

Gingivaresektion mit Diodenlasern der Wellenlänge 445 nm und 970 nm

Auswertung der Pilotphase einer klinischen Vergleichsstudie

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades (Dr. med. dent.)

der Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Jörg Michael Buhl

aus Oelde

2025

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. em. Matthias Frentzen
2. Gutachter: Prof. Dr. Helmut Stark

Tag der Mündlichen Prüfung: 13.10.2025

Aus der Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und präventive Zahnheilkunde

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	6
1. Einleitung	7
1.1 Einführung	7
1.2 Instrumente für die Inzision und Exzision oraler Weichgewebe	9
1.2.1 Einführung	9
1.2.2 Schneidende Instrumente	9
1.2.3 Ultraschallchirurgie	10
1.2.4 Elektrochirurgie	10
1.2.5 Lasersysteme	11
1.2.5.1 Kohlendioxid-Laser (CO ₂ -Laser)	15
1.2.5.2 Erbium-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat-Laser (Er:YAG-Laser)	16
1.2.5.3 Neodym-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat-Laser (Nd:YAG-Laser)	18
1.2.5.4 Diodenlaser	19
1.2.5.5 Blaulichtlaser	23
1.3 Gingivektomie	25
1.4 Ziel der Untersuchung	25
2. Material und Methoden	27
2.1 Einführung	27
2.1.1 Prüfprodukte	27
2.1.2 Studienpopulation und Auswahlkriterien	29
2.1.3 Randomisierung	32
2.2 Methode	32
2.2.1 Baselineuntersuchung	32
2.2.2 Therapie	34
2.2.3 Nachuntersuchungsphase I	35

2.2.4	Nachuntersuchungsphase II.....	36
2.3	Aufbereitung der Daten	36
2.3.1	Sulcus Fluid Flow Rate.....	36
2.3.2	Modified Gingival Index	36
2.3.3	Modified Early Healing Index.....	36
2.3.4	Sondierungstiefen	37
2.3.5	Statistische Darstellung.....	37
3.	Ergebnisse	38
3.1	Probandenkollektiv	38
3.2	Sulcus Fluid Flow Rate.....	38
3.2.1	Therapie Zahn	38
3.2.2	Sulcus Fluid Flow Rate der Nachbarzähne	40
3.3	Modified Gingival Index	42
3.4	Modified Early Healing Index.....	43
3.5	Schmerzskala.....	44
3.6	Sensibilität.....	44
3.7	Behandlungszeit.....	45
3.8	Anwenderfragebogen	46
3.9	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	47
4.	Diskussion	48
4.1	Einführung	48
4.2	Klinische Bewertung der Studienergebnisse	48
4.3	Einordnung der Studienergebnisse im Spiegel der Literatur	48
4.4	Vergleich zwischen laseroptischen Therapiemethoden und konventionellen Techniken.....	51
4.5	Methodenkritik.....	53

4.6	Ausblick	53
5.	Zusammenfassung.....	55
6.	Abbildungsverzeichnis	56
7.	Tabellenverzeichnis	57
8.	Literaturverzeichnis	58
9.	Erklärung zum Eigenanteil	71
10.	Danksagung.....	72

Abkürzungsverzeichnis

aPDT	Antibakterielle Photodynamische Therapie
BOP	Bleeding on Probing
CO ₂	Kohlenstoffdioxid
CW	Continuous Wave
Er:YAG	Erbium-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat
Hz	Hertz
J	Joule
J/cm ²	Joules pro Quadratcentimeter
kHz	Kilohertz
LLLT	Low-Level-Laser-Therapie
mEHl	Modified Early Healing Index
MGI	Modified Gingival Index
MRSA	Methicillin-resistenter Staphylokokkus aureus
Nd:YAG	Neodym-dotierter Yttrium-Aluminum-Granat
PI	Plaque Index
PSI	Parodontaler Screening-Index
SFFR	Sulcus Fluid Flow Rate Index
W	Watt

1. Einleitung

1.1 Einführung

In der oralen Weichgewebschirurgie werden heutzutage Exzisionen und Inzisionen oft mit Lasern durchgeführt. Dies beinhaltet die Exzision von Schleimhaut während der Kronenverlängerung oder die Freilegung bei der Weisheitszahnextraktion. Es ist auch möglich, Epuliden zu entfernen, Implantate freizulegen oder Abszesse zu inzidieren. Darüber hinaus können Probeexzisionen zur histopathologischen Untersuchung von verändertem Mundschleimhautgewebe entnommen oder diese veränderten Bereiche vollständig entfernt werden (Kirpalani und Dym, 2020). Obwohl die Anwendung dieser Technologie in der Mundhöhle Vorteile bietet, wird das Skalpell immer noch am häufigsten für solche Eingriffe verwendet. Da die Mundhöhle per se als bakteriell infiziertes Milieu betrachtet werden kann, besteht bei Verwendung eines Skalpells die Gefahr einer Keimverschleppung in die Tiefe des Operationsgebiets. Aufgrund der vergleichsweise guten Durchblutung in Kombination mit entzündlichen Veränderungen kann es auch zu starken Blutungen während der chirurgischen Intervention mit dem Skalpell kommen. Bei Patienten mit verminderter Hämostase, sei es aufgrund von systemischen Erkrankungen oder der Einnahme von Medikamenten, ist bei einem chirurgischen Eingriff mit dem Skalpell eine deutlich verstärkte Blutung zu erwarten, die ggf. zusätzliche hämostatische Maßnahmen erfordert.

Eine bereits bestehende Alternative zum klassischen Skalpell ist die Elektrochirurgie. Mit mono- bzw. bipolaren Elektroden können mit modernen Geräten präzise Schnitte nahezu blutungsfrei gesetzt werden. Ein Nachteil besteht jedoch in der möglichen thermischen Schädigung des umliegenden Gewebes. Zusätzlich kann dieses Verfahren aufgrund der Wechselwirkung elektromagnetischer Ströme mit anderen elektronischen Geräten wie Herzschrittmachern nicht bei jedem Patienten bedenkenlos angewendet werden.

Die Vorteile der Laseranwendung im Vergleich zum Skalpell wurden bereits seit Mitte der 1980er Jahre beschrieben. Allerdings konnten sich die Geräte aufgrund ihrer umständlichen Handhabung und der hohen Investitionskosten zunächst nicht durchsetzen. Durch die Entwicklung der Diodenlasertechnologie stehen Zahnärzten heute vergleichsweise

kostengünstige Geräte mit praktischen Abmessungen zur Verfügung, die einen unkomplizierten Einsatz im Behandlungsalltag gewährleisten. Die Geräte unterscheiden sich in ihrer emittierten Wellenlänge, die neben der Bestrahlungsdauer und der Leistungsstärke maßgeblich für die biophysikalischen Wechselwirkungen mit dem behandelten Gewebe verantwortlich ist. Sie können beispielsweise als optisches Skalpell in der Chirurgie, in der antibakteriellen Photodynamischen Therapie (aPDT), der Low-Level-Laser-Therapie (LLLT) oder auch für diagnostische Zwecke eingesetzt werden. Ein Vorteil in der Chirurgie besteht vor allem in einem blutungsarmen, übersichtlichen Operationsgebiet und keimarmen Wundrändern durch die bakterizide Wirkung des Laserlichts (Moritz et al., 1998). Auch zeigen sich postoperativ weniger Komplikationen bei der Heilung (Akram et al., 2017; Gaur et al., 2022). Die etablierten Diodenlaser bewegen sich dabei im infraroten oder nahen infraroten Spektralbereich. Zu den neuesten Entwicklungen zählen jedoch auch Laser, die im blauen Spektralbereich emittieren. Aufgrund der hohen Absorption von Hämoglobin und Melanin in diesem Wellenlängenbereich sowie der stärkeren Streuung der Laserstrahlung im Vergleich zu höheren Emissionswellenlängen stellt sich die Frage nach den Vorteilen, die diese neue Technologie gegenüber den etablierten Diodenlasern bringt. Erste Untersuchungen dazu lieferten bereits vielversprechende Ergebnisse. So konnte mit einem Blaulichtlaser bei einer geringeren Leistungseinstellung dieselben Schneideeffekte wie mit einem Infrarotlaser bei höherer Leistungseinstellung erreicht werden. Zusätzlich fiel die Zone der unerwünschten thermischen Schädigung bei dem Blaulichtlaser geringer aus (Frentzen et al., 2016). In einer 2013 veröffentlichten Studie konnte ebenfalls die bakterizide Wirkung von blauem Licht auf Methicillin-resistente *Staphylokokkus aureus* (MRSA)-Stämme nachgewiesen werden (Dai et al., 2013).

Zur Evaluation dieser Ergebnisse im klinischen Bereich wurde in dieser Studie die Gingivektomie mit einem Blaulichtlasersystem mit einer bekannten Laseranwendung im Infrarotbereich verglichen.

1.2 Instrumente für die Inzision und Exzision oraler Weichgewebe

1.2.1 Einführung

Ein und derselbe oralchirurgische Eingriff kann heute mit den unterschiedlichsten Instrumenten durchgeführt werden, die in Wirkung, Nebenwirkungen, Kostenbelastung und Praktikabilität differieren.

1.2.2 Schneidende Instrumente

Die Industrie bietet eine Vielzahl unterschiedlicher Skalpelle an, die speziell für verschiedene medizinische Eingriffe entwickelt wurden. Diese Skalpelle variieren nicht nur in Form und Größe, sondern auch in Bezug auf ihre Wiederverwendbarkeit. Die Klingen der Skalpelle sind Einwegprodukte, da sie schnell ihre Schärfe verlieren, während die Griffe mehrfach verwendet werden können. Um die verschiedenen Größen, die auf dem Markt erhältlich sind, zu standardisieren und zu vereinheitlichen, wurden DIN-Normen eingeführt.

Das Skalpell lässt sich im Grunde bei nahezu jedem oralchirurgischen Eingriff verwenden, bei dem Schleimhaut durchtrennt werden soll. Das taktile Gefühl beim Verwenden eines Skalpells ist gut. Mit Skalpellen wird das Gewebe scharf durchtrennt, wodurch glatte Wundränder entstehen und das Gewebe lateral des Schnittes nicht beschädigt wird. Für die Gingivektomie kann das Gingivektomiebeil nach Kirkland verwendet werden, das in einem Winkel von 45 Grad zum Zahn angesetzt wird, um optimale Schneidleistung zu erzielen. Die Klinge des Beils ist nicht austauschbar und muss nach jedem Eingriff neu geschärft werden. Das Gingivektomiemesser nach Orban ist besonders geeignet für den Einsatz im posterioren Bereich der Mundhöhle aufgrund seiner abgewinkelten Arbeitsenden. Auch hierbei handelt es sich um eine nicht austauschbare Klinge, die nach jedem Eingriff geschärft werden muss. Aufgrund der vergleichsweise guten Durchblutung der Mundschleimhaut und eventueller entzündlicher Veränderungen kann es während der chirurgischen Intervention mit dem Skalpell zu exzessiven Blutungen kommen, wodurch die Sicht auf das Operationsgebiet stark beeinträchtigt wird. Besonders bei Patienten mit einer verminderten Hämostase, sei diese durch systemische Erkrankungen oder die Einnahme von Medikamenten bedingt, ist bei einem chirurgischen Eingriff mittels Skalpell mit einer deutlich verstärkten Blutung zu rechnen, sodass zusätzliche hämostatische Maß-

nahmen erforderlich werden. Außerdem kann ein Eingriff mit dem Skalpell trotz Verwendung eines Lokalanästhetikums als schmerzhaft empfunden werden. Für die Zahnheilkunde ebenfalls zu berücksichtigen ist, dass die Mundhöhle generell bakteriell infiziert ist und es bei der Verwendung eines Skalpells zu einer Keimverschleppung in die Tiefe des Gewebes kommen kann. Je nach Eingriff und der bereits erwähnten höheren Blutungsgefahr kann nach der Intervention mit dem Skalpell das Setzen einer Naht oder das Anlegen eines Verbandes notwendig werden.

