete einschließen sollte, sowie die gewünschte Reproduzierbarkeit von Messergebnissen eröffnen das Einsatzgebiet einer neueren Methode, die Kariesdiagnostik mit Hilfe der laserinduzierten Fluoreszenz wie sie beim DIAGNOdent™-Gerät erfolgt. Hierbei wird die Tatsache genutzt, dass Karies bei Lichtanregung unterschiedlicher Wellenlängen fluoresziert. Dieses Messverfahren weist eine Sensitivität von $\geq 92\%$ auf [19]. Antonnen et al. konnten die Anwendung für Routineuntersuchungen sogar ohne die an anderer Stelle geforderte [23, 25] vorherige professionelle Zahnreinigung befürworten [2].

1.2 Mögliche Ursachen der Kariesfluoreszenz

Die Fluoreszenz ist ein atomares Phänomen. Ein einfallendes Photon wird von einem Atom der bestrahlten Substanz absorbiert, wodurch ein Elektron auf ein höheres Energieniveau angehoben wird. Dieser Zustand ist instabil, das Elektron fällt unter Emission eines Photons auf ein niedrigeres Energieniveau zurück. Dabei wird Energie in Form eines Lichtquants frei. Es treten Energieverluste auf. Daraus resultieren eine größere Wellenlänge und eine niedrigere Frequenz des emittierten Photons (Stokesche Regel) [20].

1.2.1 Demineralisation

Obwohl eine enge Beziehung zwischen Mineralverlust und Läsionstiefe am kariösen Zahn besteht, konnte eine Korrelation zwischen Demineralisierungsgrad des Schmelzes und der Intensität der laserinduzierten Fluoreszenz mit dem DIAGNOdent™-Gerät nicht nachgewiesen werden [24]. Dies unterstützt die Annahme von Hibst und Paulus, dass die Ursache der Fluoreszenz eher in Veränderungen der organischen Strukturen der Zahnsubstanz als in anorganischen Komponenten zu suchen ist [11, 24]. Der Auslöser für die Fluoreszenz am kariösen Zahn könnte im Metabolismus der kariogenen Bakterien begründet sein [11].

1.2.2 Maillard-Reaktion

Eine Erklärung für die Braunverfärbung der kariösen Läsion, und im engeren Sinne der Fluoreszenz, bietet der Ablauf der Maillard-Reaktion [3]; hierbei reagieren Kohlenhydrate und Proteine miteinander. Die Maillard-Reaktion zeichnet sich durch eine Steigerung der Fluoreszenz aus, deren charakteristischer Peak bei 440 nm bei einer Anregung von 370 nm angegeben wird [15, 14]. Im kariösen Dentin wurde dieses Fluoreszenzverhalten nachgewiesen, wobei hier im Gegensatz zu gesundem Dentin die Fluoreszenzintensität deutlich erhöht ist.

Als weiterer Nachweis der Maillard-Reaktion im Dentin diente der beobachtete Anstieg von Carboxymethyllysin und Pentosidin, die als Endprodukte der Maillard-Reaktion gelten. Unabhängig vom Alter enthält gesundes Dentin einen mehr oder minder konstanten Anteil an Produkten der fortgeschrittenen Maillard-Reaktion. Da Dentin keinem Turn-over unterliegt und folglich der Anteil der Reaktionsprodukte ansteigen müsste, wird vermutet, dass die Maillard-Reaktion bereits im Kollagen des Prädentins stattfindet und dort durch die Mineralisation gestoppt wird. Im kariösen Dentin sind die Proteine der Kollagenfasern durch die Demineralisierung freigelegt und somit reaktionsfähig [15].

1.3 Erkennen aktiver und inaktiver Kariesformen

Therapeutisch interessant ist die Frage, ob es sich bei kleineren Defekten um eine Caries florida – der aktiven – oder Caries sicca – der inaktiven Form – handelt [5]. Verfärbte Läsionen können Hinweis auf beide Varianten sein. So liegt bei einer weichen oder ledrigen braunen Läsion die aktive Form vor; ist die Läsion jedoch hart und schwarz, so handelt es sich um eine arretierte Karies [4, 8]. Antonnen et al. konnten für Schmelzkaries in Fissuren einen klaren Unterschied zwischen den DIAGNOdent™-Werten einer aktiven bzw. inaktiven Form ausmachen [2].

1.4 Fluoreszenzdetektion mit dem DIAGNOdent™-Gerät

Die unterschiedliche Intensität der Fluoreszenzstrahlung wird messtechnisch bei der Detektion der Karies mit dem DIAGNOdent™-Gerät genutzt. Das Spektrum der Fluoreszenz ist von der Molekülart abhängig [10]. Gesunde und kariöse Zahnsubstanz besitzen zwar ein ähnliches Emissionsspektrum, jedoch nimmt die Fluoreszenzintensität mit dem Grad der kariösen Zerstörung zu. Besonders gut ist die Differenzierungsmöglichkeit der Qualität der Zahnsubstanz bei Anregung im roten Spektralbereich. Die hierbei an kariöser Substanz erhaltene Fluoreszenz ist so stark, dass bereits aufgrund der Gesamtintensität auf Karies geschlossen werden kann [9].

Die Anregung erfolgt beim DIAGNOdent™-Gerät durch eine modulierte Laserdiode (655 nm, 1 mW) [11, 13], als Lichtleiter dienen Quarzfasern (ø= 600 µm) [11]. Die vom Gewebe emittierte Fluoreszenzstrahlung wird durch die in dem Sensor konzentrisch um die Anregungsfaser angeordneten Detektionsfasern aufgenommen und über ein Langpassfilter zur Ausblendung des Anregungslichtes an die Photodiode weitergeleitet (Abb. 1, S. 5). An der Einzelfasersonde werden Anregungs- und Detektionslicht durch einen vorgeschalteten dichroitischen Strahlteiler selektiert (Abb. 2, S. 6). Um das Fluoreszenzlicht vom Umgebungslicht zu unterscheiden, wird der modulierte Anteil im Signal verstärkt und in ein Messsignal umgewandelt. Dieses verhält sich proportional zur Fluoreszenzintensität und gibt somit Auskunft über das Ausmaß der kariösen Läsion [10, 13]. Trotz Filterung kann es zu Messabweichungen kommen, daher

wird für das Monitoring ein gleichbleibendes Umfeld gefordert, wobei insbesondere die Behandlungslampe eine Rolle zu spielen scheint [23].

1.5 Klinischer Messablauf

Nach Kalibrierung des DIAGNOdent™-Gerätes am Keramikstandard wird die Eigenfluoreszenz des betreffenden Zahns an einer kariesfreien Oberfläche gemessen und im Gerät gespeichert, dann der Sensor auf die „kariesverdächtige“ Stelle aufgesetzt. Um die kariöse Läsion in ihrer Ausdehnung zu erfassen, wird die Messspitze gekippt und gedreht [19]. Das Gerät zeigt sowohl den aktuellen Wert als auch das Maximum an, welches sichtbar gespeichert wird. Mit dem aktuellen Wert ändert sich auch die Frequenz eines gleichzeitigen akustischen Signals, das dem Zahnarzt Orientierung über die Lokalisation der höchsten Fluoreszenz gibt [12]. Die Skala des Gerätes umfasst Werte zwischen 0 RE und 99 RE.

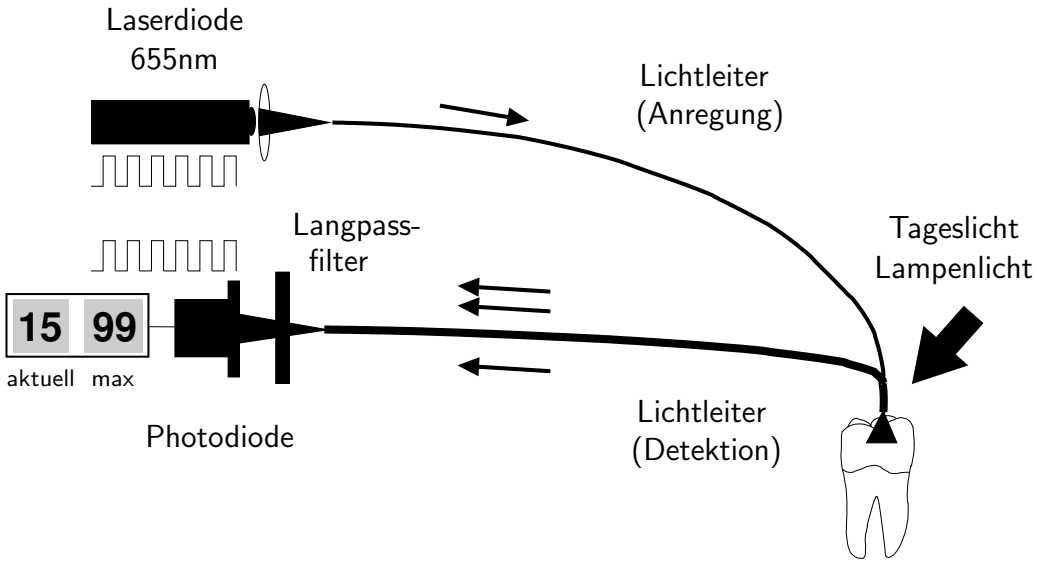

Abb. 1: Detektionsprinzip des DIAGNOdent™-Gerätes mit den Faserbündeln der Sonden A und B. Die modulierte Diode sendet den Laserstrahl über den Lichtleiter auf den Zahn. Detektiertes Umgebungslicht und Fluoreszenzstrahlung werden über das Faserbündel weitergeleitet. Nach Selektion durch das Langpassfilter wird der modulierte Anteil der eingehenden Strahlung verstärkt und in ein Messsignal umgewandelt. Skizze nach [12].

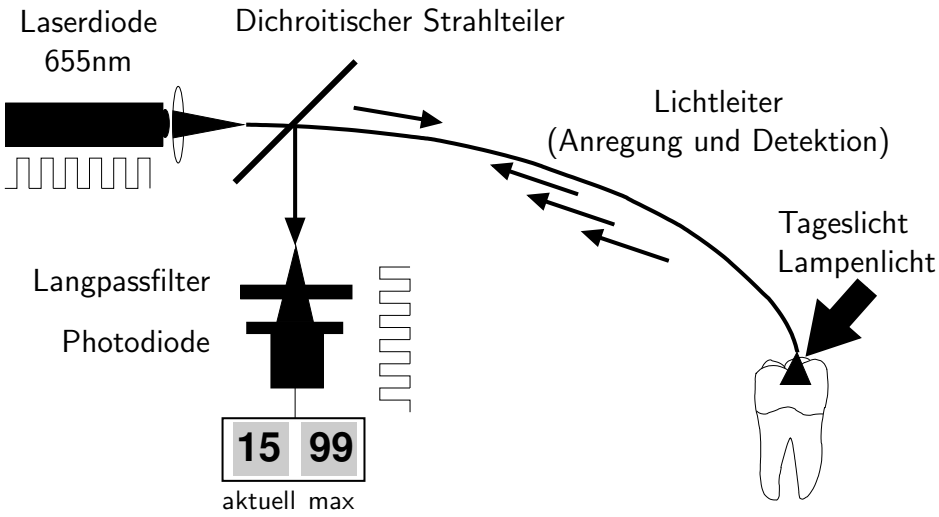

Abb. 2: Detektionsprinzip des Prototyps der Einzelfaser. Die modulierte Diode sendet den Laserstrahl über den Lichtleiter auf den Zahn. Anregungslicht, detektiertes Umgebungslicht und Fluoreszenzstrahlung werden über denselben Lichtleiter zurück zum dichroitischen Strahlteiler gesendet. Das Anregungs- und Umgebungslicht passieren den Strahlteiler, die Fluoreszenzstrahlung wird in Richtung Langpassfilter und Photodiode abgelenkt. Der modulierte Anteil der eingehenden Strahlung wird verstärkt und in ein Messsignal umgewandelt.

Lussi et al. folgerten aus klinischen Untersuchungen, dass für den Wertebereich $21 - 29$ RE, abhängig vom Kariesrisiko, dem Recall-Intervall etc. noch eine präventive Therapie zur Remineralisierung möglich ist; bei Werten ≥ 30 RE befürwortet Lussi eine invasive Therapie [19].

Antonnen et al. untersuchten die Einsatzfähigkeit des Gerätes für Routineuntersuchungen an Kindern. Sie fanden die beste Übereinstimmung mit den klinisch festgestellten Läsionstiefen für Werte um 30 RE; falsch-negativ 8%, falsch-positiv 31%. Der empfohlene Wert von 30 RE für die invasive Therapie einer Läsion sollte jedoch in Hinblick auf die irrtümliche Eröffnung gesunder Zähne auf den Schwellenwert 40 RE erhöht werden. Damit steigt zwar der Anteil der falsch-negativen Ergebnisse auf 24%, jedoch sinken die falsch-positiven Werte auf 20% [2].

Bei der klinischen Reproduzierbarkeit der Messwerte zeigen sich Abweichungen, die aber vermehrt im oberen Wertebereich auftreten und daher zu keiner Änderung des Therapieentscheids führen [19].

1.6 Problemstellung

Das DIAGNOdent™-Gerät verfügt handelsüblich über zwei unterschiedliche Detektionssonden, deren Formen den Zahnoberflächen angepasst sind. Für Okklusalflächen dient Sonde A mit konischer Spitze; Sonde B mit planem distalen Ende ist für Glattflächen konzipiert worden. Für beide Sonden wird eine Detektionstiefe von ca. 1 mm angegeben [9]. Eine Detektionssonde mit Einzelfaser befindet sich in der Entwicklung; Anregung und Detektion laufen hier über dieselbe Faser ab. Aufgrund des geringen Durchmessers könnte diese Sonde problemlos interdental eingeführt werden und sollte nach Weiterentwicklung der Detektion im Approximalbereich und in engen Fissuren dienen.

In dieser Arbeit wurden die Detektionstiefen der beiden vom Hersteller beigelegten Sensoren A und B sowie des Prototyps eines Handstücks mit Einzelfaser bestimmt. Um die Werte der Sonden vergleichen zu können, sollten die Messungen bei jeweils derselben „Kariesqualität“ durchgeführt werden. Gefordert waren Messungen sowohl an Fissuren als auch an Glattflächen. Das Modell, welches möglichst gut dem natürlichen Vorbild angepasst sein sollte, sowie die Arbeitsabläufe wurden im Rahmen dieser Dissertation entwickelt.

2 Material und Methode

2.1 Messprinzip

Im extrahierten Zahn wurde zur Messung an der Fissur von apikal nach koronal, bzw. für die Glattflächendetektion in horizontaler Richtung, bis zu einer Restwandstärke von maximal 2 mm ein Loch gebohrt. Dieses nahm einen Dentinkern auf, der mit seinen fluoreszierenden Eigenschaften einer Karies entsprach. Die Schmelzschicht wurde schrittweise von zentral reduziert, wobei die Fluoreszenzintensität der Dentinkerne in Abhängigkeit von der Wanddicke bestimmt wurde (Abb. 3, S.10).

2.2 Versuchsanordnung

2.2.1 Vorbereitung der Zähne

Die Messungen erfolgten an extrahierten, makroskopisch gesunden Weisheitszähnen. Zur Desinfektion erfolgte für mehrere Tage eine Lagerung in Formalin. Nach Entfernen des Ligamentgewebes mit Hilfe von Küretten wurden die Zähne unter Wasser abgespült und in Wasser aufbewahrt.

Die zu präparierenden Zähne wurden im Wurzelbereich in Polymethylmethacrylat (*Forestacryl Strong S, glasklar*, Forestadent, 75106 Pforzheim) passend für die Halterung der optischen Bank (Spindler & Hoyer-System, ø=25 mm) eingebettet. Der fixierte Zahn wurde in die Halterung der optischen Bank eingeschraubt, dann mit einer Messuhr die Gesamtstärke von Kunststoff und Zahn über dem gewünschten Messpunkt, dem tiefsten Punkt einer Fissur bzw. einem Punkt auf dem anatomischen Zahnäquator, bestimmt. Die Festlegung der Lage der Bohrung erfolgte, indem mit Hilfe einer Wasserwaage der Messtisch und die Halterung in eine waagerechte, zueinander parallele Position gebracht wurden (Abb. 4, S.11). Die Anzeichnung lag somit

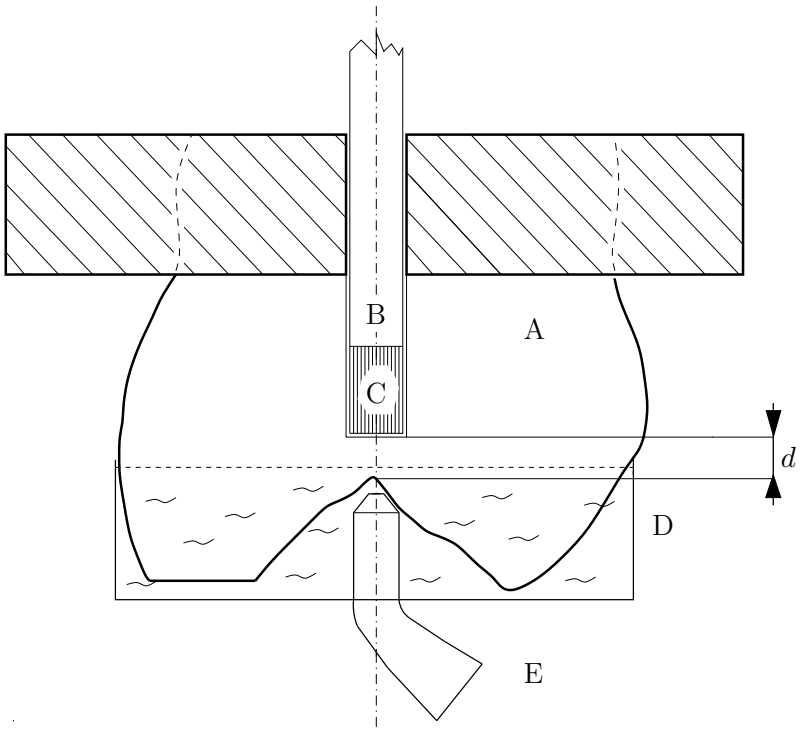

Abb. 3: Messaufbau. A – in PMMA eingebetteter Molar, B – Kompomerschaft mit C – fluoreszierendem Dentinkern im mit Wasser gefüllten Bohrloch, D – Wasserbehälter, E – Messsonde, d – Wanddicke. Mit dem dargestellten Modell ist es möglich, eine Karies in definierter Tiefe d zu simulieren.

lotrecht über dem Detektionspunkt.

Das Bohren erfolgte an einer Fräsmaschine (Universal Bohr- und Fräsmaschine, Fa. Mikron), die den Vorteil hatte, dass eine reproduzierbare Positionierung der Halterung mit Zahn möglich ist. Die Anzeichnung wurde zu einem Vorbohrer ausgerichtet, vorgebohrt und die horizontalen Koordinaten gespeichert. Mit einem Spiralbohrer (ø=1,6 mm; 1120 U/min) wurde die Bohrung unter Wasserkühlung, ständigem Ausspülen des Loches und Säubern des Bohrers bis zur gewünschten Tiefe angelegt. Da ein planer Boden vorliegen sollte, erfolgte das Ausschleifen des Loches mit einer in eine Feinbohrhilfe eingespannten Diamantwalze (ø=1,6 mm; Körnung 100 µm). Die vertikale Koordinate wurde gespeichert. Das folgende Tieferlegen während des Messablaufs erfolgte ausschließlich mit der Diamantwalze. Nach Ausspülen der Bohrung mit Wasser wurde die verbliebene Wanddicke d, die gleichzeitig das Maß für die Tiefe der Karies im Zahn ist, an der Messuhr bestimmt.

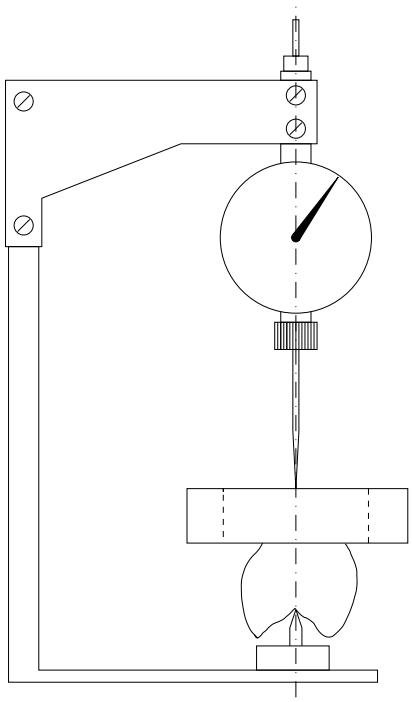

Abb. 4: Das Anzeichnen der Bohrung und die Bestimmung der Wanddicke erfolgen an der Messuhr.

2.2.2 Herstellung der Fluoreszenzproben

Laut Hibst und Paulus korreliert die Fluoreszenzintensität am gesunden Zahn mit dem Grad der Verfärbung [11]. Durch Erhitzung und somit Braunverfärbung von Dentinkernen wurden künstlich Fluorophore geschaffen, die in ihren optischen Eigenschaften der Karies gleichen [21]. Die Fluoreszenzwerte der Kern-Proben sollten sich idealerweise über die gesamte Messbreite des DIAGNOdent™-Gerätes ($0 - 99\,\mathrm{RE}$) erstrecken.

Die Dentinzylinder wurden unter Wasserkühlung aus weiteren der oben beschriebenen Zähne mit einem selbst hergestellten Kronenbohrer ($\varnothing_{\mathrm{innen}} = 1{,}6\,\mathrm{mm}$) an der Standbohrmaschine trepaniert und mit der Trennscheibe herausgelöst. Eine Stirnseite wurde mit Schleifpapier der Körnung $2500\,\mu\mathrm{m}$ am Poliermotor geglättet und anschließend über einer Heizplatte erwärmt. Die polierte Fläche war der Heizplatte zugewandt.

Zur besseren Handhabung der Dentinkerne war ein Schaft erforderlich, dessen Material nur wenig fluoreszieren durfte und kaum Licht absorbieren sollte. Die Wahl fiel auf das Kompomer *Dyract*, Farbe B3 (De trey Dentsply, 78467 Konstanz). Das Kompomer wurde mit dem Applikator in eine Plexiglasform gepresst, polymerisiert und nach der Entnahme entgratet. Die vorbehandelten Dentinkerne wurden mittels

Säure-Ätz-Technik und *one-coat bond* (colténe/Whaledent, 89129 Langenau) mit der unbehandelten Stirnfläche an den Kompomerschäften befestigt. Die Lagerung erfolgte in Wasser. Für die Messungen wurden sechs Fluoreszenzproben ausgewählt.

Während der Messungen steckten die Schäfte in Klemmvorrichtungen, die in eine verstellbare Halterung der optischen Bank geschraubt wurden. Dies verhinderte ein Verdrehen der Dentinkerne während des Messdurchlaufs und ermöglichte deren Ausrichtung über der Bohrung.

2.2.3 Vorbereitung der Sensoren

Es standen drei DIAGNOdent™-Geräte zu Verfügung, an die eine der Sonden A, B bzw. das Handstück mit dem Prototyp der Einzelfaser – Sonde E – aufgesetzt waren.

Die Fixierung der Messspitzen A und B erfolgte durch Einbetten in Polymethylmethacrylat (*Forestacryl Strong S, glasklar*) und anschließendes Einschrauben in die Halterung der optischen Bank.

Diese Methode war für den Sensor mit Einzelfaser aufgrund seiner Form nicht möglich. Sonde E wurde mit einer Laborklemme an einem Stativ befestigt, das mit einem magnetischen Sockel an der Tischplatte fixiert werden konnte.

Zur Vermeidung von Austrocknung und damit Veränderungen der Streueigenschaften war die Messung am Zahn in Wasser gefordert. Zu dem Zweck wurde in den Boden von Polystyrolgefäßen (ø=20 mm) eine Bohrung entsprechend dem Durchmesser der jeweiligen Sonde angebracht. Die Wasserbehälter wurden auf die Sensorspitzen aufgesetzt. Bei Bedarf wurden die Höckerspitzen (Abb. 3, S. 10) leicht gekürzt.

2.3 Messablauf

Die Ermittlung der Nachweisgrenzen an Fissuren wurde an Hand von acht Zahnproben - Z1, Z3, Z4, Z7, Z8, Z9, Z11 und Z12 - durchgeführt. Für die Messungen an den Glattflächen dienten fünf Zahnproben - Z2, Z5, Z6, Z13, Z14. Als Parameter wurden die Fluoreszenzintensitäten der Dentinkerne I_K und die Wanddicke bzw. die Kariestiefe d vorgegeben. Pro Zahn wurden jeweils sechs Dentinkerne geprüft. Die Anzahl der Tiefenmessungen variierte. Es wurden jeweils alle drei Sonden A, B und E durchlaufen.

Der Zahn mit der bekannten Wanddicke wurde in den Messaufbau geschoben, um mit einer Justierhilfe die Sonde des jeweiligen DIAGNOdent™-Gerätes auf die Position der Bohrung und somit der „Karies“ auszurichten. Anschließend wurde der Zahn aus der Vorrichtung wieder entfernt.

Nun wurde das erste DIAGNOdent™-Gerät am Keramikstandard kalibriert, die Wanne mit Wasser gefüllt, der Zahn wieder eingesetzt und bei mit Wasser gefülltem Bohrloch dessen Eigenfluoreszenz gemessen. Auf die Speicherung der Grundintensität des gesunden Zahnes konnte verzichtet werden, da diese Werte protokolliert wurden und später in die Berechnungen eingingen.

Die konditionierten Dentinkerne wurden nacheinander über der Bohrung im Zahn ausgerichtet und bis zum Anschlag in die Tiefe geschoben. Die Fluoreszenzwerte wurden notiert. Die Kalibrierung und die Erfassung der Fluoreszenzwerte erfolgte an den Sensoren A und B sowie an der Einzelfaser E. Nach Abschluss dieser Messschritte wurde die Bohrung um ca. 0,1 mm am Fräsgerät vertieft, die Restwandstärke protokolliert und der Messvorgang mit denselben Dentinkernen an den drei Sensoren wiederholt. Sobald es zu einem Durchbruch in der Fissur, der sich mit dem Durchsickern des Wassers während des Bohrens sicher äußerte, oder einem Abplatzen der Schmelzwand kam, wurde die Messung beendet.

Zur Bestimmung der aktuellen Fluoreszenz der Dentinkerne wurde die verbliebene Schmelzwand des Zahnes mit dem Spiralbohrer vollständig durchbrochen. Im Messaufbau wurden die Kerne in den Zahn bis zum Auftreffen auf die Sondenspitze eingeschoben. Der Wert entsprach also einer Wanddicke von $d = 0\,\mathrm{mm}$ und wird als *Kernintensität* I_K bezeichnet.

2.4 Auswertung

2.4.1 Berechnung der Intensitätsverläufe

Grundintensität

Die *Grundintensität* bezeichnet die Eigenfluoreszenz des aufgebohrten Zahnes *ohne* eingeschobenen Dentinkern in Abhängigkeit von der Wanddicke.

Die Eindringtiefe des Laserstrahles in das Zahngewebe ist begrenzt. Die vom Laser

ausgehende Strahlung der Leistung I_{L_0} verliert infolge von Streuung und Absorption an Intensität, deren Abfall näherungsweise einem exponentiellen Verlauf

$$I_L = I_{L_0}\,\mathrm{e}^{-\mu x} \tag{2.1}$$

folgt. Der Verlust ist abhängig von der Wegstrecke x und dem Schwächungskoeffizienten μ und folgt dem Extinktionsgesetz. Ein Teil der in ein Volumen $\mathrm{d}V$ eindringenden Laserstrahlung wird absorbiert. Bei ausreichender Energie des Photons werden Moleküle angeregt, die neben der hauptsächlichen Wärmestrahlung auch Fluoreszenz emittieren. Wie stark die Absorption und die Emission sind, hängt vom bestrahlten Material und der Anregungswellenlänge ab. Bei Anregung der Molekularstruktur in gesunder Zahnhartsubstanz im roten Spektralbereich sind die Absorption und Emission gering. Aus der Konzentration der fluoreszenzfähigen Moleküle resultiert die Konzentration an Fluorophoren i als gewebetypische Größe. Das Volumen $\mathrm{d}V$ mit dem Querschnitt A und der unendlich kleinen Schichtdicke $\mathrm{d}x$ emittiert nur eine geringe Fluoreszenz mit der Intensität $\mathrm{d}I_F$, wobei

$$\mathrm{d}I_F = I_L\, i\, \mathrm{d}V \tag{2.2}$$

bzw.

$$\mathrm{d}I_F = I_{L_0}\, i\, A\, \mathrm{e}^{-\mu x}\, \mathrm{d}x\,. \tag{2.3}$$

Diese Strahlung mit veränderter Frequenz und Wellenlänge wird wiederum in Abhängigkeit von der Weglänge x und dem Schwächungskoeffizienten μ in ihrer Intensität vermindert, wobei μ für die Laser- und Fluoreszenzstrahlung als gleich angenommen wird. Somit gilt für die Intensität der vom Volumen $\mathrm{d}V$ in Richtung Detektor ausgekoppelten Fluoreszenzstrahlung $\mathrm{d}I$ in Abhängigkeit von der Weglänge x

$$\mathrm{d}I = \mathrm{d}I_F\,\mathrm{e}^{-\mu x}, \tag{2.4}$$

oder mit Gleichung (2.3)

$$\mathrm{d}I = I_{L_0}\, i\, A\ \mathrm{e}^{-2\mu x}\ \mathrm{d}x\,. \tag{2.5}$$

Durch Integration kann die Grundintensität einer Schicht der Dicke d bestimmt werden:

$$I(d) = \int_0^d I_{L_0}\, i\, A\, \mathrm{e}^{-2\mu\, x}\ \mathrm{d}x = \frac{I_{L_0}\, i\, A}{2\mu}\,(1 - \mathrm{e}^{-2\mu\, d}). \tag{2.6}$$

Die emittierte Fluoreszenzstrahlung wird in vereinfachter Form wie folgt dargestellt:

$$I = I_{\max}(1 - \mathrm{e}^{-2\mu\, d}), \tag{2.7}$$

wobei $I_{\max}$ für den Koeffizienten

$$I_{\max} = \frac{I_{L_0}\, i\, A}{2\mu} \tag{2.8}$$

steht. Somit ist die Grundintensität des Zahnes abhängig vom Koeffizienten μ, der die Verluste beim Durchgang durch die Zahnhartsubstanz der Wanddicke d beschreibt, der bestrahlten bzw. angeregten Fläche A sowie der Fluoreszenzfähigkeit des Gewebes, der Konzentration an Fluorophoren i. Die Schmelzdicke wird im Versuch schrittweise reduziert. Das potentiell fluoreszierende Volumen wird geringer, die Fluoreszenzintensität nimmt ab.

