



Bundesamt
für Strahlenschutz

Ressortforschungsberichte zum Strahlenschutz

Untersuchung möglicher medizinischer und beruflicher Expositionen durch ionisierende Strahlung bei der Anwendung von Ultrakurzpuls-Lasern (UKP-Lasern) in der Zahnheilkunde

Vorhaben 3623S42361

Auftragnehmende

Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung (BAM)

Sebastian Kraft
Jörg Krüger

Kooperationspartner

Laserinstitut Hochschule Mittweida (LHM)

Jörg Schille
Udo Löschner

Das Vorhaben wurde mit Mitteln des Bundesministeriums für Umwelt, Klimaschutz, Naturschutz und nukleare Sicherheit (BMUKN) und im Auftrag des Bundesamtes für Strahlenschutz (BfS) durchgeführt.

Dieser Band enthält einen Ergebnisbericht eines vom Bundesamt für Strahlenschutz im Rahmen der Ressortforschung des BMUKN (Ressortforschungsplan) in Auftrag gegebenen Untersuchungsvorhabens. Verantwortlich für den Inhalt sind allein die Autoren. Das BfS übernimmt keine Gewähr für die Richtigkeit, die Genauigkeit und Vollständigkeit der Angaben sowie die Beachtung privater Rechte Dritter. Der Auftraggeber behält sich alle Rechte vor. Insbesondere darf dieser Bericht nur mit seiner Zustimmung ganz oder teilweise vervielfältigt werden.

Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung des Auftragnehmers wieder und muss nicht mit der des BfS übereinstimmen.

Impressum

Bundesamt für Strahlenschutz
Postfach 10 01 49
38201 Salzgitter

Tel.: +49 30 18333-0
Fax: +49 30 18333-1885
E-Mail: ePost@bfs.de
De-Mail: epost@bfs.de-mail.de

www.bfs.de

BfS-RESFOR-265/26

Bitte beziehen Sie sich beim Zitieren dieses Dokumentes immer auf folgende URN:
[urn:nbn:de:0221-2026072861667](https://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:0221-2026072861667)

Salzgitter, Juli 2026

Kurzzusammenfassung

Ultrakurzgepulste Laserstrahlung (UKP-Laser) findet breite Anwendung in der Materialbearbeitung. Zunehmend werden auch medizinische Applikationen relevant, u.a. in der Zahnheilkunde. Bedingt durch sehr hohe Laserintensitäten kann es allerdings zur unerwünschten Entstehung ionisierender Strahlung beim Laserprozess kommen. Ziel des Forschungsvorhabens ist eine Einschätzung des radiologischen Gefährdungspotentials von UKP-Lasern in der zahnmedizinischen Anwendung am Menschen auf der Grundlage experimenteller Untersuchungen.

Es wurden Laserbestrahlungsuntersuchungen an Zähnen und Zahnersatzmaterialien (Restaurationsmaterialien) vorgenommen und jeweils die emittierte Röntgendosisleistung $\dot{H}'(0,07)$ bestimmt. Es wurden Vertreter verschiedener Materialgruppen untersucht. Neben Metallen (Edelstahl, Titan, Silber, Nichtedelmetalllegierung) kamen Kunststoffe, Zemente, Kompomere und keramische Werkstoffe zur Anwendung. Die Materialien wurden jeweils mit drei Pulsdauern (330 fs, 660 fs und 925 fs) bei 1030 nm Wellenlänge bestrahlt. Zur Vermeidung von Aufheizung bei der Laserbearbeitung wurde die Pulsfolgefrequenz auf 1 kHz begrenzt. Die Dosisleistung wurde im Abstand von 15 cm zum Laser-Interaktionspunkt ermittelt.

Mit den hier gewählten Laserparametern ist an den metallischen Materialien eine Röntgenemission für Laserintensitäten knapp oberhalb von 10^{13} W/cm^2 (in 15 cm Entfernung) nachweisbar. Eine Bearbeitung der Metalle direkt im Mund der Patient*innen sollte vermieden werden, da sich menschliches Gewebe direkt neben dem Laserauftreffort befindet. Bei Einsatz eines Dentalroboters könnte das Bedienpersonal den Abstand zu den Patient*innen vergrößern und damit effektiv Eigenschutz betreiben, da bei der laser-induzierten Röntgenemission geringe Photonenenergien emittiert werden, die durch Luftabsorption stark geschwächt werden. Die untersuchten nicht-metallischen Zahnersatzmaterialien verhalten sich hinsichtlich der laser-induzierten Röntgenemission vergleichbar mit dem natürlichen Zahnmaterial. Sie weisen eine signifikant höhere Laserschwelligkeitsintensität zur Erzeugung von Röntgenstrahlung auf. Eine Applikation im Mundbereich mittels intraoralem Roboter könnte bis ca. 10^{13} W/cm^2 erfolgen, wobei die kürzeren Pulsdauern (330 fs, 660 fs) zu bevorzugen wären.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	4
2	Laseranlagen	6
2.1	BAM - Berlin	6
2.2	LHM - Laserinstitut Hochschule Mittweida	7
2.3	Experimentelles Setup	7
3	Dosismessungen und Schwellbestimmung zur laser-induzierten Röntgenemission	9
3.1	Schwellbestimmung	9
3.2	Metallische Werkstoffe	11
3.2.1	Edelstahl	11
3.2.2	Titan	12
3.2.3	NEM-Legierung	12
3.2.4	Silber	13
3.3	Natürliche Werkstoffe	14
3.4	Kunststoffe	15
3.5	Zemente und keramische Werkstoffe	16
3.5.1	Zirkonoxid-Keramik	16
3.5.2	Zemente	16
3.5.3	Kompomere	19
3.6	Zusammenfassung der Untersuchungsergebnisse	20
4	Bewertung für Patient*innen und Personal	22
5	Danksagung	24
6	Literatur	25

1 Einleitung

Ultrakurzpuls-(UKP)-Laser werden immer häufiger in verschiedensten Anwendungen eingesetzt. Infolge der speziellen Eigenschaften, wie z. B. einer geringen thermischen Last im bearbeiteten Material, rücken diese Lasertypen auch ins Interesse in der Zahnheilkunde. Eine geringe Aufheizung der Zähne verringert den Schmerz bei der Anwendung im Vergleich zu rotierenden mechanischen Werkzeugen oder anderen Laserarten. In der Literatur wird eine Grenze von 5,5 K beschrieben, bis Schmerzreize ausgelöst werden [1]. Laser gelten jetzt schon als alternative Behandlungsmethode zur Bearbeitung von Zähnen bei Kindern, Heranwachsenden oder Menschen mit Beeinträchtigungen [2]. Vorteile von Laserbehandlungen sind:

- geringe thermische Last [3, 4]
- gute Automatisierbarkeit [3, 5–8]
- verbesserte Haftung der Restaurationsmaterialien [9, 10]
- Eingriff bei geringer Mundöffnung.

Bezüglich der UKP-Laserbearbeitung von Zahnmaterialien wurde der internationale Literaturstand ausgewertet. Ein Großteil der Arbeiten zielt auf die Ermittlung von minimalen (Ablationsschwelle H_{th}) und optimalen (H_{opt}) Laser-Bestrahlungsparametern für die Bearbeitung der natürlichen Zahnbestandteile ab. Hierbei werden, wie in der Laser-*Community* üblich, die Energiedichten H_0 (Fluenzen $\hat{=}$ Energie pro Fläche) betrachtet und nicht die für die laser-induzierte Röntgenstrahlung signifikante maximale Bestrahlungsstärke I_0 (Spitzenintensität $\hat{=}$ Leistung pro Fläche). Für die natürlichen Zahnmaterialien liegt die Ablationsschwelle dabei im Bereich von

0,3... 2,2 J/cm² (für Einzelpulse bei 3,2 J/cm²) für verschiedene Laserwellenlängen und Pulsdauern, siehe Abbildung 1.1 und diese Schwellfluenzwerte entsprechen Spitzenintensitäten von $1 \cdot 10^{11}$ W/cm² bis $1 \cdot 10^{13}$ W/cm². Die optimalen Fluenzwerte, das heißt mit der größten Energieeffizienz beim Abtrag, liegen ca. bei der 6-fachen Ablationsschwelle. Damit werden Spitzenintensitäten im Bereich der Schwelle für die laserinduzierte Röntgenstrahlung erreicht [28].

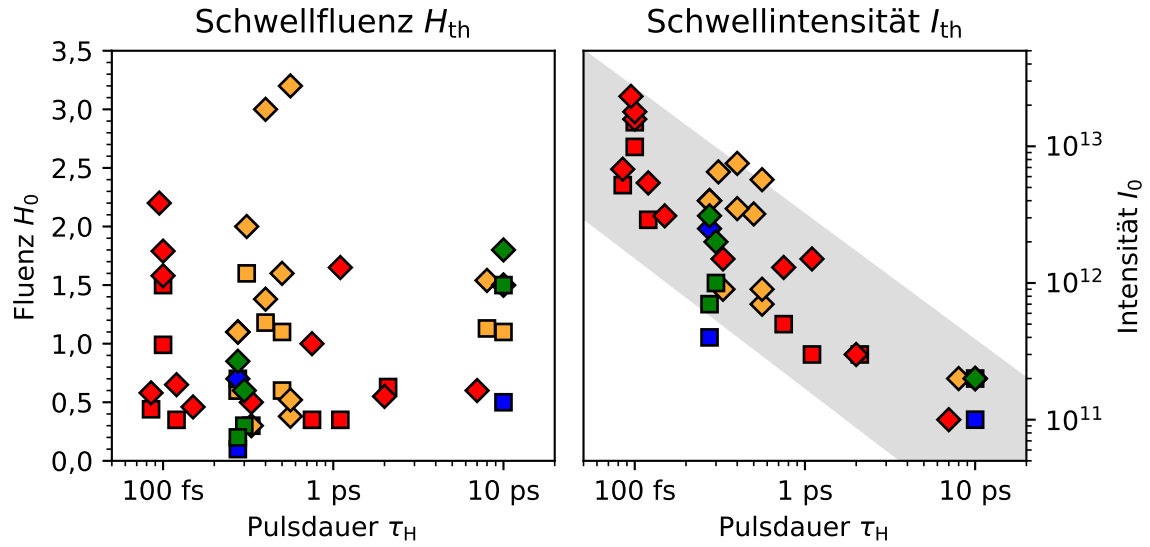


Abbildung 1.1: Ablationsschwellen (Fluenz und Intensität) für die UKP-Laserbearbeitung von Zahnschmelz (Enamelum, Rauten) und Zahnbein (Dentin, Quadrate) aus verschiedenen Literaturstellen in verschiedenen Wellenlängenbereichen (UV (blau), VIS (grün), Ti:Saphir-Laser (rot), NIR (orange)) im Verhältnis zur Pulsdauer τ_H [11–27]

Zur UKP-Laserbearbeitung von Restaurationsmaterialien ist nur eine Literaturquelle zu finden. In [24] wurde für ein Komposit eine Ablationsschwelle von $0,7 \text{ J/cm}^2$ und für Zirkonoxid von $1,3 \text{ J/cm}^2$ ermittelt.