1.2.3 Ultraschallchirurgie

In der Piezochirurgie werden Ultraschallfrequenzen zwischen 24 kHz und 30 kHz auf eine Instrumentenspitze übertragen, mit der dann Knochen geschnitten werden kann. Im Vergleich zu rotierenden oder oszillierenden Instrumenten bietet dieses Verfahren verschiedene Vorteile. Besonders hervorgehoben wird die geringere Gefahr der Schädigung von Weichgewebsstrukturen, die sich im Operationsgebiet oder in dessen unmittelbarer Nähe befinden. Selbst bei direktem Kontakt erleiden diese Strukturen bei den genannten Arbeitsfrequenzen keine strukturellen Veränderungen (Grötz und Schmitt, 2011). Durch die kleinere Instrumentenspitze und den Kavitationseffekt, der ein blutungsfreies Operationsgebiet ermöglicht, können präzisere Schnitte als mit den herkömmlichen chirurgischen Verfahren gemacht werden. Die Patienten erfahren aufgrund der geringeren Geräuschbelastung und der ausbleibenden Vibrationen eine geringere psychologische Belastung während der Behandlung. Bei korrekter Anwendung kann auch eine thermische Schädigung der Knochenzellen selbst in der Tiefe des Operationsgebietes ausgeschlossen werden (Pavlíková et al., 2011). Das Verfahren findet unter anderem Anwendung bei der Knochenaugmentation im Unterkiefer, dem Sinuslift, der Lateralisation des Nervus alveolaris inferior, der autologen Knochengewinnung und weiteren Eingriffen, die mit einer Manipulation am Knochen einhergehen (González-García et al., 2009). Für die Bearbeitung von Weichgewebe eignet sich das Verfahren nicht.

1.2.4 Elektrochirurgie

In der Elektrochirurgie wird unter Verwendung von Elektroden und einer kontrollierten Applikation von hochfrequentem Wechselstrom eine regelbare thermische Reaktion mit variablen Effekten in lebendem Gewebe erzeugt. Dabei erhitzt sich nicht die Elektrode

selbst, sondern das Gewebe, das von dem Wechselstrom durchflossen wird. Der Spannungswechsel kann eine Frequenz von bis zu 500.000 Hz haben. Je nach Einstellungsparametern werden unterschiedliche Temperaturen und damit auch unterschiedliche Effekte erzielt (Eichmann, 1987). Diese Technik kann zum Schneiden von Gewebe oder zur Blutstillung bei operativen Eingriffen eingesetzt werden. Die Arbeitsenden stehen als Nadel-, Schlingen- oder auch Kugelelektroden mit unterschiedlichen Durchmessern zur Verfügung. Durch die Koagulation der Wundränder bei der Durchtrennung von Gewebe kann ein Eingriff in einem blutungsarmen Operationsfeld durchgeführt werden, das gleichzeitig mechanisch geschont wird (Hug und Haag, 2011). Die Wundheilung ist im Vergleich zur Anwendung mit dem Skalpell verzögert, was durch die thermische Veränderung lateral der Schnittländer bedingt ist (Chandra et al., 2016). Eine unsachgemäße Handhabung kann zu tiefgreifenden thermischen Schädigungen, Nekrosen und Wundheilungsstörungen führen. Der direkte Kontakt zum Desmodont, Knochen, der vitalen Pulpa und metallischen Restaurationen ist zu vermeiden. Zusätzlich ergibt sich eine eingeschränkte Anwendbarkeit bei Patienten mit Herzschrittmachern, Hörgeräten und EKG-Überwachungen, da die Ströme diese Geräte beeinflussen können. Die Elektrotomie wird für die Gingivektomie, die Frenektomie, die chirurgische Kronenverlängerung, die Inzision von Abszessen und die Entfernung von Schleimhautkappen bei der Dentitio difficilis eingesetzt (Chandra et al., 2016). Auch benigne Schleimhautwucherungen können exzidiert und anschließend histopathologisch untersucht werden (Monteiro et al., 2019). Die Verwendung des Elektrotoms wird jedoch vom Patienten oft intra- und postoperativ als unangenehm empfunden. Dies beruht auf der oft exzessiven Hitzeentwicklung und den daraus resultierenden unangenehmen Gerüchen sowie der längeren postoperativen Heilungsphase (Romanos, 2014).

1.2.5 Lasersysteme

Das grundlegende Prinzip der stimulierten Emission bei der Erzeugung eines Laserstrahls bleibt immer dasselbe. Dabei entsteht monochromatisches, kohärentes, nicht divergierendes Licht (Steglich und Heise, 2019). Die produzierten Laserstrahlen unterscheiden sich jedoch je nach verwendetem Lasermedium in ihrer Wellenlänge. Die Wellenlänge ist neben der Energiedichte und der Dauer der Einwirkung maßgeblich für die Wechselwirkung mit dem behandelten Gewebe (Rompel, 2007).

In der Zahnheilkunde haben sich einige Lasersysteme etabliert:

- Kohlenstoffdioxid-Laser (CO₂-Laser)
- Erbium-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat-Laser (Er:YAG-Laser)
- Neodym-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat-Laser (Nd:YAG-Laser)
- Diodenlaser

Wenn ein Laserstrahl auf Materie trifft, kann dieser die Materie transmittieren, von ihr reflektiert, absorbiert oder gestreut werden. Die Absorptions- und Streuprozesse führen zur wellenlängenabhängigen Ablagerung der emittierten Lichtenergie im Gewebe.

Die Absorption des Laserstrahls in der Materie wird durch sogenannte Chromophore ermöglicht, die die Energie einer bestimmten Wellenlänge aufnehmen. Das bedeutet, dass verschiedene Wellenlängen von demselben Molekül unterschiedlich stark absorbiert werden. Daher wird die Eindringtiefe wesentlich von der Absorptionskonstante des bestrahlten Gewebes beeinflusst. Die Absorptionskonstante von Wasser ist beispielsweise sehr hoch für die Wellenlänge des Er:YAG-Lasers (2,94 µm). Aufgrund der hohen Absorption dieser Wellenlänge im Wasser ist die Eindringtiefe hier eher gering. Im Gewebe hingegen ist die Wasserabsorption zunächst unbedeutend, da Stoffe wie Hämoglobin und Melanin die vorherrschenden Absorber bilden. Die höchsten Absorptionswerte der für menschliches Gewebe typischen Chromophore Melanin und Hämoglobin liegen im blauen Spektralbereich. Das Absorptionsmaximum für Hämoglobin liegt bei ca. 410 Nanometern (nm). Die Absorption von Wasser hingegen ist in diesem Wellenlängenbereich eher niedrig und steigt erst in höheren Wellenlängenbereichen, wie bei denen des Er:YAG-Lasers, deutlich an. Ebenfalls ist die Streuung im blauen Wellenlängenbereich stärker ausgeprägt als in höheren Wellenlängenbereichen (Meister et al., 2004).

Neben der Wellenlänge und der Art des bestrahlten Gewebes wirken sich auch die Energiedichte und die Dauer der Einwirkung auf die spezifische Wechselwirkung des Laserstrahls mit dem behandelten Gewebe aus.

Laser können entweder im Dauerstrichmodus (Continuous Wave, CW) oder gepulst verwendet werden. Je nach Pulsdauer lassen sie sich in Kurz- oder Ultrakurzpulslaser unterscheiden. Die Pulsdauer und die Leistungsdichte, also die Leistung pro Flächeneinheit

(W/cm²), bestimmen die Höhe der eingetragenen Energie. Die Einstellung der gepulsten Laserstrahlung ermöglicht bei kürzerer Pulsdauer eine höhere Bestrahlungsintensität bei geringerer Leistungseinstellung. Durch die periodische Unterbrechung der emittierten Energie können insgesamt höhere Laserspitzenleistungen erreicht werden, die mit einem Laser im Dauerstrichmodus nicht möglich wären. Ein Laser im CW-Modus emittiert kontinuierlich beispielsweise 150 W. Da ein gepulster Laser mit 150 W nur die Hälfte der Zeit emittiert, muss er während eines Pulses die doppelte Leistung emittieren, um die durchschnittliche Leistung von 150 W zu erreichen. Daher gilt: Je kürzer der Puls ist, desto höher ist die Pulsleistung.

Während im CW-Modus größere Bereiche flächig behandelt werden können und mehr Energie für die gleiche Schneidleistung benötigt wird, ermöglicht der gepulste Modus präzisere Bearbeitungsmöglichkeiten und gezielteres Schneiden bei kürzeren Pulsen. Klinisch zeigt sich dies in einer schnelleren Schneidleistung mit saubereren Schnitten und glatteren Wundrändern im gepulsten Modus (Stübinger et al., 2007). Die Schädigung von umgebendem Gewebe ist geringer, je kürzer die Pulse sind (Walsh et al., 1988). Dies hängt auch mit der geringeren Größe des von der Hitze beeinflussten Gewebeareals zusammen (Latina und Park, 1995; Schneider et al., 2013). Eine mikrogepulste Einstellung beim 980 nm-Diodenlaser beispielsweise zeigt eine schmalere Karbonisationszone und Nekrose sowie eine geringere Inzisionsweite im Vergleich zur normalen gepulsten Einstellung. Dadurch, dass die Zone, die von der Hitze beeinflusst wird, bei der mikrogepulsten Einstellung so schmal ist, ergeben sich Vorteile für die Wundheilung (Beer et al., 2012).

Abhängig von den oben genannten Parametern lassen sich photochemische, photothermische und nichtlineare Effekte unterscheiden.

Photochemische Prozesse finden in energetisch niedrigen Bereichen statt und beruhen auf einer chemischen Veränderung von Molekülen. Dazu zählt beispielsweise die Biostimulation, die die Heilungsvorgänge fördern soll (Meister et al., 2004). Auch die Photodynamische Therapie basiert auf photochemischen Prozessen, bei denen Zellen oder Bakterien mit Licht einer passenden Wellenlänge bestrahlt werden, nachdem sie mit einem Photosensibilisator, also einem bestimmten Farbstoff, angereichert wurden. Dabei bildet

sich molekularer Sauerstoff, der eine toxische Wirkung auf bestimmte Zellen und Bakterien hat (Rieger, 2014).