Bei den Messungen wird die Quantität der einzelnen beeinflussenden Faktoren nicht aufgeschlüsselt. Der in den Messungen ermittelte Wert $I_{\max}$ für eine unendlich große Schichtdicke berücksichtigt daneben auch Effekte wie diffuse Reflexion beim Einkoppeln des Laserstrahles in die Schmelzoberfläche sowie Reflexion der Fluoreszenzstrahlung beim Auskoppeln und beim Übergang in den Lichtleiter.

Der Faktor 2μ wird nachstehend als Schwächungskoeffizient α bezeichnet, also

$$I = I_{\max}(1 - \mathrm{e}^{-\alpha\, d}). \tag{2.9}$$

Auf Grund der geringen Wanddicke d erfolgten die Messungen überwiegend im

Schmelz, so dass gleichbleibende optische Eigenschaften der Zahnhartsubstanz gewährleistet waren.

Intensitätsverlauf mit konditioniertem Dentinkern

Durch thermische Veränderung von Dentinkernen werden Fluorophore mit ähnlichen Eigenschaften wie bei einer Karies geschaffen [21]. Die Werte an den Fissuren bzw. Glattflächen *mit* eingeschobenem Dentinkern werden als *Intensität Fissur* bzw. *Intensität Glattfläche* bezeichnet.

Durch das schrittweise Vertiefen der Bohrung wurde der Kern in Richtung Schmelzoberfläche vorgeschoben, die Intensität des anregenden Laserstrahles und die Fluoreszenzintensität werden, wie oben beschrieben, geschwächt.

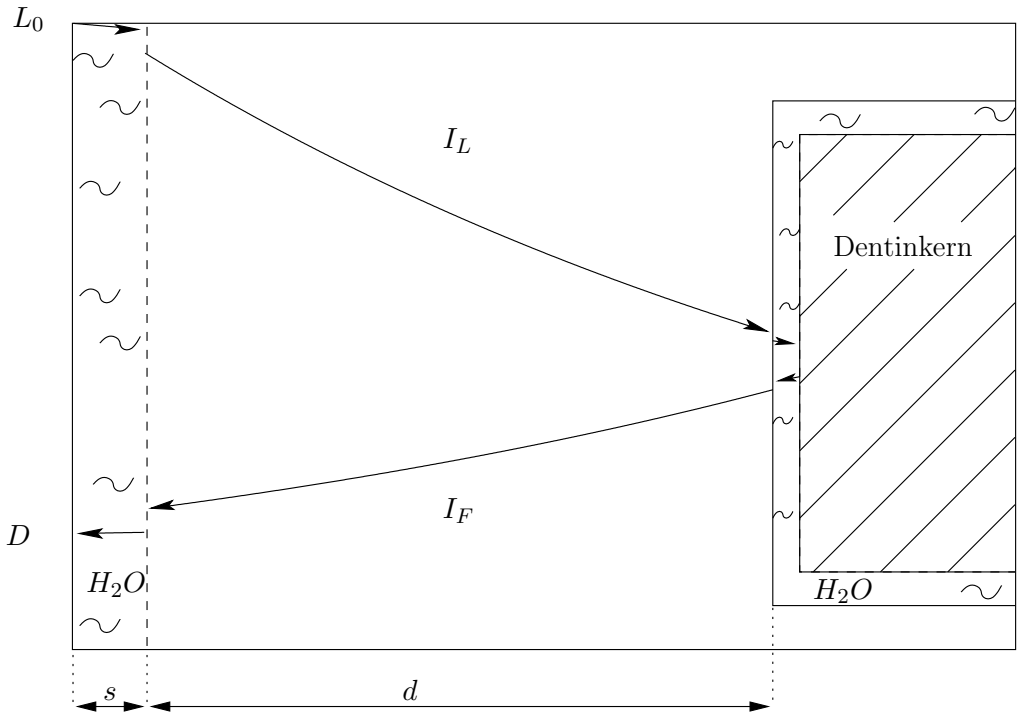

Abb. 5: Prinzipieller Verlauf der Abschwächung der Laserstrahlung und der resultierenden Fluoreszenz am thermisch konditionierten Dentinkern, der künstlichen Karies, in Abhängigkeit von der Wanddicke d. L_0 – Laseranregung, I_L – Intensität des Laserstrahles, I_F – Intensität der Fluoreszenz des Dentinkernes, s – verbleibender Spalt zwischen Messoberfläche und Detektor – D, d – Wanddicke bzw. hier Weglänge.

Der Verlauf des anregenden Laserstrahles wird wie folgt beschrieben:

$$I_L = I_{L_0}\,\mathrm{e}^{-\mu\,d}\,. \tag{2.10}$$

Die Gleichung für die emittierte Fluoreszenz lautet dann

$$I_F = f I_L, \tag{2.11}$$

wobei f die Umwandlung der anregenden Laserstrahlung in die fluoreszierende Strahlung beschreibt. Die Emission, die an der Oberfläche austritt, kann zusammengefasst werden zu:

$$I = I_F\,\mathrm{e}^{-\mu\,d} = f I_{L_0}\,\mathrm{e}^{-2\mu\,d}\,. \tag{2.12}$$

Der Term $I_0 = f I_{L0}$ wird als *Nullintensität* bezeichnet, so dass nach dem Ersetzen von 2μ durch α die Beschreibung für den Kurvenverlauf der Fluoreszenzintensität lautet:

$$I = I_0\,\mathrm{e}^{-\alpha\,d}\,. \tag{2.13}$$

Im Gegensatz zum Verlauf der Grundintensität bleibt das potentiell fluoreszierende Volumen, der konditionierte Dentinkern, konstant. Bei Verringerung des durchstrahlten Schmelzes, und damit der Weglänge, reduzieren sich sowohl die Schwächung des anregenden Laserstrahls als auch die der emittierten Fluoreszenz. Die Intensität der oberflächlich austretenden Fluoreszenzstrahlung nimmt daher mit abnehmender Wanddicke d zu. Im Vergleich zur Grundintensität liegen zusätzliche Grenzflächen beim Eintritt der Laserstrahlung aus dem Wasser im Bohrloch in das Dentin des konditionierten Kernes vor. Die Emissionsstrahlung durchläuft dieselben Medien. An den Grenzflächen kommt es jeweils zu zusätzlichen Intensitätsverlusten (Abb. 5, S.16).

Nach Durchbruch der Schmelzwand trifft der Anregungsstrahl direkt auf die Stirnfläche des konditionierten Dentinkerns; die Position $d = 0\,\mathrm{mm}$ ist erreicht. Das Medium Schmelz entfällt; es besteht nur noch die Kopplung zwischen Sonde und Dentinkern durch das Wasser. Dieser minimale Abstand wird als Spaltbreite s bezeichnet (Abb. 5, S.16; Abb. 54, S. 83). Somit wird hier die nahezu ungeschwächte vom Dentinkern emittierte Fluoreszenz, die *Kernintensität* I_K, gemessen (Abb. 5, S. 16; Abb. 7, S. 23). Die umschließende Zahnhartsubstanz dient weiterhin als natürliches

Streumedium. Für die Darstellung des Intensitätsverlaufes wurden die Messwerte der Fluoreszenzintensitäten gegen die Wanddicke d aufgetragen (Abb. 7, S. 23).

Von den Fissur- und Glattflächenintensitäten wurde die jeweilige Grundintensität subtrahiert, und es ergibt sich die *korrigierte Intensität*. Dieser berechnete Wert kann beim Vorgehen nach Herstellerangaben, d. h. Kalibrierung am Keramikstandard *und* an der gesunden Oberfläche, im DIAGNOdent™-Gerät gespeichert werden [13].

Die korrigierte Intensität wurde mit Ausnahme negativer Werte logarithmiert, gegen die Wanddicke aufgetragen und der Verlauf durch eine lineare Regression genähert, wobei der Wert der Kernintensität hier keine Berücksichtigung fand. Die Geradengleichung wurde anschließend in den exponentiellen Kurvenverlauf, siehe Gleichung (2.13), umgerechnet. Die *Nullintensität* I_0 stellt hier den extrapolierten Schnittpunkt mit der Ordinatenachse für $d = 0\,\text{mm}$ dar.

Es musste berücksichtigt werden, dass für $d = 0\,\text{mm}$ ein anderes optisches Verhalten vorliegt, da die Brechungen an den beschriebenen Übergängen entfallen (Abb. 5, S. 16). Die Werte der Kernintensität I_K wurden daher für die Berechnung der *korrigierten Intensitätsverläufe* vernachlässigt (Abb. 8, S. 24; Abb. 9–47, S. 26–64). Zu jeder Regressionsrechnung wurde der *Korrelationskoeffizient* R^2 bestimmt. Für die weitere Auswertung kamen nur die Kurven in Betracht, deren $R^2 \geq 0{,}80$ ist.

2.4.2 Nachweisgrenzen der Sonden

Aus obenstehender Betrachtung folgte jedoch auch, die *Nachweistiefe* d_K einer Karies über die Kernintensität zu ermitteln, denn letztlich wird die Fluoreszenzintensität durch das Ausmaß der Karies bestimmt [9, 10, 23]. Klinisch entspricht dies der direkten Messung an einer eröffneten kariösen Läsion.

Die Nachweisgrenze d_K für eine Karies wird in Abhängigkeit von der Karies- bzw. Kernintensität I_K dargestellt. Zu den korrigierten Intensitätsverläufen wurde ein Zuschlag von $I_{\text{Grenz}} = +3\,\text{RE}$ gegeben. Diese Differenz wird als ausreichend betrachtet, die Fluoreszenzintensität der Karies von der Grundintensität messtechnisch abzuheben. Die Extinktionsformel wurde nach

$$d_K = \frac{\ln I_0 - \ln I_{\text{Grenz}}}{\alpha} \tag{2.14}$$

umgestellt. Die so berechnete Wanddicke d_K wurde gegen die Kernintensität I_K auf-

getragen (Abb. 48, 49, S. 68, 70). Für die Ausgleichskurve wurden die Kernintensitäten logarithmiert, eine lineare Regression durchgeführt und deren Korrelationskoeffizient R^2 bestimmt.

2.5 Formfaktor

Die zu erwartenden Abweichungen zwischen den gemessenen Kernintensitäten I_K und den Nullintensitäten I_0 waren Anlass, einen Formfaktor B einzuführen. Er wird definiert als

$$B = \frac{I_0}{I_K}. \tag{2.15}$$

Der Formfaktor gibt Auskunft über die Höhe der Verluste durch Streuung oder Absorption. Er berücksichtigt Verluste beim Übergang von der Sonde in den Zahn, wie z.B. Reflexion an den Grenzflächen oder die Form der Eintrittskegel der Sonden, die nicht die gesamte Emission auffangen können. Je geringer der Quotient ist, desto größer die Verluste.

Die Beschreibung der Extinktionsgleichung unter Einführung von B lautet:

$$I = B\, I_K\, \mathrm{e}^{-\alpha\, d}\,. \tag{2.16}$$

Die Häufigkeitsverteilungen der Formfaktoren B wurde berechnet. In den Diagrammen ist außerdem die Gauß-Verteilung dargestellt, die durch Varianz und Mittelwert der Messwerte beschrieben wird (Abb. 50, 51, S. 72f).

2.6 Schwächungskoeffizient α

Die in den Gleichungen der korrigierten Intensität ermittelten Schwächungskoeffizienten $\alpha = 2\mu$ wurden ebenfalls in ihrer Häufigkeitsverteilung und der Gauß-Verteilung dargestellt (Abb. 52, 53, S. 75f).

3 Ergebnisse

3.1 Berechnung der Intensitätsverläufe

Verhalten der Dentinkerne

Die durch Erhitzung konditionierten Dentinkerne verloren nach Abkühlung und Wasseraufnahme einen großen Teil ihrer Fluoreszenzfähigkeit und mussten schrittweise über mehrere Tage nachbehandelt werden, um die gewünschten Werte zu erhalten. In der Folge sank die Fluoreszenz langsamer und blieb im Verlauf der jeweiligen Messreihe, d.h. über mehrere Stunden bis Tage, konstant. Es war jedoch im Laufe der Untersuchungen notwendig, einige Dentinkerne gegen stärker fluoreszierende auszutauschen und nochmals nachzubehandeln. Ein erforderlicher Wechsel erfolgte vor Beginn eines Messdurchlaufs an einer neuen Zahnprobe.

An den erhitzten Stirnseiten der Dentinkerne kam es zur Bildung von punktuellen Bereichen, die deutlich stärker fluoreszierten. Versuche, eine gleichmäßig verteilte Fluoreszenz mittels Laserbestrahlung oder Langzeiterhitzung zu erhalten, führten nicht zum gewünschten Erfolg.

Messumfang

An acht Weisheitszähnen wurden Messungen an den Fissuren durchgeführt und an fünf Weisheitszähnen Messungen an Glattflächen. Alle Zahnproben wurden mit jeweils sechs Dentinkernproben kombiniert. Die Anzahl der Schichten zur Bestimmung der Wanddicke/Kariestiefe variierte. Die Messungen erfolgten mit den drei Sonden A, B und E. Somit wurden als Berechnungsgrundlage an den Fissuren 1602 und an den Glattflächen 1095 Messwerte erhoben.

Zur Veranschaulichung der Berechnung der Intensitätsverläufe sind die einzelnen Schritte am Beispiel von Zahn 2 an Hand der Abbildungen 6, 7 und 8 dargestellt.

Es handelt sich um Messungen mit Sonde A an einer Glattfläche. Die Intensitätsverläufe und deren statistische Auswertung bilden die Grundlage für die Berechnung der Nachweistiefen im Abschnitt 3.2.

Grundintensität

Die Grundintensität der Fluoreszenzstrahlung steigt degressiv mit der Wanddicke d der Zahnprobe ohne Einbeziehung von Dentinkernen. Mit zunehmendem Volumen der Zahnsubstanz weist die Eigenfluoreszenz eine Tendenz zur Sättigung auf (Abb. 6). Die Einzelmesswerte der Grundintensität in Abhängigkeit von der Wanddicke d gehen als Subtrahenden in die Berechnung der korrigierten Intensität ein.

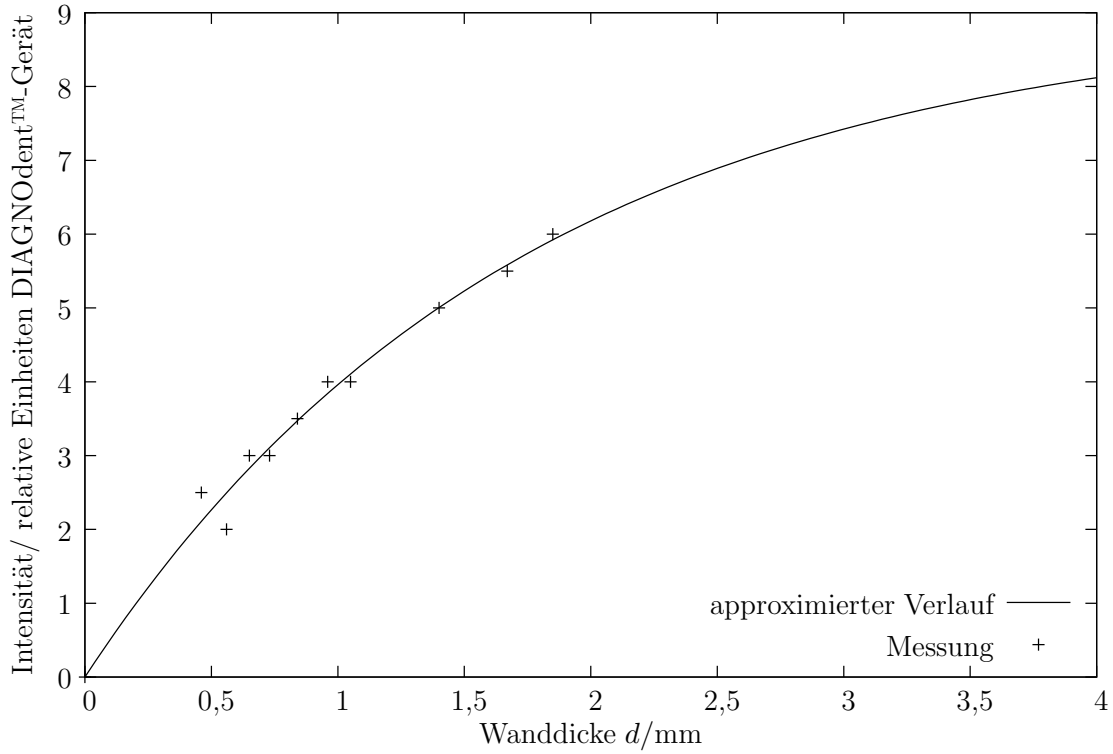

Abb. 6: Verlauf der *Grundintensität* in Abhängigkeit von der Wanddicke d am Beispiel von Zahn 2, gemessen an einer Glattfläche mit Sonde A.

Intensitätsverlauf mit konditioniertem Dentinkern

Nach Bestimmung der Grundintensität erfolgte die Messung der Fluoreszenzintensität der Zahnproben mit eingeschobenem Dentinkern. Der Intensitätsverlauf der Fluoreszenzstrahlung weist eine degressiv fallende Tendenz bei zunehmender Wanddicke d auf. Die Werte für $d = 0\,\text{mm}$ stellen die Kernintensität I_K dar. Im Beispiel bewegen sich diese Werte zwischen 5 RE für Kern g und 70 RE für Kern e (Abb. 7). Der schwächste Kern g stimmt mit seiner Fluoreszenzintensität weitgehend mit der Eigenfluoreszenz des Zahnes, der Grundintensität, überein.

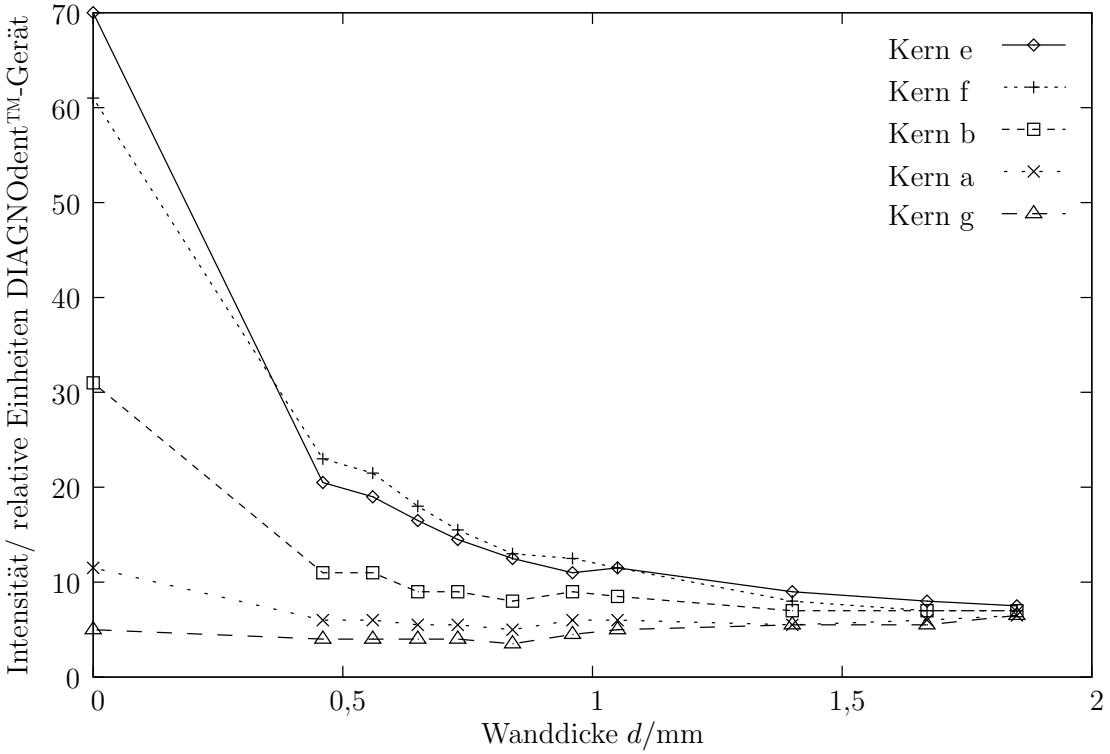

Abb. 7: Darstellung der *Messwerte* der Fluoreszenzintensität mit eingeschobenen Dentinkernen in Abhängigkeit von der Wanddicke d am Beispiel von Zahn 2, gemessen an einer Glattfläche mit Sonde A. Parameter: *Kernintensität* I_K der Dentinkerne a, b, e, f und g für $d = 0\,\text{mm}$. Zur besseren Übersicht wurden die Werte der Kerne c und d weggelassen, deren Kurven einen ähnlichen Verlauf wie Kern e zeigen.

Verlauf der korrigierten Intensität

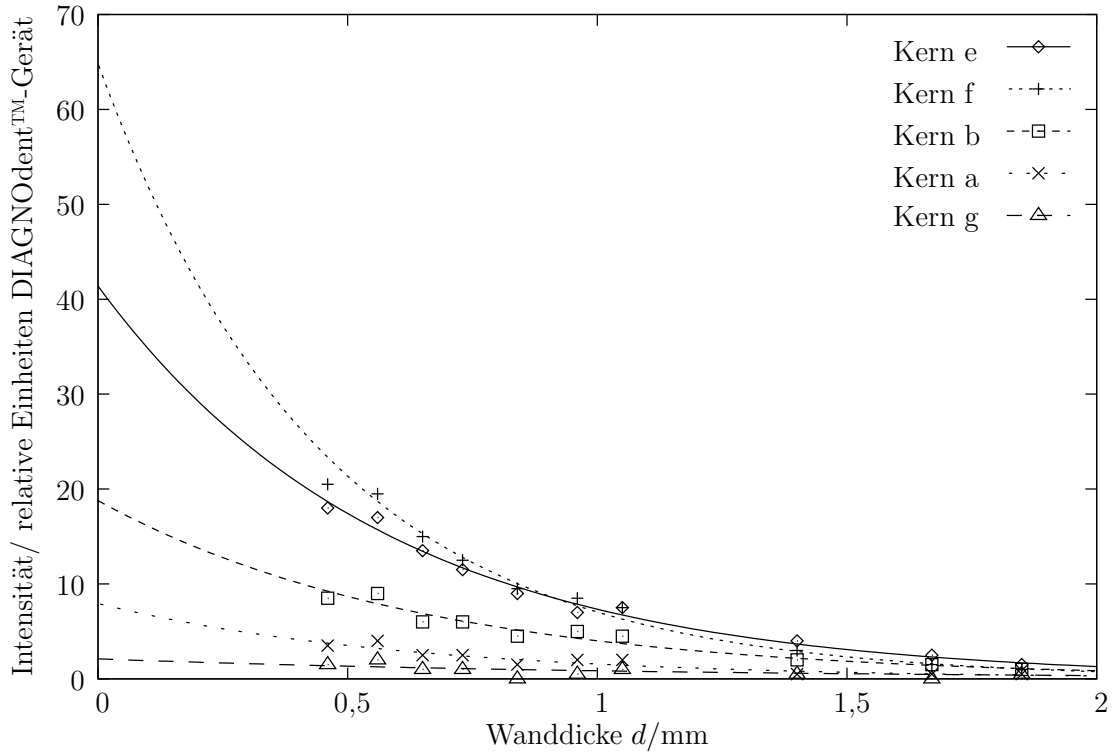

Abb. 8: Verläufe der *korrigierten Intensitäten* in Abhängigkeit von der Wanddicke d für Zahn 2, Glattfläche, gemessen mit Sonde A. Die Kernintensitäten wurden, wie im Absatz 2.4.1 beschrieben, in die Berechnungen der Kurvenverläufe nicht mit einbezogen. Die Schnittpunkte mit der Ordinatenachse stellen die Nullintensitäten I_0 dar. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, e, f, g. Auch hier wurde auf die Kurvendarstellung der Kerne c und d verzichtet.

Die Kurvenverläufe der korrigierten Intensität sowohl am Beispiel (Abb. 8) als auch auf den folgenden Abbildungen (Abb. 9 – 47, S. 26 – 47) weisen eine degressiv fallende Tendenz auf. Zur Berechnung wurden die Werte der Grundintensität (Abb. 6, S. 22) von den Messwerten bei eingeschobenem Dentinkern (Abb. 7, S. 23), jeweils in Abhängigkeit von der Wanddicke d, subtrahiert. Wie in Absatz 2.4.1 beschrieben, wurden die Kernintensitäten nicht in die Berechnung einbezogen. Die Schnittpunkte der approximierten Kurven mit der Ordinatenachse stellen die Nullintensitäten I_0 dar. Diese

dienen mit zur späteren Berechnung des Formfaktors B.

Tabelle 1 zeigt die Beispielrechnung für die Kurvenverläufe nach Gleichung (2.13). Somit läßt sich die erste Zeile wie folgt beschreiben: Die Nullintensität für Kern a mit einer Kernintensität von $I_K = 11{,}5\,\mathrm{RE}$ beträgt $I_0 = 7{,}938\,\mathrm{RE}$ und der Wert des Schwächungskoeffizienten ist $\alpha = 1{,}626$. Die Aussagefähigkeit dieser Gleichung wird mit einem Korrelationskoeffizienten von $R^2 = 0{,}900$ bewertet. Es kamen nur Proben deren $R^2 \geq 0{,}80$ für die weitere Auswertung der Nachweisgrenzen in Betracht. Am angeführten Beispiel von Zahn 2 entfielen die Probenwerte für Kern g, da $R^2 = 0{,}646$ beträgt.

Nachfolgend erscheinen die Diagramme der weiteren Proben mit den eingezeichneten Messwerten inklusive der Kernintensitäten und der approximierten Kurven der korrigierten Intensität (Abb. 9 – 47, S. 26 – 47). Die Graphiken sind nach Glattflächen und Fissuren sowie den einzelnen Sonden geordnet. Ergab sich bei der Korrekturberechnung ein negativer Wert, so konnte die Approximation des Kurvenverlaufs nicht durchgeführt werden. Diese Probendurchläufe erscheinen daher nicht in den Abbildungen. Die Darstellung der Exponentialkurven beschränkt sich auf den Bereich von $d = 0\,\mathrm{mm}$ bis $d = 1{,}5\,\mathrm{mm}$.

Tabellarisch aufgelistet sind die Kernintensitäten I_K der Kerne a bis h, Nullintensitäten I_0, beide in RE angegeben, die Formfaktoren B, die Schwächungskoeffizienten α/mm^{-1} sowie die Korrelationskoeffizienten R^2. Proben ohne Approximationsmöglichkeit entfielen für die spätere Berechnung der Formfaktoren und der Nachweisgrenzen.

Tab. 1: Gleichungen der *korrigierten Intensitäten* mit dazugehörigen Korrelationskoeffizienten R^2 und Kernintensitäten I_K für Zahn 2, Glattfläche, gemessen mit Sonde A. Die Werte für die Kerne c und d sind nicht angeführt. Die Einheiten für I_K und $I(d)$ sind in relativen Einheiten, d in mm angegeben.

Probe	Kernintensität I_K	Gleichung	R^2
a	11,5	$I(d) = 7{,}938\,\mathrm{e}^{-1{,}626d}$	0,900
b	31	$I(d) = 18{,}784\,\mathrm{e}^{-1{,}543d}$	0,973
e	70	$I(d) = 41{,}384\,\mathrm{e}^{-1{,}730d}$	0,989
f	62	$I(d) = 64{,}824\,\mathrm{e}^{-2{,}220d}$	0,993
g	5	$I(d) = 2{,}103\,\mathrm{e}^{-0{,}904d}$	0,646

Tab. 2: Zahn 2, Glattfläche, Sonde A. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f, g.

	a	b	c	d	e	f	g
I_K/RE	11,5	31,0	61,0	66,0	70,0	61,0	5,0
I_0/RE	7,94	18,78	44,93	41,83	41,38	64,82	2,10
B	0,69	0,61	0,74	0,63	0,59	1,06	0,42
α/mm^{-1}	1,63	1,54	1,91	1,91	1,73	2,22	0,90
R^2	0,90	0,97	0,97	0,99	0,99	0,99	0,65

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

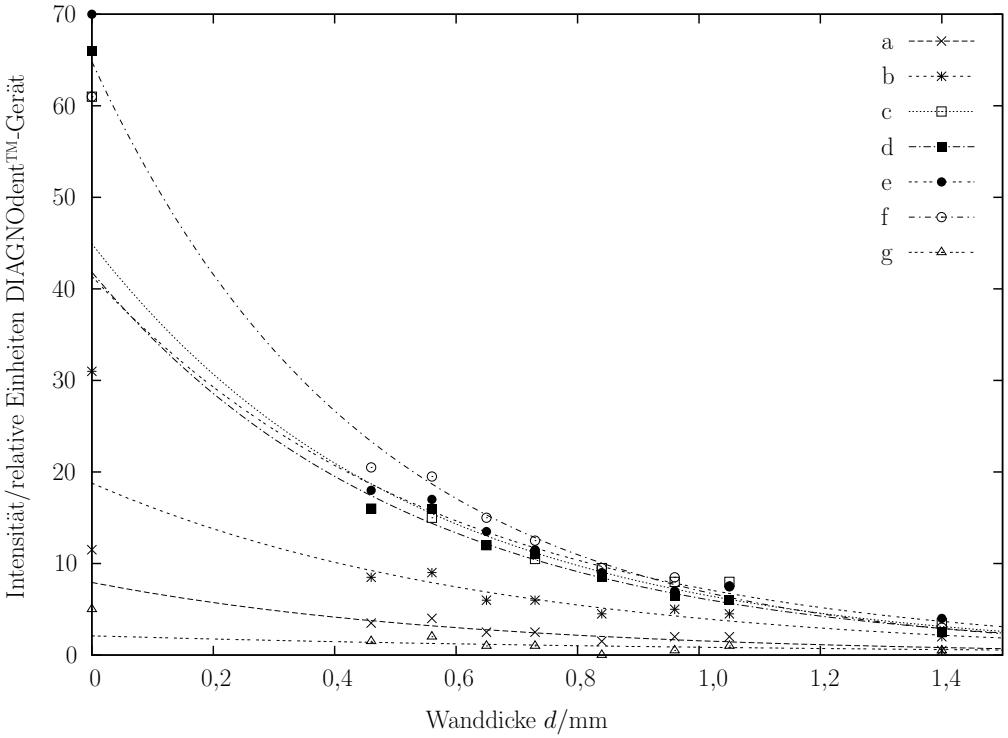

Abb. 9: Zahn 2, Glattfläche, Sonde A. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f, g. Einzelmesswerte: 77, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 70.