2 Laseranlagen

Die eingesetzten Laserparameter sind neben den bestrahlten Materialien ausschlaggebend für die abgestrahlte Röntgendosisleistung. Daher wurden die Versuche zur Dosisbestimmung mit drei verschiedenen Laserquellen durchgeführt. Eine Laseranlage in Berlin an der BAM und eine Anlage in Mittweida am Laserinstitut Hochschule Mittweida mit zwei Laserstrahlquellen wurden genutzt. Die Versuche wurden mit einer niedrigen Pulsfolgefrequenz $f_p = 1 \text{ kHz}$ und somit mit einer geringen mittleren Leistung durchgeführt. Damit werden thermische Effekte als Folge einer schnellen Pulsfolge reduziert. Die wichtigsten Parameter der Lasersystems, wie die Pulsenergie Q_p , die Pulsdauer τ_H und der Strahlradius in der Fokusebene $w_{0,86}$, sind in Tabelle 2.1 aufgeführt.

Tabelle 2.1: Wichtigste Parameter der genutzten Laseranlagen

Parameter	BAM Triumph	LHM FX200	LHM UFFL100
Art des aktiven Mediums	Scheibe	Slab	Faser
Wellenlänge	1030 nm	1030 nm	1030 nm
Pulsenergie	$\leq 100 \mu\text{J}$	$\leq 75 \mu\text{J}$	$\leq 45 \mu\text{J}$
Strahlradius	$5,2 \mu\text{m}$	$10,1 \mu\text{m}$	$11,2 \mu\text{m}$
Pulsdauer	925 fs	660 fs	330 fs
Spitzenintensität	$\leq 2,2 \cdot 10^{14} \text{ W/cm}^2$	$\leq 6,2 \cdot 10^{13} \text{ W/cm}^2$	$\leq 6,1 \cdot 10^{13} \text{ W/cm}^2$
Bewegung	Scanner	Achse	Achse
Hintergrund $\dot{H}'(0,07)$	160 nSv/h	70 nSv/h	70 nSv/h

2.1 BAM - Berlin

Die in Berlin eingesetzte Laserstrahlquelle ist ein diodengepumpter Scheibenlaser TruMirco 5050 femto edition (Firma Trumpf). Die Pulsdauer τ_H beträgt 925 fs. Durch die interne Regelung des Lasers kann eine Pulsenergie bis $Q_p \leq 100 \mu\text{J}$ erreicht werden.

Nach dem Lasergerät ist eine Abschwächerstufe zur Regulierung der Abstufungen der Laser-

leistung P_{av} am Bearbeitungsort eingebaut. Die Relativbewegung zwischen Material und Laserauftreffpunkt wird durch einen Galvanometerscanner bewerkstelligt, siehe Abbildung 2.1 rechts. Durch die Verwendung einer 56 mm f -Theta-Optik wird die Laserenergie fokussiert. Durch den geringen Abstand zwischen Optik und Probe konnte keine Strahlvermessung direkt an der Bearbeitungsstelle durchgeführt werden. Mit Hilfe der sogenannten d^2 -Methode (LIU-Methode) konnte ein Strahldurchmesser in der Fokusebene $d_{0,86}$ von $(10,4 \pm 0,4) \mu\text{m}$ ermittelt werden.

2.2 LHM - Laserinstitut Hochschule Mittweida

An der Hochschule Mittweida wurde eine Anlage mit zwei NIR-Lasern genutzt. Ein Slabblaser FX200 (Firma Edgewave) erreicht bis zu $50 \mu\text{J}$ (gemessen bis $75 \mu\text{J}$ Pulsenergie) und eine Pulsdauer von 660 fs. Ein Faserlaser UFFL100 (Firma AFS) mit 330 fs Pulsdauer emittiert bis zu $45 \mu\text{J}$ Pulsenergie. Die Strahlen der jeweiligen Laserquelle werden anschließend mit Hilfe einer asphärischen Linse mit einer Brennweite $f = 80 \text{ mm}$ fokussiert, siehe Abbildung 2.1 links. Dadurch können Strahlradien von $w_{0,86} = (10,1 \pm 0,8) \mu\text{m}$ beziehungsweise $w_{0,86} = (11,2 \pm 0,8) \mu\text{m}$ erzielt werden.

2.3 Experimentelles Setup

In der Dentaltechnik und -medizin ist eine große Materialvielfalt verbreitet. Neben den natürlichen Zahnbestandteilen können je nach Anwendungsfall metallische, keramische Werkstoffe, Kunststoffe oder Zemente angetroffen werden.

An allen drei Experimentalaufbauten wurde versucht, möglichst nah am Laser-Material-Interaktionspunkt zu messen. Das Ortsdosismeter OD-02 konnte dabei bis 15 cm nah an diesem positioniert werden.

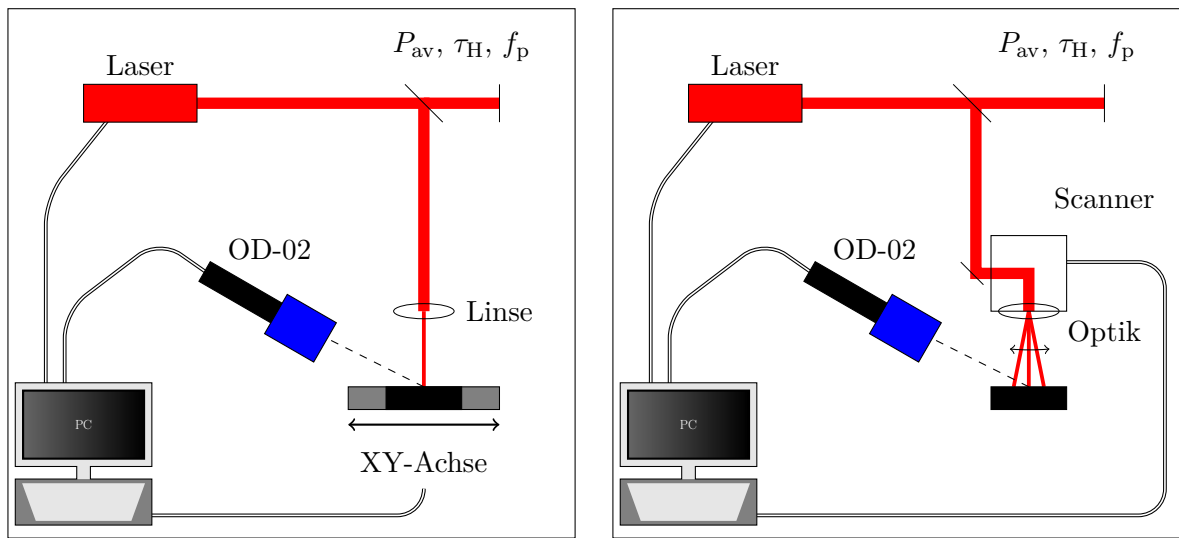


Abbildung 2.1: Schematische Darstellung der experimentellen Setups zur Bestimmung der laser-induzierten Röntgenexposition in Mittweida (links) mit einer Festoptik und an der BAM (rechts) mit Galvanometerscanner

3 Dosismessungen und Schwellbestimmung zur laser-induzierten Röntgenemission

3.1 Schwellbestimmung

Um die mögliche Strahlenexposition zu bestimmen, wurden ausgewählte Materialien mit verschiedenen Intensitätseinstellungen bearbeitet und die Schwelle der laser-induzierten Röntgenemission bestimmt. Am Beispiel der Edelmessung in Abbildung 3.1 am Trumpf Lasersystem wird die Auswertung der Daten und die Bestimmung der Schwellintensität gezeigt. Auf der linken Seite von Abbildung 3.1 ist die Abhängigkeit der Richtungs-Äquivalent-Dosisleistung (Mittelwert der Messung eines Feldes) von der eingesetzten Laserspitzenintensität aufgetragen. Im unteren Bereich ist der Bereich der natürlichen Strahlung farbig hinterlegt dargestellt. Infolge der natürlichen Radioaktivität in der Umgebung ist dieser Wert immer vorhanden und ist abhängig vom Ort der Messung — siehe Tabelle 2.1. In Deutschland ist im Mittel eine Dosisleistung von 2,1 mSv pro Jahr festzustellen, was sich in einer Stunde auf 240 nSv herunterbricht. Erkennbar ist, dass bei niedrigen Intensitäten keine Dosisleistung oberhalb der natürlichen Strahlung gemessen werden kann. Anschließend steigt die Dosisleistung proportional zu I^x (linear im log-log-plot) an. An diesen Anstieg kann eine Funktion angepasst werden. In den Messungen zeigte sich, dass dieser Exponent bei $x \approx 4$ liegt. Zur einfachen Darstellung wird im Folgenden ein Exponent von 4 genutzt, um eine Funktion (Grenze) der maximalen Dosisleistung bei entsprechender Spitzenintensität $\dot{H}'(0,07)_{\max} \propto I^4$ darzustellen. Anhand dieser Funktion werden anschließend 3 Grenzwerte (Schwellintensitäten I_{th} für 0,1 $\mu\text{Sv/h}$ ($I_{\text{th}, 0,1}$), 1 $\mu\text{Sv/h}$ ($I_{\text{th}, 1}$) und 10 $\mu\text{Sv/h}$ ($I_{\text{th}, 10}$) bestimmt. Diese Werte wurden genutzt, um zwei Bereiche abzudecken. Zwischen 0,1 $\mu\text{Sv/h}$ und 1 $\mu\text{Sv/h}$ liegt die natürliche Strahlung und somit sollte ab diesem Intensitätsbereich eine erhöhte Strahlung detektiert werden können. Im höheren Bereich zwischen 1 $\mu\text{Sv/h}$ und 10 $\mu\text{Sv/h}$ werden gesetzliche Grenzwerte erreicht. Diese drei Schwellen sind als ausgefüllte größere Punkte dargestellt und diese Werte gelten nur für den oben beschriebenen Prozess. Durch eine Änderung