Die für chirurgische Eingriffe genutzten biophysikalischen Effekte umfassen photothermische und nichtlineare Effekte. Der photothermische Effekt beruht auf der durch die Absorption des Lichts hervorgerufenen Aufwärmung des Gewebes. Je nach eingebrachter Energie, Laserstrahlquerschnitt und zeitlicher Anwendung sowie Art des bestrahlten Gewebes verändert sich die erreichte Temperaturerhöhung. Zu den möglichen thermischen Effekten zählen das Erwärmen (37-50 °C), Koagulieren bzw. Austrocknen (50-100 °C), Karbonisieren (100-300 °C) sowie die Vaporisation (über 300 °C) (Donges und Bach, 2012). Während eines Eingriffs muss berücksichtigt werden, dass sich die optischen und thermischen Eigenschaften im Behandlungsgebiet ändern können. Koagulierte Gewebe erhöht die Streuung, karbonisierte Bereiche erhöhen die Absorption. Vaporisation, Karbonisierung und Koagulation treten nicht isoliert auf. Werden gewebeschädigende Temperaturen erzeugt, so entstehen aufgrund von Wärmeleitprozessen angrenzende Zonen mit aufeinanderfolgenden Veränderungen. Bei der Durchtrennung von Gewebe mit einem Laser verdampft das Gewebe am zentralen Wirkort der Strahlung. Die Schnittländer sind dann mit einer Schicht karbonisiertem Gewebe bedeckt, an die sich die Zone der Koagulation und dann die Zone der Erwärmung anschließt. Obwohl diese Wirkmechanismen die Vorteile des Lasers als optisches Skalpell gegenüber dem herkömmlichen Skalpell begründen, gilt es, die thermischen Veränderungen im primär nicht behandelten Gewebe so gering wie möglich zu halten.

Nichtlineare Effekte treten nur bei sehr hohen Intensitäten auf, die mit gepulsten Lasern erreicht werden können. Zu den daraus resultierenden Effekten gehört beispielsweise die Multiphotonenabsorption. Durch die gleichzeitige Absorption mehrerer Photonen von den Gewebemolekülen können die chemischen Bindungen dieser Moleküle getrennt werden. Das Aufspalten dieser Molekülbildungen erfordert so viel Energie, dass nur noch wenig Energie das Gewebe thermisch belasten kann. Somit ist eine sehr gezielte Abtragung von Gewebe möglich, ohne die Nachbarstrukturen zu schädigen (Donges und Bach, 2012). Dies wird als Laserablation bezeichnet. Der Vorteil dieses Prozesses besteht darin, dass bei korrekter Anwendung im Vergleich zu den thermischen Effekten nur ein unerheblicher Anteil der eingesetzten Energie in die angrenzenden Gewebeareale abgegeben wird. Bei

der Laserablation findet praktisch keine Wärmeweiterleitung mehr statt, sodass die angrenzenden Zonen entsprechend geringere Schädigungen aufweisen. Mit einem solchen Laserstrahl lassen sich mikrometergenaue Schnitte setzen.

Wird die Leistungsdichte noch weiter erhöht, kommt es zu einer Multiphotonenionisation, die mit den photodisruptiven Effekten einhergeht. Die direkte Ionisation von Atomen durch die emittierte Strahlung führt zur Bildung von frei beweglichen Elektronen im Laserstrahl. Diese Elektronen bewirken wiederum die Ionisation weiterer Atome und somit die Entstehung von noch mehr freien Elektronen. Dadurch entsteht ein Avalanche-Effekt. Es entsteht ein Plasma, das die Laserenergie aufnimmt, wodurch es zu räumlich begrenzten Mikroexplosionen kommt. Dieser Vorgang wird als "optical breakdown" bezeichnet. Aufgrund der hohen Konzentration an freien Elektronen handelt es sich um einen von der Absorption unabhängigen Vorgang. Im Vergleich zu den thermischen Effekten entsteht auch in den Randgebieten der behandelten Gewebe wesentlich weniger Wärme (Domke et al., 2015). Welcher der oben genannten Effekte ausgelöst wird, hängt von der eingebrachten Energie ab.

In der oralen Weichgewebschirurgie können Laser heute für Inzisionen und Exzisionen verwendet werden. Sie finden Anwendung in der Mukogingivalchirurgie, Vestibulumplastik sowie der Frenektomie. Außerdem können benigne Neubildungen, Weichteilzysten, medikamentös induzierte Hyperplasien und Epuliden entfernt werden (Asnaashari und Zadsirjan, 2014; Deppe und Horch, 2007).

1.2.5.1 Kohlendioxid-Laser (CO₂-Laser)

Der CO₂-Laser kann entweder fokussiert zum Schneiden oder defokussiert zur oberflächlichen Abtragung von Gewebe eingesetzt werden. Die emittierte Wellenlänge von 10.600 nm wird stark von Wasser absorbiert, weniger stark von Hämoglobin und Melanin. Dies führt zu einer guten Schneidleistung im Weichgewebe. Die Strahlung wird kontaktfrei im Zielgewebe appliziert. Der Laser ermöglicht eine präzise und lokale Anwendung mit guter Hämostase, ohne in tiefere Gewebeschichten vorzudringen (Luke et al., 2019; Romanos, 2014). Der CO₂-Laser hat sich bei der Inzision und Exzision von Mundschleimhautveränderungen bewährt. Daher werden orale Leukoplakien, verschiedene Formen

von oralem Lichen und benigne Schleimhautwucherungen exzidiert oder ablatiert (Bornstein et al., 2003). Auch die Behandlung von Ankyloglossie kann mit den typischen Vorteilen dieser Lasertechnologie durchgeführt werden. Darüber hinaus gehört die Behandlung von Aphten und Herpes simplex in den Indikationsbereich des CO₂-Lasers. Studien zur Osteotomie mit speziellem TEA-CO₂-Laser zeigen in histologischen Untersuchungen nur geringe Schädigungen des Knochens nahe dem Schnitt, sogar intakte Osteozyten konnten beobachtet werden (Frentzen et al., 2003).

Studien zur Verwendung des Lasers zur Kariesprävention haben vielversprechende Ergebnisse erbracht. Durch die Behandlung des Zahnschmelzes mit dem Laser konnte eine erhöhte Säureresistenz festgestellt werden (Featherstone et al., 1998). Die Bestrahlung des Zahnschmelzes unter bestimmten Parametern ergab sogar eine 81 % höhere Säureresistenz des Schmelzes im Vergleich zur Kontrollgruppe und auch eine signifikant höhere Resistenz im Vergleich zur alleinigen Anwendung von Fluorid (Esteves-Oliveira et al., 2009). Bei der Behandlung von Zahnhartsubstanz konnte sich der CO₂-Laser trotz der guten Absorptionswerte im Wasser nicht durchsetzen. Allerdings kann er zur Desinfektion von Implantatoberflächen bei bestehender Periimplantitis eingesetzt werden (Deppe und Horch, 2007).

1.2.5.2 Erbium-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat-Laser (Er:YAG-Laser)

Der Er:YAG-Laser hat mit einer Wellenlänge von 2.940 nm eine hohe Absorption im Wasser, sowie in Hydroxylapatit. Auch er wird, wie der CO₂-Laser, kontaktlos angewandt. Aufgrund seiner geringen koagulativen Eigenschaften wird er weniger in der Weichgewebschirurgie eingesetzt (Sebek, 2000). Er eignet sich vor allem für die Bearbeitung der Zahnhartsubstanzen und für die Entfernung von Karies. Die ausbleibende Geräuschentwicklung und die geringere Verwendung von Lokalanästhetika wird im Vergleich zur Kariesentfernung mit rotierenden Instrumenten von den Patienten als komfortabler empfunden (Keller et al., 1998).

Die ablative Wirkung des Er:YAG-Lasers ist gut untersucht. Mit Wasserkühlung lassen sich ablativ Effekte im Dentin erzielen, ohne einen signifikanten Temperaturanstieg im umgebenden Gewebe (Mehl et al., 1997). Lange Zeit wurde angenommen, dass die abtragende Wirkung des Er:YAG-Lasers hauptsächlich auf der Absorption im Wasseranteil

der Zahnhartsubstanz beruht. Durch photothermische Effekte soll es zu einer Vaporisation des Wassers und somit zu einer Druckentwicklung in der Zahnhartsubstanz kommen, wodurch mineralische Fragmente ausgesprengt werden können. Neuere Studien zeigen jedoch, dass die Ablation vor allem im Schmelz unabhängig vom Wasseranteil des Gewebes ist, sondern vielmehr von einer externen Wasserversorgung beeinflusst wird und das Ausmaß der Ablation sogar signifikant von der Menge des zugeführten Wassers abhängt. Einzig bei der Ablation im Dentin spielt der Wasseranteil im Gewebe eine signifikante Rolle (Meister et al., 2006).

Durch die ablativen Eigenschaften des Lasers in der Zahnhartsubstanz stellte sich auch die Frage, ob er eine Alternative zur Ätzung der Zahnhartsubstanz mit Phosphorsäure bietet. Zur Klärung wurden einige Studien durchgeführt, in denen die Bindungskräfte nach dem Ätzen mit Phosphorsäure und der Bestrahlung mit dem Laser verglichen wurden, mit unterschiedlichen Ergebnissen. Wan-Hong kam 2003 zu dem Ergebnis, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen den Methoden gibt. Andere Studien kamen zu dem Ergebnis, dass gerade die Bindungskräfte zum Dentin signifikant geringer sind als beim Ätzen mit 35 % Phosphorsäure (Ceballo et al., 2003; Song et al., 2011). Eine Erklärung für die schlechteren Haftwerte mag in der strukturellen Zerstörung der Kollagenmatrix des Dentins durch den Temperaturanstieg beim Bestrahlen mit dem Laser liegen (Sheth et al., 2004). Es scheint, als stelle die Bearbeitung der Zahnhartsubstanz mit dem Er:YA-Laser noch keine Alternative zum Säure-Ätzverfahren dar.

Überlegungen, diesen Laser auch zur Verbesserung der Säureresistenz des Zahnschmelzes zu verwenden, führten zu Studien, welche die Energiegrenze zur Hartgewebsablation im Schmelz bei leicht unterschiedlichen Werten festlegten. Unterhalb dieser Grenze soll dann nur eine strukturelle Veränderung des Zahnschmelzes ohne Ablation stattfinden. Hibst und Keller (1989) sowie Apel et al. (2002) stellten für den Er:YAG-Laser die Grenze bei 10 Joule (J)/cm² fest, während andere Studien Werte von 7-9 J/cm² festlegten (Fried et al., 1997). Es ist sehr schwierig, eine genaue Grenze festzulegen, da biologisches Material nicht immer exakt die gleiche Zusammensetzung hat. Es gibt zum Beispiel regionale Unterschiede in der Zusammensetzung des Schmelzes von zervikal über bukkal bis incisal. Schon ein etwas erhöhter oder erniedrigter Wasseranteil verschiebt die Grenze wieder. Weitere Untersuchungen stellen jedoch auch diese Beobachtungen in Frage. So

zeigte sich in einer Studie von Apel et al. (2005), dass Zahnschmelz, welcher mit einer Energie von 6 J/cm² behandelt wurde, feine Risse entwickelte, welche als Ausgangspunkte für eine Demineralisation dienten. Somit bleibt die kariespräventive Wirkung des Er:YAG-Lasers fraglich.

Weitere Anwendungsmöglichkeiten des Er:YAG-Lasers bestehen darin ihn unter bestimmten Voraussetzungen für die Osteotomie einzusetzen (Stübinger et al., 2009). In der oralen Weichgewebschirurgie kann der Er:YAG-Laser zum Beispiel für Exzisionen verwendet werden (Suter et al., 2017). Die geringe Eindringtiefe der Laserstrahlen in das Gewebe in Verbindung mit einer äußerst geringen Wärmeentwicklung im umliegenden Gewebe ermöglichen auch chirurgische Eingriffe, die nur unter Oberflächenanästhesie durchgeführt werden können (Aras et al., 2010). Auch wird er als adjuvante Maßnahme in der nicht chirurgischen Parodontistherapie eingesetzt (Alfergany et al., 2019).

Positive Ergebnisse lassen sich auch in der endodontischen Desinfektion verzeichnen. Bei einer Leistung von 1,5 W zeigte der Er:YAG-Laser die besten Ergebnisse (Moritz et al., 1999). Signifikante Eliminierungswerte besonders der Keime *Enterokokkus faecalis* bei 1,5 W und *Escherichia coli* schon bei 1 W wurden auch in weiteren Studien bestätigt (Schoop et al., 2004).