Tab. 3: Zahn 5, Glattfläche, Sonde A. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f.

	a	b	c	d	e	f
I_K/RE	15,0	30,0	57,0	63,0	4,0	61,0
I_0/RE	10,69	29,62	50,73	66,23	1,26	82,30
B	0,71	0,99	0,89	1,05	0,32	1,35
α/mm^{-1}	1,94	2,14	2,03	2,21	0,80	2,48
R^2	0,88	0,96	0,98	0,96	0,32	0,95

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

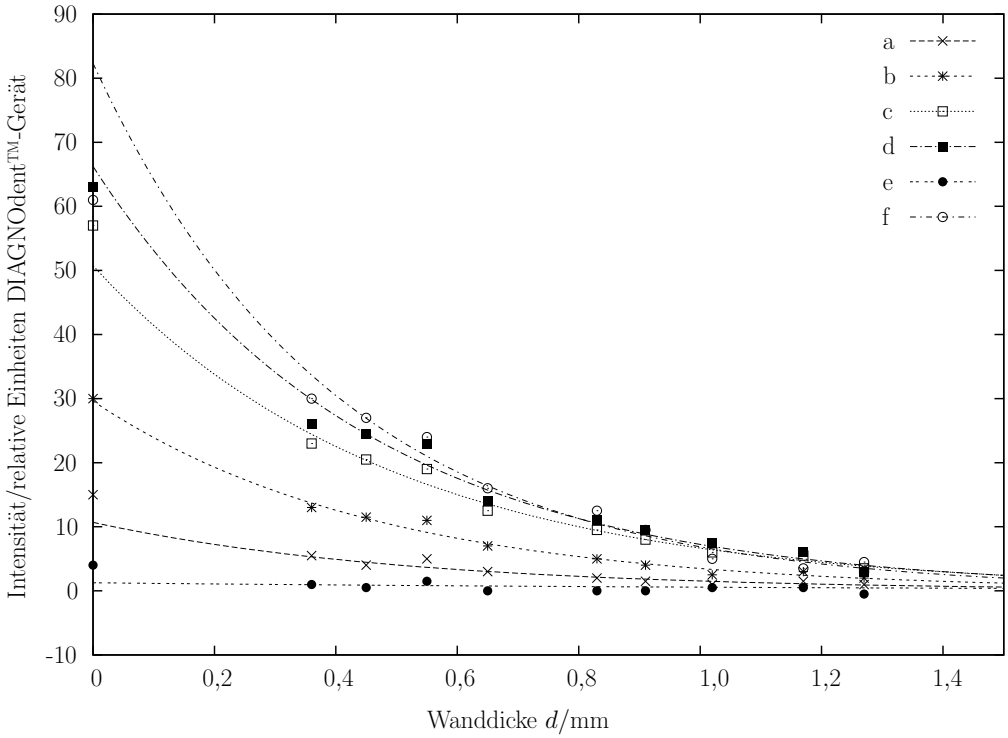

Abb. 10: Zahn 5, Glattfläche, Sonde A. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f. Einzelmesswerte: 60, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 54.

Tab. 4: Zahn 6, Glattfläche, Sonde A. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f.

	a	b	c	d	e	f
I_K/RE	20,0	28,0	57,0	96,0	5,0	61,0
I_0/RE	10,49	20,14	47,72	42,46	2,04	56,79
B	0,52	0,72	0,84	0,44	0,41	0,93
α/mm^{-1}	1,88	1,75	2,03	1,62	1,24	1,93
R^2	0,95	0,94	0,94	0,93	0,47	0,92

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

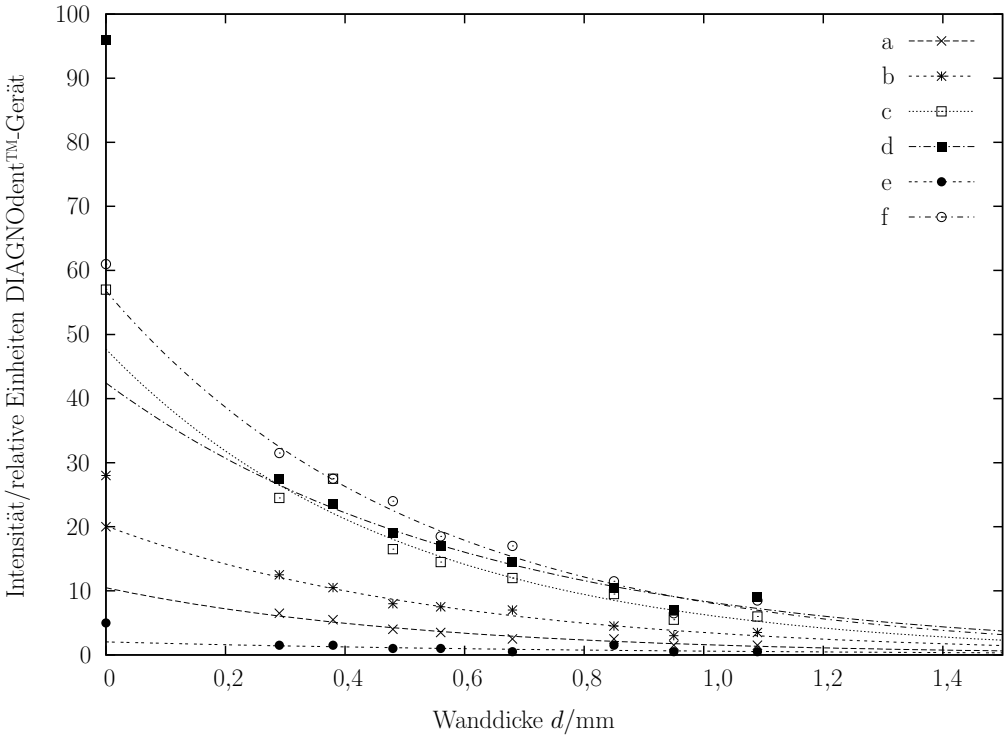

Abb. 11: Zahn 6, Glattfläche, Sonde A. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f. Einzelmesswerte: 54, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 48.

Tab. 5: Zahn 13, Glattfläche, Sonde A. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, g, h.

	a	b	c	d	g	h
I_K/RE	10,0	34,0	33,0	36,0	1,0	45,0
I_0/RE	8,63	65,31	24,31	34,92	1,11	37,73
B	0,86	1,92	0,74	0,97	1,11	0,84
α/mm^{-1}	2,26	3,26	2,77	2,47	0,62	2,72
R^2	0,84	0,97	0,97	0,80	0,18	0,79

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

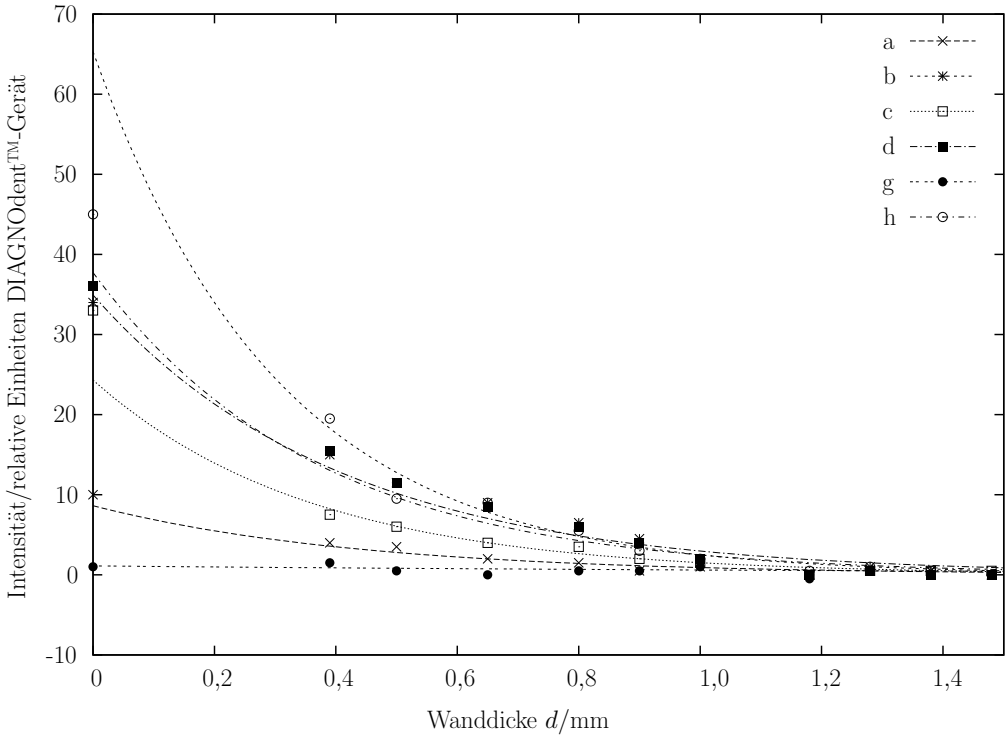

Abb. 12: Zahn 13, Glattfläche, Sonde A. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, g, h. Einzelmesswerte: 84, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 78.

Tab. 6: Zahn 14, Glattfläche, Sonde A. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, g, h.

	a	b	c	d	g	h
I_K/RE	11,0	37,0	25,0	41,0	3,0	39,0
I_0/RE	8,23	66,86	27,65	65,83	0,82	89,66
B	0,75	1,81	1,11	1,61	0,27	2,30
α/mm^{-1}	1,63	2,51	2,29	2,64	0,29	2,85
R^2	0,87	0,96	0,92	0,94	0,11	0,96

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

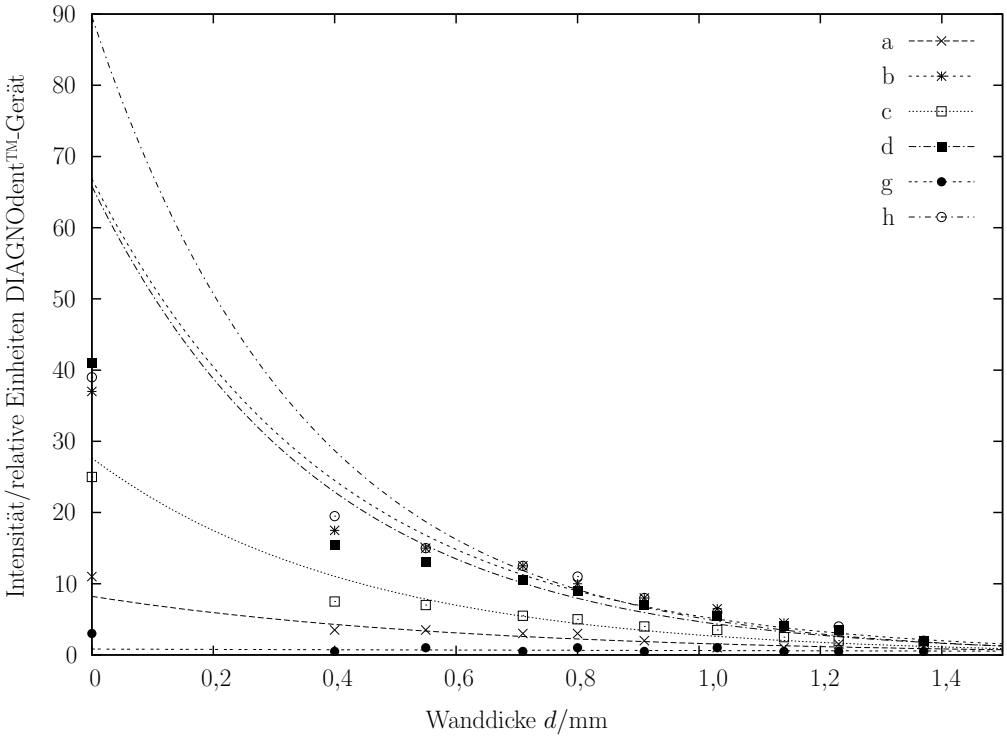

Abb. 13: Zahn 14, Glattfläche, Sonde A. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, g, h. Einzelmesswerte: 90, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 84.

Tab. 7: Zahn 2, Glattfläche, Sonde B. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f, g.

	a	b	c	d	e	f	g
I_K/RE	3,5	14,0	31,0	38,0	31,0	38,0	1,0
I_0/RE	3,21	6,05	16,83	26,47	17,26	39,19	1,39
B	0,92	0,43	0,54	0,70	0,56	1,03	1,39
α/mm^{-1}	1,40	1,01	1,40	1,86	1,40	2,12	0,84
R^2	0,44	0,92	0,95	0,99	0,95	0,95	0,61

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

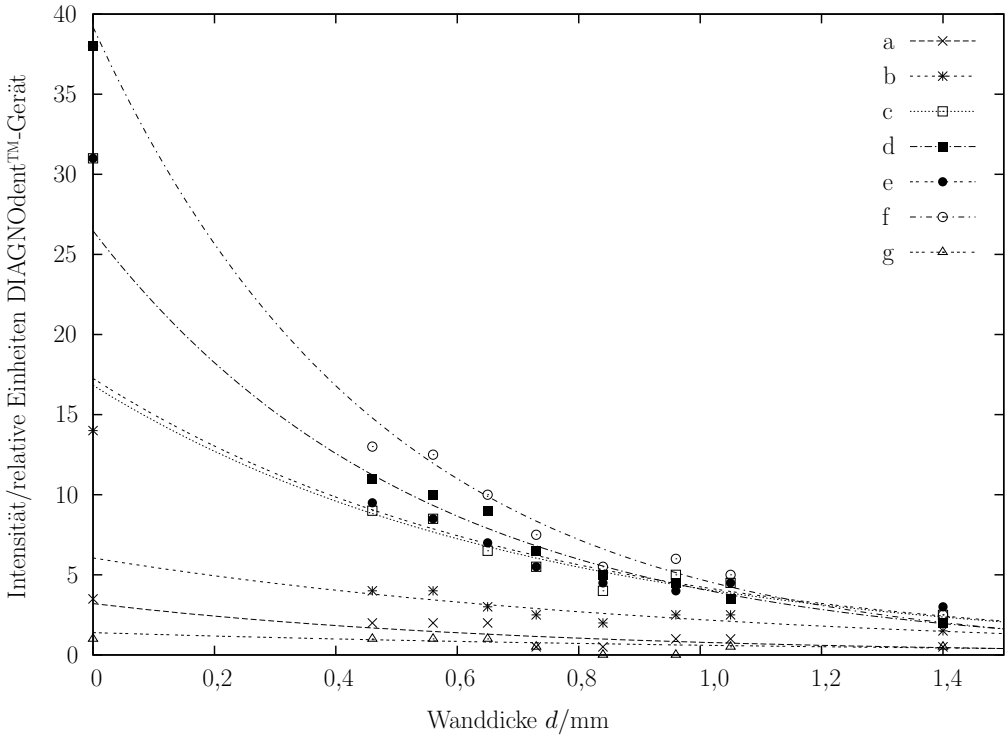

Abb. 14: Zahn 2, Glattfläche, Sonde B. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f, g. Einzelmesswerte: 77, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 70.

Tab. 8: Zahn 5, Glattfläche, Sonde B. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f.

	a	b	c	d	e	f
I_K/RE	7,0	14,0	25,0	28,0	1,0	28,0
I_0/RE	3,91	12,07	22,30	28,94	1,71	28,01
B	0,56	0,86	0,89	1,03	1,71	1,00
α/mm^{-1}	1,27	1,75	1,72	1,88	2,10	1,76
R^2	0,82	0,95	1,00	0,99	0,58	0,97

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

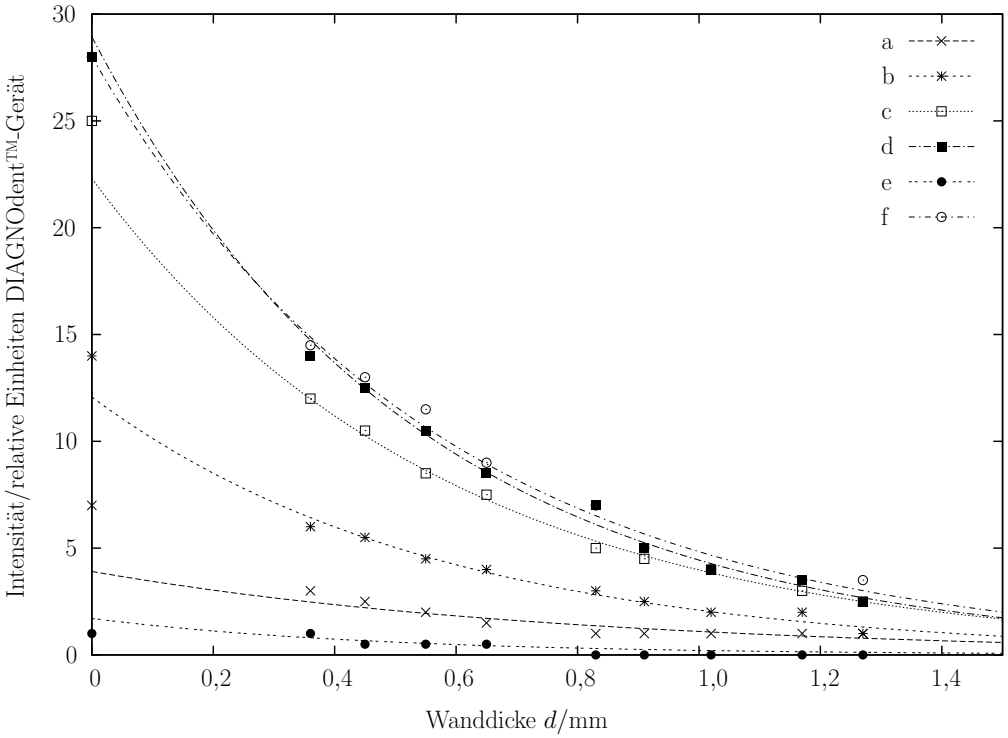

Abb. 15: Zahn 5, Glattfläche, Sonde B. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f. Einzelmesswerte: 60, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 54.

Tab. 9: Zahn 6, Glattfläche, Sonde B. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f.

	a	b	c	d	e	f
I_K/RE	6,0	14,0	27,0	24,0	1,5	27,0
I_0/RE	7,29	12,32	23,13	21,11	0,57	23,32
B	1,22	0,88	0,86	0,88	0,38	0,86
α/mm^{-1}	2,45	2,12	2,01	1,85	−0,20	1,76
R^2	0,91	0,87	0,93	0,80	0,01	0,89

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

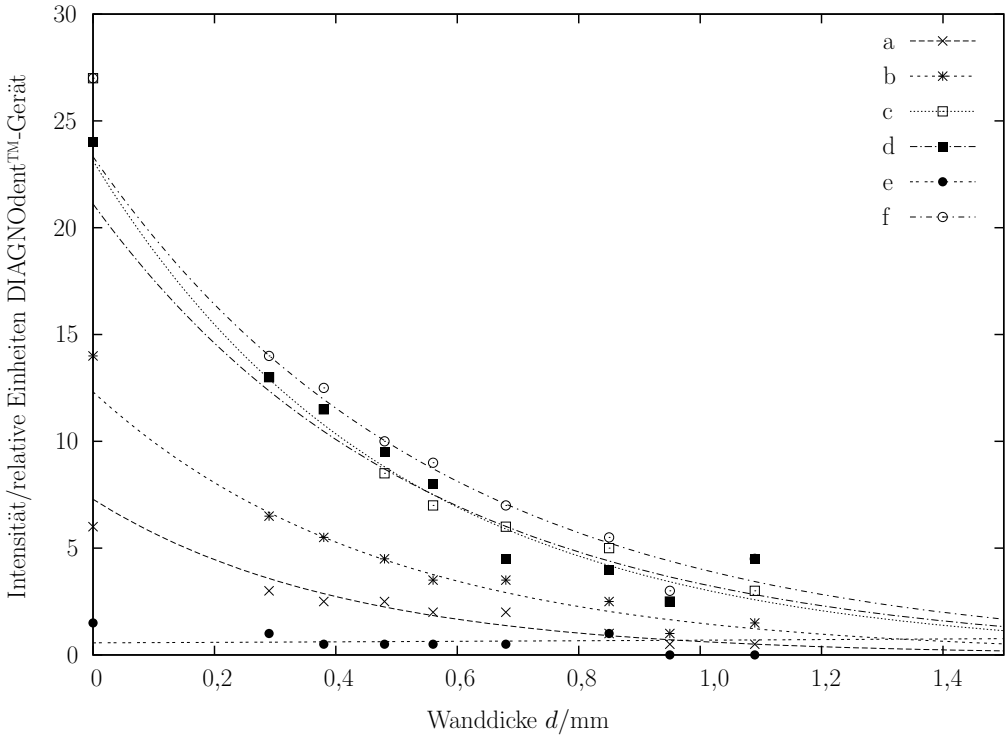

Abb. 16: Zahn 6, Glattfläche, Sonde B. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f. Einzelmesswerte: 54, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 48.

Tab. 10: Zahn 13, Glattfläche, Sonde B. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, g, h.

	a	b	c	d	g	h
I_K/RE	3,0	2,0	5,0	10,0	1,0	2,0
I_0/RE	0,83	2,29	1,42	2,08	—	2,04
B	0,28	1,15	0,28	0,21	—	1,02
α/mm^{-1}	0,43	1,08	0,69	0,91	—	0,97
R^2	0,36	0,79	0,54	0,60	—	0,62

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

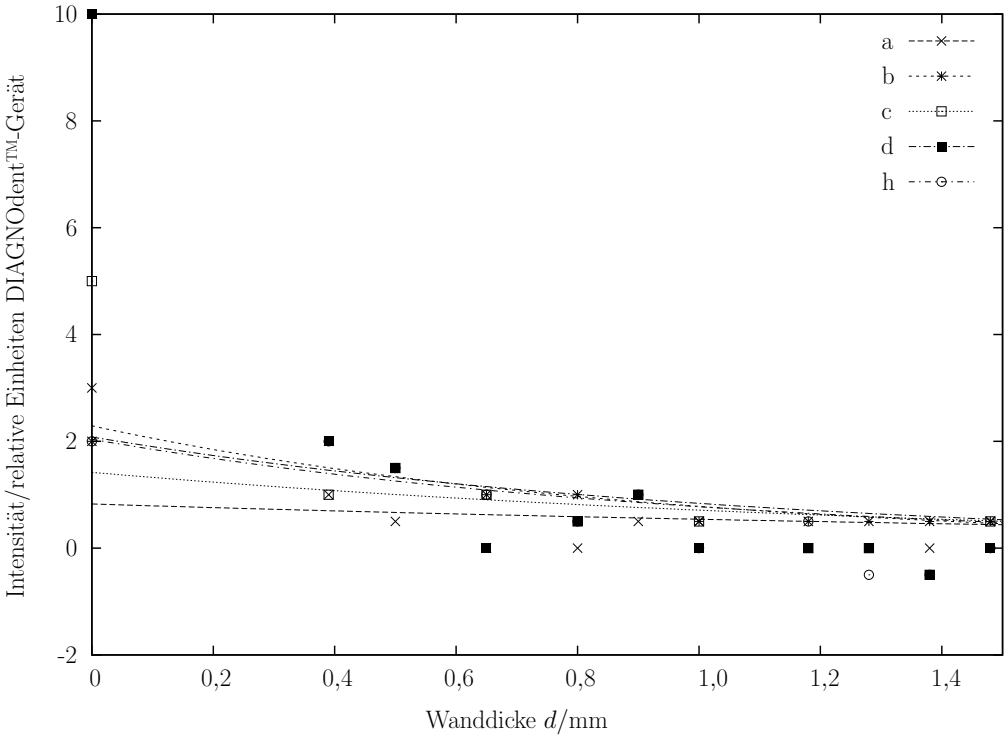

Abb. 17: Zahn 13, Glattfläche, Sonde B. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, g, h. Einzelmesswerte: 84, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 65.

Tab. 11: Zahn 14, Glattfläche, Sonde B. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, g, h.

	a	b	c	d	g	h
I_K/RE	4,0	19,0	12,0	23,0	1,0	15,0
I_0/RE	4,69	32,52	10,22	23,18	0,79	22,57
B	1,17	1,71	0,85	1,01	0,79	1,50
α/mm^{-1}	1,73	2,66	1,96	2,32	0,31	2,07
R^2	0,56	0,87	0,76	0,85	0,05	0,95

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

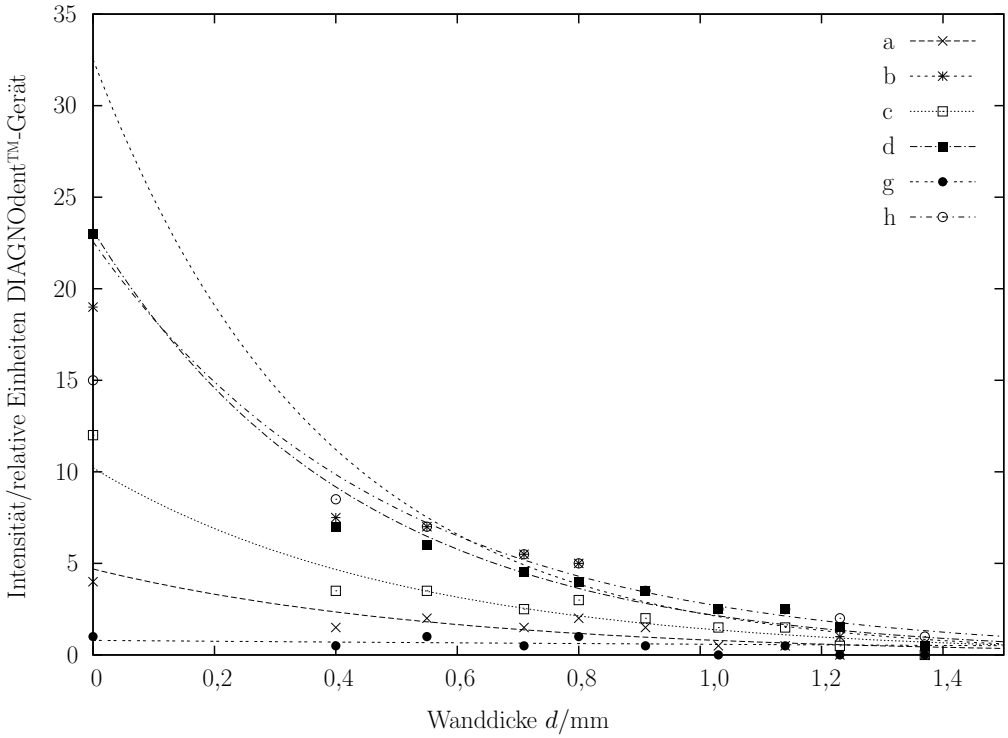

Abb. 18: Zahn 14, Glattfläche, Sonde B. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, g, h. Einzelmesswerte: 90, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 84.

Tab. 12: Zahn 2, Glattfläche, Sonde E. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f, g.

	a	b	c	d	e	f	g
I_K/RE	12,0	31,0	61,0	82,0	74,0	83,0	2,0
I_0/RE	2,44	7,57	28,71	42,05	29,85	52,06	—
B	0,20	0,24	0,47	0,51	0,40	0,63	—
α/mm^{-1}	1,34	1,35	2,23	2,78	2,20	2,63	—
R^2	0,68	0,80	0,95	0,96	0,92	0,98	—

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

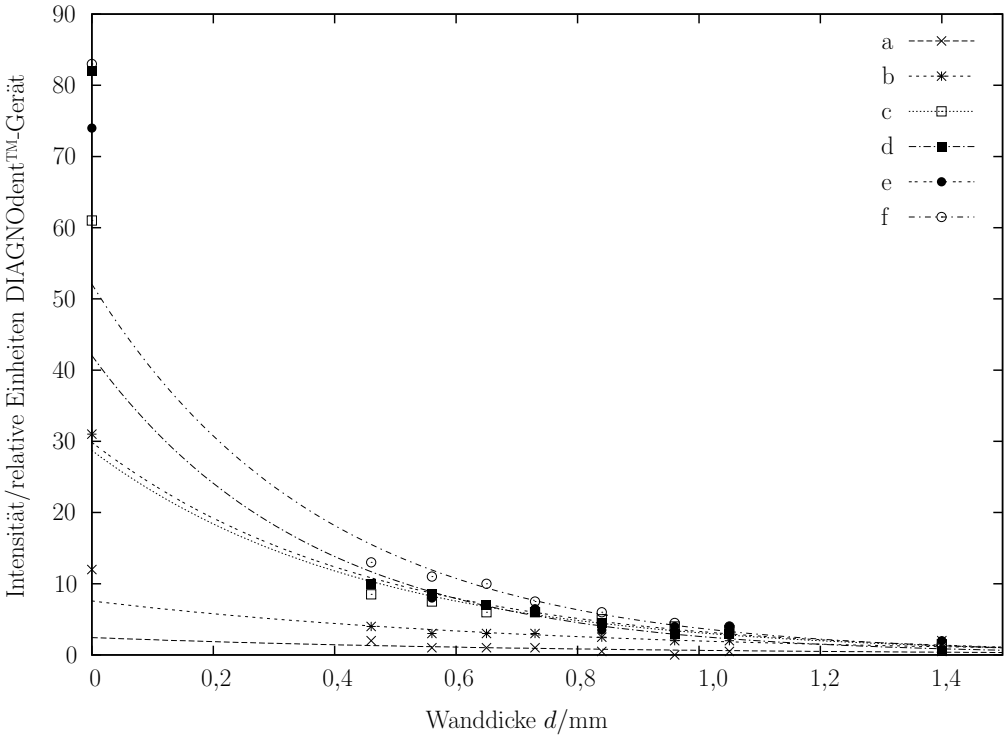

Abb. 19: Zahn 2, Glattfläche, Sonde E. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f, g. Einzelmesswerte: 77, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 60.