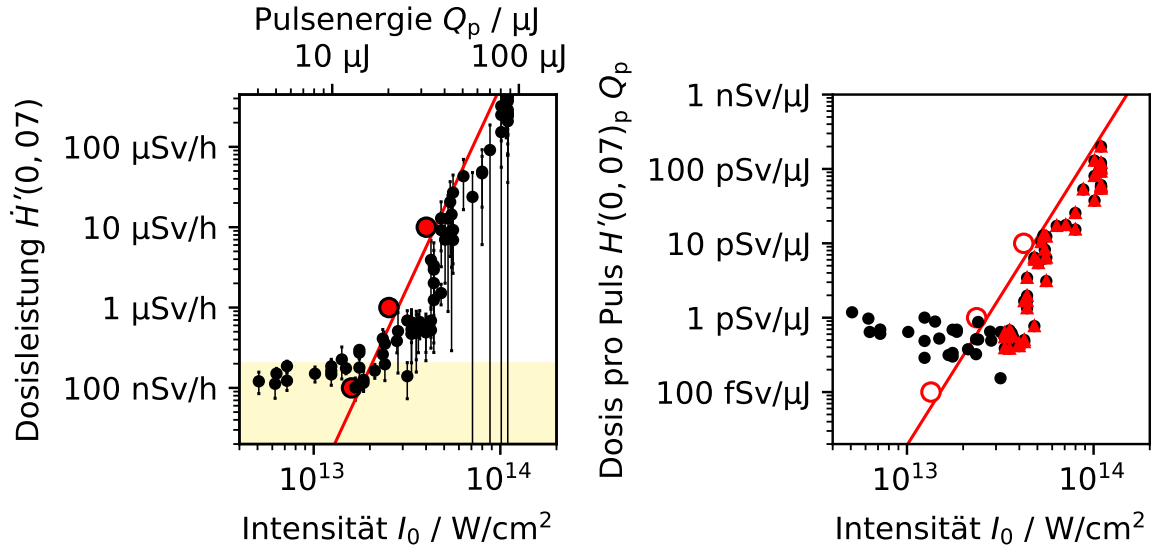


Abbildung 3.1: Auswertung der Messungen und Schwellintensitätsbestimmung am Beispiel der Edelmetallbearbeitung am Trupf-Lasersystem. Im linken Graph sind die Messwerte der Dosisleistungsmessungen bei verschiedenen Intensitäten (schwarze Punkte) inklusive des natürlichen Hintergrunds (gelber Bereich) dargestellt. In roten Punkten sind die Schwellen von 0,1 μ Sv/h, 1 μ Sv/h und 10 μ Sv/h inklusive des intensitätsabhängigen Fits (rote Linie) eingetragen. Rechts ist die vom Bearbeitungsregime unabhängige Energie-basierte Dosis pro Puls aufgetragen.

des Prozesses werden andere Dosisleistungen erreicht. Um eine Umrechnung in andere Prozesse zu bieten, kann man entweder die Dosisleistung auf die eingesetzte optische Leistung normieren oder eine Dosis pro Puls bestimmen — siehe Abbildung 3.1 rechts. Damit kann anschließend eine Dosisleistung bei andern Prozessen abgeschätzt werden, solange keine Beeinflussung zwischen den Pulsen existiert.

3.2 Metallische Werkstoffe

In der Restauration in der Dentaltechnik kommen metallische Werkstoffe zum Einsatz. Neben Füllungen aus Amalgam und Gold werden Prothesen bzw. Teile davon aus Edelstahl, Titan oder einer dentalen Nichtedelmetall-Legierung (NEM-Legierung) genutzt.

3.2.1 Edelstahl

Die Legierung Edelstahl ist in der Industrie und der Medizin ein oft genutztes Material. Die Korrosionsbeständigkeit und der geringe Preis zeichnen diesen Werkstoff aus. Hier dient er auch als Referenzmaterial, da er in der Literatur oft verwendet wird. In den Versuchen wurde die Legierung X5CrNi-18-10 (Fe, 18 % Cr, 10 % Ni, 2 % Mn, 1 % Si, 0,05 % C, P, S, N, 1.4301) verwendet. Messungen mit den drei Lasersystemen sind in Abbildung 3.2 dargestellt und es zeigen sich drei ähnliche Verläufe. Erkennbar ist, dass ab einer Intensität von ca. $2 \cdot 10^{13} \text{ W/cm}^2$ Dosisleistungen oberhalb der natürlichen Röntgenstrahlung gemessen werden können. Die farbige eingezeichneten Funktionen dienen als obere Begrenzung für den Bereich der möglichen Röntgenstrahlungsexposition. Beim Vergleich der Messungen ist eine geringe Abhängigkeit der laser-induzierten Röntgenemission von der eingesetzten Pulsdauer der Laserstrahlung sichtbar und mit ansteigender Pulsdauer sinkt die Schwellintensität. Die Funktionen der oberen Begrenzung der messbaren Röntgenstrahlung (farbige Linien in Abbildung 3.2) stellen den Verlauf der Messungen gut dar.

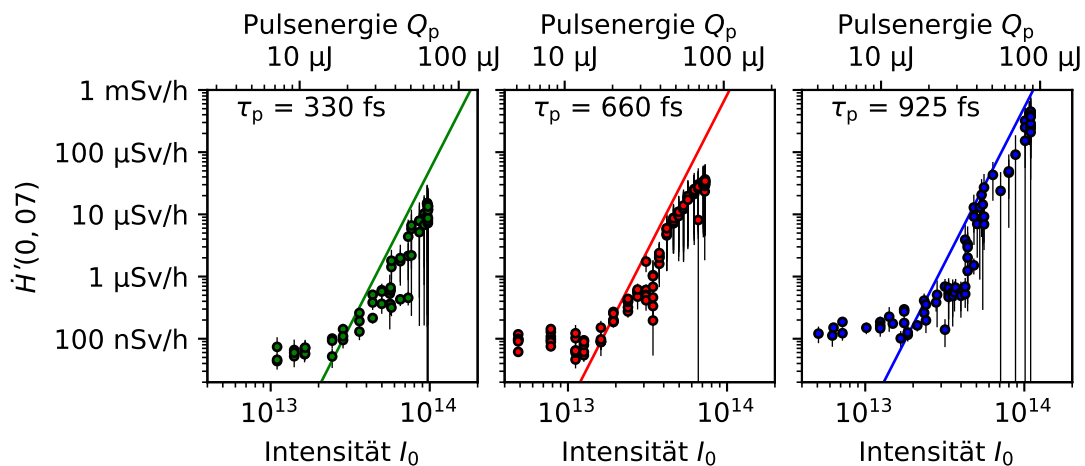


Abbildung 3.2: Intensitätsabhängige Äquivalent-Dosisleistung $\dot{H}'(0,07)$ bei der Bearbeitung von Edelstahl bei $f_p = 1 \text{ kHz}$ für drei Pulsdauern von 330 fs, 660 fs und 925 fs

3.2.2 Titan

In der Medizin kommen in verschiedenen Bereichen Rein-Titan (Titan-I) oder verschiedene Titanlegierungen zum Einsatz. Titan zeichnet sich durch eine hohe Biokompatibilität aus und wird vermehrt in Implantaten eingesetzt. Für die Versuche zur laser-induzierten Röntgenemission wurde Reintitan Tritan (Ti 99,5 %, Fe, O < 1 %; Firma Dentaureum, LOT 174) verwendet. Die Titan-Gussrohlinge wurden vor der Bearbeitung geschliffen, um eine glatte Oberfläche zu gewährleisten. Die experimentellen Ergebnisse sind in Abbildung 3.3 gezeigt und sind mit denen von Edelstahl vergleichbar.