Trotz der vielen Vorteile, die der Er:YAG-Laser bietet, konnte er sich bisher aufgrund seiner hohen Investition und Unhandlichkeit nicht durchsetzen.

1.2.5.3 Neodym-dotierter Yttrium-Aluminum-Granat-Laser (Nd:YAG-Laser)

Der Nd:YAG-Laser emittiert Licht mit einer Wellenlänge von 1.064 nm. Dieses wird von Wasser nicht gut, von Hämoglobin aber gut absorbiert, wodurch seine Schneideffizienz der des CO²-Lasers etwas nachsteht (Sebek, 2000). Gute Absorption zeigt sich in pigmentiertem Gewebe (Luke et al., 2019). Mit ihm kann Gewebe geschnitten oder auch koaguliert werden. Er kann im Dauerstrichmodus oder gepulst eingesetzt und sowohl kontakt- als auch kontaktlos verwendet werden. Aufgrund der Möglichkeit, ihn in Endoskope zu integrieren, hat er in der Medizin vielfältige Anwendungsgebiete gefunden. So wurde er bereits 1985 zur Entfernung von Blasenkarzinomen eingesetzt (Stein und Kendall, 1985).

In der Zahnmedizin kann er mit den typischen Vorteilen des optischen Skalpells für unterschiedliche Eingriffe in der Weichgewebschirurgie eingesetzt werden (White et al., 1991). Eine Besonderheit dieses Lasers besteht darin, dass er oft sogar ohne Anästhesie verwendet werden kann (Sebek, 2000). Außerdem ist es möglich, mit seiner abrasiven Wirkung auf Schmelz auch Oberflächenkaries mit ihm zu entfernen (Altshuler et al., 2001; Harris et al., 2002). Die Ablationsrate des Nd:YAG-Lasers im Dentin ist jedoch weitaus niedriger als die des Er:YAG-Lasers und hängt von einer vorherigen Konditionierung des Dentins mit schwarzer Farbe ab (Mehl et al., 1997).

Eine signifikante Wirkung beim Bleaching von Zähnen wurde angenommen, konnte jedoch nicht nachgewiesen werden (Strobl et al., 2010). Positive Ergebnisse lassen sich jedoch im Bereich der Endodontie verzeichnen. In Studien konnte nachgewiesen werden, dass eine Bestrahlung von infiziertem Dentin mit einem Nd:YAG-Laser bei 1,5 W einen bakteriziden Effekt auf *Streptokokkus mutans* hat (Klinke et al., 1997). Auch in anderen Studien wurde die bakterizide Wirkung des Nd:YAG-Lasers bestätigt, insbesondere bei einer Leistung von 1,5 W (Moritz et al., 1999; Schoop et al., 2004; Bergmans et al., 2006; Gutknecht et al., 1996). Eine Pulsdauer von beispielsweise 25 ms führte in einer Studie zu einer Reduktion von *Enterokokkus faecalis* um 70 % in einer Tiefe von 500 Mikrometern (μm) und um 50 % in einer Tiefe von 1000 μm (Franzen et al., 2011). Diese Studienergebnisse machen die Desinfektion mittels Nd:YAG-Laser zu einer wichtigen Ergänzung im endodontischen Desinfektionsprotokoll (Bergmans et al., 2006).

1.2.5.4 Diodenlaser

Mitte der 1990er Jahre begannen sich Diodenlaser in der Zahnheilkunde zu etablieren. Die vergleichsweise günstigen Anschaffungskosten in Verbindung mit den niedrigen Geräteabmessungen ermöglichten es den niedergelassenen Zahnärzten, diese neue Technologie als Standardverfahren anzuwenden. Die ersten Diodenlaser arbeiteten klassischerweise im Wellenlängenbereich von 810-980 nm. Je nach Indikation können sie im Dauerstrichmodus (CW) oder im Pulsbetrieb verwendet werden. Sie können sowohl kontaktlos als auch mit direktem Gewebekontakt angewendet werden.

Die verwendeten Wellenlängen der ersten Diodenlaser zeigen eine hohe Absorption, insbesondere im durchbluteten Gewebe (Hämoglobin), aber auch im Wasser, was ihre effektive Schneidleistung in der Weichgewebschirurgie erklärt. Gleichzeitig ist die Absorption in Zahnhartgewebe relativ gering, was den Einsatz von Diodenlasern in der Nähe von Strukturen wie dem Zahnschmelz oder Dentin ermöglicht, ohne diese zu beschädigen (Krause und Frentzen, 2007). Daher eignen sich Diodenlaser besonders gut für ästhetische Gingivarekonstruktionen, Weichgewebs-Kronenverlängerungen, Frenektomien sowie Photostimulation bei Aphten oder Herpes-Läsionen (Luke et al., 2019).

Inzwischen werden Diodenlaser in den unterschiedlichsten Bereichen eingesetzt. Sie finden Anwendung in der Laserfluoreszenzdiagnostik von Karies, der aPDT, der LLLT, dem Aufhellen von Zähnen, der Gewebedesinfektion, in der Endodontie und der Parodontologie, sowie der Weichgewebschirurgie (Fornaini et al., 2021).

Die Laserfluoreszenzdiagnostik mittels Diodenlaser kann neben der radiologischen und taktilen Untersuchung zur Erkennung von Karies genutzt werden. Porphyrine, die Stoffwechselprodukte der an der Entstehung von Karies beteiligten Bakterien sind, fluoreszieren bei Bestrahlung mit einer Wellenlänge von 655 nm (Hibst et al., 2001). Dies wird durch ein entsprechendes Gerät ausgewertet und als interpretierbares Ergebnis für den Anwender angezeigt. Allerdings eignet sich dieses Verfahren aufgrund seiner Spezifität und Sensitivität nicht als alleiniges Diagnostikinstrument (Nokhbatolfoghahaie et al., 2013). Es sollte vielmehr als zusätzliches Hilfsmittel angewendet werden, wenn die Diagnose nicht eindeutig durch herkömmliche Verfahren gestellt werden kann.

Bei der aPDT handelt es sich um ein Verfahren zur Eliminierung vorhandener Mikroorganismen. Der 810 nm-Diodenlaser hat sich hierbei bewährt. Die Keime müssen zunächst in direkten Kontakt mit einem Photosensibilisator gebracht werden. Durch Bestrahlung des Photosensibilisators mit einer Wellenlänge, die auf dessen Absorptionsmaximum abgestimmt ist, kommt es zu einer photochemischen Reaktion, infolgedessen hochreaktive Sauerstoffverbindungen entstehen, die zu einer Inaktivierung und Abtötung der vorhandenen Mikroorganismen führen (Cieplik et al., 2014). Die verwendeten Laserleistungen liegen zwischen 30 mW und 100 mW (Carrera et al., 2016). Um temperaturbedingte Schädigungen vorzubeugen, die durch die hohe Absorption von Hämoglobin bei der Taschenbehandlung entstehen können, ist die Einstellung der korrekten Parameter sowie eine

kontinuierliche Bewegung des Lichtleiters während der Anwendung essentiell. Dieses Verfahren kann als adjuvante Maßnahme in der systematischen Parodontitis-Therapie (Park et al., 2020), der Endodontie (Kishen et al., 2016) und der Periimplantitisbehandlung (Świder et al., 2019) angewandt werden. Ebenfalls können unterschiedlichste Mundschleimhauterkrankungen, die mit Mikroorganismen assoziiert sind, therapiert werden (Carrera et al., 2016).

Bei der LLLT werden Wellenlängen im nahen Infrarotbereich und im Infrarotbereich emittiert, um biostimulative Effekte im Gewebe zu generieren. Diodenlaser mit einer Wellenlänge von 680 nm eignen sich zum Beispiel dafür. Die optimalen Effekte können dabei durch Einstellung der richtigen Parameter unter kontaktloser Bestrahlung erreicht werden. Hierbei kommt es zu keinen signifikanten Temperaturerhöhungen. Der Effekt wird auf eine Beeinflussung der Atmungskette zurückgeführt. Durch die Bestrahlung wird eine Erhöhung der ATP-Produktion und eine Reduzierung des oxidativen Stresses erreicht. Die Therapie kann bei vielfältigen Veränderungen und Erkrankungen der Mundschleimhaut angewendet werden. So können unter anderem Heilungsprozesse beschleunigt und Schmerzen gelindert werden (Carroll et al., 2014). Außerdem können Schwellungen und Entzündungen reduziert werden, indem verschiedene Zellen wie Lymphozyten und Mastzellen dazu angeregt werden, entzündungshemmende Prozesse anzutreiben (Luke et al., 2019).

Die gute Wirkung des Diodenlasers bei der Desinfektion von Wurzelkanälen, auch in der Tiefe der Zahnhartsubstanz, liegt in der niedrigen Absorption in den Zahnhartgeweben. Dadurch kann die Laserstrahlung bis in tiefe Schichten der Zahnhartsubstanz vordringen, ohne absorbiert zu werden. In der Endodontie bietet der Diodenlaser die Besonderheit, den Keim *Enterokokkus faecalis* signifikant zu reduzieren, was normalerweise nur mit dem Er:YAG-Laser möglich ist (Schoop et al., 2004). Zusätzlich liegt der Vorteil des Diodenlasers in der geringen Temperaturerzeugung. Abhängig von der verwendeten Leistung und Bestrahlungsdauer konnten vielversprechende Ergebnisse in verschiedenen Studien zur Eliminierung dieses hartnäckigen Keims erzielt werden. In einem Test mit einem 810 nm-Diodenlaser wurde bei einer Bestrahlung von 8 W über 30 Sekunden eine Eliminierung des Keims von 74 % in einer Dicke von 500 µm erreicht (Gutknecht et al., 2000). In einer weiteren Studie von Gutknecht et al. (2004) wurde ein 980 nm-Diodenlaser getestet, der

je nach Dicke des Dentins und verwendeter Leistung eine Eliminierung von bis zu 97 % des *Enterokokkus faecalis* erreichen konnte (bei einer Dicke von 100 µm und 2,8 W). In einer Dicke von 300 µm war immer noch eine Eliminierung von 86 % möglich. Ähnliche Ergebnisse zeigte die Studie von Franzen et al. (2005), bei der sich bei einer Dicke von 300 µm und 2,3 W eine Eliminierung von 87 % zeigte.

In der oralen Weichgewebschirurgie werden Diodenlaser aufgrund ihrer guten Koagulationsfähigkeit und effektiven und übersichtlichen Schnittführung verwendet (Goharkhay et al., 1999). Die Wirkung der Diodenlaserstrahlung auf das Gewebe beruht auf zwei Arten. Zum einen wird die Energie je nach Wellenlänge vom Gewebe absorbiert und zum anderen kommt es zu einem thermomechanischen Vorgang, bei dem die Faserspitze verkohlt und sich erwärmt. Dieses Phänomen wird "Hot Tip" genannt, wobei die optische Energie des Lasers die Faserspitze auf Temperaturen von bis zu 900-1500°C erhitzt (Vitruk und Levine, 2016). Die Faserspitze kann entweder im Kontakt oder kontaktlos geführt werden. Das kontaktlose Führen der Faserspitze führt zu einer Auffächerung der Strahlung, und die Energie trifft nicht so fokussiert auf das Gewebe wie bei Verwendung im Kontakt. Bei Verwendung im Kontakt tritt zusätzlich das oben beschriebene Phänomen des "Hot Tips" auf, sodass die thermische Energie der Faserspitze gezielt auf das Gewebe übertragen wird. Der Diodenlaser eignet sich daher sehr gut für den Gebrauch im Kontakt bei der Weichgewebschirurgie (Karagah, 2009).