Tab. 13: Zahn 5, Glattfläche, Sonde E. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f.

	a	b	c	d	e	f
I_K/RE	17,0	43,0	92,0	89,0	3,0	93,0
I_0/RE	9,07	42,61	73,81	69,54	0,59	80,10
B	0,53	0,99	0,80	0,78	0,20	0,86
α/mm^{-1}	2,21	2,56	2,50	2,38	−0,09	2,54
R^2	0,76	0,95	0,98	0,96	0,01	0,99

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

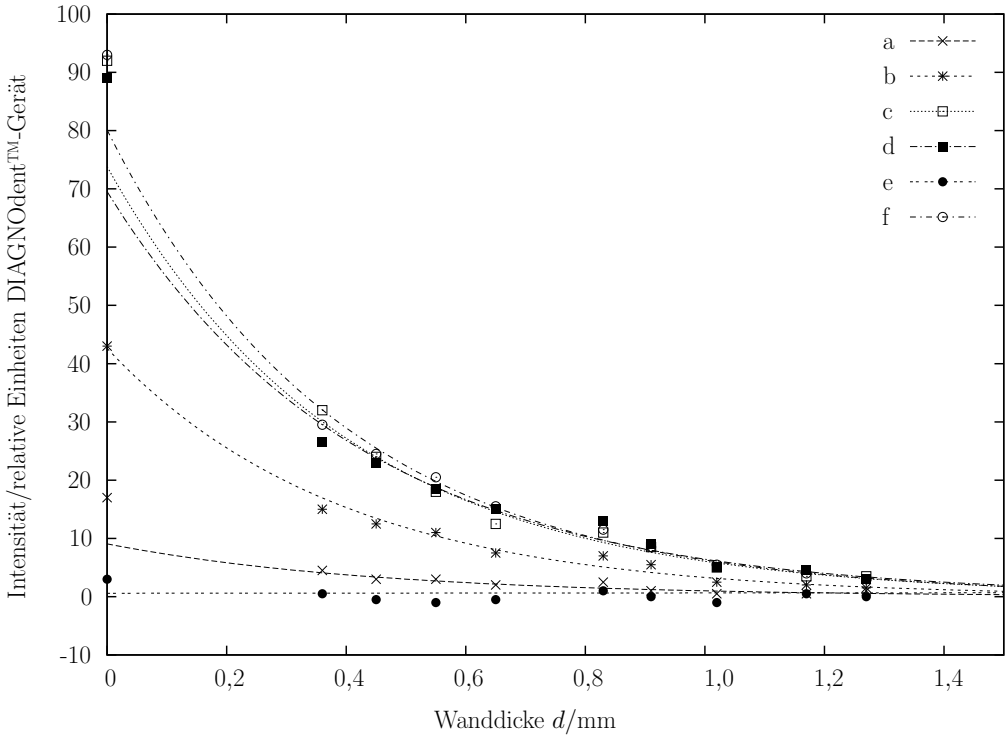

Abb. 20: Zahn 5, Glattfläche, Sonde E. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f. Einzelmesswerte: 60, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 54.

Tab. 14: Zahn 6, Glattfläche, Sonde E. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f.

	a	b	c	d	e	f
I_K/RE	16,0	31,0	50,0	41,0	2,0	99,0
I_0/RE	9,98	11,68	30,31	38,88	1,02	16,11
B	0,62	0,38	0,61	0,95	0,51	0,16
α/mm^{-1}	2,80	1,87	2,27	2,18	0,61	1,69
R^2	0,88	0,89	0,90	0,93	0,24	0,82

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

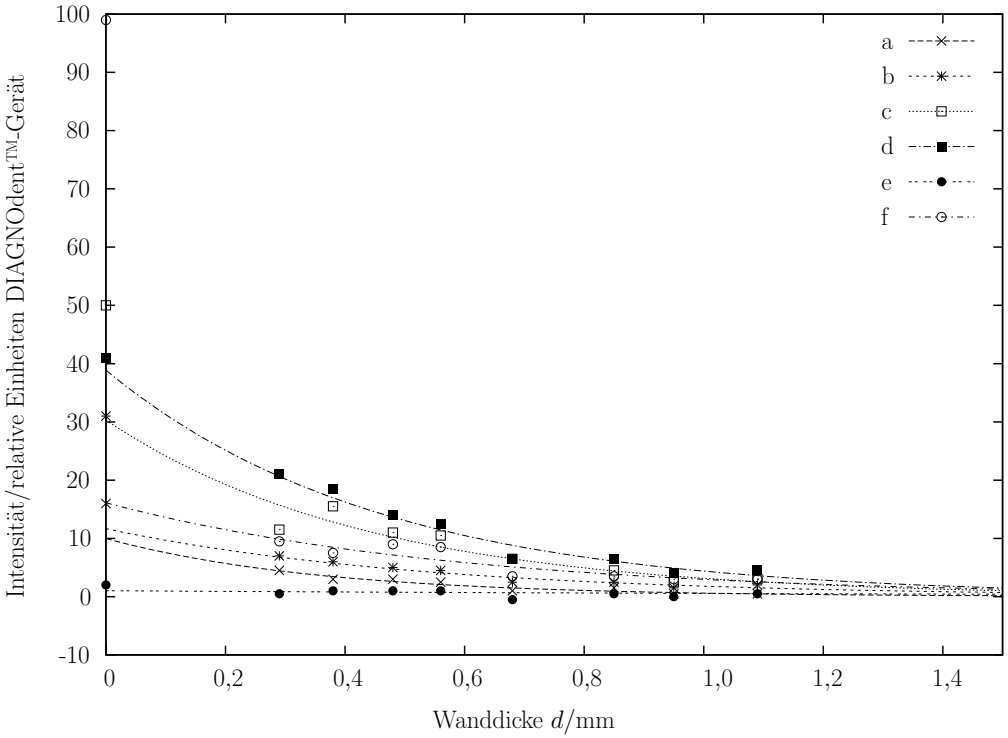

Abb. 21: Zahn 6, Glattfläche, Sonde E. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f. Einzelmesswerte: 54, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 48.

Tab. 15: Zahn 13, Glattfläche, Sonde E. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, g, h.

	a	b	c	d	g	h
I_K/RE	13,0	69,0	38,0	68,0	3,0	77,0
I_0/RE	6,11	29,71	11,57	35,43	0,78	28,43
B	0,47	0,43	0,30	0,52	0,26	0,37
α/mm^{-1}	1,86	2,74	2,27	2,73	0,33	2,59
R^2	0,73	0,90	0,89	0,98	0,28	0,84

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

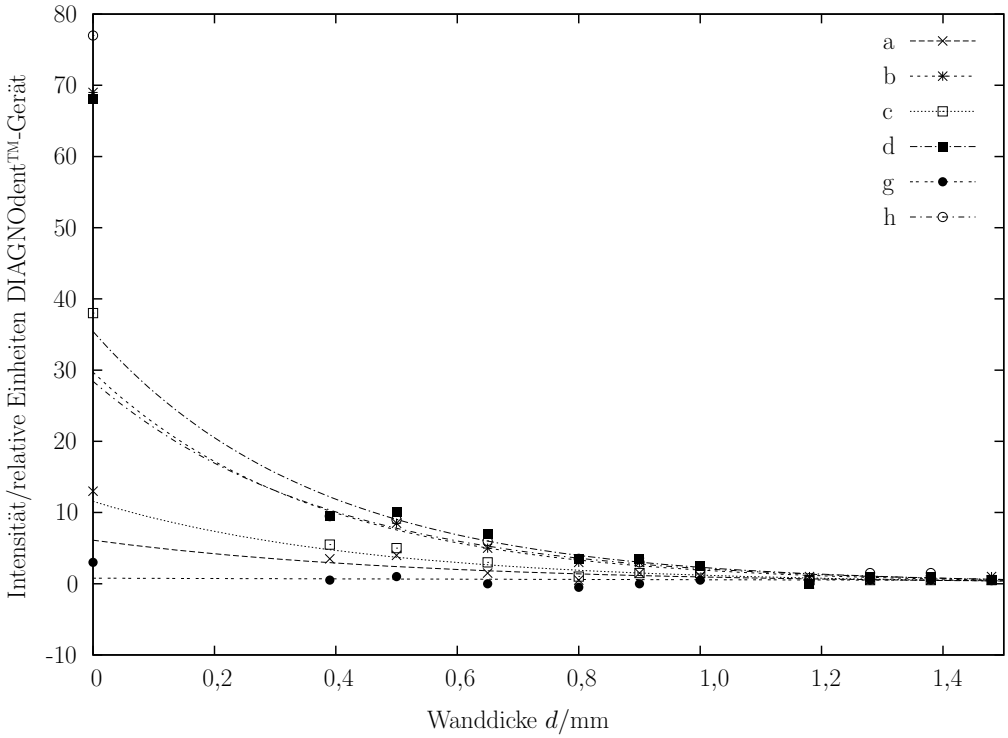

Abb. 22: Zahn 13, Glattfläche, Sonde E. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, g, h. Einzelmesswerte: 84, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 78.

Tab. 16: Zahn 14, Glattfläche, Sonde E. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, g, h.

	a	b	c	d	g	h
I_K/RE	15,0	83,0	31,0	78,0	4,0	65,0
I_0/RE	6,11	21,85	9,02	9,21	1,11	14,39
B	0,41	0,26	0,29	0,12	0,28	0,22
α/mm^{-1}	1,88	2,26	1,79	1,70	0,45	2,11
R^2	0,81	0,84	0,76	0,64	0,42	0,72

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

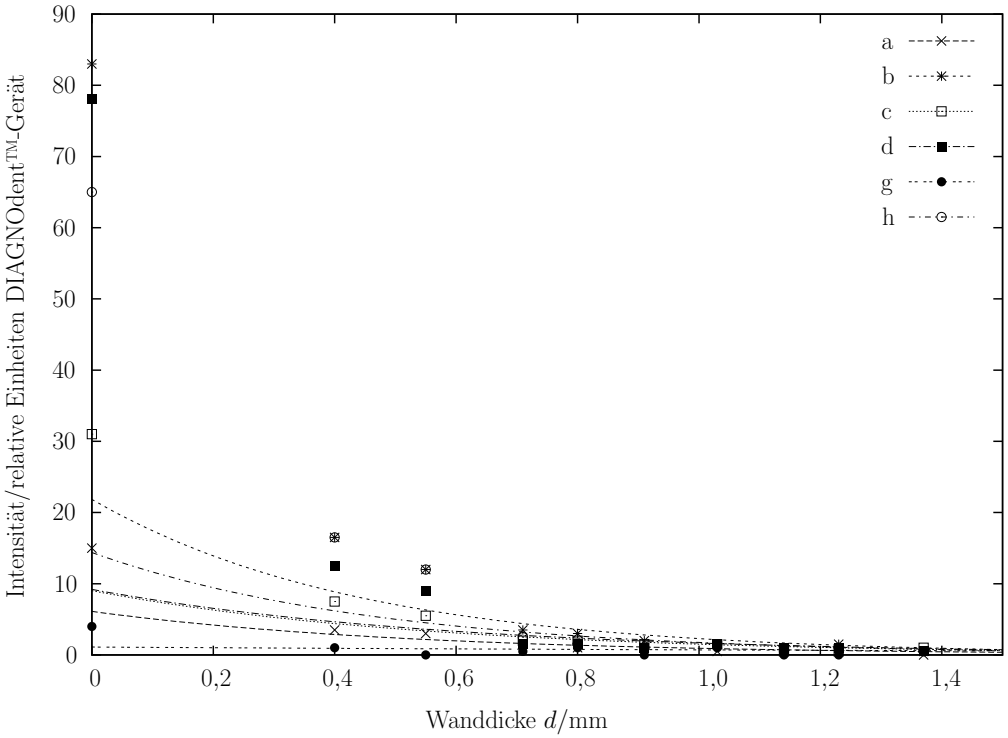

Abb. 23: Zahn 14, Glattfläche, Sonde E. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, g, h. Einzelmesswerte: 90, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 84.

Tab. 17: Zahn 1, Fissur, Sonde A. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f.

	a	b	c	d	e	f
I_K/RE	16,0	34,0	52,0	48,0	75,0	82,0
I_0/RE	5,66	14,98	20,16	27,10	33,09	46,84
B	0,35	0,44	0,39	0,56	0,44	0,57
α/mm^{-1}	1,35	1,64	1,32	1,73	1,83	2,26
R^2	0,81	0,98	0,97	0,92	0,85	0,90

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

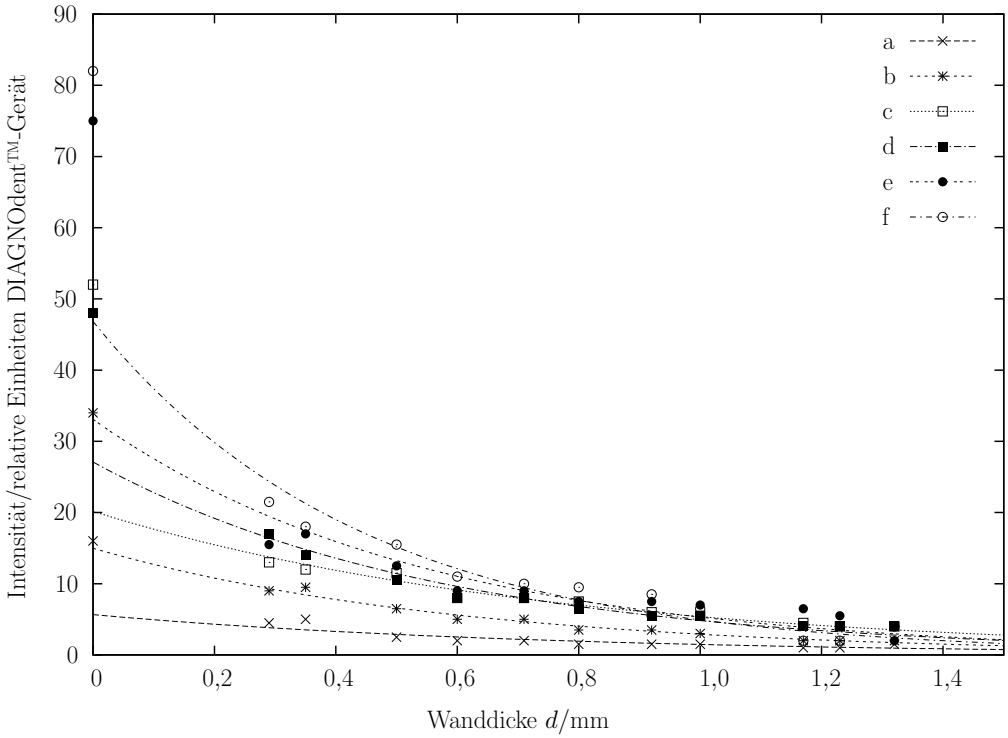

Abb. 24: Zahn 1, Fissur, Sonde A. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f. Einzelmesswerte: 78, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 72.

Tab. 18: Zahn 3, Fissur, Sonde A. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f.

	a	b	c	d	e	f
I_K/RE	18,0	33,0	56,0	66,0	5,0	51,0
I_0/RE	8,61	8,39	19,40	8,31	2,18	13,94
B	0,48	0,25	0,35	0,13	0,44	0,27
α/mm^{-1}	1,51	1,18	1,79	1,19	0,97	1,39
R^2	0,83	0,67	0,71	0,43	0,71	0,75

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

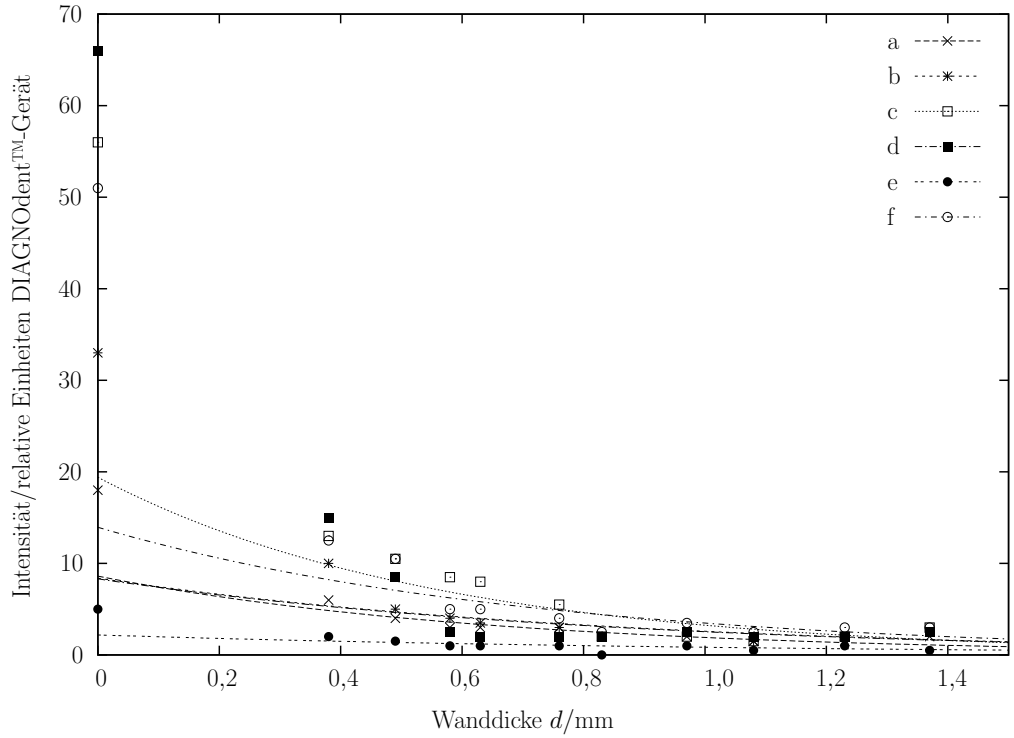

Abb. 25: Zahn 3, Fissur, Sonde A. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f. Einzelmesswerte: 72, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 66.

Tab. 19: Zahn 4, Fissur, Sonde A. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f.

	a	b	c	d	e	f
I_K/RE	13,0	25,0	57,0	61,0	4,0	60,0
I_0/RE	5,20	9,79	24,95	25,24	1,30	29,31
B	0,40	0,39	0,44	0,41	0,32	0,49
α/mm^{-1}	1,31	1,12	1,38	1,46	0,96	1,65
R^2	0,89	0,85	0,93	0,91	0,52	0,94

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

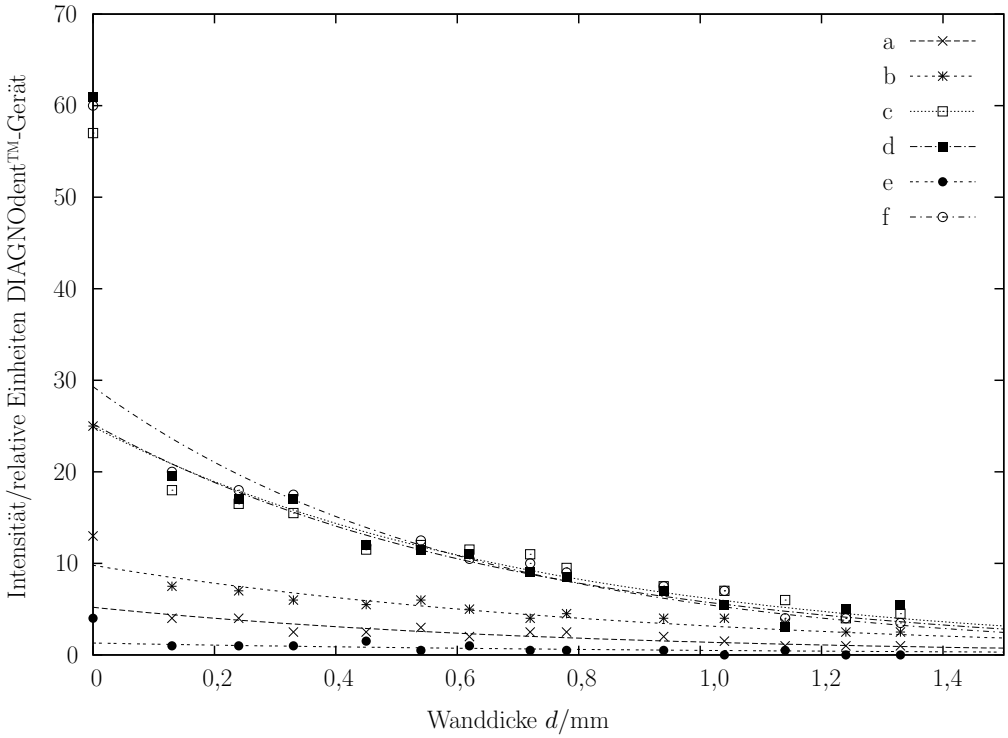

Abb. 26: Zahn 4, Fissur, Sonde A. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f. Einzelmesswerte: 90, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 84.

Tab. 20: Zahn 7, Fissur, Sonde A. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f.

	a	b	c	d	e	f
I_K/RE	14,0	30,0	55,0	57,0	5,0	59,0
I_0/RE	29,21	40,55	56,61	57,43	4,93	115,26
B	2,09	1,35	1,03	1,01	0,99	1,95
α/mm^{-1}	3,46	3,30	2,77	2,83	2,69	3,68
R^2	0,94	0,96	0,98	0,96	0,54	0,95

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

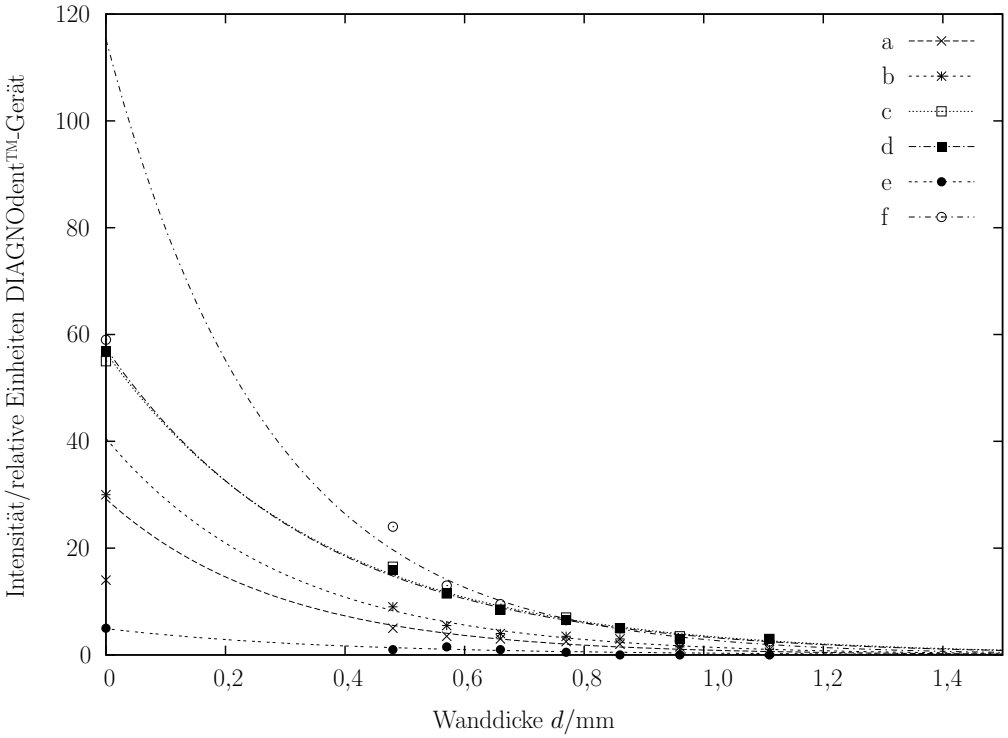

Abb. 27: Zahn 7, Fissur, Sonde A. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f. Einzelmesswerte: 48, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 42.

Tab. 21: Zahn 8, Fissur, Sonde A. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, g, h.

	a	b	c	d	g	h
I_K/RE	7,0	51,0	46,0	50,0	5,0	54,0
I_0/RE	9,28	4,77	6,92	3,80	0,36	2,52
B	1,33	0,09	0,15	0,08	0,07	0,05
α/mm^{-1}	1,59	0,53	0,67	0,44	−0,61	0,17
R^2	0,41	0,37	0,26	0,10	0,10	0,02

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

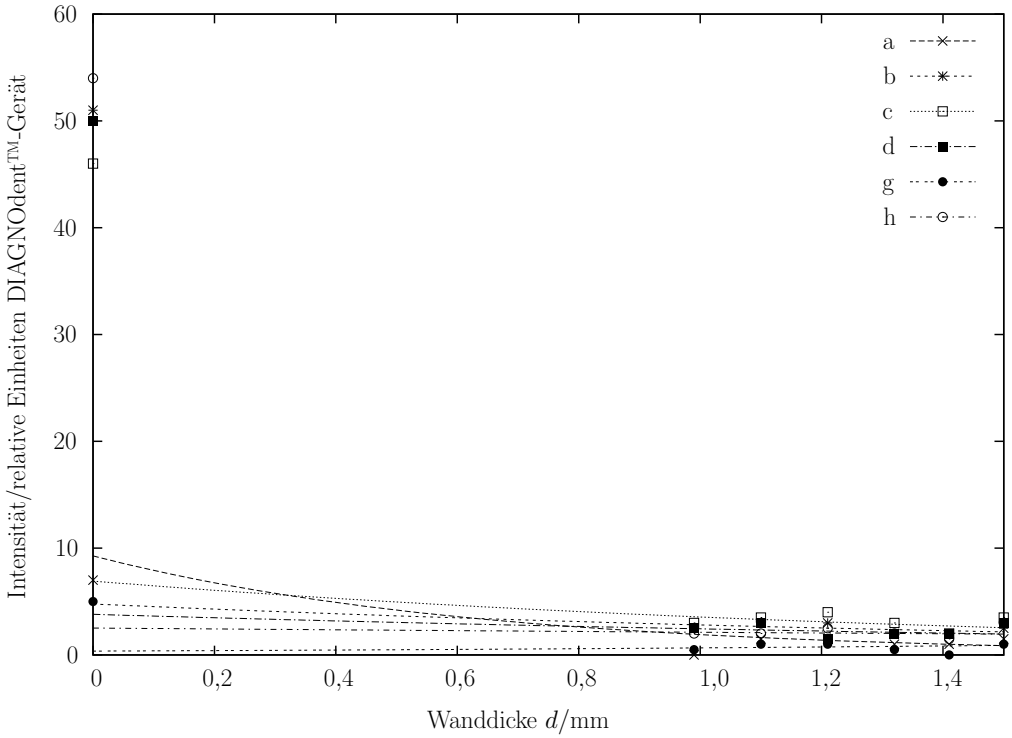

Abb. 28: Zahn 8, Fissur, Sonde A. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, g, h. Einzelmesswerte: 48, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 42.

Tab. 22: Zahn 9, Fissur, Sonde A. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, g, h.

	a	b	c	d	g	h
I_K/RE	5,0	46,0	45,0	48,0	4,0	51,0
I_0/RE	0,47	23,28	27,17	27,30	1,22	32,17
B	0,09	0,51	0,60	0,57	0,31	0,63
α/mm^{-1}	−0,59	1,42	1,49	1,59	0,68	1,67
R^2	0,33	0,86	0,90	0,87	0,35	0,95

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

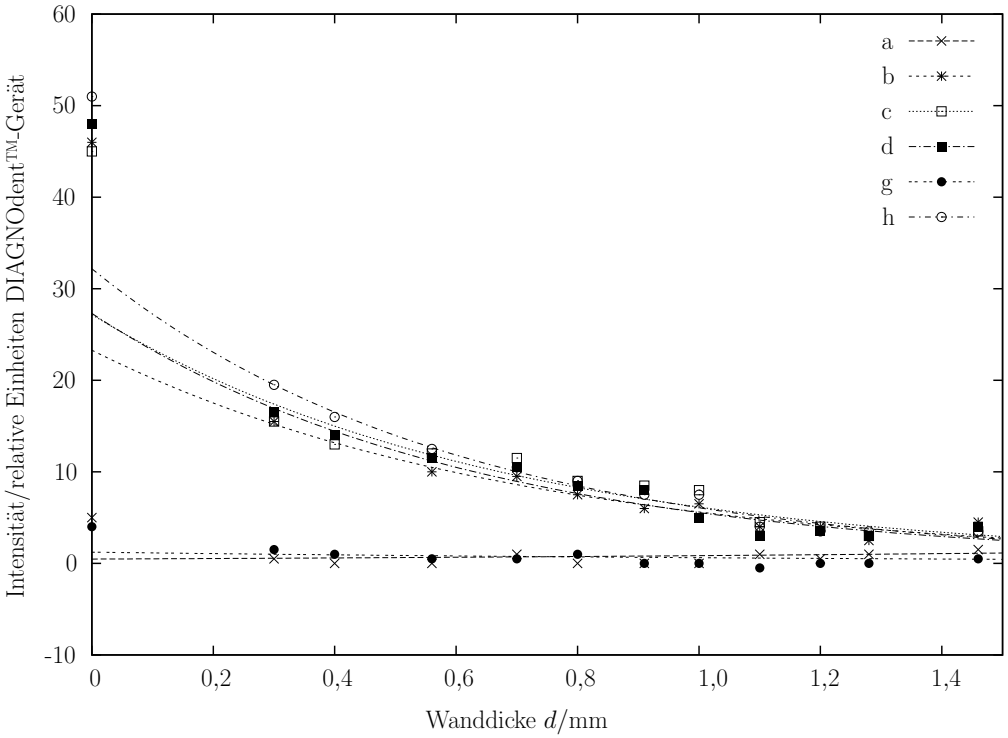

Abb. 29: Zahn 9, Fissur, Sonde A. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, g, h. Einzelmesswerte: 72, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 66.