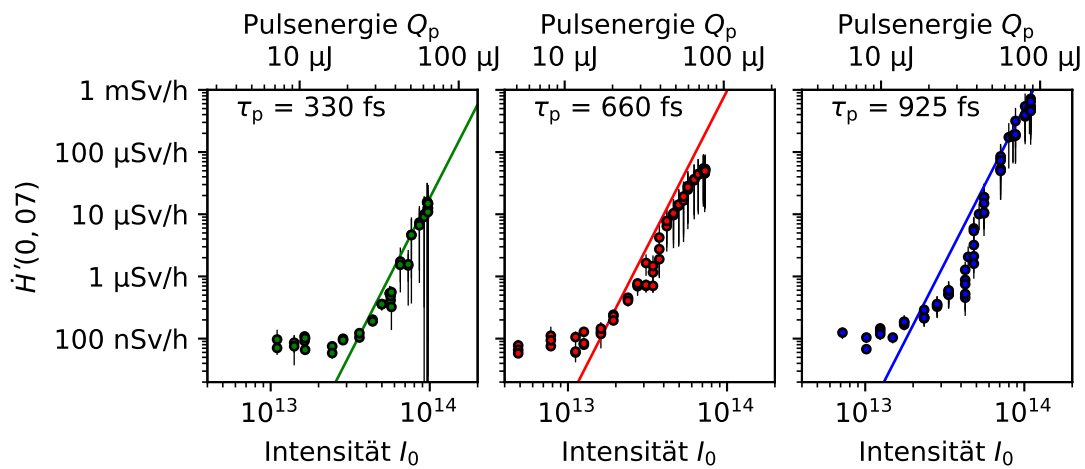


Abbildung 3.3: Intensitätsabhängige Äquivalent-Dosisleistung $\dot{H}'(0,07)$ bei der Bearbeitung von Reintitan bei $f_p = 1$ kHz für drei Pulsdauern von 330 fs, 660 fs und 925 fs

3.2.3 NEM-Legierung

Um Prothesen im Dentalbereich herzustellen werden oft neben den modernen Fräs- und Sintertechniken auch Gussmethoden verwendet. Dazu wird eine dentale Nichtedelmetall-Legierung (NEM) eingesetzt. Diese Legierung besteht hauptsächlich aus Kobalt, Chrom, Molybdän und Nickel. Für die Versuche wurde die NEM-Dentalgusslegierung remanium GM 800+ (Co 58,3 %, Cr 32,0 %, Mo 6,5 %, W 1,5 %, Si 1,0 %; Firma Dentaureum, LOT 1658) und Aufbrennlegierung Lukachrom (Co 61,0 %, Cr 25,0 %, Mo 3,0 %, Nb 1,0 %, Si 1,0 %, Firma Lukadent GmbH) genutzt. Die vergossenen Proben wurden geschliffen und ungeschliffen getestet. Zwischen den geschliffenen und ungeschliffenen als auch zwischen den beiden NEM-Materialien konnten keine unterschiedlichen Ergebnisse bei den Versuchen zur laser-induzierten Röntgenemission gemessen werden. Die Messwerte aus den Experimenten sind in Abbildung 3.4 gezeigt. Diese Materialien

weisen eine Schwellintensität im Bereich von Titan und Edelstahl auf.

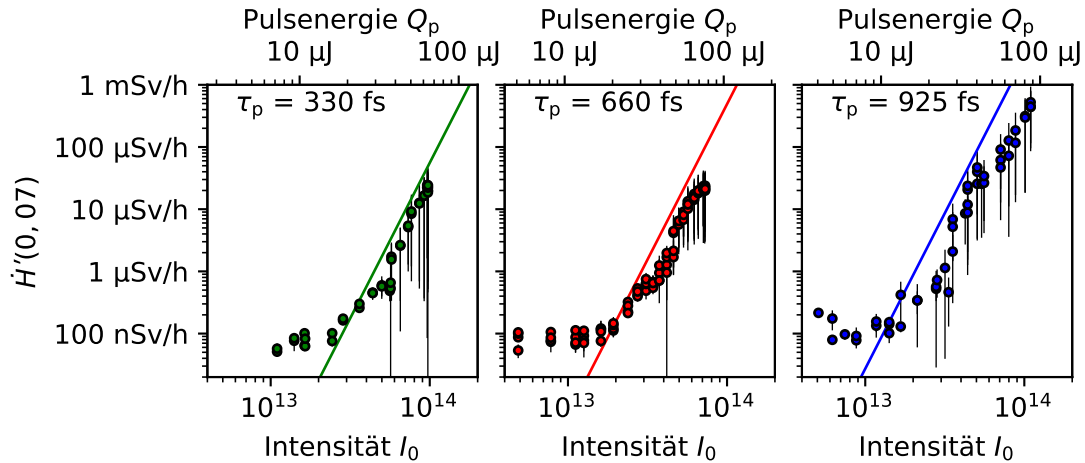


Abbildung 3.4: Intensitätsabhängige Äquivalent-Dosisleistung $\dot{H}'(0,07)$ bei der Bearbeitung von Nichtelegierungen bei $f_p = 1 \text{ kHz}$ für drei Pulsdauern von 330 fs, 660 fs und 925 fs

3.2.4 Silber

Ein noch weitverbreitetes Füllmaterial ist Amalgam. Diese Quecksilberlegierung wurde bis vor einigen Jahren als Standardmittel für Füllungen eingesetzt. Dabei wurden verschiedene Mischungen verwendet, jedoch hauptsächlich Silberamalgame. Da die Bearbeitung von Amalgam aufgrund des Quecksilbers ausgeschlossen worden ist, kann Silber als Ersatz gesehen werden. Dazu wurde Reinsilber (Ag 99,9 %) als 2 mm Blech verwendet. Die Messergebnisse sind in Abbildung 3.5 dargestellt und ähneln den Resultaten an den anderen Metallen.

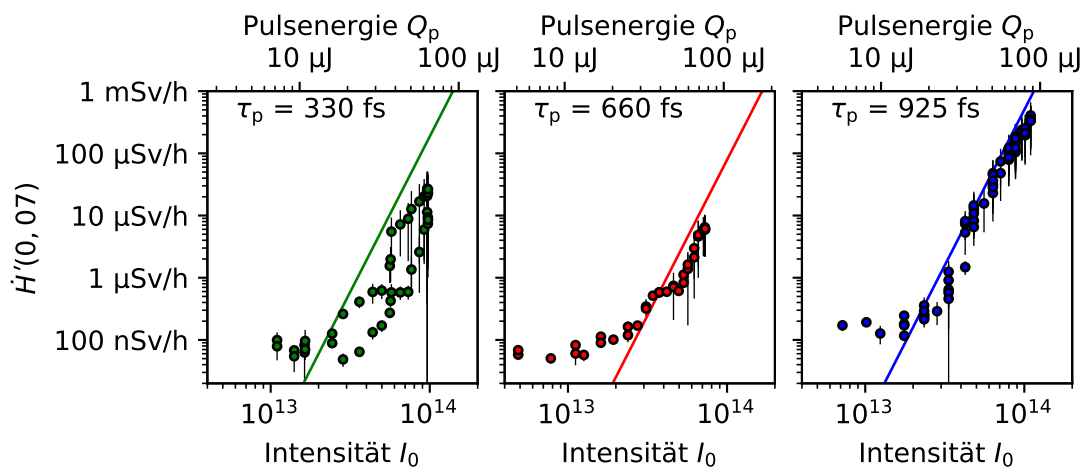


Abbildung 3.5: Intensitätsabhängige Äquivalent-Dosisleistung $\dot{H}'(0,07)$ bei der Bearbeitung von Silber bei $f_p = 1 \text{ kHz}$ für drei Pulsdauern von 330 fs, 660 fs und 925 fs

3.3 Natürliche Werkstoffe

Vor einer Restauration sind in der Mundhöhle die natürlichen Zähne vorhanden und müssen entsprechend auch bearbeitet werden. Diese natürlichen Materialien sind grob in drei Schichten aufgeteilt. Im Inneren befindet sich der Zahnnerv (Pulpa), welcher vom Zahnbein (Dentin) umgeben ist. Das Zahnbein wiederum ist an der Oberfläche mit dem weißen Zahnschmelz (Enamelum) überzogen. Bei der Laserbearbeitung dieser beiden Hartschichten wurde in vorherigen Untersuchungen eine laser-induzierte Röntgenemission ab einer Intensität von rund $3 \cdot 10^{13} \text{ W/cm}^2$ bei $f_p = 5 \text{ kHz}$ und $\tau_H = 660 \text{ fs}$ gemessen. [28]

Um diese Materialien bestmöglich in einer Lasermaschine zu bearbeiten, wurden geeignete menschliche Zähne in Epoxidharz eingebettet und geschliffen. Die so erstandenen Querschliffe konnten anschließend in der Anlage positioniert werden. Als Folge der Form des natürlichen Materials können die einzelnen Messfelder nicht an identischen Proben durchgeführt werden. Das bedeutet, dass jede Linie oder Feld unterschiedliche Anteile von Zahnschmelz oder Zahnbein beinhaltet und/oder teilweise die Bearbeitung von Epoxid beinhaltet. Dadurch sind die Messungen mit höheren Schwankungen behaftet. In den Experimenten — siehe Abbildung 3.6 — zeigt sich, dass mit den kürzeren Pulsdauern keine erkennbare laser-induzierte Röntgenstrahlung erzeugt wurde. Mit den längeren Pulsen von $\tau_H = 925 \text{ fs}$ ist eine Schwellintensität von ca. $3 \dots 4 \cdot 10^{13} \text{ W/cm}^2$ erkennbar.

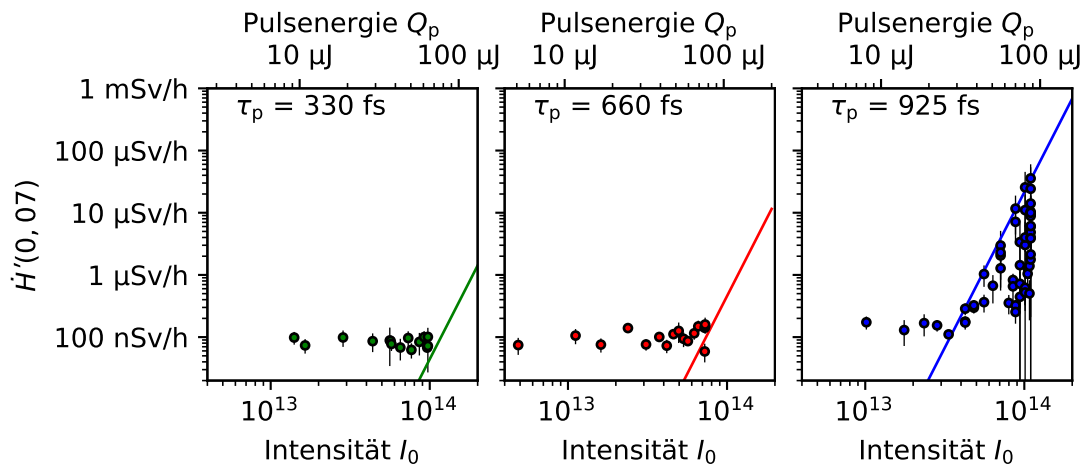


Abbildung 3.6: Intensitätsabhängige Äquivalent-Dosisleistung $\dot{H}'(0,07)$ bei der Bearbeitung von Zähnen bei $f_p = 1 \text{ kHz}$ für drei Pulsdauern von 330 fs, 660 fs und 925 fs