Zwar ist die geringe Infektionsrate durch die gleichzeitige Kauterisierung der Schnitttränder mittels Laserchirurgie ein Vorteil. Dennoch gilt, dass die Wundheilung mit dem Laser im Vergleich zum konventionellen Schnitt mit dem Skalpell verzögert sein kann (Jae-Yong et al., 2010; Romanos, 2014). Die Gefahr besteht darin, dass Laserlicht im Infrarotbereich aufgrund seiner guten Absorption in Wasser tief in das Gewebe eindringen kann. Das gibt Anlass für weitere Forschung zum Thema der Wundheilung nach Laserinzision und -exzision. Die Wundheilung, das ästhetische Endergebnis und der generelle Erfolg der Prozedur hängen eng mit der thermischen Schädigung des umliegenden Gewebes zusammen. Diese Schädigung hängt unter anderem von der verwendeten Leistung und der Schneidezeit ab. Besondere Vorsicht ist geboten, wenn Diodenlaser mit Wellenlängen zwischen 800 nm und 1000 nm in der Nähe sensibler Strukturen wie natürlichen oder überkronten

Zähnen und Implantaten verwendet werden. Diese Laserstrahlen werden von gut absorbierenden Materialien aufgenommen und können zu einer starken Hitzeentwicklung führen (Romanos, 2014). Bereits ab einer Temperatur von 47 °C können Zellschädigungen auftreten, die zu Knochenresorptionen führen können. Im Wellenlängenbereich des 980 nm-Diodenlasers kann es auch zu Nekrosen kommen (Krause und Frentzen, 2007). Die richtige Einstellung der Parameter, wie der verwendeten Leistung und Bestrahlungsdauer, ist entscheidend, um Schädigungen zu verhindern.

Blaulichtlaser-Systeme mit einer Wellenlänge von 445 nm werden derzeit in zahlreichen Studien erforscht. Sie zeigen unterschiedliche Absorptionseigenschaften im Vergleich zum konventionellen Diodenlaser mit einer Wellenlänge von 810-980 nm. Letzterer weist eine höhere Absorption in Wasser auf, während der 445 nm-Laser kaum eine Absorption in Wasser zeigt, jedoch sehr hohe Absorptionswerte bei Hämoglobin und pigmentierten Geweben aufweist.

1.2.5.5 Blaulichtlaser

Die höchsten Absorptionswerte der für menschliches Gewebe typischen Chromophore Melanin und Hämoglobin liegen im blauen Spektralbereich. Das Maximum für Hämoglobin liegt bei ca. 410 nm. Im Vergleich dazu ist die Absorption von Wellenlängen im blauen Lichtbereich in Wasser geringer als in höheren Wellenlängenbereichen. Die Streuung ist im blauen Wellenlängenbereich stärker ausgeprägt als in höheren Wellenlängenbereichen (Meister, 2004).

Die oben genannten Absorptionseigenschaften von Melanin, Hämoglobin und Wasser werfen die berechtigte Frage auf, ob ein Laser-Applikationssystem für die Weichgewebschirurgie im blauen Spektralbereich geeignet ist. Erste Untersuchungen haben bereits vielversprechende Ergebnisse erbracht und bestätigen dem 445 nm-Diodenlaser eine hohe Schneideffizienz. Es konnte gezeigt werden, dass mit einem 445 nm-Diodenlaser bei einer Leistung von 2 W dieselbe Schneideffektivität wie mit einem 980 nm-Diodenlaser und einer Leistung von 3 W erreicht werden kann. Zudem war die Karbonisationszone und der Bereich der unerwünschten thermischen Schädigung bei dem Blaulichtlaser geringer. *E. Faecalis* und *S. Salivarius* wurden auf Agarplatten kultiviert und anschließend

mit beiden Lasern bestrahlt. Auch hier zeigte der Blaulichtlaser bei niedrigeren Leistungsparametern eine höhere Wirksamkeit (Frentzen et al., 2016). Aufgrund der kurzen Wellenlänge und der damit verbundenen hohen Absorption in gut durchblutetem Gewebe dringt die Laserstrahlung nicht so tief in das Gewebe ein. Damit wird eine Schädigung benachbarter sensibler Strukturen vermieden, sofern der Laser korrekt angewendet wird, und die Hitzeeinwirkung lokal begrenzt bleibt. Dank der hohen Schneideffizienz kann der 445 nm-Diodenlaser sogar gut kontaktlos verwendet werden, wodurch das wiederholte Reinigen des Lichtleiters entfällt. Durch die sofortige, kontaktlose Koagulation ist ein Arbeiten in einem übersichtlichen Operationsfeld möglich (Braun et al., 2017). In anderen Studien zeigen die ersten Ergebnisse eine schnellere Wundheilung der mit 445 nm bestrahlten Bereiche im Vergleich zum bekannten Diodenlaser im Infrarotbereich (Reichelt et al., 2017).

Auch im Bereich der Kariesprophylaxe zeigen sich bereits erste interessante Ergebnisse. Eine Studie von Al-Maliky (2019) ergab, dass die Kombination einer Fluorid- und Laserbehandlung einen um 8,5 % höheren kariespräventiven Effekt zeigte als die alleinige Fluoridbehandlung.

Zusätzlich stellt der 445 nm-Diodenlaser eine alternative Methode zur Polymerisation von zahnärztlichem Komposit mittels LED oder Halogenlicht dar (Drost et al., 2019). Es konnte kein signifikanter Unterschied in der Polymerisationstiefe oder Temperaturentwicklung zwischen den gängigen Polymerisationsmethoden und der Bestrahlung mit dem 445 nm-Diodenlaser festgestellt werden.

Ergebnisse zur Desinfektion von Kavitäten zeigen, dass der 445 nm-Diodenlaser als ergänzende Maßnahme eine nützliche desinfizierende Wirkung haben kann. Diese Wirkung beruht auf seiner Fähigkeit, die Smear Layer zu durchdringen, was mit herkömmlichen flüssigen desinfizierenden Mitteln nicht möglich ist. Es wurde eine Bakterienreduktion um 40 % in einer Schichtdicke von 500 µm festgestellt (Lusche et al., 2020).

Erste Studien zur Desinfektion von Wurzelkanalsystemen bestätigen, dass der 445 nm-Diodenlaser in Kombination mit Natriumhypochloridspülungen eine absolute Eliminierung aller Mikroorganismen bewirken kann (Braun et al., 2016). Es muss jedoch noch untersucht werden, bis zu welcher Schichtdicke die Wirkung des Lasers effektiv ist.

1.3 Gingivektomie

Entsprechend den Ausführungen und Definitionen des Ethikantrages der vorliegenden Studie ist die Gingivektomie, also die modellierende Entfernung überschüssiger Gingivabereiche, ein gängiges Verfahren in der Zahnheilkunde, um parodontalhygienisch günstige Voraussetzungen für die Eingliederung u.a. von Zahnersatz zu schaffen. Zudem ist die partielle Entfernung von Gingiva auch notwendig, um die Kavitätenränder subgingivaler kariöser Läsionen oder tief frakturierter Zähne darzustellen. Dabei ist es wichtig, eine ausreichende Distanz zum Knochengewebe entsprechend der biologischen Breite einzuhalten. Nach Gargiulo beträgt die biologische Breite durchschnittlich 2,04 mm (Gargiulo, Wentz et al. 1961). Sie beschreibt die Distanz zwischen dem crestalen Knochen und dem marginalen Sulcus-Epithel. Um einen Ferrule-Effekt sicherzustellen, besteht gegebenenfalls die Notwendigkeit, vor der Anfertigung einer Restauration Gingivagewebe zu entfernen. Darunter versteht man die ausreichende Fassung einer Manschette von Zahnhartsubstanz bei der Präparation, sodass der retentive Anteil im Zahnhartgewebe und nicht im Aufbaumaterial bei tief zerstörten Zähnen liegt (Mamoun 2014). Die modellierende Gingivektomie wird oft mit elektrochirurgischer Verfahren durchgeführt (Krejci 1987), aber auch das Skalpell wird nach wie vor für die Exzision von gingivalem Weichgewebe verwendet. In den letzten beiden Jahrzehnten haben sich verschiedene Lasersysteme für chirurgische Indikationen der Bearbeitung oraler Weichgewebe etabliert (Myers et al. 1989, Pick and Colvard 1993, Stabholz, Zeltser et al. 2003). Bereits Mitte der 1980er-Jahre wurden erste Anwendungen von CO₂-Lasern zur Gingivektomie beschrieben und als erfolgversprechendes Verfahren aufgrund geringer Nebenwirkungen beschrieben (Ethikantrag 150324 der Ethik-Kommission der Medizinischen Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn).

1.4 Ziel der Untersuchung

Da es keine systematischen klinischen Untersuchungen zur blaulichtlaserbasierten Gingivektomie gibt, war das Ziel dieser Untersuchung, potenzielle Vorteile einer solchen Behandlung mittels eines Blaulichtlasersystems anhand einer Gingivektomie zu bewerten. Zur Vergleichsbewertung wurde eine bereits etablierte Technologie verwendet, nämlich ein 810 nm-Diodenlaser, um unter standardisierten Bedingungen eine vergleichende

Bewertung durchführen zu können und möglicherweise die Überlegenheit der Blaulichtlaser zu bestätigen. Das Hauptaugenmerk dieser Studie lag auf der systematischen Auswertung der Untersuchungsergebnisse in der Pilotphase mit 8 Patienten.

2. Material und Methoden

2.1 Einführung

In einer prospektiven, randomisierten und observer-blinded Studie wurden zwei Diodenlaser miteinander verglichen. Es wurden modellierende Gingivektomien durchgeführt, die mittels eines Lasers mit einer Wellenlänge von 445 nm und eines bereits etablierten 970 nm-Lasers durchgeführt wurden, um die erwarteten Vorteile des neuen 445 nm-Lasers zu untersuchen. Um die Ergebnisse qualitativ einordnen zu können, wurden vor und nach dem Eingriff verschiedene Parameter wie Gingivaheilungs- und Entzündungsindizes sowie die Patientenzufriedenheit erhoben.

Vor Beginn der Studie wurde ein „Antrag auf berufsethische Beratung zu einer klinischen Prüfung nach § 23b MPG an die Ethik-Kommission der medizinischen Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn" (Ethikantrag) gestellt (Nr.: 095/15) und am 28.04.2015 genehmigt. Im Zusammenhang mit der Antragstellung wurde ein Prüfplan erstellt, der das experimentelle Vorgehen beschreibt. Sowohl der zu testende Laser mit der Wellenlänge 445 nm als auch der etablierte 970 nm-Laser, der zur Behandlung der Patienten der Kontrollgruppe verwendet wurde, besaßen eine CE-Zertifizierung. Die Produkte konnten im Handel erworben und gemäß § 23b MPG am Patienten eingesetzt werden. Es handelt sich bei den Lasern um Diodenlaser. Das zu prüfende Produkt ist der SIROLaser Blue, während das Vergleichsprodukt der SIROLaser Advance ist. Die Studie wurde monozentrisch am Zentrum für ZMK der Universität Bonn durchgeführt.

2.1.1 Prüfprodukte

Die Spezifikationen zu dem zu prüfenden Produkt sind in Tabelle 1, die dem Prüfplan entnommen wurde, aufgeführt.