Tab. 23: Zahn 11, Fissur, Sonde A. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, g, h.

	a	b	c	d	g	h
I_K/RE	13,0	81,0	50,0	51,0	5,0	58,0
I_0/RE	8,22	25,54	45,63	45,08	2,78	40,27
B	0,63	0,32	0,91	0,88	0,56	0,69
α/mm^{-1}	1,22	1,95	1,78	1,99	0,98	1,73
R^2	0,78	0,92	0,94	0,96	0,64	0,95

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

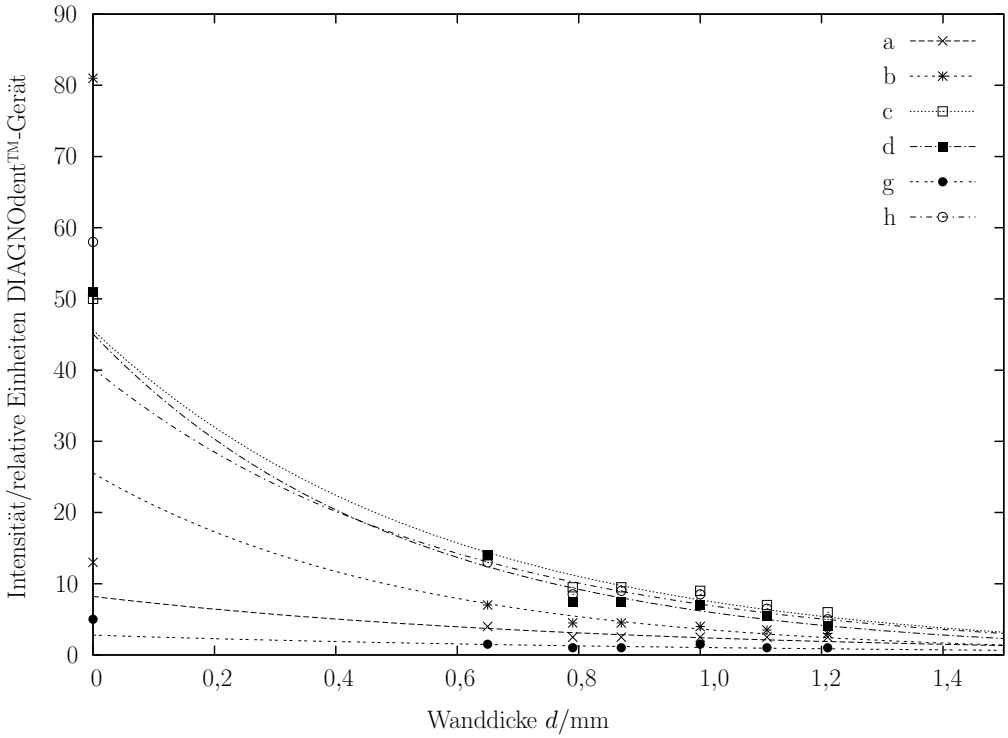

Abb. 30: Zahn 11, Fissur, Sonde A. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, g, h. Einzelmesswerte: 48, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 42.

Tab. 24: Zahn 12, Fissur, Sonde A. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, g, h.

	a	b	c	d	g	h
I_K/RE	9,0	55,0	47,0	49,0	4,0	57,0
I_0/RE	2,20	14,64	9,55	6,87	—	8,68
B	0,24	0,27	0,20	0,14	—	0,15
α/mm^{-1}	1,29	2,34	1,79	1,70	—	1,73
R^2	0,46	0,79	0,72	0,47	—	0,53

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

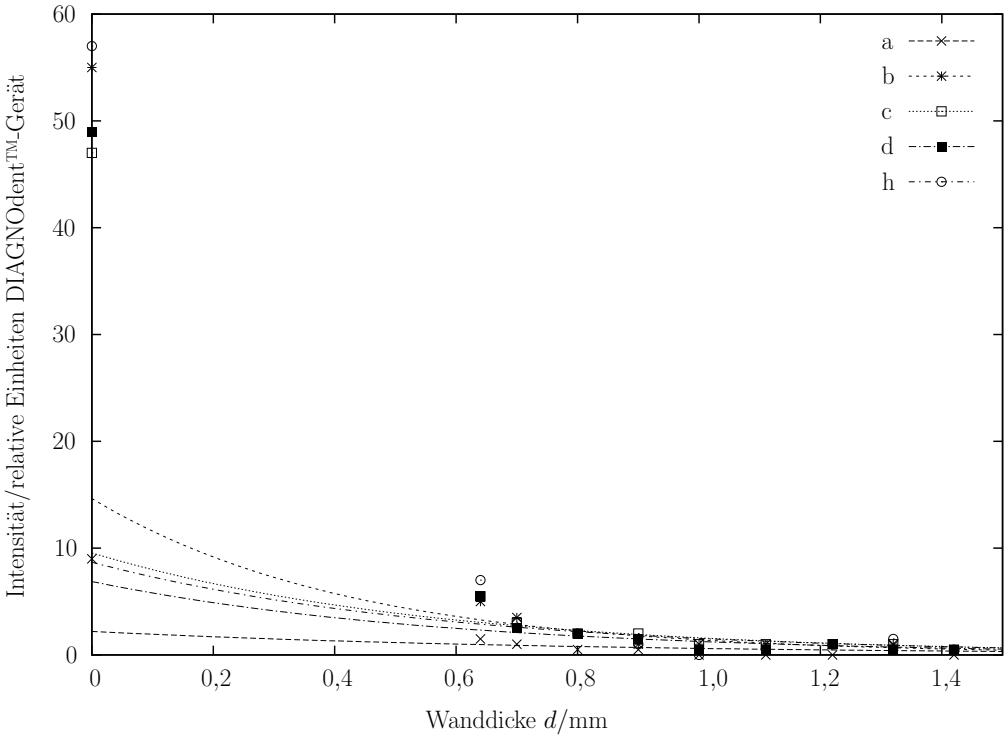

Abb. 31: Zahn 12, Fissur, Sonde A. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, g, h. Einzelmesswerte: 78, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 60.

Tab. 25: Zahn 1, Fissur, Sonde B. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f.

	a	b	c	d	e	f
I_K/RE	12,0	10,0	24,0	36,0	29,0	34,0
I_0/RE	2,35	3,92	9,28	7,83	10,43	15,43
B	0,20	0,39	0,39	0,22	0,36	0,45
α/mm^{-1}	0,84	1,04	1,22	0,95	1,22	1,66
R^2	0,46	0,60	0,89	0,85	0,82	0,89

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

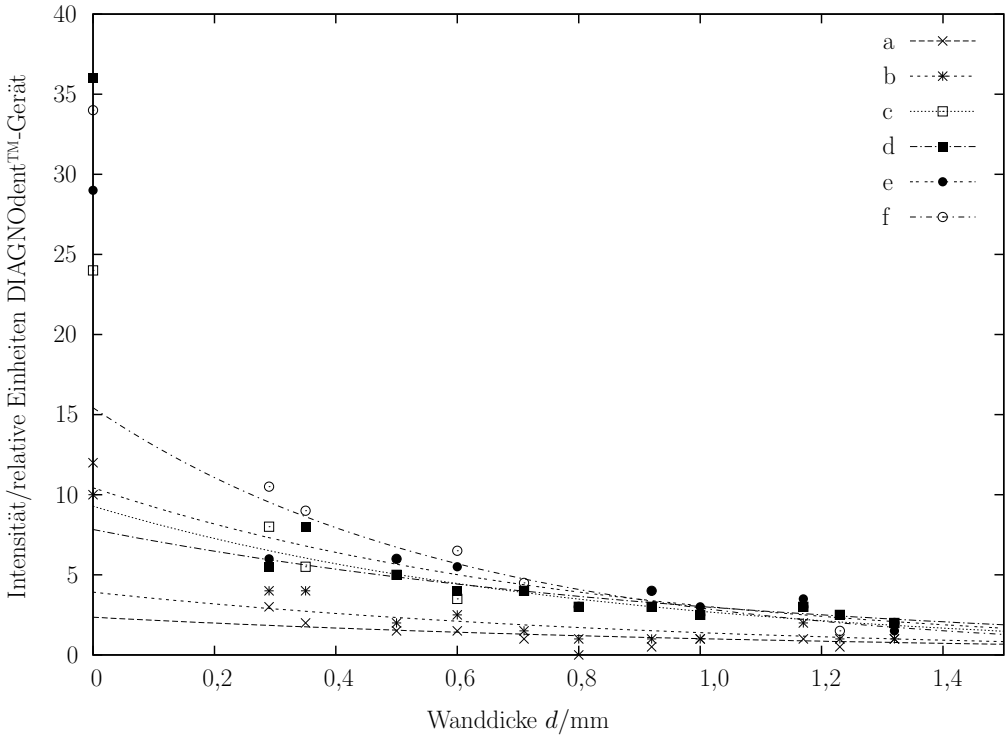

Abb. 32: Zahn 1, Fissur, Sonde B. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f. Einzelmesswerte: 78, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 72.

Tab. 26: Zahn 3, Fissur, Sonde B. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f.

	a	b	c	d	e	f
I_K/RE	6,0	13,0	29,0	28,0	2,0	19,5
I_0/RE	2,24	1,90	3,39	2,46	0,69	6,25
B	0,37	0,15	0,12	0,09	0,34	0,32
α/mm^{-1}	0,80	0,73	0,71	0,49	0,27	1,16
R^2	0,33	0,34	0,40	0,13	0,22	0,92

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

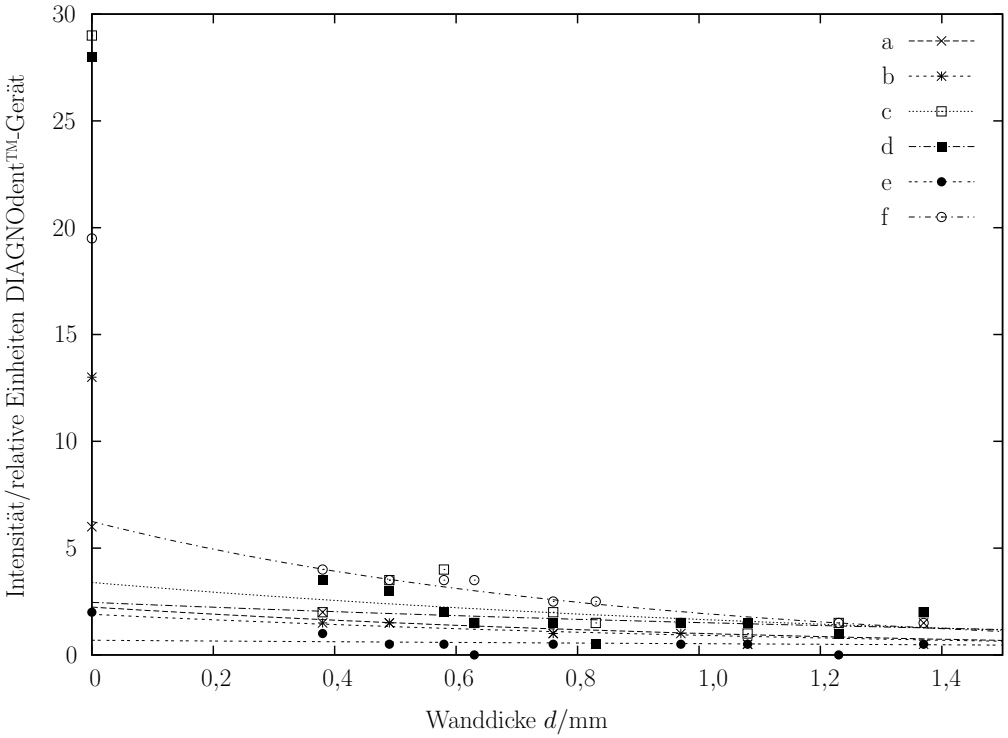

Abb. 33: Zahn 3, Fissur, Sonde B. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f. Einzelmesswerte: 72, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 66.

Tab. 27: Zahn 4, Fissur, Sonde B. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f.

	a	b	c	d	e	f
I_K/RE	6,0	9,0	22,0	32,0	1,0	29,0
I_0/RE	2,08	3,95	9,86	10,22	0,46	10,09
B	0,35	0,44	0,45	0,32	0,46	0,35
α/mm^{-1}	0,83	1,04	1,15	1,31	−0,39	1,23
R^2	0,68	0,81	0,84	0,95	0,30	0,92

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

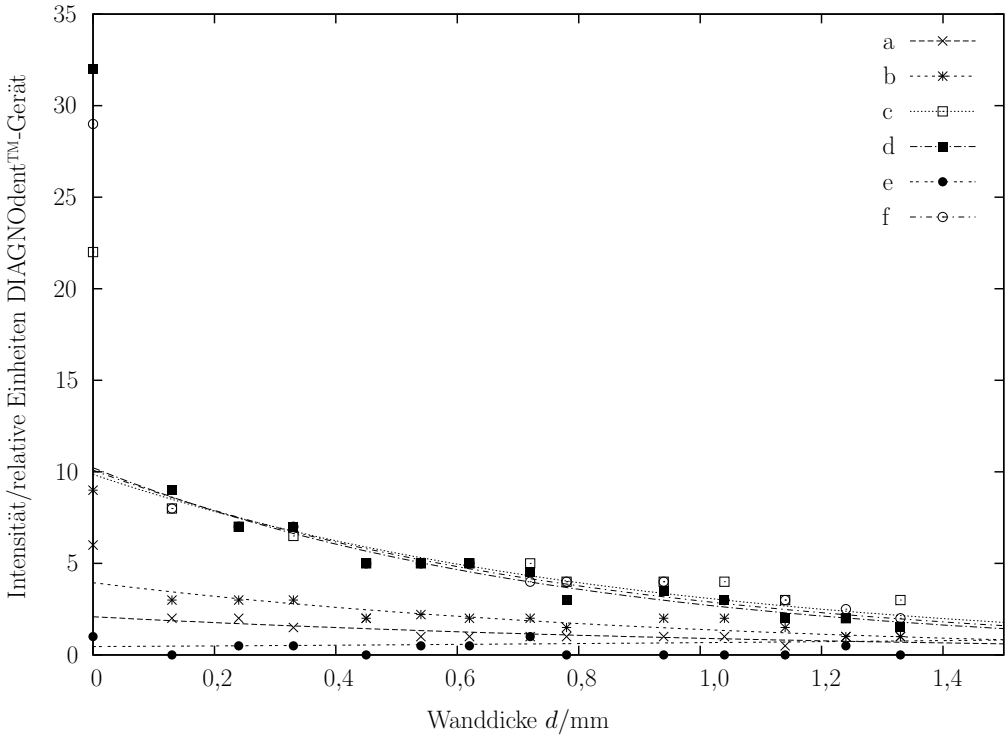

Abb. 34: Zahn 4, Fissur, Sonde B. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f. Einzelmesswerte: 90, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 84.

Tab. 28: Zahn 7, Fissur, Sonde B. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f.

	a	b	c	d	e	f
I_K/RE	6,0	11,0	22,0	29,0	1,0	23,0
I_0/RE	2,19	4,99	9,56	7,74	—	6,73
B	0,37	0,45	0,43	0,27	—	0,29
α/mm^{-1}	1,07	1,95	1,95	1,73	—	1,47
R^2	0,53	0,82	0,75	0,73	—	0,83

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

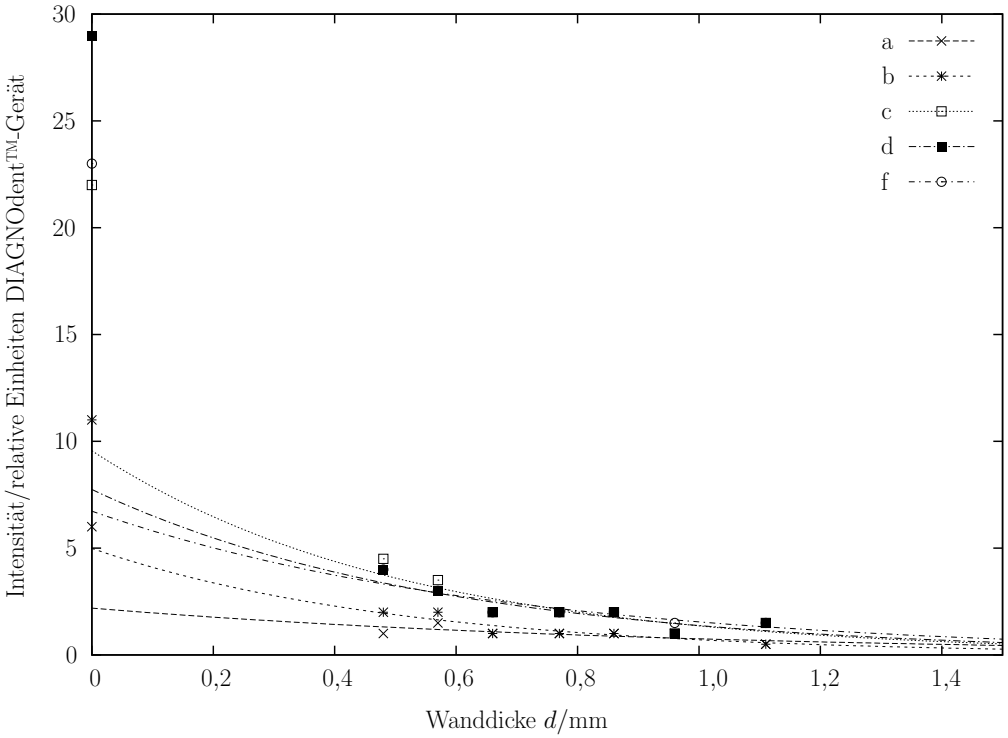

Abb. 35: Zahn 7, Fissur, Sonde B. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f. Einzelmesswerte: 48, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 35.

Tab. 29: Zahn 8, Fissur, Sonde B. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, g, h.

	a	b	c	d	g	h
I_K/RE	1,0	15,0	11,0	16,0	1,0	9,0
I_0/RE	0,83	7,62	4,84	4,10	—	2,31
B	0,83	0,51	0,44	0,26	—	0,26
α/mm^{-1}	0,17	1,29	0,99	0,89	—	0,63
R^2	0,01	0,61	0,31	0,31	—	0,13

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

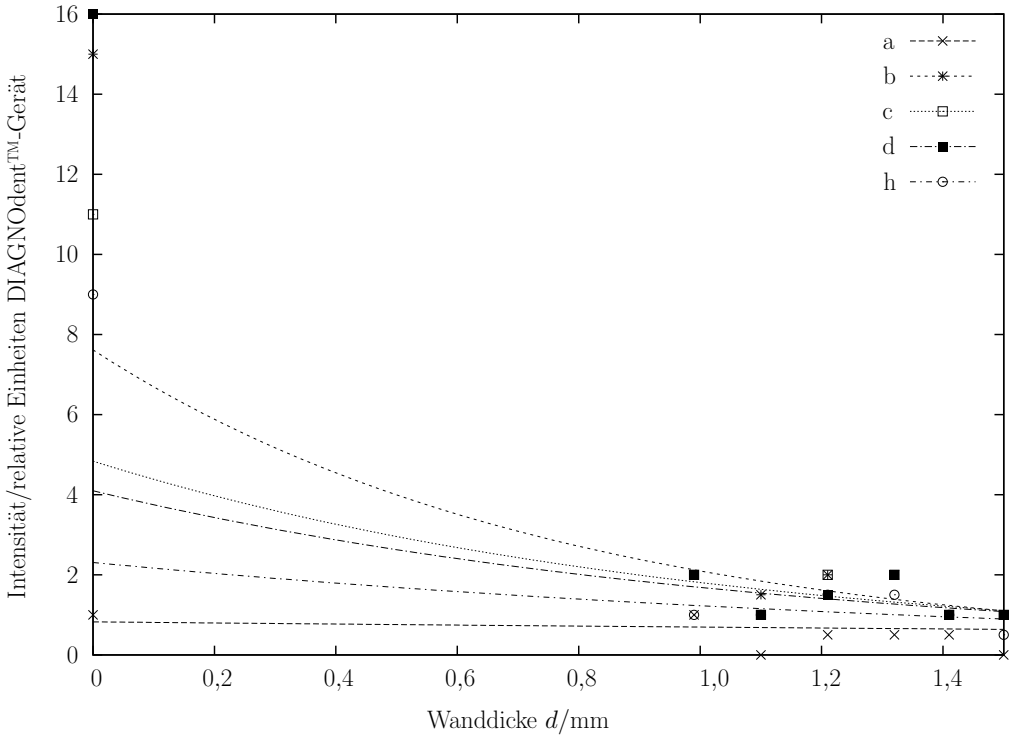

Abb. 36: Zahn 8, Fissur, Sonde B. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, g, h. Einzelmesswerte: 48, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 35.

Tab. 30: Zahn 9, Fissur, Sonde B. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, g, h.

	a	b	c	d	g	h
I_K/RE	5,0	23,0	23,0	25,0	1,0	26,0
I_0/RE	6,80	9,78	15,18	11,04	—	15,44
B	1,36	0,43	0,66	0,44	—	0,59
α/mm^{-1}	1,82	1,30	1,67	1,57	—	1,70
R^2	0,71	0,91	0,93	0,79	—	0,97

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

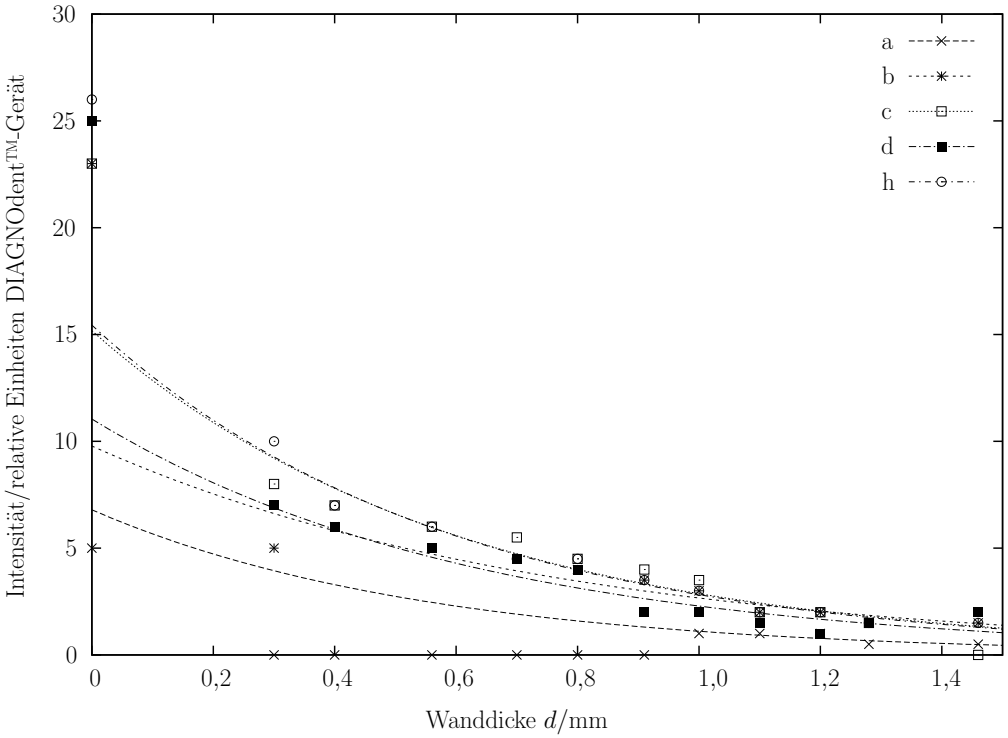

Abb. 37: Zahn 9, Fissur, Sonde B. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, g, h. Einzelmesswerte: 72, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 55.

Tab. 31: Zahn 11, Fissur, Sonde B. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, g, h.

	a	b	c	d	g	h
I_K/RE	6,0	38,0	25,0	23,0	1,5	29,0
I_0/RE	1,33	2,80	13,05	8,79	—	8,32
B	0,22	0,07	0,52	0,38	—	0,29
α/mm^{-1}	0,26	0,82	1,59	1,42	—	1,37
R^2	0,05	0,48	0,96	0,95	—	0,88

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

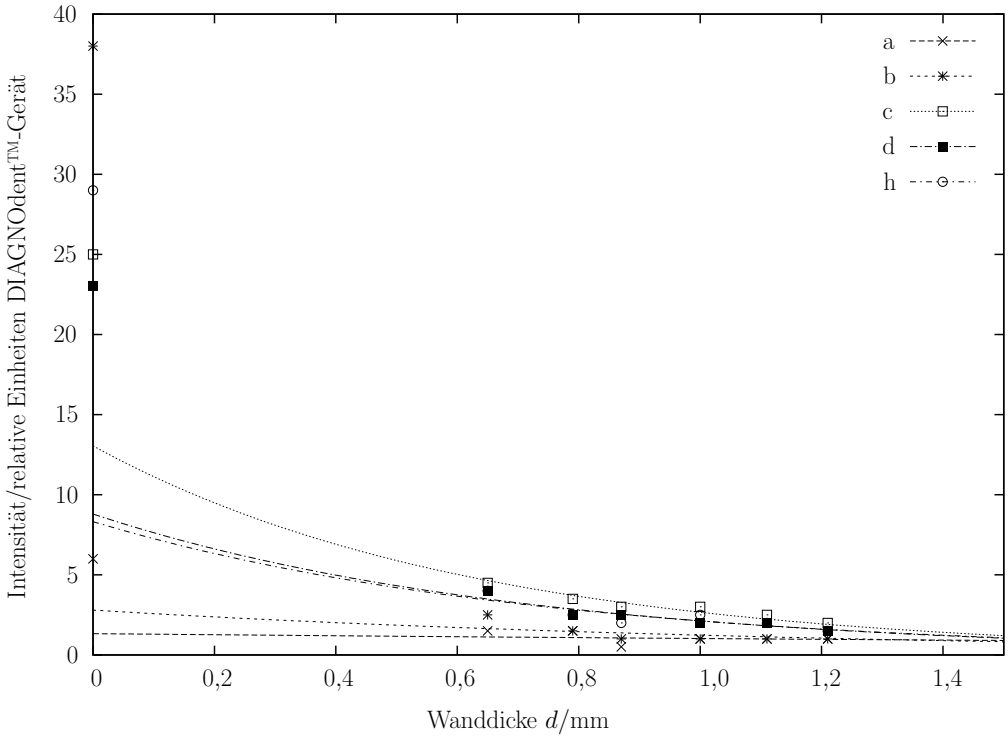

Abb. 38: Zahn 11, Fissur, Sonde B. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, g, h. Einzelmesswerte: 48, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 35.

Tab. 32: Zahn 12, Fissur, Sonde B. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, g, h.

	a	b	c	d	g	h
I_K/RE	2,5	39,0	34,0	32,0	2,0	37,0
I_0/RE	0,79	2,76	1,52	1,94	—	1,73
B	0,32	0,07	0,04	0,06	—	0,05
α/mm^{-1}	0,36	0,92	0,46	0,70	—	0,53
R^2	0,25	0,34	0,13	0,17	—	0,08

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

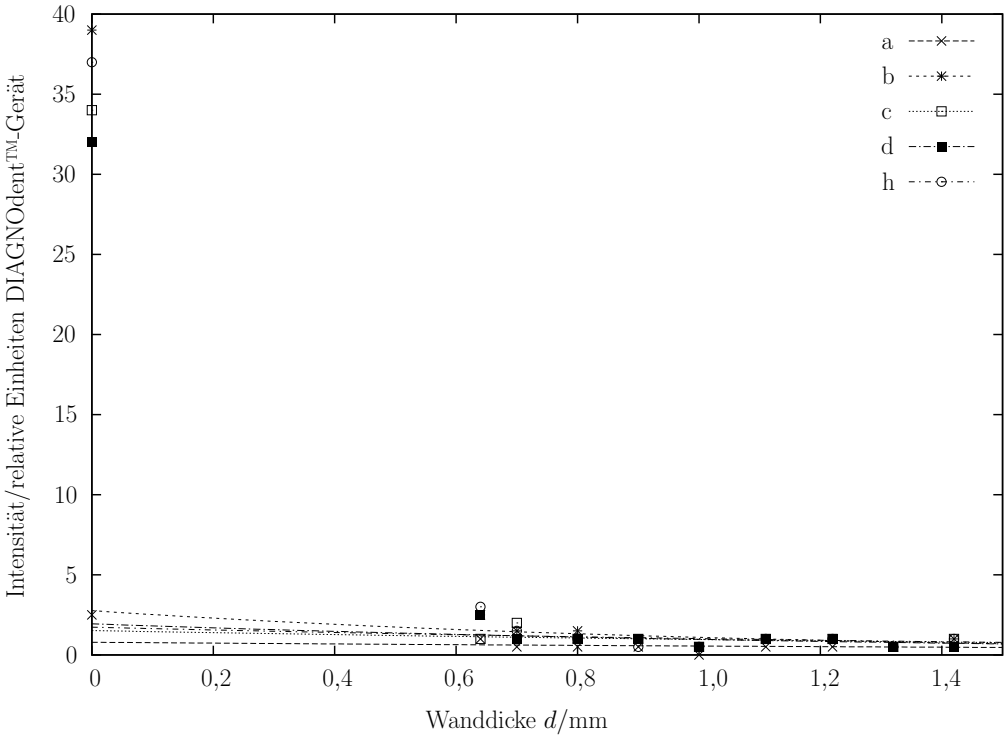

Abb. 39: Zahn 12, Fissur, Sonde B. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, g, h. Einzelmesswerte: 78, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 60.