3.4 Kunststoffe

Als Kunststofffüllungen werden die Kompositfüllungen in der Dentaltechnik bezeichnet. Diese komplexen Materialien bestehen aus einer organischen Matrix mit anorganischen Füllstoffen. Um die Effekte der Polymerisationsschrumpfung zu verringern werden diese in Schichten aufgetragen und ausgehärtet. Hier wurden ein selbsthärtendes röntgen-opakes Füllmaterial Cention Forte (Ca-Floursilikatglas, Ba-Al-Silikatglas, Copolymer, Ca-Ba-Al-Floursilikatglas, UDMA, Ytterbiumtrifluorid, aromatisches aliphatisches UDMA, DCP, PEG-400-DMA, Firma Ivoclar Vivadent AG), ein lichthärtendes leichtfließendes Microhydrit-Composit Plurafill Flow⁺ (Dimethylacrylate, Dentalglas, Siliziumdioxid, Photoinitiatoren; Firma First Scientific Dental Materials GmbH, LOT 246125) und ein fließfähiges Bulkkomposite mit biokeramischen Füllstoffen Plurafill+ Ceram Bulkflow (Dimethylacrylate, Dentalglas, Siliziumdioxid, Photoinitiatoren; Firma First Scientific Dental Materials GmbH) verwendet. Die Materialien weisen keine Unterschiede in Emission der laser-induzierten Röntgenstrahlung auf.

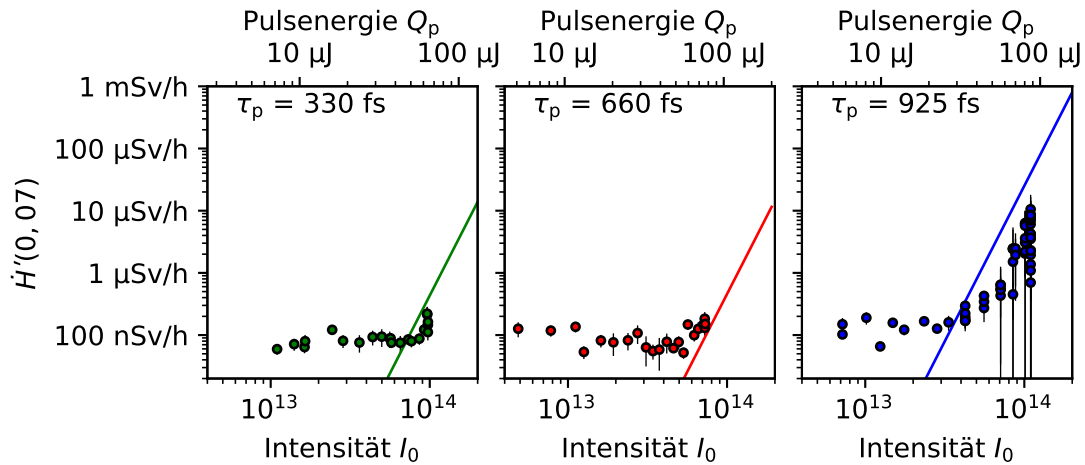


Abbildung 3.7: Intensitätsabhängige Äquivalent-Dosisleistung $\dot{H}'(0,07)$ bei der Bearbeitung von Microhydrit-Composit Plurafill Flow⁺ bei $f_p = 1$ kHz für drei Pulsdauern von 330 fs, 660 fs und 925 fs

3.5 Zemente und keramische Werkstoffe

3.5.1 Zirkonoxid-Keramik

Als moderner Werkstoff in der Dentalmedizin ist Zirkonoxid ZrO_2 als sehr harter und zahnfarbener Werkstoff bekannt. Die Grünlinge können problemlos in Fräszentren 3-dimensional bearbeitet werden und anschließend bei Temperaturen um 1100°C gesintert werden. Dabei erhalten sie ihre Endhärte von über 1100 MPa . Dieses Material wird für Inlays, Onlays, Kronen oder Brücken eingesetzt. In den Versuchen wurde Finoframe ZR HT Dimension A3 (ZrO_2 ; Whitepeak Dental Solutions GmbH, LOT ILH5887A3) eingesetzt. Für eine gute Laserbearbeitbarkeit wurden Zylinderformen ausgefräst und gesintert. Die ca. 20 mm hohen Zylinder wurden anschließend bearbeitet und zeigen einen geringen Abtrag nach der Bearbeitung. Die Messungen zur laser-induzierten Röntgenemission — Abbildung 3.8 — zeigen, dass bei den beiden kürzeren Pulsdauern bei der maximal möglichen Spitzenintensität die Schwellintensität für die laser-induzierte Röntgenemission erreicht wird. Bei der längsten Pulsdauer kann ab ca. $4 \cdot 10^{13}\text{ W/cm}^2$ eine erhöhte Dosisleistung während der Bearbeitung festgestellt werden.

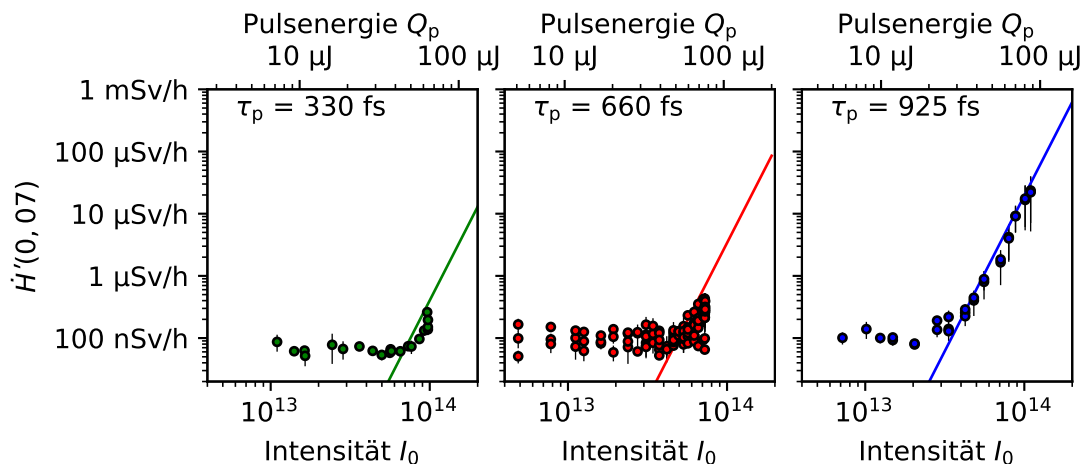


Abbildung 3.8: Intensitätsabhängige Äquivalent-Dosisleistung $\dot{H}'(0,07)$ bei der Bearbeitung von Zirkonoxid-Keramik bei $f_p = 1\text{ kHz}$ für drei Pulsdauern von 330 fs, 660 fs und 925 fs

3.5.2 Zemente

Zemente sind in der Dentalmedizin nicht wegzudenken. Diese werden für den temporären oder semi-permanenten Verschluss von restaurierten Kavitäten oder der festen Verbindung von zum Beispiel Inlays und Brücken verwendet. Nach dem Quecksilber- und einhergehenden Amalgamverbot in Deutschland sind Glasionomere-Zemente die Kassenleistung gesetzlicher Kranken-

versicherungen im Seitenzahnbereich.

3.5.2.1 Zink-Phosphat-Zement

Einer der am weitesten verbreitetsten Zemente ist Zink-Phosphat-Zement. Eine Mischung zum Großteil aus Zinkoxid und Magnesiumoxid wird mit Phosphorsäure versetzt. Die entstehende Paste bindet selbstständig ab und eignet sich optimal für temporäre Kavitätenverschlüsse und als Befestigungszement. Zur Probenfertigung wurde ein Zink-Phosphat-Pulver (SPEIKO Zink-Phosphat-Zement Farbe 2 hellgelb, LOT 18015; Firma Speiko - Dr. Speier GmbH) mit einer phosphorsäurehaltigen Lösung (SPEIKO Universal-Liquid Phospho normalhärtend; Firma Speiko - Dr. Speier GmbH) genutzt. Die gemessenen Dosisleistungen bei der Laserbearbeitung sind in Abbildung 3.9 dargestellt. Die Laserbearbeitung des Zementes führte zu einer messbaren Röntgenemission infolge der ultrakurzen Laserstrahlung mit einer Pulsdauer von 925 fs und ab ca. $4 \cdot 10^{13} \text{ W/cm}^2$; mit 660 fs ab $5 \cdot 10^{13} \text{ W/cm}^2$.