Tab. 1: Spezifikationen des SIROLaser Blue

Bezeichnung des Medizinproduktes:	SIROLaser Blue (Diodenlaser: 445+/-5 nm) Klasse 4 (gemäß IEC 60825-1)
Gerätekategorie	II b (gemäß Richtlinie 93/42/EEC)
Hersteller des Medizinproduktes:	Eltech electromedical technology
Vertreiber des Medizinproduktes:	Sirona Dental Systems GmbH
CE-Kennzeichnung:	CE 0476
Zweckbestimmung des Medizinproduktes:	• Chirurgie und Koagulation von oralem Weichgewebe • Keimreduktion in der Endodontie • Keimreduktion in der Parodontologie, inkl. Periimplantitis • Desensibilisierung des Zahnhalses • Gefäßläsionen und Pigmentstörungen
Optische Leistung	Maximale Leistung 2 Watt
Softwareversion des Medizinproduktes	1,0
Zubehörteile und Materialien mit ihren Modell- oder Typnummern	• Laserschutzbrille entsprechend Norm EN 208, >315-532 DM L5 • Lichtleiter 320 µm • biege- und drehbare Einwegspitzen • Netzteil • Fibercutter zur Regulation der Faserlänge • Biegewerkzeug zur entsprechenden Angulation der Einwegspitze, um einen korrekten Applikationswinkel des Lichtleiters zu gewährleisten • Funkfußschalter
Mit menschlichem Gewebe oder Körperflüssigkeiten in Berührung kommende Materialien:	Lichtleiter und Einwegspitze

Die Spezifikationen zu dem Vergleichsprodukt sind in Tabelle 2, die dem Prüfplan entnommen wurde, aufgeführt.

Tab. 2: Spezifikationen des SIROLaser Advance

Bezeichnung des Medizinproduktes:	SIROLaser Advance (Diodenlaser: 970 ± 15 nm) Klasse IV(gemäß IEC 60825-1)
Hersteller des Medizinproduktes:	Sirona Dental Systems GmbH
Vertreiber des Medizinproduktes:	Sirona Dental Systems GmbH
CE-Kennzeichnung:	CE 0123
Gerätekategorie	II b (gemäß Richtlinie 93/42/EWG)
Zweckbestimmung des Medizinproduktes:	• Chirurgie und Koagulation von oralem Weichgewebe • Keimreduktion in der Endodontie • Keimreduktion in der Parodontologie, inkl. Periimplantitis • Desensibilisierung des Zahnhalses
Optische Leistung	0,5-7,0 Watt (Dauerstrich(CW)-Modus) → im gepulsten Modus sind höhere Pulsleistungen möglich, hier ist eine Anwendung im CW-Modus geplant (entsprechend der Empfehlung für diesen Indikationsbereich)
Softwareversion des Medizinproduktes	1.0
Zubehörteile und Materialien mit ihren Modell- oder Typnummern	• Laserschutzbrille entsprechend Norm EN 207 mit Schutzstufe LB5 für Wellenlängenbereich 970 ± 15 nm; Modellnummern: 6181585 (transparente Glasfilter) 6181593 (für Brillenträger) • Lichtleiter 320 μm • biege- und drehbare Einwegspitzen • Netzteil Sinpro MPU100-106 • Fibercutter zur Regulation der Faserlänge • Biegewerkzeug zur entsprechenden Angulation der Einwegspitze, um einen korrekten Applikationswinkel des Lichtleiters zu gewährleisten • Funkfußschalter
Mit menschlichem Gewebe oder Körperflüssigkeiten in Berührung kommende Materialien:	Lichtleiter und Einwegspitze

2.1.2 Studienpopulation und Auswahlkriterien

Es wurden 8 Patienten in die Pilotstudie aufgenommen, bei der insgesamt 20 Zähne behandelt wurden. Der Kontrollgruppe und der Prüfgruppe wurden jeweils 10 Zähne zugeordnet.

Zur Feststellung der Studientauglichkeit von Patienten wurden Ein- und Ausschlusskriterien definiert. Erstere wurden in allgemeine und indikationsspezifische Ausschlusskriterien unterteilt. Um die potentiellen Probanden entsprechend zuzuordnen, wurde eine ausführliche Anamnese durchgeführt.

Im Rahmen der zahnärztlichen Befunderhebung wurde ein Zahnstatus erhoben, der den Gesundheitszustand der Zähne und den Befund vorhandener Restaurationen und vorhandenem Zahnersatz erfasste. Durch den parodontalen Screening-Index (PSI) (Landry und Jean, 2002; Ziebholz et al., 2011) wurde der Gesundheitszustand des Parodonts beurteilt. Auch eine radiologische Untersuchung und Beurteilung gehörten zur Befunderhebung. Dafür sollten aktuelle Röntgenbilder vorliegen, die als Orthopantomogramm, Bissflügelaufnahmen oder Einzelbilder in der Rinn-Technik angefertigt wurden.

Nach der Untersuchung wurde der Patient über den vorliegenden Befund informiert und eine mögliche Therapie besprochen. Die häusliche Mundhygiene wurde regelmäßig überwacht und der Plaqueindex dokumentiert. Wenn sich nach der Anamnese und Untersuchung ergab, dass ein Patient als Proband für die geplante Studie geeignet war, musste dieser mündlich und schriftlich über die geplanten zusätzlichen Untersuchungen aufgeklärt werden und sein Einverständnis geben. Nach Unterzeichnung der Einverständniserklärung nahmen die Probanden an der Studie teil und es konnte mit der ersten studienbezogenen Erfassung von Untersuchungsparametern begonnen werden.

Um Patienten in die Studie aufzunehmen, mussten folgende Kriterien erfüllt werden:

Schriftlich dokumentierte Einwilligungserklärung und Einwilligung zur Teilnahme an der Studie.

- Teilnehmer, die in der Lage waren, den Anweisungen der Studie zu folgen und wahrscheinlich alle erforderlichen Studienbesuche einhalten konnten. (Compliance)
- Alter zwischen 18 und 80 Jahren
- Frauen im gebärfähigen Alter mussten während der Behandlung eine zuverlässige Verhütungsmethode anwenden (Pearl-Index < 1).
- Mindestens ein Zahn mit der Indikation zur präprothetischen Gingivektomie (Korrekturbedarf aufgrund von Karies oder Zahnfraktur)

- Parodontal nicht therapiebedürftiges Gebiss
- Ausschluss von Parafunktionen
- Systemisch gesund
- Gute häusliche Mundhygiene (PI < 30 %)
- Alle Patientinnen sollten unmittelbar vor Beginn der Therapie schriftlich bestätigen, dass eine Schwangerschaft ausgeschlossen werden kann. Bei Unsicherheit sollte ein Schwangerschaftstest (β -HCG-Test im Urin) durchgeführt werden.

Als Ausschlusskriterien wurden die folgenden Punkte definiert.

Generelle Ausschlusskriterien:

- Patienten, die jünger als 18 Jahre oder älter als 80 Jahre waren
- Patient willigte nicht in die Studie ein
- Patient war nicht in der Lage den Umfang, die Bedeutung und die Konsequenzen dieser klinischen Prüfung zu verstehen
- Unfähigkeit des Patienten, den Studienablauf zu befolgen
- Bekannte Allergie gegen das Prüfpräparat oder gegen Präparate mit ähnlicher chemischer Struktur
- Gleichzeitige Teilnahme an einer anderen klinischen Prüfung oder Teilnahme an einer klinischen Prüfung mit Einnahme eines Prüfpräparats bzw. Anwendung eines Prüfproduktes bis zu 30 Tage vor Teilnahme an dieser klinischen Prüfung
- Bekannter oder andauernder Missbrauch von Medikamenten, Drogen oder Alkohol
- Vorliegende oder geplante Schwangerschaft.
- Stillzeit

Indikationsspezifische Ausschlusskriterien:

- Allgemeinerkrankungen, die eine reguläre zahnmedizinische Behandlung nicht erlauben, wie zum Beispiel Allergien gegen verwendete Materialien oder Lokalanästhetika, Krebserkrankungen, Immunsuppression, schwere Herz- oder Lungenerkrankungen
- Antibiotikatherapie innerhalb der letzten sechs Monate
- Einnahme von antiphlogistisch wirksamen Medikamenten

- Einnahme von Medikamenten, die die Blutungsneigung beeinflussen
- Nikotinabusus

2.1.3 Randomisierung

Um Störgrößen zufällig auf die beiden Behandlungsarme zu verteilen, wurde eine 1:1 Randomisierung durchgeführt. Die Randomisierung erfolgte mithilfe einer im Voraus von einer studienunabhängigen Person erstellten Randomisierungsliste, bei der jeder Probandennummer einer der Behandlungsarme (445 nm oder 970 nm) zugeordnet wurde.

Anhand der Randomisierungsliste wurden verschlossene Briefumschläge mit der entsprechenden Probandennummer und Gruppennummer erstellt.

Behandlungsarm A: Gruppe 445 nm

Behandlungsarm B: Gruppe 970 nm

Die Behandlungsgruppen unterschieden sich ausschließlich in Bezug auf das verwendete Lasersystem. Es gab keine Unterschiede hinsichtlich der Art oder Reihenfolge der Therapie.

Die Behandler erhielten Informationen über die Zugehörigkeit der Patienten zu den Gruppen erst unmittelbar vor der Therapie, wenn sie den entsprechenden Briefumschlag öffneten. Alle Patienten, die ihre schriftliche Einwilligung zur Teilnahme gegeben hatten und die die Ein- und Ausschlusskriterien erfüllten, wurden vor der Therapiesitzung randomisiert einer der Behandlungsgruppen unterzogen.

2.2 Methode

2.2.1 Baselineuntersuchung

Nachdem der Patient nach der Eingangsuntersuchung als Proband in die Studie aufgenommen wurde, wurde die Baselineuntersuchung durchgeführt. Zunächst wurde der Ausgangszustand mit einem intraoralen Fotostatus dokumentiert. Anschließend wurde die Fließrate der Sulkusflüssigkeit, der SFFR, des Therapiezahnes sowie der Nachbarzähne gemessen. Hierzu wurde ein spezieller genormter Filterpapierstreifen für 30 Sekunden drucklos in den Eingang einer Zahnfleischtasche appliziert. Das Flüssigkeitsvolumen der

Papierspitzen wurde dann mit dem Periotron 8000 ausgelesen, einem Instrument zur Bestimmung der Mikrofeuchtigkeit. Die Werte zwischen 0 - 200 geben Aufschluss über entzündliche Prozesse der Gingiva, da bei Entzündungsreaktionen die Gefäßpermeabilität steigt und mehr Flüssigkeit über das Saumepithel in den Sulkus gelangt (Egelberg, 1964, Kleinberg und Golub, 1985, Knabe et al., 1991). Diese elektronische Auswertung mithilfe der genormten Filterpapierstreifen gilt als eine der genauesten Methoden zur objektiven Beurteilung des Entzündungsgrades der Gingiva (Chappie et al., 1995). Daher dient dieser Parameter unter anderem zur Einschätzung der parodontalen Wundheilung.