Tab. 33: Zahn 1, Fissur, Sonde E. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f.

	a	b	c	d	e	f
I_K/RE	25,0	46,0	72,0	99,0	99,0	99,0
I_0/RE	5,77	20,14	28,48	38,98	32,12	53,80
B	0,23	0,44	0,40	0,39	0,32	0,54
α/mm^{-1}	1,51	2,29	2,05	2,30	1,84	2,51
R^2	0,88	0,87	0,98	0,97	0,97	0,96

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

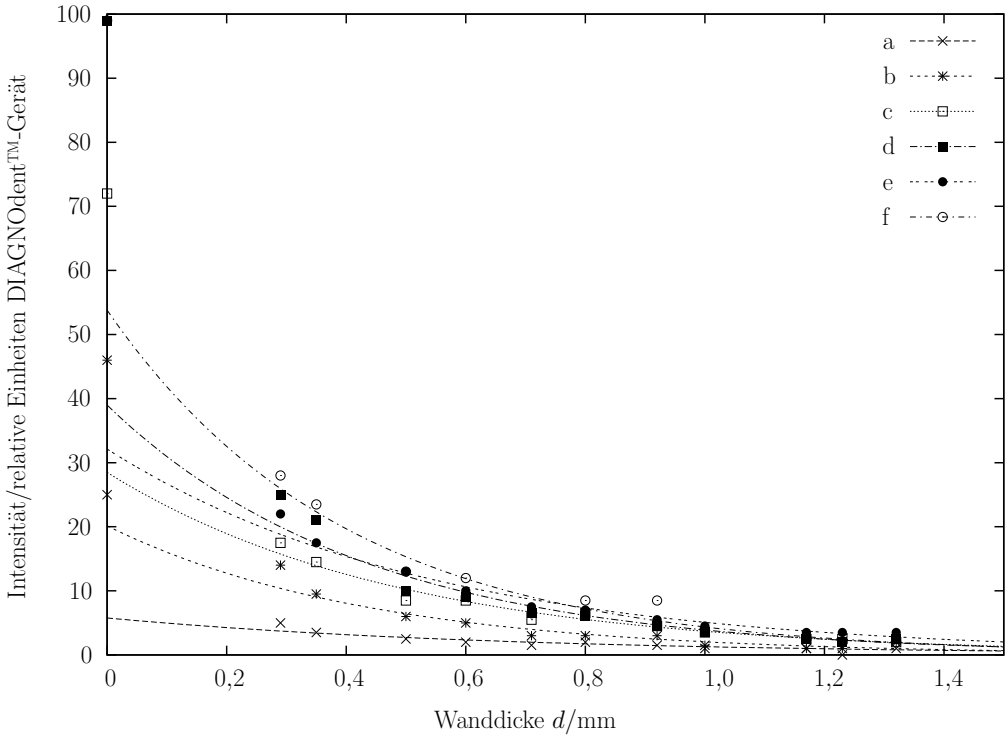

Abb. 40: Zahn 1, Fissur, Sonde E. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f. Einzelmesswerte: 78, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 72.

Tab. 34: Zahn 3, Fissur, Sonde E. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f.

	a	b	c	d	e	f
I_K/RE	26,0	37,0	66,0	99,0	3,0	93,0
I_0/RE	2,57	5,13	9,61	12,72	0,53	7,74
B	0,10	0,14	0,15	0,13	0,18	0,08
α/mm^{-1}	0,87	1,01	1,69	1,87	−0,07	1,47
R^2	0,25	0,60	0,58	0,58	0,01	0,43

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

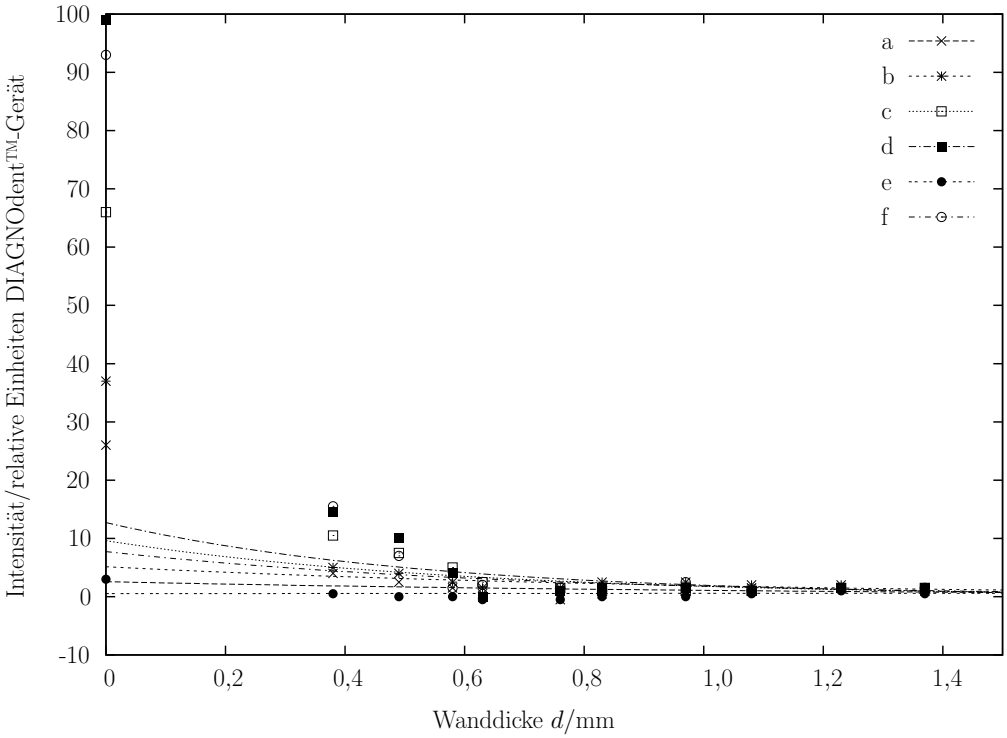

Abb. 41: Zahn 3, Fissur, Sonde E. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f. Einzelmesswerte: 72, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 66.

Tab. 35: Zahn 4, Fissur, Sonde E. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f.

	a	b	c	d	e	f
I_K/RE	13,0	31,0	70,0	86,0	4,0	96,0
I_0/RE	2,31	6,33	13,33	18,01	0,87	19,60
B	0,18	0,20	0,19	0,21	0,22	0,20
α/mm^{-1}	1,02	1,45	1,35	1,80	0,27	1,85
R^2	0,39	0,69	0,80	0,81	0,07	0,84

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

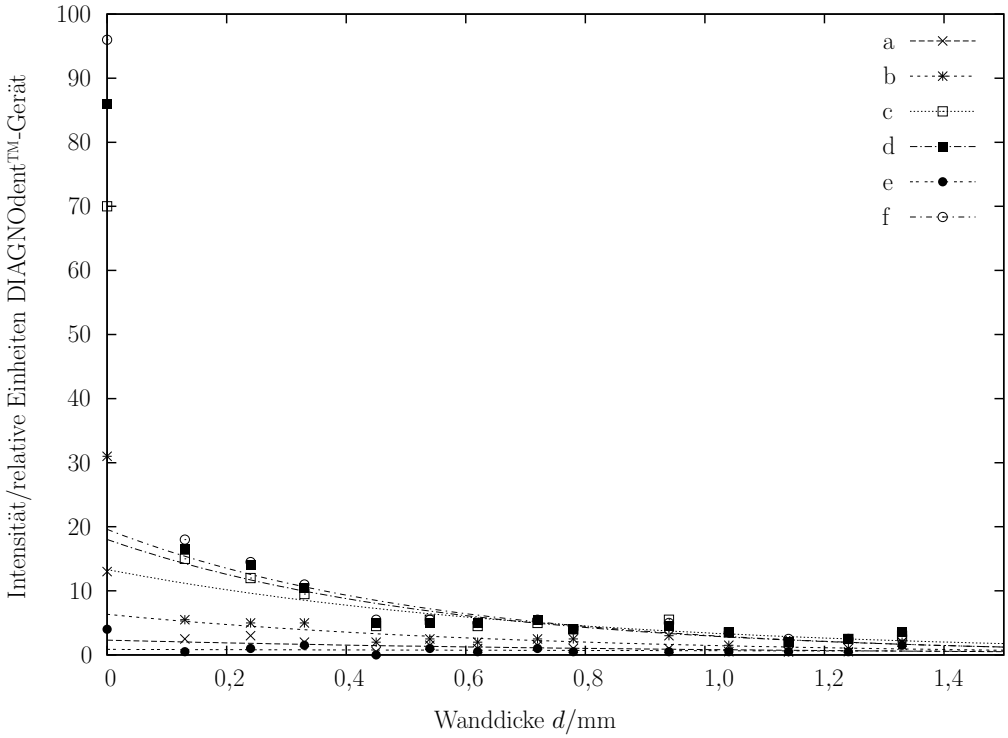

Abb. 42: Zahn 4, Fissur, Sonde E. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f. Einzelmesswerte: 90, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 84.

Tab. 36: Zahn 7, Fissur, Sonde E. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, e, f.

	a	b	c	d	e	f
I_K/RE	15,0	22,0	77,0	71,0	5,0	69,0
I_0/RE	12,24	25,40	70,65	58,31	3,96	73,19
B	0,82	1,15	0,92	0,82	0,79	1,06
α/mm^{-1}	2,37	2,71	3,39	2,99	1,92	3,22
R^2	0,77	0,78	0,90	0,90	0,48	0,88

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

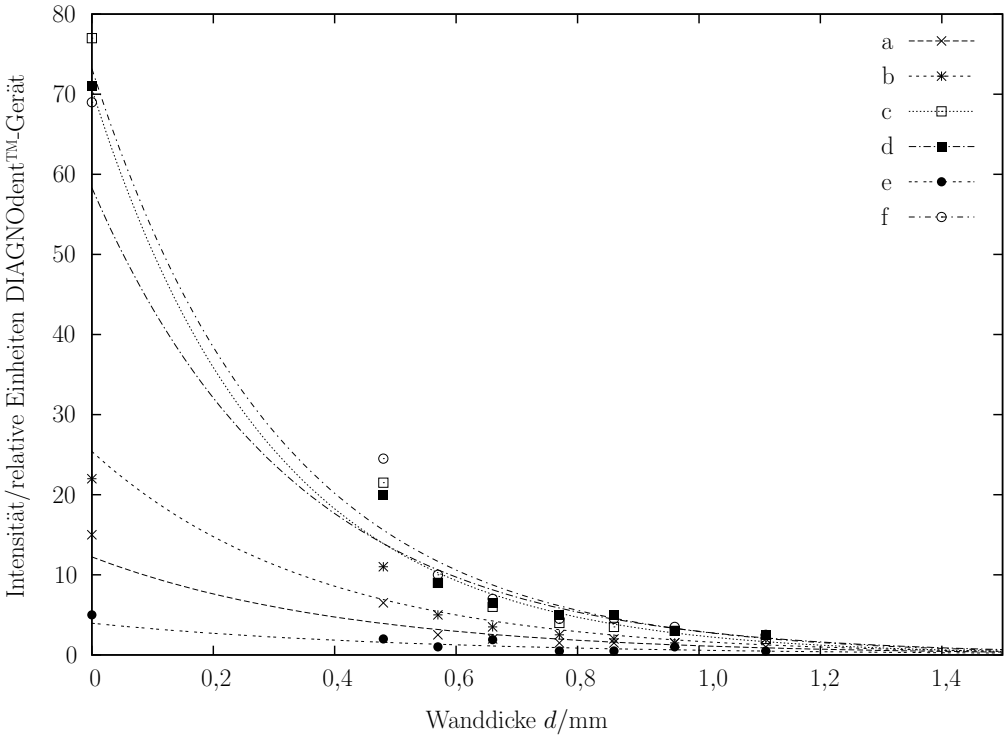

Abb. 43: Zahn 7, Fissur, Sonde E. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, e, f. Einzelmesswerte: 48, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 42.

Tab. 37: Zahn 8, Fissur, Sonde E. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, g, h.

	a	b	c	d	g	h
I_K/RE	4,0	80,0	59,0	68,0	5,0	82,0
I_0/RE	—	17,11	8,63	6,83	—	9,78
B	—	0,21	0,15	0,10	—	0,12
α/mm^{-1}	—	1,88	1,29	1,09	—	1,61
R^2	—	0,57	0,55	0,60	—	0,40

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

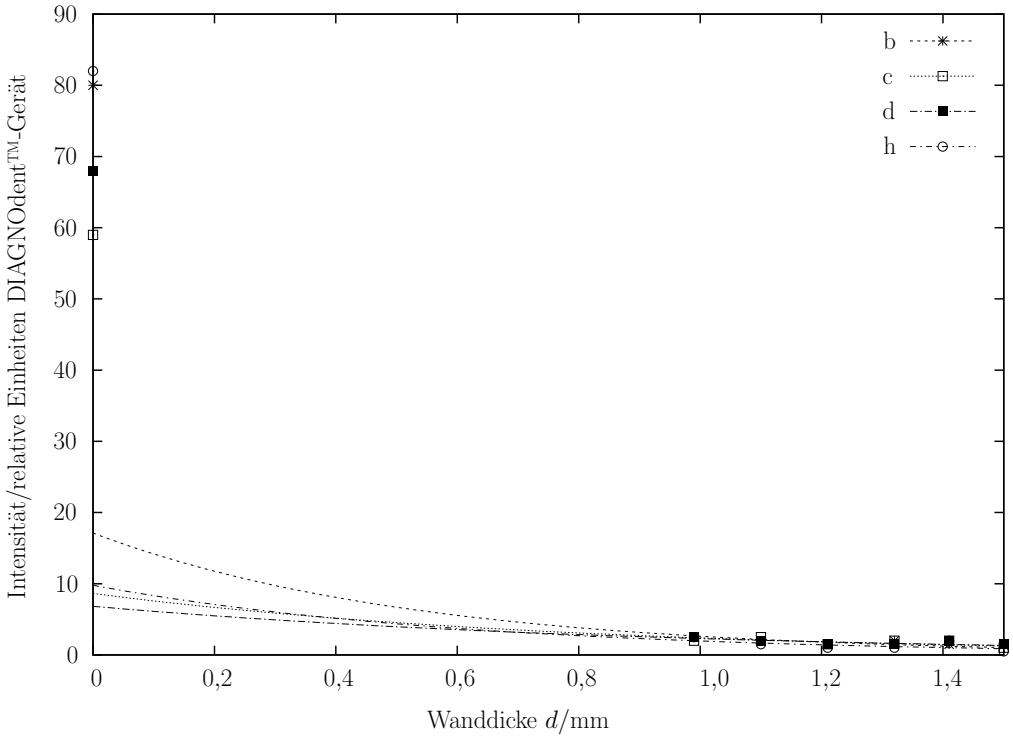

Abb. 44: Zahn 8, Fissur, Sonde E. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, g, h. Einzelmesswerte: 48, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 28.

Tab. 38: Zahn 9, Fissur, Sonde E. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, g, h.

	a	b	c	d	g	h
I_K/RE	4,0	68,0	77,0	73,0	4,0	63,0
I_0/RE	0,39	22,56	50,38	35,46	1,36	30,46
B	0,10	0,33	0,65	0,49	0,34	0,48
α/mm^{-1}	−0,56	1,65	2,32	2,18	0,88	2,04
R^2	0,20	0,84	0,95	0,80	0,51	0,91

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

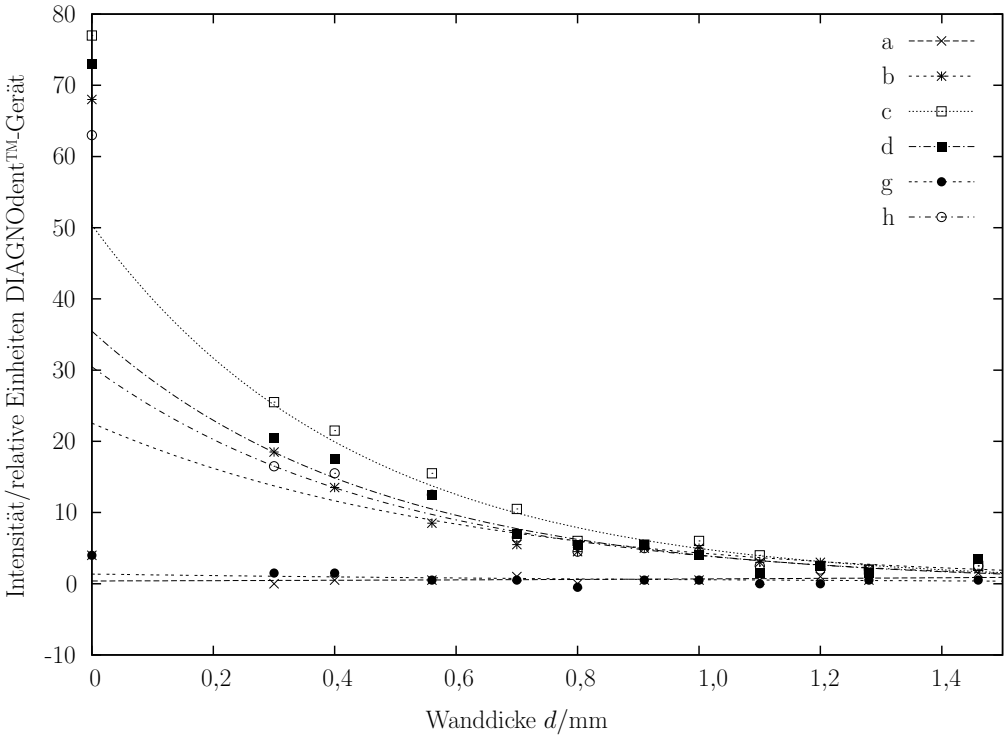

Abb. 45: Zahn 9, Fissur, Sonde E. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, g, h. Einzelmesswerte: 72, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 66.

Tab. 39: Zahn 11, Fissur, Sonde E. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, g, h.

	a	b	c	d	g	h
I_K/RE	18,0	95,0	68,0	99,0	5,0	93,0
I_0/RE	2,69	14,86	25,63	29,49	1,57	28,74
B	0,15	0,16	0,38	0,30	0,31	0,31
α/mm^{-1}	0,43	1,60	1,51	1,75	0,82	1,55
R^2	0,09	0,70	0,87	0,71	0,31	0,75

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

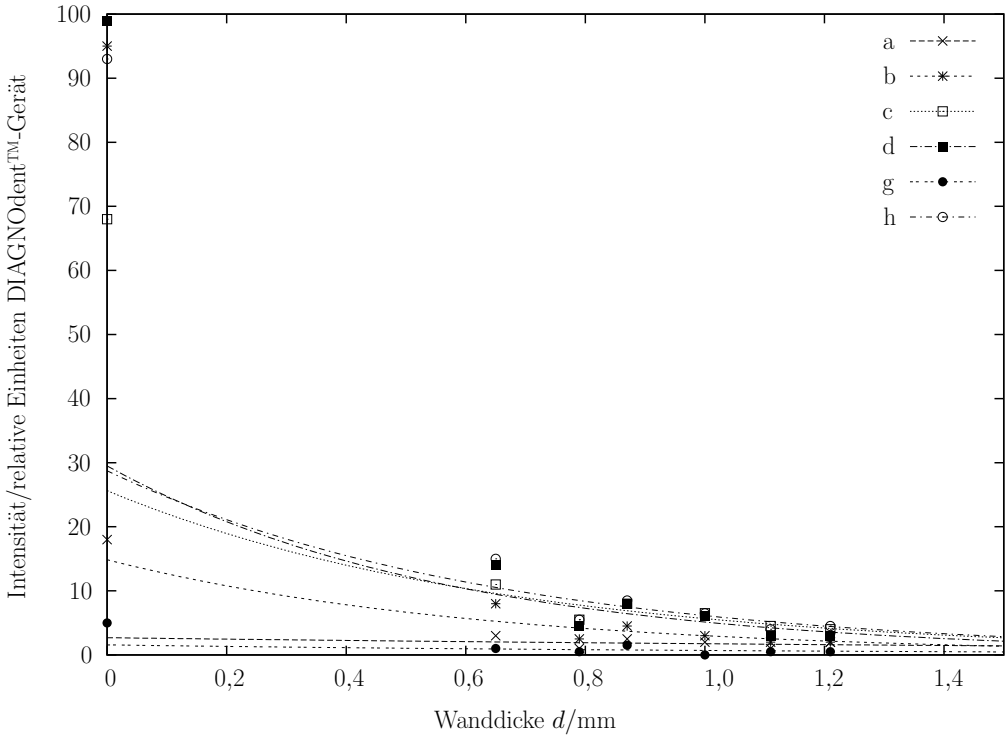

Abb. 46: Zahn 11, Fissur, Sonde E. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, g, h. Einzelmesswerte: 48, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 42.

Tab. 40: Zahn 12, Fissur, Sonde E. Ergebnisse der Approximationen für die Kerne a, b, c, d, g, h.

	a	b	c	d	g	h
I_K/RE	10,0	83,0	60,0	68,0	4,0	78,0
I_0/RE	2,07	9,80	13,50	25,90	—	18,82
B	0,21	0,12	0,22	0,38	—	0,24
α/mm^{-1}	1,00	2,07	2,09	3,09	—	2,47
R^2	0,27	0,70	0,86	0,89	—	0,78

I_K–Kernintensität in relativen Einheiten, I_0–Nullintensität in relativen Einheiten, B–Formfaktor, α–Schwächungskoeffizient in mm^{-1}, R^2–Korrelationskoeffizient.

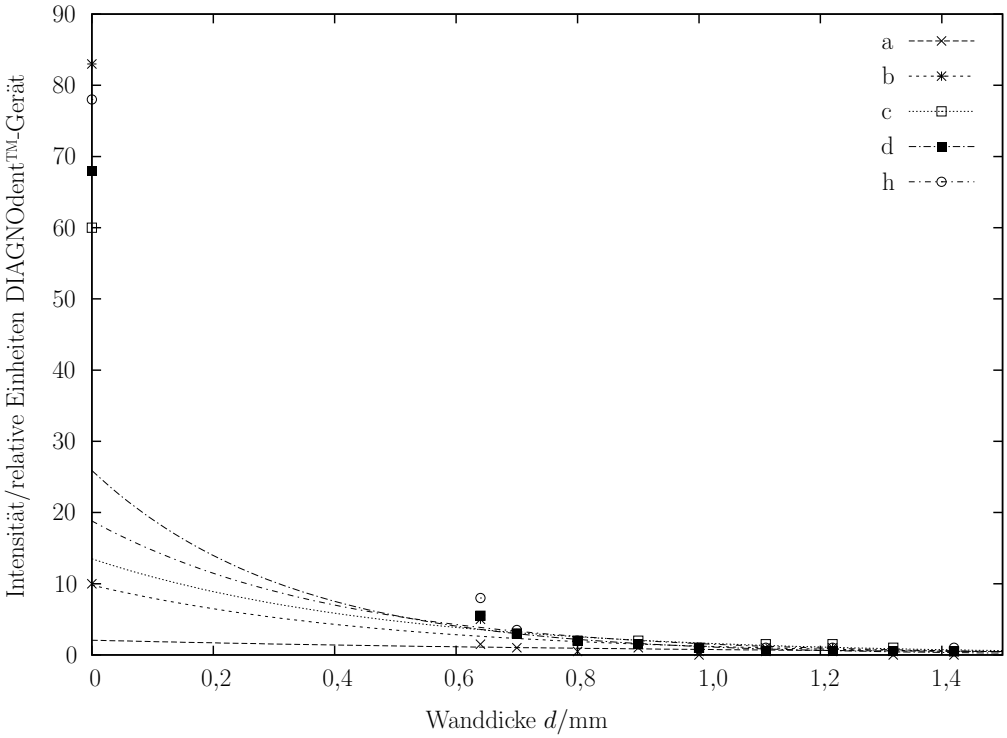

Abb. 47: Zahn 12, Fissur, Sonde E. Verlauf der korrigierten Intensitäten in Abhängigkeit von der Wanddicke d. Parameter: Kernintensität der Kerne a, b, c, d, g, h. Einzelmesswerte: 78, davon in der Approximation berücksichtigte Werte: 60.

3.2 Nachweisgrenzen der Sonden

Grundlage für die Berechnung der Nachweisgrenzen der einzelnen Sonden sind die Exponentialgleichungen der korrigierten Intensität, deren Korrelationskoeffizient die Grenze von $R^2 \geq 0{,}80$ überschreitet. In Gleichung (2.14) (S. 18) wurden die Nullintensität I_0, der Schwächungskoeffizient α und der Zuschlag von $I_{Grenz} = +3$ RE als Parameter eingesetzt. Die so erhaltene Nachweisgrenze d_K wurde in Abhängigkeit von der Kernintensität I_K des entsprechenden Dentinkernes – nach Sonden und Glattflächen/Fissuren geordnet – approximiert dargestellt (Abb. 48, S. 68, Abb. 49, S. 70). An Hand der Kurven ist es möglich, für jede Kern- bzw. Kariesintensität die entsprechende Nachweis- bzw. Kariestiefe abzulesen. Eine Auswahl von Nachweisgrenzen in Abhängigkeit von den Kernintensitäten sowie die Angabe der Korrelationskoeffizienten zum jeweiligen Kurvenverlauf sind in den Tabellen 41 und 42 verzeichnet.

Glattflächen

Bei allen Sonden liegen für die Approximation der Nachweistiefen exponentielle Kurvenverläufe vor (Abb. 48, S. 68). Es fällt auf, dass die Werte der Sonde B unterhalb von 40 RE bleiben, während die Sonden A und E den gesamten Messbereich des DIAGNOdent™-Gerätes ausschöpfen.

Die Beschreibungen für die Berechnung der Nachweistiefen d_K der Sonden A, B und E in Abhängigkeit von den Kernintensitäten I_K sind nachfolgend für Glattflächen dargestellt:

$$\text{Sonde A:} \quad \frac{d_{K_A}}{\text{mm}} = 0{,}56 \ln\left(\frac{I_K}{\text{RE}}\right) - 0{,}88 \tag{3.1}$$

$$\text{Sonde B:} \quad \frac{d_{K_B}}{\text{mm}} = 0{,}62 \ln\left(\frac{I_K}{\text{RE}}\right) - 0{,}92 \tag{3.2}$$

$$\text{Sonde E:} \quad \frac{d_{K_E}}{\text{mm}} = 0{,}59 \ln\left(\frac{I_K}{\text{RE}}\right) - 1{,}42. \tag{3.3}$$

Die Korrelationskoeffizienten von $R^2 = 0{,}89$ für die Sonden A und B weisen auf eine hohe Aussagefähigkeit der Gleichungen hin. Für Sonde E liegt der Korrelationskoeffi-

zient lediglich bei $R^2 = 0{,}63$ (Tab. 41).

Tab. 41: Nachweisgrenzen d_K für ausgewählte Kernintensitäten I_K der Sonden A, B und E an Glattflächen.

Kernfluoreszenz	I_K / RE	d_{K_A}	d_{K_B}	d_{K_E}	/ mm
	20	0,79	0,94	0,35	
	30	1,01	1,19	0,60	
	40	1,18	1,37	0,76	
	60	1,40	1,62	1,00	
	90	1,63	1,87	1,23	
Korrelationskoeff.	R^2	0,89	0,89	0,63	

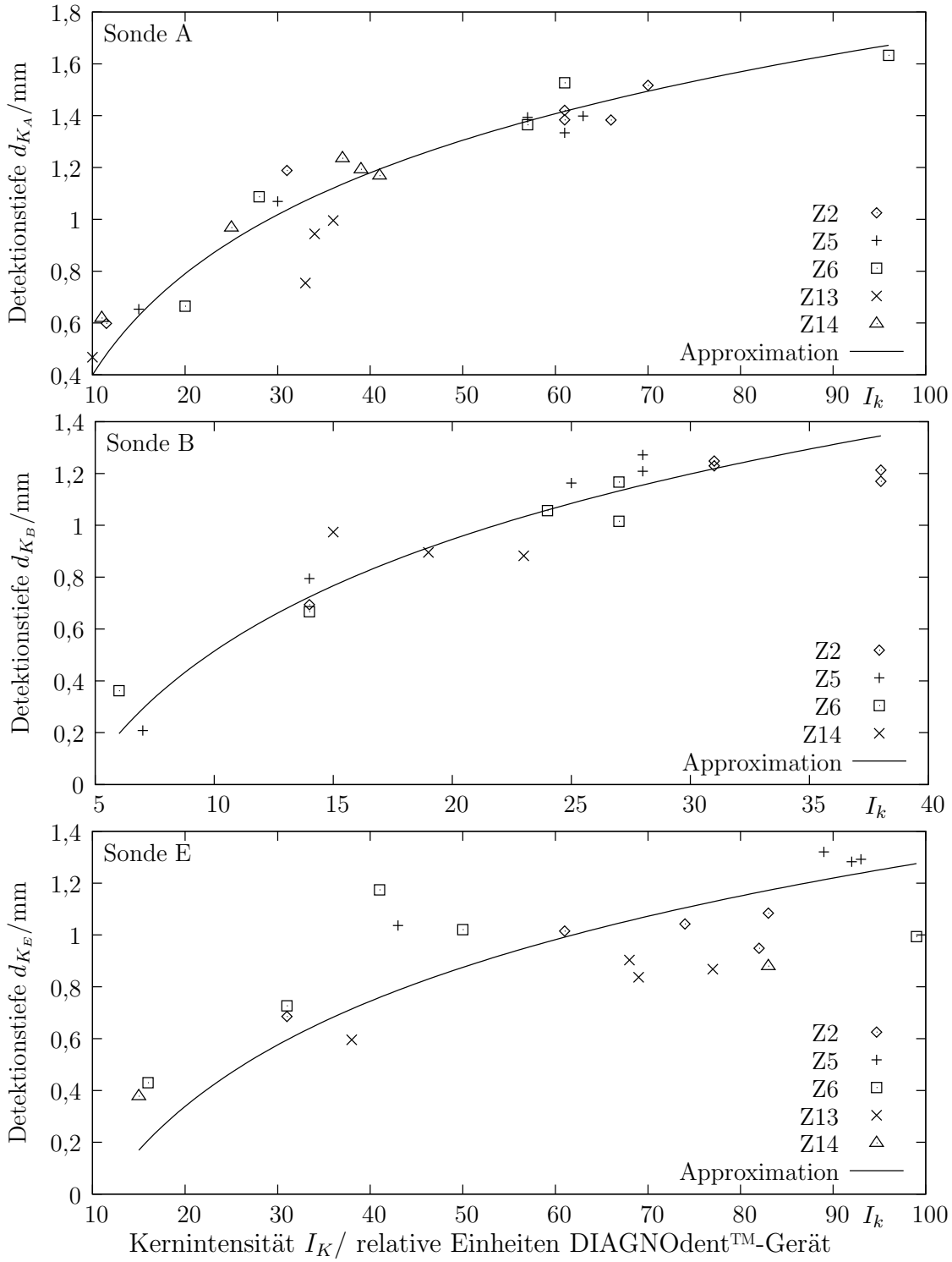

Abb. 48: Darstellung der Nachweisgrenzen d_K der Sonden A, B und E für Glattflächen in Abhängigkeit von den Kernintensitäten I_K mit den Zahnproben Z2, Z5, Z6, Z13 und Z14.