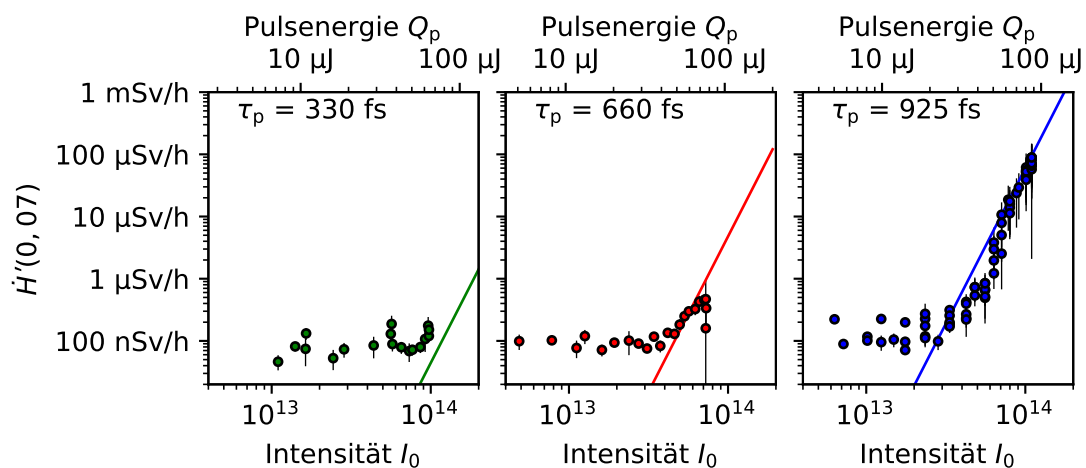


Abbildung 3.9: Intensitätsabhängige Äquivalent-Dosisleistung $\dot{H}'(0,07)$ bei der Bearbeitung von Zink-Phosphat-Zement bei $f_p = 1 \text{ kHz}$ für drei Pulsdauern von 330 fs, 660 fs und 925 fs

3.5.2.2 Zinkoxid-Eugenol-Zement

Bei großen Kavitäten und in Pulpanähe können Zinkoxid-Eugenol-Zemente eingesetzt werden, da das Eugenol (Nelkenöl) eine sedierende Wirkung vorweist. Als Material kam Zinkoxid Eugenol Spezialpaste (Zinkoxid, Zinkacetat, Kolophonium, Talkum, Siliziumdioxid (Pulver) mit Nelkenöl; Firma Speiko - Dr. Speier GmbH) zu Einsatz. Die Ergebnisse der Untersuchungen sind in Abbildung 3.10 dargestellt und mit denen des Zink-Phosphat-Zementes vergleichbar.

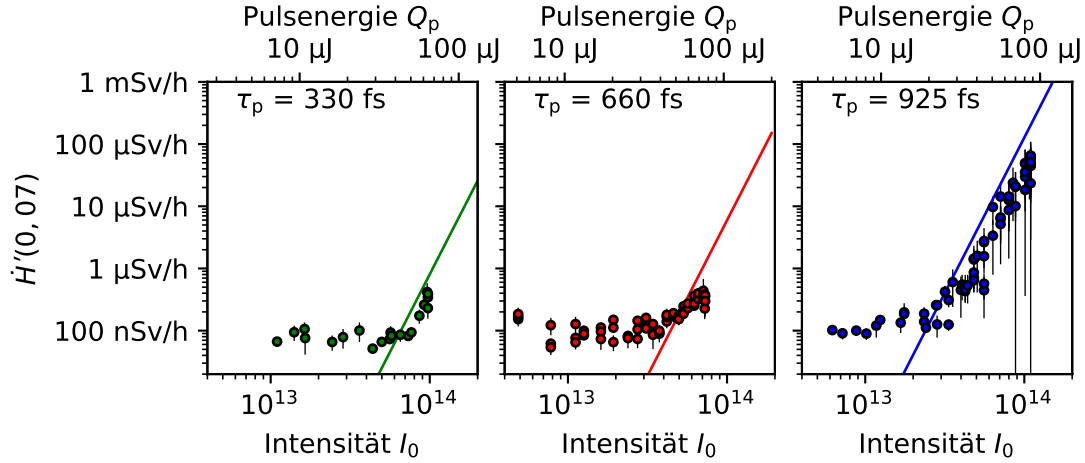


Abbildung 3.10: Intensitätsabhängige Äquivalent-Dosisleistung $\dot{H}'(0,07)$ bei der Bearbeitung von Zink-Eugenol-Zement bei $f_p = 1$ kHz für drei Pulsdauern von 330 fs, 660 fs und 925 fs

3.5.2.3 Glasionomer-Zement

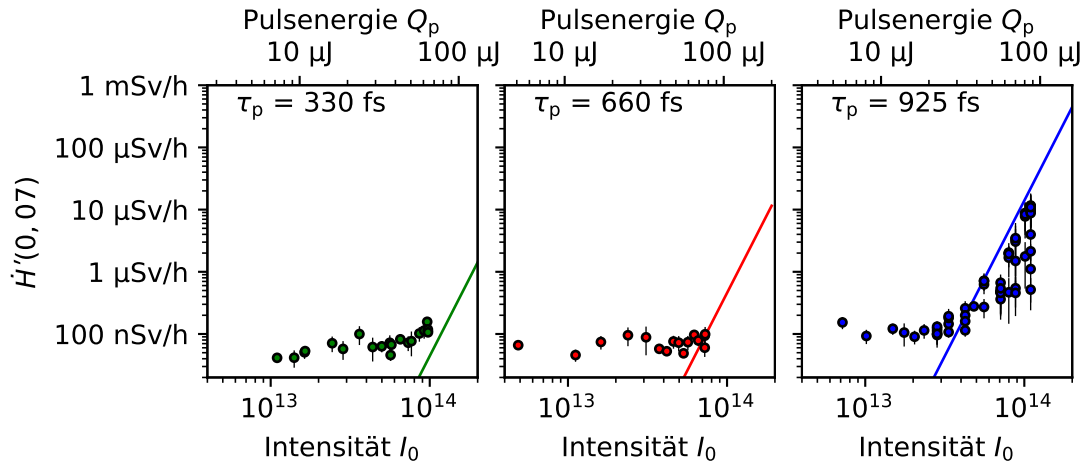


Abbildung 3.11: Intensitätsabhängige Äquivalent-Dosisleistung $\dot{H}'(0,07)$ bei der Bearbeitung von Glasionomer-Zement bei $f_p = 1$ kHz für drei Pulsdauern von 330 fs, 660 fs und 925 fs

Glasionomer-Zemente werden in der Zukunft häufiger in der Dentalmedizin zu finden sein. Diese Zemente gelten als beste permanente Option als Restaurationsmaterial neben den Kunststoffen. Die Mischung aus Kalzium-Aluminium-Silikatglas und Polyacrylsäuren bindet binnen 24 h ab und erzeugt eine wasserunlösliche Verbindung. Dabei kann sich der Zement an das Zahnmaterial binden. Für die Versuche wurde Plurafill+ Glasionomer Cement (Dentalglas, Polyalkenoatsäuren; Firma First Scientific Dental Materials GmbH) verwendet. Die gemessenen Dosisleistungen während der Laserbearbeitung sind in Abbildung 3.11 dargestellt. Die Schwellintensitäten zur laser-induzierten Röntgenemission sind geringfügig höher als bei den

oben dargestellten Zementen.

3.5.3 Kompomere

Die Kombination von Glasionomer-Zementen und Kompositen wird als Kompomer bezeichnet. Dazu werden Glaspartikel Monomeren zugemischt und ausgehärtet. Die entstandene Struktur weist eine höhere Abriebfestigkeit als Glasionomer-Zemente auf, benötigt jedoch ein Adhäsiv für eine Anbindung ans Zahnmaterial. Für die Versuche wurde Plurafill+ Compomer (Dimethylacrylate, mod. Polyacrylsäuren, Dentalglas, Photoinitiatoren; Firma First Scientific Dental Materials GmbH) genutzt und die Ergebnisse sind in Abbildung 3.12 dargestellt, die die Resultate an Glasionomer-Zement widerspiegeln.

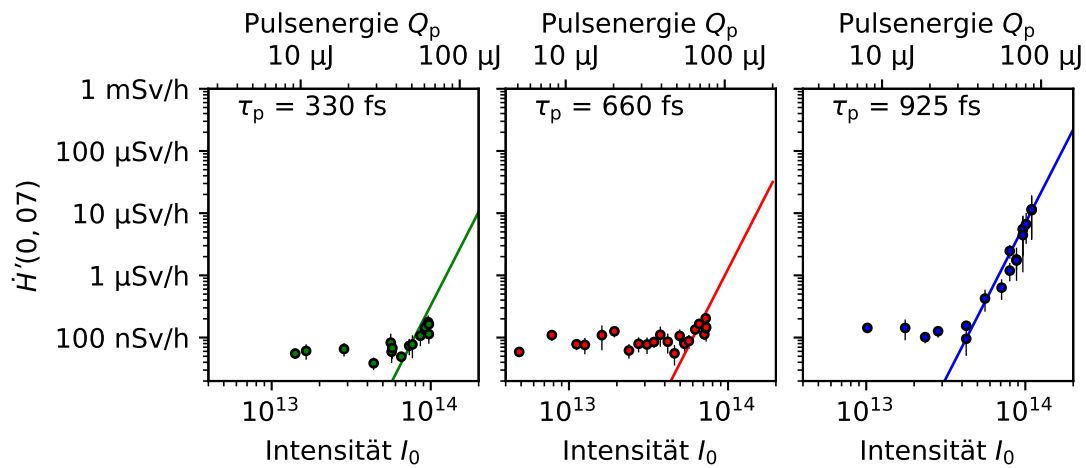


Abbildung 3.12: Intensitätsabhängige Äquivalent-Dosisleistung $\dot{H}'(0,07)$ bei der Bearbeitung von Plurafill+ Compomer bei $f_p = 1$ kHz für drei Pulsdauern von 330 fs, 660 fs und 925 fs

3.6 Zusammenfassung der Untersuchungsergebnisse

Alle ermittelten Intensitätsschwellen für die laser-induzierten Röntgenemission bei der Bearbeitung von Dentalmaterialien sind in Abbildung 3.13 gezeigt. Die Materialien können in zwei Klassen eingeteilt werden. Die erste Klasse sind die metallischen Werkstoffe, welche durch eine niedrige Schwelle für die laser-induzierte Röntgenemission gekennzeichnet sind. Die Intensitätsschwelle ($0,1 \mu\text{Sv/h}$) für diese Materialien liegt im Bereich von $1 \dots 2 \cdot 10^{13} \text{ W/cm}^2$. Außerdem ist die Abtragsrate bei den Metallen relativ gering. Die nichtmetallischen Materialien, Zemente, Kunststoffe und Keramiken sowie die Zähne, weisen deutlich höhere Schwellintensitäten auf. Bei der Bearbeitung von dentalen Zementen ist eine laser-induzierte Röntgenemission ab $3 \cdot 10^{13} \text{ W/cm}^2$ und für die restlichen Materialien ab $4 \cdot 10^{13} \text{ W/cm}^2$ messbar. Weiterhin ist ein deutlicher Trend bei den verwendeten Pulsdauern sichtbar. Zwischen der kürzesten Pulsdauer von 330 fs und der längsten von 925 fs sinkt die Schwellintensität um den Faktor 2 und mehr. Vergleicht man die Ablationsschwellen für die Bearbeitung der jeweiligen Materialien,