Des Weiteren wurde am zu behandelnden Zahn sowie an den Nachbarzähnen ein Attachmentstatus mittels druckkalibrierter Sonde mit jeweils 6 Messpunkten ermittelt. Um den tatsächlich vorhandenen Attachmentverlust des Zahnes zu bestimmen, wurden Rezessionen an den gleichen 6 Stellen am Zahn gemessen und mit den Sondierungstiefen addiert. Die innerhalb von 30 Sekunden nach der Sondierung auftretenden Blutungen wurden als BOP dokumentiert. Dabei handelt es sich um einen diagnostischen Wert, der eine Aussage über den gingivalen Entzündungszustand zulässt (Lang et al., 1986). Die Verwendung einer druckkalibrierten Sonde ist wichtig, da bei einer Messung mit einer Kraft von über 0,25 N falsch positive Blutungspunkte auftreten können und das gingivale Gewebe traumatisiert werden kann (Lang et al., 1991). Außerdem wurden Lockerungsgrade und Furkationsbefunde erfasst. Der Entzündungsgrad der Gingiva wurde mittels eines Index, dem MGI, von Grad Null bis Vier beurteilt. Der MGI ist ein etablierter Index, um den Entzündungszustand der Gingiva visuell zu beurteilen und stellt eine Modifikation des GI (Löe und Silness 1963) nach Lobene (1986) dar. Seit den 1980er Jahren wird er bis heute in zahlreichen Studien angewendet (Eaton, 1997; Ngo et al., 2013; Sharma und Pradeep, 2006; Zare et al., 2014). Der Vorteil gegenüber dem GI aus den 1960er Jahren besteht darin, dass lediglich eine visuelle Beurteilung erfolgt und keine Traumatisierung des Gewebes durch Abtasten des Sulkus erfolgt, was gerade kurz nach parodontalchirurgischen Therapien, wie in der geplanten Studie, von Vorteil ist. Er umfasst folgende Graduierung:

Grad 0: keine Entzündungszeichen

Grad 1: geringe Entzündungszeichen, geringfügige Veränderung in Farbe und Beschaffenheit der Gingiva, aber nicht allen Bereichen der marginalen Gingiva oder Papille

- Grad 2: geringe Entzündungszeichen, entsprechend der vorangegangenen Kriterien in allen Teilen der marginalen Gingiva oder Papille
- Grad 3: moderate, deutliche oberflächliche Entzündung, Erythem, Ödem und/oder Hypertrophie der marginalen Gingiva oder Papille
- Grad 4: schwere Entzündungszeichen: Erythem, Ödem und/oder Hypertrophie der Einheit oder spontane Blutung, papilläre Schwellung, Ulzeration

Mögliche Sensibilitäten der entsprechenden Zähne wurden ebenfalls dokumentiert. Dazu wurde mittels eines Luftpusters ein Reiz auf die Zahnaußenflächen ausgeübt und anschließend vom Patienten anhand einer visuellen Analogskala von 0 bis 10 bewertet.

2.2.2 Therapie

Nach Abschluss aller Baseline-Voruntersuchungen erfolgte unmittelbar vor Therapiebeginn die randomisierte Zuteilung der Patienten auf die Prüf- und Kontrollgruppe. Anschließend wurde gemäß den Vorgaben der Laserchirurgie die Gingivektomie durchgeführt.

Das Vorgehen bei der Gingivektomie wurde sowohl für die Prüf- als auch für die Kontrollgruppe nach demselben Schema durchgeführt. Der einzige Unterschied bestand in der Verwendung des 445 nm- oder des 970 nm-Diodenlasers. Die Gingiva wurde mittels Infiltrationsanästhesie mit UDS anästhesiert. Die Laser wurden auf 1,5 W im CW-Modus eingestellt. Sowohl der Patient als auch der Behandler trugen gemäß den Vorgaben der Laserschutzvorschriften Schutzbrillen. Der Lichtleiter wurde im Winkel von 45 Grad zum Zahn unter Kontakt entlang der zu exzidierenden Gingiva geführt. Unmittelbar nach der Behandlung wurde die Patientenzufriedenheit mittels einer visuellen Analogskala von 0-10 abgefragt.

Die behandelnden Personen, die die Gingivektomie mit den entsprechenden Diodenlasern durchführten, waren nicht befugt, die nachfolgenden Untersuchungen durchzuführen. Durch ihre Kenntnis darüber, welches Prüfprodukt bei welchem Patienten verwendet wurde, hätte es zu einer Verfälschung der Ergebnisse kommen können.

In einem standardisierten Fragebogen wurde die Behandlungszeit als Laserlaufzeit (Dauer der Laserstrahlaktivierung) dokumentiert, die am Ende der Behandlung aus den

Gerätedaten ausgelesen wurde. Zusätzlich zur objektiven Erfassung der Behandlungszeit erfolgte eine subjektive Einschätzung des Eingriffs durch die Behandler. Es wurde die Zufriedenheit mit der Durchführung der laserbasierten Gingivektomie, die wahrgenommene Akzeptanz der Behandlung durch den Patienten, die Effizienz der laserbasierten Gingivektomie, die Koagulationswirkung und das Handling des Lasersystems auf einer Skala von 1 (eher negativ) bis 10 (eher positiv) bewertet. Zusätzlich wurde danach gefragt, ob eine Kürzung der Laserfaser am Applikationshandstück und die Anpassung der Laserparameter notwendig war.

2.2.3 Nachuntersuchungsphase I

Der kurzzeitige Therapieerfolg wurde in einem ein- und zweiwöchigen Zeitabstand nach der Behandlung kontrolliert. Um die frühe Wundheilung beurteilen zu können, wurde der sogenannte modified early healing-Index (mEHI) erhoben. Der EHI, wie in der Literatur beschrieben, dient der Beurteilung der Wundheilung nach parodontalchirurgischen Eingriffen (Farina et al., 2013; Fickl et. al 2014; Harnack et al., 2009; Wachtel et al., 2003). Die Modifikation ermöglicht eine Beurteilung der Wundheilung bei Schnitten ohne Lappenbildung und Wundverschluss mittels Nähten. Beim mEHI wird das Voranschreiten der Wundheilung in fünf verschiedenen Stufen bewertet:

- Grad 1: kompletter epithelisierter Wundverschluss, kein Fibrin im Schnittbereich
- Grad 2: kompletter Wundverschluss, feine Fibrinlinie im Schnittbereich
- Grad 3: kompletter Wundverschluss, massive Fibrinauflagerung im Schnittbereich
- Grad 4: inkompletter Wundverschluss, partielle Weichgewebenekrose im Schnittbereich
- Grad 5: inkompletter Wundverschluss, komplette Nekrose unter Umständen mit freiliegendem Knochen im Schnittbereich.

Eine Woche und zwei Wochen nach der Therapie wurden jeweils der mEHI, der MGI sowie ein Fotostatus erhoben. Zusätzlich wurde die Messung des SFFR zwei Wochen nach der Therapie wiederholt, und die Patientenzufriedenheit wurde mithilfe eines retrospektiven Fragebogens ermittelt.

2.2.4 Nachuntersuchungsphase II

Nach drei und sechs Monaten wurde der Langzeiteffekt der Therapie mit den verschiedenen Lasersystemen untersucht. Dabei wurde erneut der parodontale Zustand der behandelten Zähne sowie der benachbarten Zähne anhand des Attachmentstatus, der SFFR und des MGI beurteilt. Zu diesen Untersuchungszeitpunkten wurde außerdem eine Fotodokumentation erstellt. Um den Einfluss der individuellen häuslichen Mundhygiene zu minimieren, erhielten die Probanden während der Studie Mundhygienehilfsmittel (Zahnbürste, Zahnpasta, Interdentalraumbürsten).

2.3 Aufbereitung der Daten

Für die Auswertung der Daten wurden diese in einen Excel-Datensatz zusammengeführt, um den Import in eine Statistiksoftware zu ermöglichen. Die Auswertung wurde mit Stata 17 durchgeführt. Inkonsistente Daten wurden ersetzt und fehlende Werte entsprechend für die Software gekennzeichnet.

2.3.1 Sulcus Fluid Flow Rate

Für TZ und NBZ1 wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung durchgeführt. Das Verfahren wird als ANOVA mit Messwiederholung beschrieben. Auf diese Weise konnten sowohl der zeitliche Effekt innerhalb einer Gruppe als auch der zeitliche Effekt zwischen den beiden Gruppen verglichen werden. Aufgrund der geringen Datenmenge wurden auch Effektstärken ermittelt. Die Effektstärke der ANOVA wird als η^2 beschrieben. Die Stärke des Effekts wird nach Cohen (1988) in einen kleinen (0,1), einen mittleren (0,6) und einen großen Effekt (0,14) eingeteilt.

2.3.2 Modified Gingival Index

Für den MGI wurde aufgrund der geringen Datenmenge ein χ^2 -Test durchgeführt. Die Effektstärke wird mit der Maßzahl Cramers V angegeben. Sie liegt zwischen 0 (kein Effekt) und 1 (starker Effekt).

2.3.3 Modified Early Healing Index

Für den mEHI wurde ebenfalls ein χ^2 -Test durchgeführt.

2.3.4 Sondierungstiefen

Für die gemessenen Sondierungstiefen wurde erneut eine ANOVA mit Messwiederholung durchgeführt.

2.3.5 Statistische Darstellung

Die Daten wurden in Exceltabellen zusammengestellt. Je nach Prüfparameter wurden Mittelwerte bestimmt. Die Validität der Daten wurde mit ANOVA, dem χ^2 - Test / Fisher Exact Test untersucht und die Effektstärken bestimmt. Die Ergebnisse wurden darüber hinaus in Tabellenform, Histogrammen und in Boxplot-Diagramm-Form dargestellt.

3. Ergebnisse

3.1 Probandenkollektiv

Das Probandenkollektiv bestand aus vier weiblichen und vier männlichen Patienten. Jeweils ein Patient und eine Patientin nahmen zwei mal zu unterschiedlichen Zeitpunkten an der Studie teil. Bei Therapiebeginn lag das Durchschnittsalter 56,8 Jahren mit einer Standardabweichung von ± 19 Jahren. Die älteste Patientin war 75 Jahre alt, der jüngste Patient war 30 Jahre alt. Der Altersmedian der Männer betrug 45,5 Jahre, der Altersmedian der Frauen betrug 67,8.

Insgesamt wurden bei den acht Patienten 20 Zähne mit einem der beiden Laser gingivektomiert. Zehn Zähne wurden mit dem 445 nm-Laser behandelt, zehn Zähne mit dem 970 nm-Laser. Über den Untersuchungszeitraum ist keiner der Zähne verloren gegangen. Es traten keine unerwünschten Ereignisse (Advers Event, AE) bzw. keine schwerwiegenden unerwünschten Ereignisse (Serious Advers Event, SAE) auf.

3.2 Sulcus Fluid Flow Rate

3.2.1 Therapie Zahn

Die Tabellen 3 bis 5 enthalten die deskriptive Statistik der Messungen für den SFFR für die Zeiträume von B bis U4. Sie dienen lediglich dazu, einen Überblick über die verfügbaren Daten zu verschaffen, ohne dass daraus statistische Erkenntnisse abgeleitet werden können. Wie bereits beschrieben, lässt sich aus den Tabellen auch ablesen, zu welchen Zeitpunkten nicht alle Messdaten erhoben werden konnten.