Fissuren

Die Kurven der Nachweisgrenzen weisen auch für die Fissuren einen exponentiellen Verlauf auf (Abb. 49, S. 70). Sonde B erreicht hier ebenfalls nur Werte bis 40 RE, während der Messbereich für Sonde A bis auf 85 RE begrenzt ist.

Die Beschreibungen zur Berechnung der Nachweistiefen d_K der Sonden A, B und E in Abhängigkeit von den Kernintensitäten I_K sind nachfolgend für Fissuren dargestellt:

$$\text{Sonde A:} \quad \frac{d_{K_A}}{\text{mm}} = 0{,}80 \ln\left(\frac{I_K}{\text{RE}}\right) - 1{,}81 \tag{3.4}$$

$$\text{Sonde B:} \quad \frac{d_{K_B}}{\text{mm}} = 0{,}82 \ln\left(\frac{I_K}{\text{RE}}\right) - 1{,}75 \tag{3.5}$$

$$\text{Sonde E:} \quad \frac{d_{K_E}}{\text{mm}} = 1{,}04 \ln\left(\frac{I_K}{\text{RE}}\right) - 3{,}41. \tag{3.6}$$

Die Korrelationskoeffizienten für die Gleichungen der Nachweistiefe an Fissuren liegen deutlich niedriger als die Werte an Glattflächen (Tab. 42). Die geringste Aussagefähigkeit besitzt Sonde E mit $R^2 = 0{,}46$.

Tab. 42: Nachweisgrenzen d_K für ausgewählte Kernintensitäten I_K der Sonden A, B und E an Fissuren.

Kernfluoreszenz	I_K / RE	d_{K_A}	d_{K_B}	d_{K_E}	/ mm
	20	0,55	0,70	−0,32	
	30	0,87	1,02	0,11	
	40	1,10	1,26	0,42	
	60	1,43	1,59	0,85	
	90	1,75	1,91	1,29	
Korrelationskoeff.	R^2	0,62	0,73	0,46	

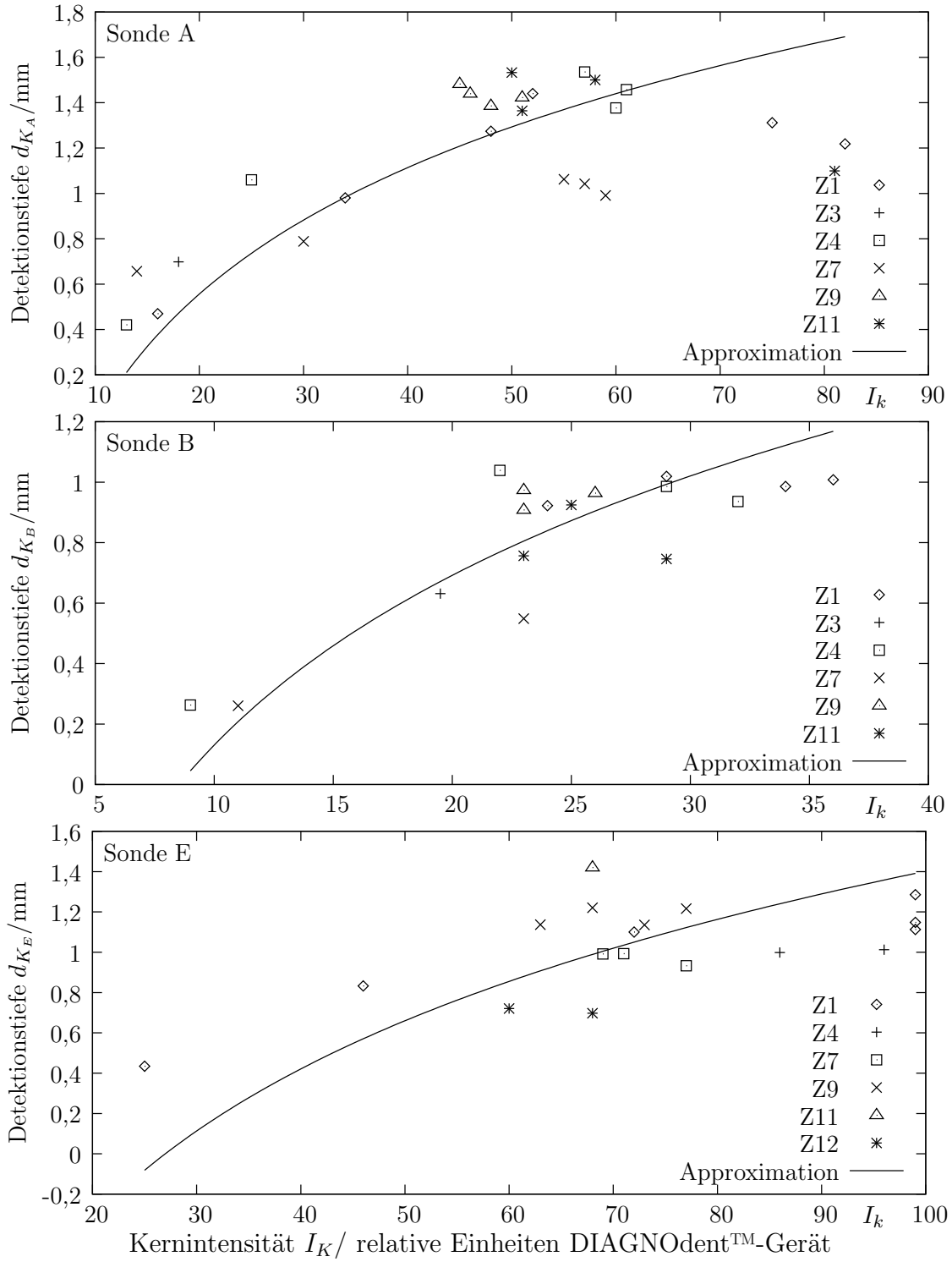

Abb. 49: Darstellung der Nachweisgrenzen d_K der Sonden A, B und E für Fissuren in Abhängigkeit von den Kernintensitäten I_K mit den Zahnproben Z1, Z3, Z4, Z7, Z9, Z11 und Z12.

3.3 Formfaktor

Der Formfaktor beschreibt die Abhängigkeit der Kopplungsbedingungen vom Oberflächenprofil des Zahnes. Die Abbildungen 50 und 51 zeigen die Häufigkeitsverteilung der Formfaktoren B an Glattflächen und Fissuren für die Sonden A, B und E sowie die Gauß-Verteilung, die durch Varianz σ_B^2 und Mittelwert $\overline{B}$ bestimmt wird. Die Formfaktoren wurden nach Gleichung (2.15) (S.19) berechnet.

An Glattflächen ist die Häufigkeitsverteilung der Formfaktoren bei Sonde E am engsten gefasst, Sonde A weist sowohl an den Glattflächen als auch an den Fissuren die breiteste Verteilung auf. An den Fissuren zeigt Sonde B die geringste Streuung, wobei an beiden Oberflächenstrukturen für die jeweilige Sonde ähnliche Varianzen zu finden sind.

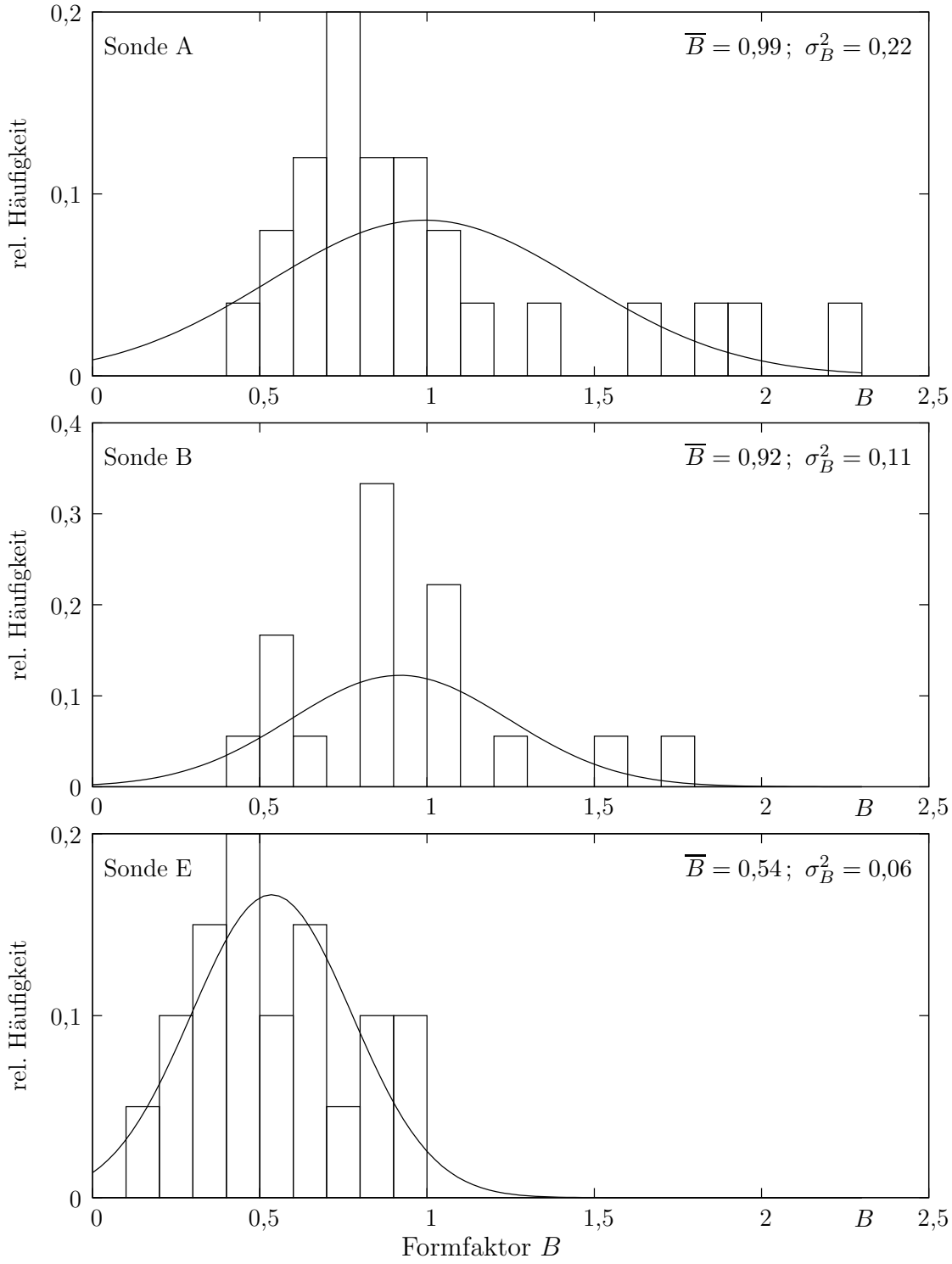

Abb. 50: Darstellung der Häufigkeitsverteilung und der Gauß-Verteilung der Formfaktoren an den Glattflächen für die Sonden A, B und E. $\overline{B}$ – Mittelwert der Formfaktoren, σ_B^2 – Varianz.

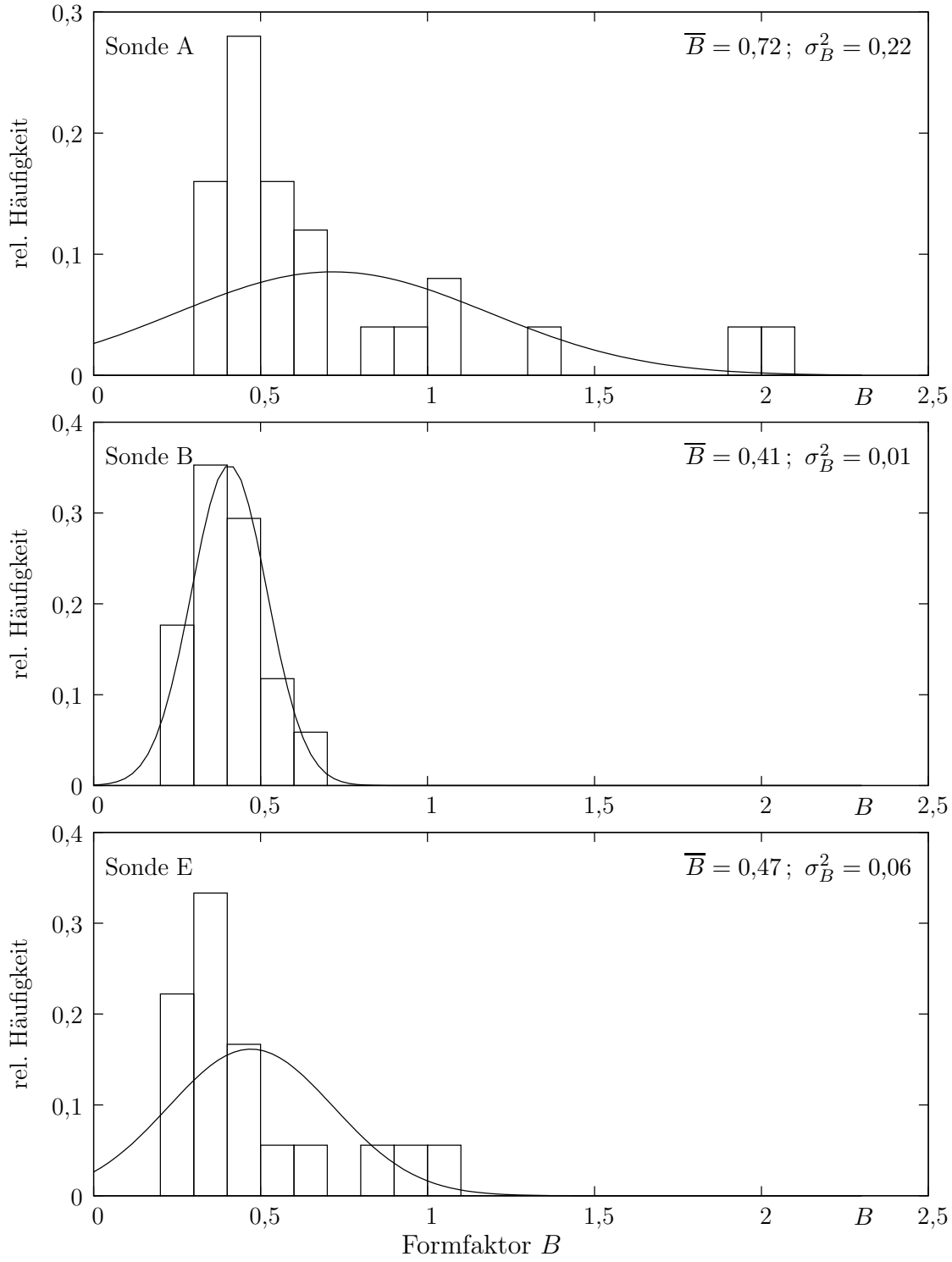

Abb. 51: Darstellung der Häufigkeitsverteilung und der Gauß-Verteilung der Formfaktoren an den Fissuren für die Sonden A, B und E. $\overline{B}$ – Mittelwert der Formfaktoren, σ_B^2 – Varianz.

3.4 Schwächungskoeffizient α

Der Schwächungskoeffizient α beschreibt die Verluste, die beim Durchtritt durch die Medien entstehen. Die Abbildungen 52 und 53 stellen die Häufigkeitsverteilung der ermittelten Schwächungskoeffizienten sowie die Gauß-Verteilung für Glattflächen und Fissuren, sortiert nach Sonden, dar. Es sind jeweils der Mittelwert $\overline{\alpha}$ und die Varianz σ_α^2 angegeben.

Bei den Schwächungskoeffizienten liegen die Verteilungskurven an den Glattflächen relativ eng. Die höchste Häufigkeitsdichte findet sich jedoch für Sonde B an den Fissuren, wohingegen die Streuung bei den Sonden A und E größer ist als an den Glattflächen. Die Mittelwerte für die Sonden weichen innerhalb der Gruppe der Glattflächen geringer voneinander ab als in der Fissurengruppe. Sie liegen an den Glattflächen insgesamt höher als an den Fissuren.

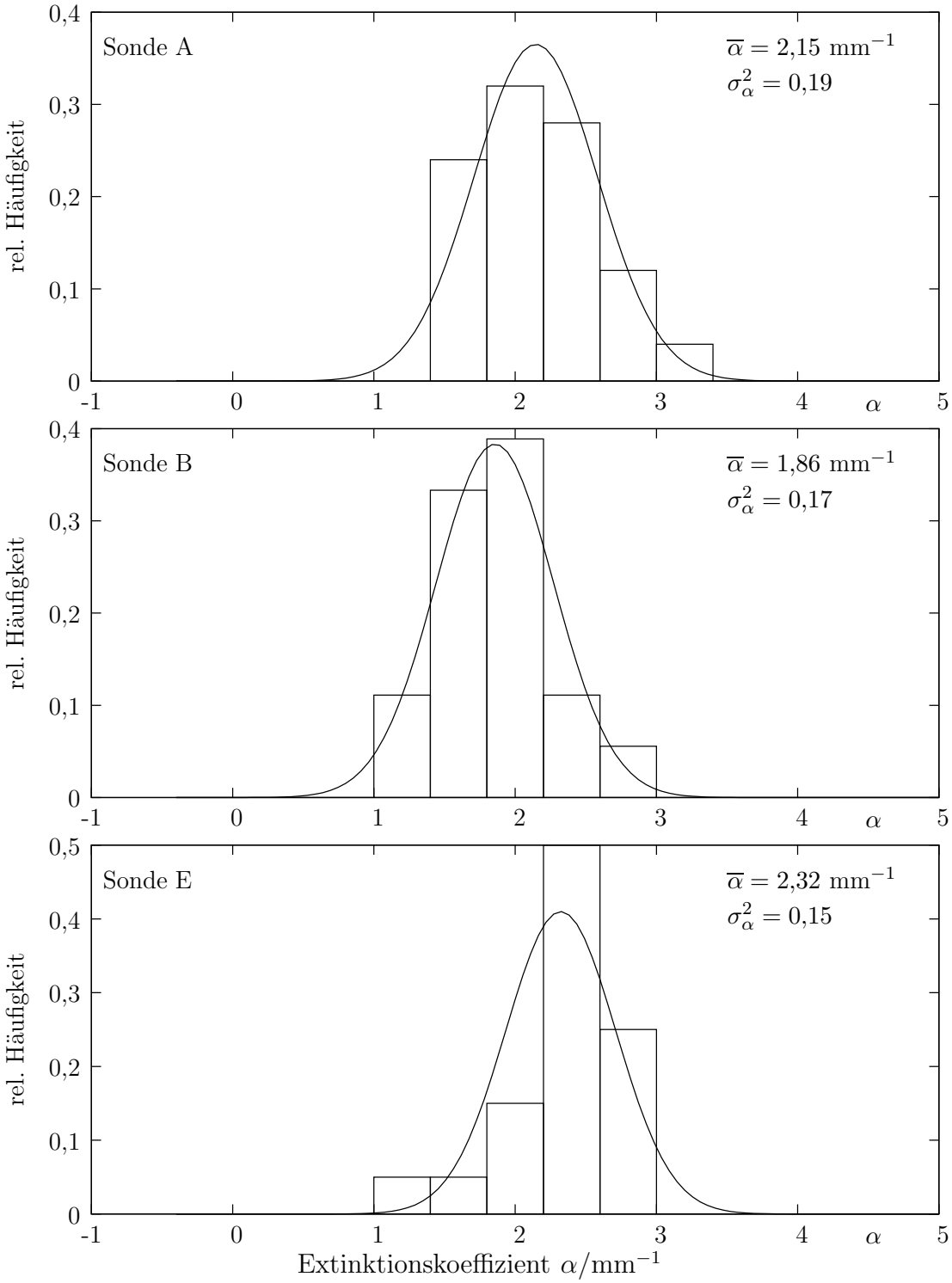

Abb. 52: Darstellung der Häufigkeitsverteilung und der Gauß-Verteilung der Schwächungskoeffizienten α an den Glattflächen für die Sonden A, B und E. $\overline{\alpha}$ – Mittelwert der Schwächungskoeffizienten, σ_α^2 – Varianz.

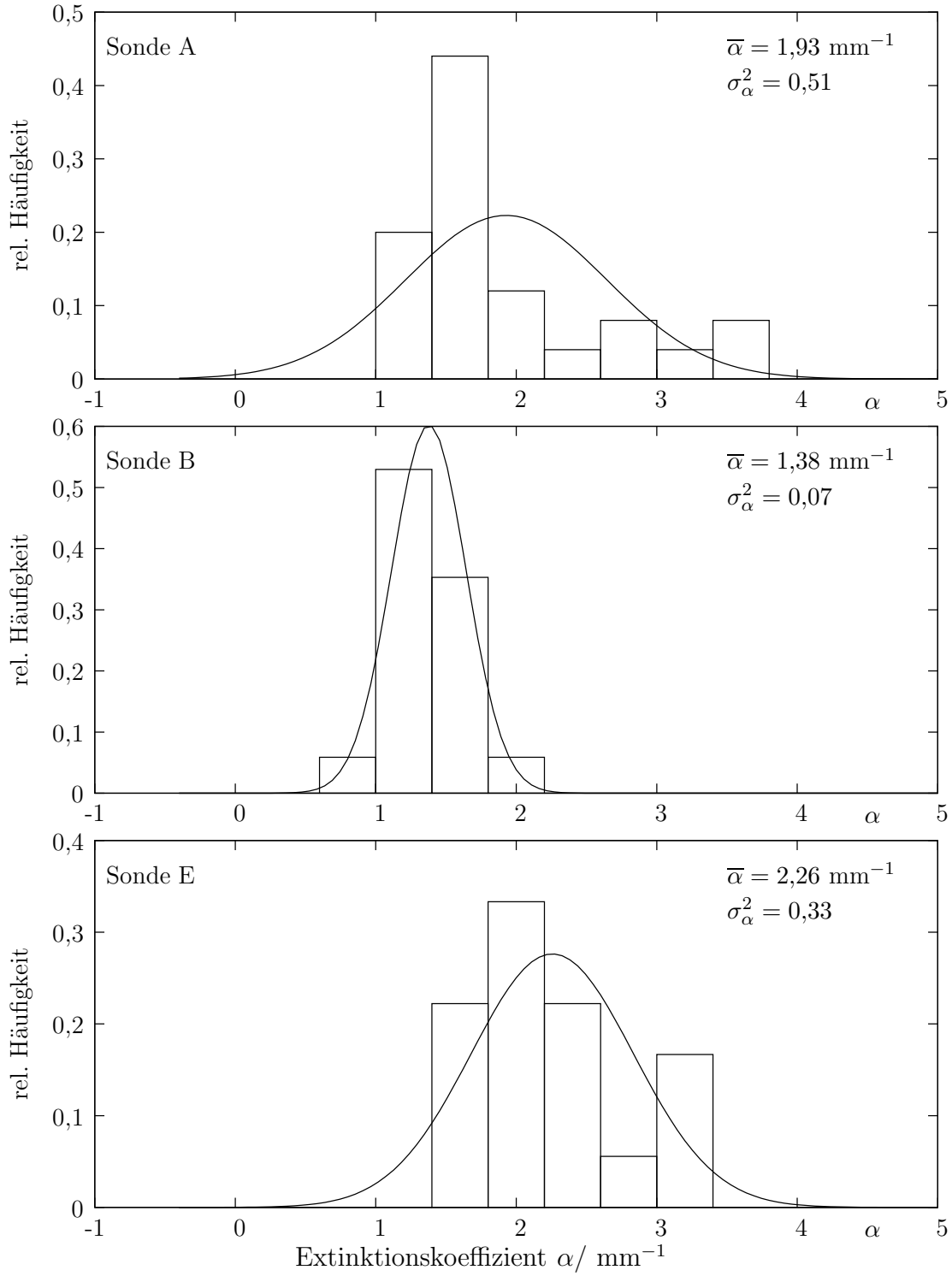

Abb. 53: Darstellung der Häufigkeitsverteilung und der Gauß-Verteilung der Schwächungskoeffizienten α an den Fissuren für die Sonden A, B und E. $\overline{\alpha}$ – Mittelwert der Schwächungskoeffizienten, σ_α^2 – Varianz.

4 Diskussion

4.1 Bewertung der Methode

Für die Messungen wurde in gesunden Molaren von apikal nach koronal bzw. in transversaler Richtung eine Bohrung angelegt, die einen thermisch veränderten und daher fluoreszierenden Dentinkern aufnahm.

Kariesausbreitung

Klinisch breitet sich die Karies in pulpale Richtung kegelförmig im Dentin aus. Daher ist es möglich, dass sich bereits koronal des Zentrums der Läsion, auch in der Fissur, verstärkt Fluorophore befinden.

Im beschriebenen Versuchsaufbau wurde an intakten Fissuren gemessen; die verbliebene Schmelzschicht konnte daher nur mit der Grundintensität fluoreszieren. Es ist anzunehmen, dass bei gleicher makroskopisch intakter Schmelzwanddicke am natürlicherweise kariös veränderten Zahn höhere Fluoreszenzwerte auftreten.

Streuverhalten

Der Brechungsindex für gesunden Schmelz beträgt 1,62, während am nassen demineralisierten Schmelz der Wert mit 1,33 und an getrockneter entkalkter Oberfläche mit 1,00 angegeben wird [5]. Am verwendeten Modell gilt der Gesundwert, während klinisch der für getrockneten entkalkten Schmelz von Bedeutung ist.

Die Rauigkeit in der Bohrung, bedingt durch das Ausschleifen mit der Diamantwalze (Körnung 100 µm), führt zu einer Veränderung des Streuverhaltens [21]. Die optischen Eigenschaften der Zahnoberfläche blieben bei dieser Vorgehensweise konstant.

Eine Änderung der Eigenfluoreszenz der Zähne durch Erhitzung beim Bohren wurde durch die Wasserkühlung vermieden.

Shi et al. beobachteten außerdem eine systematische Differenz der Fluoreszenz am getrockneten im Vergleich zum nassen Zahn an denselben Punkten. Die Mittelwerte

an der getrockneten Oberfläche lagen um 2 RE höher [23]. Die Fehlerquelle durch Austrocknung und damit Änderung der Fluoreszenzwerte konnte bei der gewählten Messanordnung im Wasser vermieden werden.

Lagerung in Formalin

Zur Desinfektion wurden die Zähne in Formalin zwischengelagert. Die laut Shi et al. erhöhte Fluoreszenz bei Aufbewahrung in Formalin konnte vernachlässigt werden, da dieses Verhalten verstärkt nur bei kariösen Zähnen in Abhängigkeit von der Größe des Defektes beobachtet wurde [24].

Verhalten der Dentinkerne

Bei der Konditionierung der Dentinkerne führte die anfängliche Austrocknung des Dentins durch das Erhitzen sofort zu einer Fluoreszenzerhöhung. Sowohl bei der Abkühlung als auch später durch die Rehydration bei Wasserlagerung sank dieser Wert wieder, so dass die thermische Behandlung wiederholt werden musste. Die Annäherung an die gewünschten Fluoreszenzwerte konnte daher nur schrittweise über einen Zeitraum von mehreren Tagen erfolgen. Wegen möglicher Schwankungen der Fluoreszenz wurden später die aktuellen Werte der Kernintensitäten bei jedem Messdurchlauf protokolliert. Gegebenenfalls wurden vor Beginn eines neuen Probendurchlaufes Dentinkerne mit schwacher Fluoreszenzintensität durch stärker fluoreszierende ersetzt.

Bedingt durch die ungleichmäßige Struktur des Dentins kam es bei der Erhitzung zu punktuellen Zonen, die eine deutlich stärkere Fluoreszenz aufwiesen als die Nachbarbereiche. Durch Verdrehen der Dentinkerne wurde somit ein anderer Intensitätswert am DIAGNOdent™-Gerät angezeigt. Zum Ausschluss dieser Fehlerquelle wurden Klemmvorrichtungen angefertigt, die ein Verdrehen der Kernproben während eines Messdurchlaufs verhindern sollten. Versuche der thermischen Konditionierung mittels Laserbehandlung oder allseitige langsame Erhitzung führten nicht zu einem gleichmäßigeren Ergebnis.