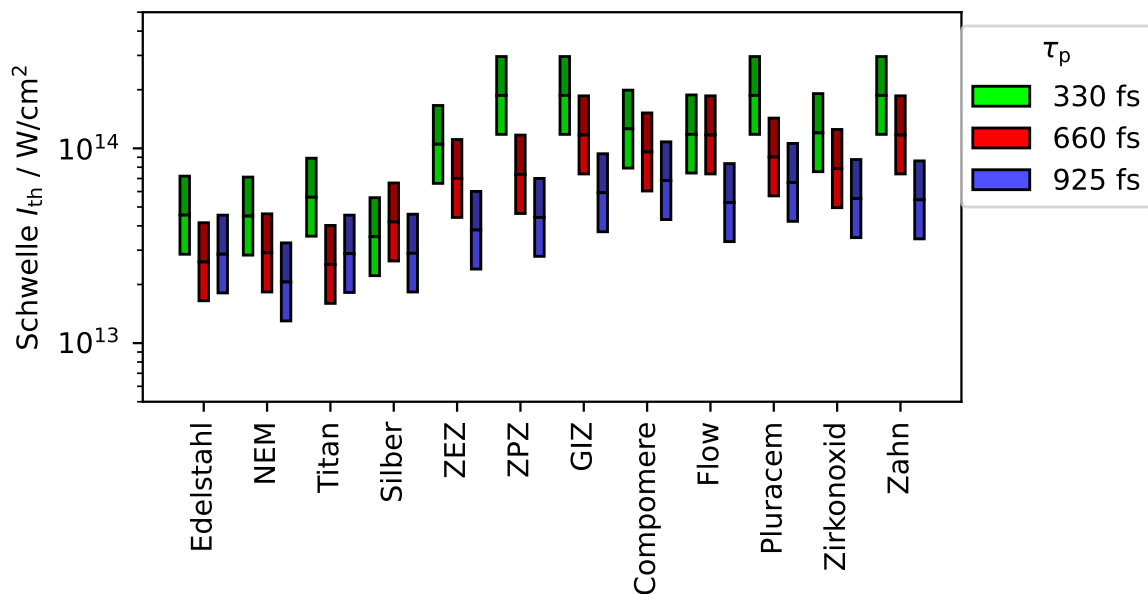


Abbildung 3.13: Übersicht der ermittelten Schwellintensitäten für die laser-induzierte Röntgenemission bei der Bearbeitung von Dentalmaterialien mit $f_p = 1 \text{ kHz}$. Der hellere Bereich steht für laser-induzierte Röntgenemission von $0,1 \mu\text{Sv/h}$ bis $1 \mu\text{Sv/h}$ und der dunklere Bereich für den Bereich von $1 \mu\text{Sv/h}$ bis $10 \mu\text{Sv/h}$.

siehe Abbildung 1.1, mit den Schwellen für die Bearbeitung von Zähnen und nicht-metallischen Füllungen, ist im Bereich der Ablationsschwelle keine Röntgenstrahlung erwartbar. Erhöht man die Intensitäten bis in den optimalen Laserbearbeitungsbereich, ca. 7-10-fache der Ablationsschwelle, kann eine Emission von laser-induzierter Röntgenemission nicht ausgeschlossen werden.

Um die Werte für die Schwellen mit anderen Prozessen zu vergleichen, kann die emittierte Dosisleistung pro Puls genutzt werden. Mit der jeweilig genutzten Pulsfrequenz bzw. Pulsanzahl pro Zeiteinheit kann eine Anpassung der Fits durchgeführt werden. In Abbildung 3.14 sind die hier ermittelten Dosisleistungen mit den Werten aus [28] verglichen. Die Unterschiede können mit der verschiedenen Art und Weise der Intensitätseinstellung (durch Defokussierung) und andere Prozessparameter, wie *duty-cycle*, erklärt werden.

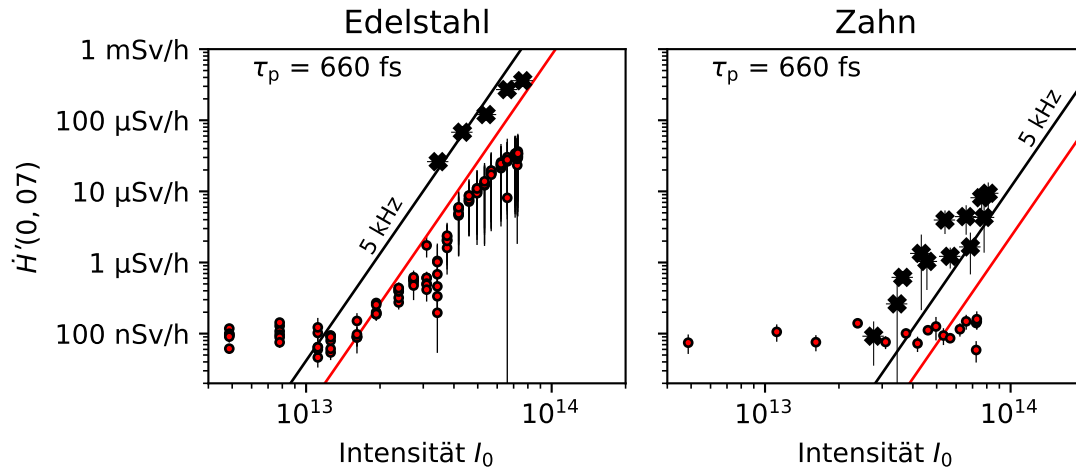


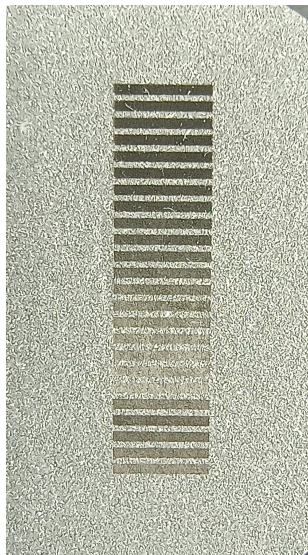
Abbildung 3.14: Vergleich der ermittelten Dosisleistungen mit den Werten aus [28] (schwarze Kreuze) für Edelstahl (links) und Zahnmaterial (rechts). Die schwarze Linie ist die auf 5 kHz bestimmte Funktion für die Dosisleistungsabhängigkeit.

4 Bewertung für Patient*innen und Personal

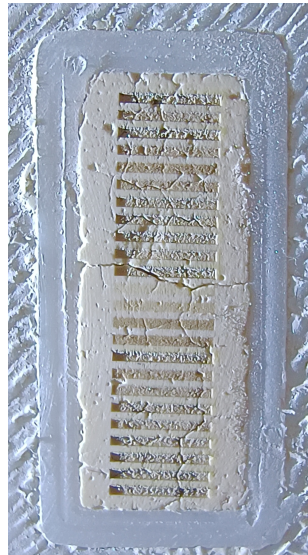
Die oben ermittelten Dosisleistungen sind im Abstand von 15 cm zum Interaktionspunkt ermittelt worden. Im Falle einer autonomen Bearbeitung durch einen Dentalroboter [3, 5], könnte der Bediener der Maschine weiter entfernt sein bzw. den Gefährdungsbereich verlassen. Daraus ergibt sich für das Personal eine ca. 10-fach geringere Exposition in einem Abstand von 50 cm ohne Luftabsorption. Durch die geringen Photonenenergien der laser-induzierten Strahlung würde die Luftabsorption die Exposition weiter stark herabsenken.

Die Bearbeitung der metallischen Materialien ist zu vermeiden, da es aus verschiedenen Gesichtspunkten nicht vorteilhaft ist. Neben einer geringen Schwellintensität für die laser-induzierte Röntgenemission könnten auch die Abprodukte (Nanopartikel) schädlich sein. Diese feinen Partikel können nur schwer abgesaugt werden. Weiterhin sind die Abtragsraten (rein optisch, siehe Abbildung 4.1) sehr gering, was zu einer deutlich verlängerten Bearbeitungsdauer führen würde.

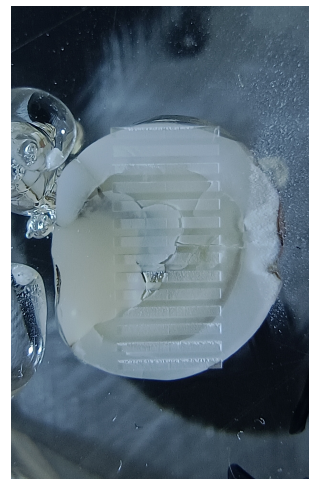
Die anderen hier untersuchten nicht-metallischen Materialien sind bezüglich der laser-induzierten Röntgenemission vergleichbar mit dem natürlichen Zahnmaterial und weisen eine höhere Schwellintensität auf. Außerdem sind diese Materialien leichter bearbeitbar (siehe Abbildung 4.1) und im Vergleich zu metallischen Füllungen die zukunftsweisenden Materialien für den dentalen Einsatz. Empfehlenswert ist dabei die Verwendung einer möglichst kurzen Pulsdauer, da die Schwellintensität zur Röntgenemission höher ist. Für den hier untersuchten Parameterbereich sollten Spitzenintensitäten von maximal $2 \cdot 10^{13} \text{ W/cm}^2$ nicht überschritten werden.



NEM



ZPZ



Zahn

Abbildung 4.1: Seitenlichtfotografien der bearbeiteten Oberflächen von einer dentalen NEM-Legierung, ZPZ und einem Zahn. Die einzelnen Felder sind 3 mm breit und 0,3 mm hoch.