Das Fluoreszenzspektrum der thermisch veränderten Dentinkerne, die eine Mindestlänge von etwa 3 mm aufwiesen, entspricht dem einer Karies [21]. Die Verwendung der fluoreszierenden Phthalozyanin-Lösung, die in vorangegangenen Versuchen benutzt wurde [12], hätte das Einstellen der gewünschten Fluoreszenz über die Konzentrationsänderung erleichtert. Das Fluoreszenzspektrum von Phthalozyanin unterscheidet sich jedoch von dem der Karies. Die Flüssigkeit wäre zudem in die Dentintubuli dif-

fundiert und das Maß der Ausbreitung und somit die Größe der künstlichen Karies wäre nicht mehr kontrollierbar und reproduzierbar gewesen. Auch hätten die Streueigenschaften aufwändig künstlich verändert werden müssen, um denen von Dentin zu gleichen.

Fluoreszenz der Kunststoffe

Die verwendeten Kunststoffe *Forestacryl Strong S, glasklar* als Einbettmasse und *dyract* als Schaftmaterial boten sich an, da beide eine Fluoreszenz von nur 0,5 RE am DIAGNOdent™-Gerät aufwiesen. Zum einen lagen diese Werte deutlich unter denen der Dentinkerne und der Eigenfluoreszenz der Zähne, zum anderen waren die Abstände der Materialien zu den Sensoren hinreichend groß, um die Messungen nicht zu beeinflussen; die Kunststofffluoreszenzen sind daher vernachlässigbar.

4.2 Berechnung der Intensitätsverläufe

4.2.1 Messumfang

Der höhere Messumfang von acht Zähnen an den Fissuren im Gegensatz zu fünf Zähnen an den Glattflächen ist durch die erhöhte technische Schwierigkeit eine minimale Restwanddicke zu erhalten begründet.

4.2.2 Grundintensität

Die Messungen erfolgten überwiegend im Schmelz, so dass die optischen Eigenschaften als gleichbleibend betrachtet werden können. Die Intensität des gesunden Zahnes und der Schwächungskoeffizient α bestimmen den Verlauf der Grundintensität (Gleichung 2.9, S. 15; Abb. 6, S. 22). Deren Verlauf weist am Beispiel von Zahn 2 eine Tendenz zur Sättigung auf, d.h. ab einem gewissen Volumen gesunder Zahnhartsubstanz erfolgt keine Wertänderung der Grundintensität mehr. Da die genannten Größen individuell variieren, ist der Abgleich der Sonde an einer kariesfreien Fläche wichtig für eine hohe Nachweisgenauigkeit.

4.2.3 Fluoreszenzintensität an Zähnen mit konditionierten Dentinkernen

Die Intensität der Zahnproben mit eingeschobenen Dentinkernen wurde in Abhängigkeit von der verbliebenen Schmelzwand dargestellt. Durch die Schicht der Zahnhartsubstanz erfolgt eine Schwächung der vom Dentinkern ausgehenden Fluoreszenzstrahlung bei Anregung durch Laserlicht. Für die meisten der statistisch ausgewerteten Messreihen ließ sich die Schwächung über die Extinktionsgleichung abbilden. Um die Aussagefähigkeit zu erhöhen, war es notwendig, die Eigenfluoreszenz des gesunden Zahnes - die Grundintensität - rechnerisch zu eliminieren. Das Ergebnis, die korrigierte Intensität, diente als Größe zur Berechnung der Approximationen, der Nullintensitäten, der Schwächungskoeffizienten und der Formfaktoren. Durch z.T. resultierende negative Differenzen blieben hauptsächlich Messreihen von Dentinkernen mit einer geringen Kernintensität für die Approximationen unberücksichtigt (Tab. 1, S. 25). Daraus folgt, dass die verwendeten Dentinkerne sich in ihrer Fluoreszenzfähigkeit von der Grundintensität der Zahnproben abheben müssen, um durchgehend auswertbare Ergebnisse zu erhalten. Kernintensitäten größer zehn Einheiten am DIAGNOdent™-Gerät erfüllten diese Forderung.

Für die Wanddicke $d = 0\,\text{mm}$ liegt ein anderes optisches Verhalten vor, da Brechungen und Reflexion beim Übergang in andere Medien entfallen (Abb. 5, S. 16). Diese Tatsache führte zu einem sprunghaften Intensitätsanstieg bei der Messung an der bloßen Stirnfläche des Dentinkernes. Auf Grund des optischen Verhaltens wurde für die Approximation der korrigierten Intensität die Kernintensität nicht berücksichtigt (Abb. 8, S. 24; Abb. 9 – 47, S. 26 – 64). Der Korrelationskoeffizient R^2 gibt Auskunft über die Abbildungsgenauigkeit der Exponentialfunktionen und die Aussagefähigkeit der Schwächungskoeffizienten α und der Formfaktoren B. Es wurden für die folgende Auswertung der Nachweisgrenzen nur Kurven verwendet, deren $R^2 \geq 0{,}80$ ist.

4.3 Nachweisgrenzen der Sonden

Die Nachweistiefe der Karies wurde in Abhängigkeit von den Kernintensitäten ermittelt. Die Messung der Kernintensität, die bei $d = 0\,\text{mm}$ erfolgt, entspricht der klinischen Messung an einer eröffneten kariösen Läsion. Zur messtechnischen Unterschei-

dung reicht eine Wertänderung von $I_{Grenz} = +3\,\mathrm{RE}$ gegenüber der Grundintensität aus, damit sich kariöse Veränderungen sicher abheben. Die Abhängigkeit der Nachweistiefe von der Kernintensität, bzw. klinisch von der Intensität einer offenen Karies, wurde graphisch dargestellt (Abb. 48, S. 68; Abb. 49, S. 70).

Für die Glattflächen wurde mit den Sonden A und B bei einem Korrelationskoeffizienten von jeweils $R^2 = 0{,}89$ das Verhältnis zwischen Detektionstiefe und Kernintensität sehr gut dargestellt. Für Sonde E beträgt der Korrelationskoeffizient lediglich $R^2 = 0{,}63$. An den Fissuren dominiert Sonde B mit einem Korrelationskoeffizienten von $R^2 = 0{,}73$. Es folgt Sonde A mit einem Koeffizienten von $R^2 = 0{,}62$.

Die angegebene Detektionstiefe des DIAGNOdent™-Geräts von 1 mm [9] wird an Glattflächen bei einer Kariesintensität von 22 RE durch die Sonde B und von 29 RE durch Sonde A sowie von 60 RE durch Sonde E erreicht. Für die Fissuren liegen diese Werte für Sonde B bei 29 RE, für Sonde A bei 35 RE und für Sonde E bei 69 RE. Für Sonde E mit dem deutlich niedrigsten Korrelationskoeffizienten von lediglich $R^2 = 0{,}46$ ist die Aussagekraft der errechneten Detektionstiefen an den Fissuren fraglich. In Bezug auf die Detektionstiefe bietet Sonde B sowohl für die Fissuren als auch für die Glattflächen die besten Ergebnisse.

4.4 Formfaktor – Einfluss der Sondenformen bei Glattflächen und Fissuren

Der Quotient aus Nullintensität I_0 und Kernintensität I_K wird nach Gleichung (2.15) (S. 19) als Formfaktor definiert. Er beschreibt die Höhe der Verluste der Strahlung beim Durchtritt in andere Medien durch Reflexion, Streuung und Absorption. Hier findet besonders der Übergang Zahnoberfläche – Sonde Berücksichtigung. Die Verteilungsfunktionen der jeweiligen Formfaktoren für Fissuren und Glattflächen schwanken, mit Ausnahme der Sonde B an den Fissuren, erheblich.

Bei den Glattflächen sitzen die Sensoren dicht an der Schmelzoberfläche auf, die Spaltbreite s zwischen Sonde und Schmelz ist gering. Es wäre zu erwarten, dass durch die plane Topographie und entsprechend geringen Streuverhaltens an der Oberfläche die Emission von allen Sensoren gut erfasst wird. Die Sonden A und B zeigen einen Mittelwert der Formfaktoren von $\overline{B} = 0{,}99$ bzw. $\overline{B} = 0{,}92$. Betrachtet man

die Häufigkeitsverteilung von B, fallen Werte $B > 1$ auf. Offenbar wird durch das Streuverhalten des Schmelzes „zusätzliche“ Fluoreszenz in den Detektionsausschnitt der Sonde gebracht. Ohne das Streumedium Schmelz würde dieser Anteil der Emisson ungehindert in die dem Detektor abgewandte Richtung strahlen.

Die Detektion an den Sonden A und B erfolgt durch konzentrisch angeordnete Lichtleiter; Anregungs- und Messvorgang laufen hier räumlich getrennt voneinander ab. Der Lichteintrittskegel ist groß. Der geringe Durchmesser der Sonde E, deren Einzelfaser sowohl der Anregung als auch der Detektion dient, ermöglicht nur das Erfassen eines kleinen Ausschnittes der zu empfangenden Fluoreszenz. Reflexionen an der Oberfläche können mit dem engen Strahlenbündel kaum eingefangen werden, und es führt zu geringeren Messwerten am DIAGNOdent™-Gerät und zu Formfaktoren, deren Mittel bei $\overline{B} = 0{,}54$ liegt. Verluste scheinen hier größer zu sein.

Komplizierter sind die Bedingungen beim Kopplungsverhalten des Laserstrahls und der Fluoreszenzstrahlung an den Fissuren. Die Topographie ist hier wesentlich komplexer und individuell verschieden. So ist die Spaltbreite s bei der Fissur keine einheitlich anzunehmende Größe, da die Winkel der Höckerabhänge kein allseitiges spaltfreies Aufsitzen der Sonden ermöglichen (Abb. 54, S. 83). Wegen der verstärkten Lichtbrechung an der Fissurengeometrie kommt es zu unterschiedlich großen Ein- und Austrittskegeln. Es wäre zu erwarten, dass die Sonden A und B durch ihren ausgedehnten Lichtkegel eher Streuung und Reflexion einfangen könnten, während Sonde E durch den dichteren Kontakt mit der Oberfläche ähnliche Werte erzielen müsste. Jedoch liegt im Fissurenrelief eine so komplexe Anordnung von potentiellen Reflexions- und Brechungsflächen vor, dass resultierende unvermutete Strahlenverläufe keine allgemeingültige Aussage treffen lassen.

Die Mittelwerte betragen für Sonde A $\overline{B} = 0{,}72$, Sonde B $\overline{B} = 0{,}41$ und Sonde E $\overline{B} = 0{,}47$. Auch hier liegen bei Sonde A Werte $B > 1$ vor, die auf einen ausgedehnten Lichteintrittskegel mit erhöhter Fluoreszenzdetektion hinweisen. Tendenziell scheinen die Verluste bei Sonde A sowohl an den Glattflächen als auch in den Fissuren am geringsten zu sein.

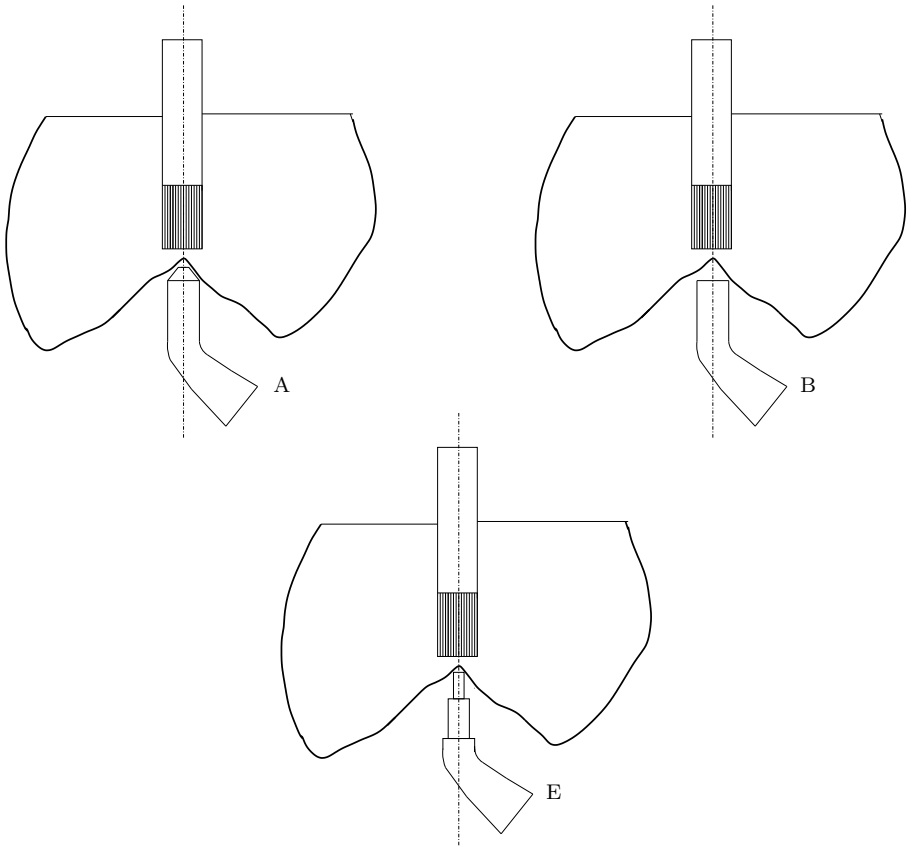

Abb. 54: Lage der Sonden A, B und E in den Fissuren. Der unterschiedlich große Abstand der Sonden zur Zahnoberfläche, die Spaltbreite s, ist erkennbar.

4.5 Schwächungskoeffizient α

Der Verlauf der Intensitätskurven konnte nach dem Extinktionsgesetz über Exponentialfunktionen abgebildet werden. Der Exponent α ist ein vom Stoff und der Wellenlänge abhängiger Wert und beschreibt die Schwächung der Strahlung beim Durchdringen des Mediums. Das heißt, je geringer die Schwächung, desto tiefer kann die anregende Laserstrahlung in das Gewebe eindringen und daher umso mehr potentielle Fluorophore aktivieren. Die Mittelwerte für den Schwächungskoeffizienten α liegen für Sonde A bei $\overline{\alpha} = 2{,}15\ \mathrm{mm}^{-1}$, für Sonde B bei $\overline{\alpha} = 1{,}86\,\mathrm{mm}^{-1}$ und für Sonde E bei $\overline{\alpha} = 2{,}32\,\mathrm{mm}^{-1}$, gemessen an den Glattflächen. Sonde B weist die geringste Schwächung auf. Daraus resultiert die höchste Nachweistiefe für Sonde B (Tab. 41, S. 67). In den Fissuren lauten die Mittelwerte des Schwächungskoeffizienten α für Sonde A $\overline{\alpha} = 1{,}93\ \mathrm{mm}^{-1}$,

Sonde B $\overline{\alpha} = 1{,}38\,\mathrm{mm}^{-1}$ und Sonde E $\overline{\alpha} = 2{,}26\,\mathrm{mm}^{-1}$. Auch hier fallen die Werte mit der geringsten Schwächung und der höchsten Nachweisgrenze Sonde B zu (Tab. 42, S. 69). Es wäre zu erwarten gewesen, dass der Schwächungskoeffizient α für alle Proben gleich groß sein müsste, da es sich immer um die gleichen Medien handelte, welche durchstrahlt wurden. Die Differenzen ließen sich durch Messungenauigkeiten klären sowie durch die Tatsache, dass es sich um natürliches Probenmaterial handelte, das Irregularitäten aufweist.

Die durch Messungenauigkeiten entstehenden Abweichungen wirken sich nur gering auf den Schwächungskoeffizienten aus, während sie in Veränderungen an der Ordinate, die Größe der Nullintensität und somit die Höhe des Formfaktors deutlicher hervortreten.

4.6 Fehlerbetrachtung

Die Auswertung zeigt, dass für genauere Ergebnisse Messungen bis dicht unter die Schmelzoberfläche ($d < 0{,}3\,\mathrm{mm}$) notwendig wären. Einige Diskrepanzen entstanden durch die Extrapolation gegen $d = 0\,\mathrm{mm}$. Für diese kleinen Messbereiche sind keine Werte vorhanden, da es hier bereits zu einem Schmelzdurchbruch kam. Für Glattflächenmessungen ließe sich eine Vorgehensweise finden, tiefere Bohrungen anzulegen, ohne die Schmelzwand wegzusprengen. Eine Reduzierung durch Wegschleifen an der Schmelzoberfläche wäre denkbar. Bei der Verfahrensweise würde jedoch das Reflexionsverhalten an der Oberfläche bei jedem Messschritt verändert werden. An den Fissuren ist eine weitere Reduzierung der peripheren Schmelzschicht ohne Veränderung der optischen Eigenschaften nicht möglich, da es bei den durchgeführten Messungen bereits zum Durchbruch in der Tiefe der Fissuren kam.

Ein weiterer Aspekt ist die Messungenauigkeit des Gerätes durch die geringe Auflösung der dargestellten Werte. So beinhaltet beispielsweise ein Wert von 10 RE bereits einen Messfehler von 10%, da die Anzeige nur ganzzahlige Werte angibt und halbe Werte durch Schätzen bei umspringender Anzeige entstehen. Es wäre wünschenswert, die geräteinterne Anzeige zur Erhöhung der Messgenauigkeit gegen eine feiner auflösende zu ersetzen.

4.7 Klinische Relevanz

Die erreichten Nachweistiefen mit der Sonde B sind sowohl für Fissuren als auch für Glattflächen als gut zu bewerten. An Hand der Graphiken ist aber erkennbar, dass der Messbereich der Sonde B stark eingeschränkt ist. Während die Sonden A und E die Fluoreszenzintensität der Dentinkerne bis in den oberen Messbereich darstellen, finden sich bei Sonde B lediglich Werte < 40 RE. Dieses Ergebnis stimmt mit den Beobachtungen von Shi et al. überein, die bei klinischen Messungen an Glattflächen mit Sonde B feststellten, dass der Messbereich bei etwa 30 RE ausgeschöpft ist. Dies lässt auf Messungenauigkeit schließen. Die Einsatzfähigkeit dieser Sonde für das Monitoring wurde daher als unzureichend eingestuft [24].

Klinisch werden die Sonden an den Glattflächen abgeglichen, da hier visuell die Kariesfreiheit am ehesten festgestellt werden kann. Die Intensität des gesunden Zahnes bestimmt unter anderem den Verlauf der Grundintensität. Diese Werte können wegen der anderen geometrischen Bedingungen an den Fissuren Schwankungen unterliegen, so dass es trotz Abgleich zu Messfehlern kommen kann.

4.8 Schlussfolgerung

Die therapeutisch interessanten DIAGNOdent™-Werte liegen zwischen 20 RE und 40 RE [19, 2], da in diesem Bereich für oder gegen eine invasive Therapie entschieden werden muss. Eine Glattflächenkaries, an deren eröffneter Oberfläche ein Wert von 30 RE gemessen werden würde, kann mit Sonde A bis zu einer Tiefe bzw. durch eine Schmelzwand der Stärke von 1,02 mm, mit Sonde B von 1,19 mm und mit der Einzelfaser E von 0,60 mm sicher nachgewiesen werden. An den Fissuren betragen diese Nachweistiefen für Sonde A 0,91 mm, Sonde B 1,04 mm bzw. Sonde E 0,13 mm. Wird klinisch der Wert 30 RE an einer hidden Karies gemessen, so ist die Intensität der dann eröffneten Karies weitaus größer, da diese durch die bestehende Schmelz-/Dentinschicht abgeschwächt wird.

Die Aussagefähigkeit der Messwerte und somit auch der Nachweistiefe der Einzelfaser in den Fissuren ist auf Grund des geringen Korrelationskoeffizienten kritisch zu betrachten. Ebenso sei auf den eingeschränkten Messbereich der Sonde B hingewiesen, der aber noch im relevanten Bereich liegt und Abweichungen bei höheren

DIAGNOdent™-Werten zu keiner Änderung des Therapieentscheids führen werden.

Eine Verbesserung der Methodik wäre zu erreichen, wenn die Fluoreszenzintensitäten der Dentinkerne durchgehend größer als zehn Einheiten am DIAGNOdent™-Gerät wären, um keine negativen Werte bei der Berechnung der Korrektur zu erhalten. Des Weiteren wäre eine höhere Messauflösung, gegebenenfalls geräteextern, zur Verminderung der Messfehler angebracht.

5 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit einem Modell, mit dem Messungen der Fluoreszenzintensität einer Karies bei Laserlichtanregung in Abhängigkeit von deren Tiefe im Zahn durchgeführt wurden.

Das zu entwickelnde Modell sollte möglichst gut dem natürlichen Vorbild angepasst sein. Ziel war es, Vergleichswerte des DIAGNOdent™-Gerätes für die Eindringtiefe der beiden vom Hersteller vertriebenen Sensoren A und B sowie eines Prototyps eines Handstücks mit Einzelfaser, Sonde E, bei gleicher „Kariesqualität“ zu finden. Das Messprinzip des DIAGNOdent™-Gerätes beruht auf der Detektion der Fluoreszenz, die eine Karies bei Laseranregung im roten Spektralbereich aussendet. Bei den Sonden A und B erfolgt die Weiterleitung der detektierten Strahlung über ein Lichtleiterbündel, während bei dem Prototypen E Anregung und Detektion über dieselbe Einzelfaser erfolgen.

Es wurden an acht extrahierten Weisheitszähnen Messungen in den Fissuren und an fünf Zähnen Messungen an den Glattflächen durchgeführt. Durch Vertiefen einer zentral angelegten Bohrung im Molaren konnte die Schmelzschicht schrittweise reduziert werden. Als künstliche Karies dienten thermisch veränderte Dentinkerne, die in ihren optischen Eigenschaften einer Karies entsprachen.

Die Fluoreszenzintensitäten der Dentinkerne gemessen an der Zahnoberfläche wurden in Abhängigkeit von der verbleibenden Schmelzwanddicke dargestellt, die der Tiefe der Karies entspricht. Die Kurven folgen erwartungsgemäß näherungsweise einem exponentiellen Verlauf. Die Größe des Schwächungskoeffizienten α, dessen Wert vom durchstrahlten Medium und der Wellenlänge abhängt, gibt Auskunft über die Eindringtiefe des Lasers in die Zahnhartsubstanz. Die Eindringtiefe ist umso größer, je geringer der Schwächungskoeffizient α ist. Sowohl an Glattflächen als auch an Fissuren weist Sonde B die geringste Schwächung und somit die größte Eindringtiefe auf, gefolgt von Sonde A.

Eine an der Zahnoberfläche detektierte Fluoreszenz von beispielsweise 30 relativen Einheiten am DIAGNOdent™-Gerät ist mit Sonde A bis zu einer Tiefe von 1,02 mm, mit Sonde B bis zu 1,19 mm und mit der Einzelfaser bis zu 0,60 mm sicher nachweisbar. An den Fissuren betragen diese Nachweisgrenzen 0,91 mm, 1,04 mm bzw. 0,13 mm. Der Wert für die Einzelfaser in den Fissuren ist auf Grund eines geringen Korrelationskoeffizienten kritisch zu betrachten.

Weiterhin wurde der Formfaktor B als Maß für Verluste beim Übergang der Strahlung in andere Medien berechnet. Er ist definiert als Quotient der extrapolierten Intensität für die Detektionstiefe $d = 0\,\text{mm}$ und der gemessenen Intensität der thermisch veränderten Dentinkerne. Sonde A zeigt sowohl an Glattflächen als auch an den Fissuren die höchsten Durchschnittswerte von $\overline{B} = 0{,}99$, bzw. $\overline{B} = 0{,}72$. An den Glattflächen folgt Sonde B mit $\overline{B} = 0{,}92$. Einzelwerte ≥ 1 können mit Streuungen im umgebenden Schmelz und einem großen Emissionseintrittskegel der Sonde begründet werden. An den Fissuren sind die Verluste an den Sonden B ($\overline{B} = 0{,}41$) und E ($\overline{B} = 0{,}47$) etwa gleich groß. Vermutlich wird der Vorteil des ausgedehnten Detektionsfeldes der Sonde B durch einen größeren Abstand von der Zahnoberfläche – bedingt durch die breite Sondenspitze – kompensiert.

Literaturverzeichnis

[1] Anthony E, Winston BSC, Bhaskar SN: Caries Prevention in the 21st Century. *J Am Dent Assoc* 129: 1579–1587 (1998)

[2] Antonnen V, Seppä L, Hausen H: Clinical Study of the Use of the Laser Fluorescence Device DIAGNOdent for Detection of Occlusal Caries in Children. *Caries Res* 37: 17–23 (2003)

[3] Armstrong WG: Modifications of the properties and composition of the dentin matrix caused by dental caries. *Adv Oral Biol* 1: 309–332 (1964)

[4] Banting DW: Management of dental caries in the older patient. In AS Papas, LC Niessen, HH Chauncey, Editoren, Geriatric dentistry, The C.V. Mosby Co., St. Louis, 141–167 (1991)

[5] Basting RT, Campos M: Occlusal caries: Diagnosis and noninvasive treatments. *Quintessence Int* 30: 174–178 (1999)

[6] van Dorp CSE, Exterkate RAM, Ten Cate JM: The effect of dental Probing on subsequent enamel demineralization. *J Dent Child* 55: 343–347 (1988)

[7] Ekstrand K, Qvist V, Thylstrup A: Light microscope study of the effect of probing in occlusal surfaces. *Caries Res* 21: 368–374 (1987)

[8] Fejerskov O, Nyvad B: Pathology and treatment of dental caries in the aging individual. In Geriatric dentistry, P. Holm-Pedersen and H. Löe, 238–262 (1986)

[9] Hibst R, Gall R: Development of a Diode Laser-Based Fluorescence Caries Detector. *Caries Res* 32: 294 (1998)

[10] Hibst R: Optische Meßmethoden zur Kariesdiagnostik. *ZWR-Zahnaerztl Welt, Zahnaerztl Rundsch Zahnaerztl Ref* 1/2: 50–55 (1999)

[11] Hibst R, Paulus R: Caries Detection by Red Excited Fluorescence: Investigations on Fluorophores. *Caries Res* 33: 295 (1999)

[12] Hibst R, Paulus R: A new approach on fluorescence spectroscopy for caries detection. In JDB Featherstone, P Reckmann, D Fried, Editoren, Lasers in dentistry V. Proc SPIE: 141–147 (1999)

[13] Hibst R, Paulus R, Lussi A: Detection of Occlusal Caries by Laser Fluorescence: Basic and Clinical Investigations. *Med Laser Appl* 16: 205–213 (2001)

[14] Iida T, Yoshiki Y, Someya S, Okubo K: Generation of Reactive Oxygen Species and Photon Emission from a Browned Product. *Biosci Biotechnol Biochem* 66: 1641–1645 (2002)

[15] Kleter GA, Damen JJM, Buijs MJ, Ten Cate JM: Modification of Amino Acid Residues in Carious Dentin Matrix. *J Dent Res* 77(3): 488–495 (1998)

[16] Lussi A: Comparision of different methods for the diagnosis of fissure caries without cavitation. *Caries Res* 27: 409–416 (1993)

[17] Lussi A: Methoden zur Diagnose und Verlaufsdiagnose der Karies. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 108: 357–364 (1998)

[18] Lussi A: Laserinduzierte Fluoreszenz zur Erkennung der Okklusalkaries. *Acta Med Dent Helv* 5: 15–19 (2000)

[19] Lussi A, Megert B, Longbottom C, Reich E, Francescut P: Clinical performance of a laser fluorescence device for detection of occlusal caries lesions. *Eur J Oral Sci* 109: 14–19 (2001)

[20] Meschede D: Gerthsen Physik, Springer, Berlin Heidelberg, Kapitel Photonen, Atome und Quantenmechanik, 607–668. 21. Auflage (2002)

[21] Paulus R: Untersuchungen zur Optimierung eines optischen Kariesdetektionssystems. Master-Arbeit, Fachhochschule Aalen, :36f (2002)

[22] Sawle RF, Andlaw RJ: Has occlusal caries become more difficult to diagnose? *Br Dent J* 164: 209–211 (1988)

[23] Shi XQ, Welander U, Angmar-Månsson B: Occlusal Caries Detection with KaVo DIAGNOdent and Radiography: An in vitro Comparision. *Caries Res* 34: 151–158 (2000)

[24] Shi XQ, Tranæus S, Angmar-Månsson B: Validation of DIAGNOdent for quantification of smooth-surface caries: an in vitro study. *Acta Odont Scand* 59: 74–78 (2001)

[25] Tonioli MB, Bouschlicher MR, Hillis SL: Laser fluorescence detection of occlusal caries. *Am J Dent Sci* 15: 268–273 (2002)

[26] Wenzel A, Larsen MJ, Fejerskov O: Detection of occlusal caries without cavitation by visual inspection, film radiographs, xeroradiographs, and digitized radiographes. *Caries Res* 25: 365–371 (1991)

[27] Yassin OM: In vitro studies of the effect of a dental explorer on the formation of an artificial carious lesion. *J Dent Child* 62: 111–117 (1995)

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen danken, die mit zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein Dank gilt in besonderer Weise meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Raimund Hibst, der mir dieses Thema in seinem Bereich Dentaltechnologie am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und der Messtechnik zur Verfügung stellte.

Mein Betreuer Herr Robert Paulus stand mir mit seinem Erfahrungsschatz in der Betreuung von Praktikanten und Doktoranden stets mit Rat und Tat zur Seite und war immer für Fragen, Diskussionen und schnelle Problemlösungen erreichbar.

Vielen Dank auch an den Feinmechanikermeister Herrn Thomas Schmid, der mir das selbständige Arbeiten an der Fräsmaschine erlaubte und mal eben schnell das eine oder andere nützliche Hilfsteil konstruierte.

Eckhard stand mir ebenfalls als Diskussionspartner zur Seite und gab konstruktive Hinweise. Danke für die viele freie Zeit, die er in die Bändigung des Computers steckte, dessen Können ich abwechselnd über- und unterschätzt habe und Eckhard meine Ungeduld währenddessen auch noch ertragen musste.

Meinen Eltern sei an dieser Stelle gedankt für die Motivationsschübe vor, während und nach dem Studium. Ohne ihre Unterstützung hätte ich einige Engpässe wohl nicht überstanden.