5 Danksagung

Um die im Praxis- und klinischen Bereich relevanten Materialien in der Zahnheilkunde zu erarbeiten, wurden wir unentgeltlich unterstützt von:

Zahnarzt Dr. Thomas Linden

Zahnarztpraxis

Landwehrstr.1

65205 Wiesbaden

Zahnärztin Pauline Koch

Zahnarztpraxis Steffen Lehmann

Waldheimer Str.20

01683 Nossen

Dentallabor Morala GmbH

Chemnitzer Str.46

09322 Penig

6 Literatur

- [1] L. Zach und G. Cohen. “Pulp response to externally applied heat”. In: *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 19 (4) (Apr. 1965), S. 515–530. DOI: 10.1016/0030-4220(65)90015-0.
- [2] American Academy of Pediatric Dentistry. “Policy on the use of lasers for pediatric dental patients”. In: *The Reference Manual of Pediatric Dentistry* 133 (6) (2023).
- [3] L. Rapp, S. Madden, A. V. Rode, L. J. Walsh, H. Spallek, Q. Nguyen, V. Dau, P. Woodfield, D. Dao, O. Zuaiter, A. Habeb und T. R. Hirst. “Anesthetic-, irrigation- and pain-free dentistry? The case for a femtosecond laser enabled intraoral robotic device”. In: *Frontiers in Dental Medicine* 3 (Aug. 2022). DOI: 10.3389/fdmed.2022.976097.
- [4] A. Daskalova, S. Bashir und W. Husinsky. “Morphology of ablation craters generated by ultra-short laser pulses in dentin surfaces: AFM and ESEM evaluation”. In: *Applied Surface Science* 257 (3) (Nov. 2010), S. 1119–1124. DOI: 10.1016/j.apsusc.2010.08.037.
- [5] F. Yuan, S. Liang und P. Lyu. “A Novel Method for Adjusting the Taper and Adaption of Automatic Tooth Preparations with a High-Power Femtosecond Laser”. In: *Journal of Clinical Medicine* 10 (15) (Juli 2021), S. 3389. DOI: 10.3390/jcm10153389.
- [6] L. Ma, D. Wang, Y. Zhang, L. Wang, P. Lv und Y. Sun. “3D path planning of a laser manipulation robotic system for tooth preparing”. In: *2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. IEEE, Mai 2014. DOI: 10.1109/icra.2014.6907113.
- [7] L. Wang, D. Wang, L. Ma, Y. Zhang, Y. Fusong, Y. Sun und P. Lv. “Preliminary experiments of a miniature robotic system for tooth ablation using ultra-short pulsed lasers”. In: *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. IEEE, Nov. 2013. DOI: 10.1109/iros.2013.6696718.
- [8] D. Wang, L. Wang, Y. Zhang, P. Lv, Y. Sun und J. Xiao. “Preliminary study on a miniature laser manipulation robotic device for tooth crown preparation: Miniature laser robotic

- device for tooth crown preparation”. In: *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 10 (4) (Jan. 2014), S. 482–494. DOI: 10.1002/rcs.1560.
- [9] M. Abu Ruja, G. M. De Souza und Y. Finer. “Ultrashort pulse laser as a surface treatment for bonding between zirconia and resin cement”. In: *Dental Materials* 35 (11) (Nov. 2019), S. 1545–1556. DOI: 10.1016/j.dental.2019.07.009.
- [10] M. C. Lorenzo, M. Portillo, P. Moreno, J. Montero, R. Castillo-Oyagüe, A. García und A. Albaladejo. “In vitro analysis of femtosecond laser as an alternative to acid etching for achieving suitable bond strength of brackets to human enamel”. In: *Lasers in Medical Science* 29 (3) (März 2013), S. 897–905. DOI: 10.1007/s10103-013-1278-5.
- [11] S. Alves, V. Oliveira und R. Vilar. “Femtosecond laser ablation of dentin”. In: *Journal of Physics D: Applied Physics* 45 (24) (Mai 2012), S. 245401. DOI: 10.1088/0022-3727/45/24/245401.
- [12] M. S. Bello-Silva, M. Wehner, C. de Paula Eduardo, F. Lampert, R. Poprawe, M. Hermans und M. Esteves-Oliveira. “Precise ablation of dental hard tissues with ultra-short pulsed lasers. Preliminary exploratory investigation on adequate laser parameters”. In: *Lasers in Medical Science* 28 (1) (Mai 2012), S. 171–184. DOI: 10.1007/s10103-012-1107-2.
- [13] H. Chen, J. Liu, H. Li, W. Ge, Y. Sun, Y. Wang und P. Lü. “Femtosecond laser ablation of dentin and enamel: relationship between laser fluence and ablation efficiency”. In: *Journal of Biomedical Optics* 20 (2) (Feb. 2015), S. 028004. DOI: 10.1117/1.jbo.20.2.028004.
- [14] H. Chen, H. Li, YC. Sun, Y. Wang und PJ. Lü. “Femtosecond laser for cavity preparation in enamel and dentin: ablation efficiency related factors”. In: *Scientific Reports* 6 (1) (Feb. 2016). DOI: 10.1038/srep20950.
- [15] L. Ji, L. Li, H. Devlin, Z. Liu, J. Jiao und D. Whitehead. “Ti:sapphire femtosecond laser ablation of dental enamel, dentine, and cementum”. In: *Lasers in Medical Science* 27 (1) (Mai 2011), S. 197–204. DOI: 10.1007/s10103-011-0932-z.
- [16] J. Krüger, W. Kautek und H. Newesely. “Femtosecond-pulse laser ablation of dental hydroxyapatite and single-crystalline fluoroapatite”. In: *Applied Physics A* 69 (S1) (Dez. 1999), S403–S407. DOI: 10.1007/p100024633.
- [17] Q.-T. Le, C. Bertrand und R. Vilar. “Femtosecond laser ablation of enamel”. In: *Journal of Biomedical Optics* 21 (6) (Juni 2016), S. 065005. DOI: 10.1117/1.jbo.21.6.065005.

- [18] S. Loganathan, S. Santhanakrishnan, R. Bathe und M. Arunachalam. “Surface Processing: An Elegant Way to Enhance the Femtosecond Laser Ablation Rate and Ablation Efficiency on Human Teeth”. In: *Lasers in Surgery and Medicine* 51 (9) (Juni 2019), S. 797–807. DOI: 10.1002/lsm.23105.
- [19] S. Loganathan, S. Santhanakrishnan, R. Bathe und M. Arunachalam. “Physiochemical characteristics: A robust tool to overcome teeth heterogeneity on predicting laser ablation profile”. In: *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 109 (4) (Sep. 2020), S. 486–495. DOI: 10.1002/jbm.b.34717.
- [20] T. Petrov, E. Pecheva, A. D. Walmsley und S. Dimov. “Femtosecond laser ablation of dentin and enamel for fast and more precise dental cavity preparation”. In: *Materials Science and Engineering: C* 90 (Sep. 2018), S. 433–438. DOI: 10.1016/j.msec.2018.04.070.
- [21] L. Rapp, S. Madden, J. Brand, L. J. Walsh, H. Spallek, O. Zuaiter, A. Habeb, T. R. Hirst und A. V. Rode. “Femtosecond laser dentistry for precise and efficient cavity preparation in teeth”. In: *Biomedical Optics Express* 13 (9) (Aug. 2022), S. 4559. DOI: 10.1364/boe.463756.
- [22] L. Rapp, S. Madden, J. Brand, K. Maximova, L. J. Walsh, H. Spallek, O. Zuaiter, A. Habeb, T. R. Hirst und A. V. Rode. “Investigation of laser wavelength effect on the ablation of enamel and dentin using femtosecond laser pulses”. In: *Scientific Reports* 13 (1) (Nov. 2023). DOI: 10.1038/s41598-023-47551-5.
- [23] A. V. Rode, E. G. Gamaly, B. Luther-Davies, B. T. Taylor, M. Graessel, J. M. Dawes, A. Chan, R. M. Lowe und P. Hannaford. “Precision ablation of dental enamel using a subpicosecond pulsed laser”. In: *Australian Dental Journal* 48 (4) (Dez. 2003), S. 233–239. DOI: 10.1111/j.1834-7819.2003.tb00036.x.
- [24] F. Schelle, S. Polz, H. Haloui, A. Braun, C. Dehn, M. Frentzen und J. Meister. “Ultrashort pulsed laser (USPL) application in dentistry: basic investigations of ablation rates and thresholds on oral hard tissue and restorative materials”. In: *Lasers in Medical Science* 29 (6) (Apr. 2013), S. 1775–1783. DOI: 10.1007/s10103-013-1315-4.
- [25] J. Serbin, T. Bauer, C. Fallnich, A. Kasenbacher und W.H. Arnold. “Femtosecond lasers as novel tool in dental surgery”. In: *Applied Surface Science* 197–198 (Sep. 2002), S. 737–740. DOI: 10.1016/s0169-4332(02)00402-6.

- [26] M. Straßl, H. Kopecek, M. Weinrotter, A. Bäcker, A.H. Al-Janabi, V. Wieger und E. Wintner. “Novel applications of short and ultra-short pulses”. In: *Applied Surface Science* 247 (1–4) (Juli 2005), S. 561–570. DOI: 10.1016/j.apsusc.2005.01.174.
- [27] P. L. Woodfield, A. V. Rode, D. Dao, V. T. Dau, S. Madden, L. J. Walsh, H. Spallek, L. Walsh, A. J. Sutton, O. Zuaiter, A. Habeb, T. R. Hirst und L. Rapp. “Optical penetration models for practical prediction of femtosecond laser ablation of dental hard tissue”. In: *Lasers in Surgery and Medicine* (Apr. 2024). DOI: 10.1002/lsm.23784.
- [28] S. Kraft, J. Schille, J. Bonse, U. Löschner und J. Krüger. “X-ray emission during the ablative processing of biological materials by ultrashort laser pulses”. In: *Applied Physics A* 129 (3) (Feb. 2023). DOI: 10.1007/s00339-023-06440-4.