Tab. 3: Sulcus Fluid Flow Rate der Therapie zähne der Gruppen A und B

Zeit	N	Mittelwert	SD	Varianz
b	20	47,8	38,6	1487,7
u2	19	33,5	39,9	1591,5
u3	20	20,2	20,2	408,0
u4	16	39,8	39,3	1540,9
Total	75	35,1	36,0	1295,1

N = Anzahl Studienteilnehmer, SD = Standardabweichung

Tab. 4: Sulcus Fluid Flow Rate der Therapie Zähne der Gruppe A

Zeit	N	Mittelwert	SD	Varianz
b	10	67,1	42,1	1768,8
u2	9	40,0	56,0	3131,0
u3	10	20,9	20,4	415,2
u4	9	49,1	49,1	2413,1
Total	38	44,3	45,0	2028,6

N = Anzahl Studienteilnehmer, SD = Standardabweichung

Tab. 5: Sulcus Fluid Flow Rate der Therapie Zähne der Gruppe B

Zeit	N	Mittelwert	SD	Varianz
b	10	28,5	23,3	544,3
u2	10	27,7	17,9	320,2
u3	10	19,5	21,1	444,9
u4	7	27,7	18,3	334,2
Total	37	25,7	19,9	397,8

N = Anzahl Studienteilnehmer, SD = Standardabweichung

Tabelle 6 zeigt die Ergebnisse der ANOVA mit Messwiederholung. Dabei wurden sowohl der Effekt der Zeit als auch der Effekt der Gruppe separat analysiert. Zusätzlich wurde die Wechselwirkung zwischen den jeweiligen Gruppen und der Zeit untersucht. Der Effekt der Gruppe allein, also ohne zu berücksichtigen, dass die Messungen in einer zeitlichen Abfolge stattfanden, ist mit $p = 0,118$ nicht signifikant. Der Effekt der Zeit allein, ohne die Gruppen getrennt zu betrachten, ist mit $p = 0,020$ signifikant. Der Mittelwert für SFFR nimmt also im Laufe der Untersuchung ab. Ein zeitlicher Effekt zwischen den beiden Gruppen lässt sich mit $p = 0,176$ nicht feststellen. Die Untersuchungsgruppen unterscheiden sich also nicht in Bezug auf die Veränderung des Mittelwertes des SFFR in der chronologischen Abfolge der Erhebung der Messwerte.

Die Berechnung der Effektstärke ermöglicht keine Aussage über die statistische Signifikanz, sondern vermittelt lediglich einen Eindruck über die Informationen, die in den deskriptiven Tabellen 4 und 5 enthalten sind. Für die Gruppen allein beträgt $\eta^2 = 0,131$, was auf einen mittleren Effekt hinweist. Wenn die Mittelwerte der zwei Gruppen für alle Messungen verglichen werden, fällt auf, dass der Gesamtmittelwert der Gruppe A mit 44,3

höher ist als der der Gruppe B mit einem Gesamtmittelwert von 25,7. Die Effektstärke für die Zeit beträgt $\text{Eta}^2 = 0,181$, was auf einen großen Effekt hinweist. Dies deutet darauf hin, dass der Mittelwert im Laufe der Untersuchung deutlich abnimmt. Der zeitliche Interaktionseffekt zwischen den beiden Gruppen zeigt einen mittleren Effekt mit $\text{Eta}^2 = 0,095$ auf. Dies kann im Zusammenhang damit gesehen werden, dass der Mittelwert der Baselinemessung bei 67,1 lag und sich im Laufe der Zeit auf 49,1 verringert hat. Bei Gruppe B liegt der Ausgangswert bei 28,5 und bei der U4 bei 27,7.

Tab. 6: Anova Ergebnisse Sulcus Fluid Flow Rate Therapiezahl

Faktor	F	p	Eta ²
Gruppe	2,70	0,118	0,131
Zeit	3,60	0,020	0,181
Gruppe/Zeit	1,71	0,176	0,095
korr. R ²		0,451	

Der Faktor Zeit ist mit $p < 0,05$ signifikant

3.2.2 Sulcus Fluid Flow Rate der Nachbarzähne

Die statistische Auswertung des SFFR der Nachbarzähne erfolgte ebenfalls mit einer ANOVA mit Messwiederholung. Die Tabellen 7 bis 9 geben die deskriptiven Ergebnisse der Daten wieder. Auffällig ist, dass für beide Gruppen nur $N = 52$ Daten erhoben wurden. Dies begrenzt die statistische Aussagekraft. Aus diesem Grund werden hauptsächlich die Effektstärken betrachtet. Dennoch zeigt sich ohne die Unterscheidung in Gruppen ein signifikanter Effekt über die Zeit mit einer Effektstärke von $\text{Eta}^2 = 0,247$. Es kann kein Effekt für die jeweilige Gruppe und Zeit festgestellt werden, jedoch eine mittlere Effektstärke von $\text{Eta}^2 = 0,077$.

Tab. 7: Sulcus Fluid Flow Rate der Nachbarzähne beider Gruppen

Zeit	N	Mittelwert	SD	Varianz
b	15	54,8	56,6	3208,9
u2	14	30,3	33,7	1137,5
u3	13	37,2	40,0	1601,1
u4	10	66,6	49,0	2399,2
Total	52	46,1	46,5	2164,6

N = Anzahl Studienteilnehmer, SD = Standardabweichung

Tab. 8: Sulcus Fluid Flow Rate der Nachbarzähne Gruppe A

Zeit	N	Mittelwert	SD	Varianz
b	7	71,9	53,1	2820,5
u2	6	39,0	48,9	2386,4
u3	6	53,5	54,6	2976,7
u4	5	71,2	64,9	4211,2
Total	24	58,9	53,2	2828,9

N = Anzahl Studienteilnehmer, SD = Standardabweichung

Tab. 9: Sulcus Fluid Flow Rate der Nachbarzähne Gruppe B

Zeit	N	Mittelwert	SD	Varianz
b	8	39,9	58,8	3454,7
u2	8	23,8	17,1	293,9
u3	7	23,1	15,0	225,5
u4	5	62,0	33,7	1134,0
Total	28	35,0	37,5	1406,0

N = Anzahl Studienteilnehmer, SD = Standardabweichung

Tab. 10: ANOVA Ergebnisse Sulcus Fluid Flow Rate der Nachbarzähne

Faktor	F	p	Eta ²
Gruppe	0,37	0,554	0,028
Zeit*	3,39	0,030	0,247
GruppeZeit	0,87	0,469	0,077
korr. R ²		0,581	

Der Effekt der Zeit ist mit $p < 0,05$ signifikant

3.3 Modified Gingival Index

Aufgrund der geringen Datenmenge wurde eine Chi²-Analyse für den MGI durchgeführt, um festzustellen, ob es einen Zusammenhang zwischen den Messzeitpunkten und den Messwerten gibt. Die Messwerte beider Gruppen können in Tabelle 11 abgelesen werden. Für beide Gruppen ist Chi²(12) = 67,002 und $p < 0,001$ (Fisher-Exact-Test) signifikant. Cramer's V, eine Effektstärke mit einem Wert von $V = 0,485$, gibt an, wie stark der Zusammenhang ist. V kann zwischen 0 (kein Effekt) und 1 (starker Effekt) liegen. Es ist festzustellen, dass der Messwert 0 im chronologischen Verlauf der Messzeitpunkte von Baseline zu U4 einen prozentual höheren Anteil an der Gesamtzahl der gemessenen Werte hat. Umgekehrt nimmt der prozentuale Anteil des Wertes 2 ab. Bei der Unterscheidung der Gruppen ist dieser Effekt in Gruppe A mit Chi²(8) = 50,260, $p < 0,001$ (Fisher-Exact-Test) und $V = 0,747$ stärker ausgeprägt als in Gruppe B mit Chi²(12) = 42,822, $p < 0,001$ und $V = 0,551$. Es ist zu erwähnen, dass die Fallzahlen für die jeweiligen Gruppen so gering sind, dass sie nur als Tendenz verstanden werden sollten.

Tab. 11: Messwerte Modified Gingival Index der Gruppe A und B

MGI	B	U1	U2	U3	U4	Total
0	4	2	8	15	15	44
0,5	0	0	1	0	0	1
1	5	14	11	4	1	35
2	11	4	0	0	0	15
Total	20	20	20	19	16	95

Chi²(12) = 67.002, $p < 0,001$ (Fisher Exact), $V = 0.485$

Tab. 12: Prozentualer Anteil der Messwerte zu den Messzeitpunkten Gruppe A und B

MGI	B	U1	U2	U3	U4	Total
0	20,00 %	10,00 %	40,00 %	78,95 %	93,75 %	46,32 %
0,5	0,00 %	0,00 %	5,00 %	0,00 %	0,00 %	1,05 %
1	25,00 %	70,00 %	55,00 %	21,05 %	6,25 %	36,84 %
2	55,00 %	20,00 %	0,00 %	0,00 %	0,00 %	15,79 %
Total	100,00 %	100,00 %	100,00 %	100,00 %	100,00 %	100,00 %

Der Wert 0 hat einen höheren prozentualen Anteil im chronologischen Verlauf der Messungen

Tab. 13: Messwerte Modified Gingival Index der Gruppe A

MGI (A)	B	U1	U2	U3	U4	Total
0	0	0	0	6	8	14
1	2	5	9	3	1	20
2	7	4	0	0	0	11
Total	9	9	9	9	9	45

$\chi^2(8) = 50.260$, $p < 0,001$ (Fisher Exact), $V = 0.747$

Tab. 14: Messwerte Modified Gingival Index der Gruppe B

MGI (B)	B	U1	U2	U3	U4	Total
0	3	1	7	9	7	27
0,5	0	0	1	0	0	1
1	3	9	2	1	0	15
2	4	0	0	0	0	4
Total	10	10	10	10	7	47

$\chi^2(12) = 42.822$, $p < 0,001$ (Fisher Exact), $V = 0.551$

3.4 Modified Early Healing Index

Der mEHI wurde eine Woche (U1) und zwei Wochen (U2) nach der Therapie erhoben. Aufgrund der geringen Datenmenge wurde auch für den mEHI eine χ^2 -Analyse durchgeführt. Die entsprechenden Werte können in Tabelle 15 abgelesen werden. Für beide Gruppen ist $\chi^2(3) = 13,427$ und $p < 0,01$ (Fisher-Exact-Test) signifikant. Cramers V beträgt $V = 0,579$.

Es handelt sich um einen mittleren Effekt. Für die Gruppe A sind die Ergebnisse $\chi^2(2) = 7,683$ mit $p < 0,5$ (Fisher Exact-Test) und $V = 0,620$ sowie bei Gruppe B $\chi^2(2) = 8,000$ mit $p < 0,5$ und $V = 0,633$. Die Effektstärken können in beiden Gruppen als gleich angesehen werden.

Tab. 15: Modified Early Healing Index der Gruppe A und B

mEHI	U1	U2	Total
1	7	12	19
1,5	0	4	4
2	5	4	9
3	8	0	8
Total	20	20	40

3.5 Schmerzskala

Die Schmerzempfindung während der operativen Maßnahmen wurde mithilfe einer visuellen Analogskala von 0 bis 1 erfasst. Ein Wert von 0 bedeutet keinen Schmerz, während ein Wert von 1 starken Schmerz angibt. Bei einem Zahn der Gruppe A wurde ein Schmerzwert von 0,1 festgestellt, während bei einem Zahn der Gruppe B ein Wert von 0,4 ermittelt wurde. Die übrigen Zähne wurden von den Patienten als schmerzfrei (Wert 0) wahrgenommen. Bei 3 Zähnen der Gruppe B war eine Schmerzerfassung nicht möglich, da sie avital waren. Es zeigten sich keine Unterschiede in der individuellen Schmerzwahrnehmung der Patienten zwischen den Gruppen.

3.6 Sensibilität

Die Sensibilität bzw. Temperaturempfindlichkeit wurde anhand eines Kältereizes auf einer visuellen Analogskala von 0 - 1 gemessen. In der Gruppe A konnte die Sensibilität aller zehn Zähne beurteilt werden. Bei der Baseline-Untersuchung wurde die Sensibilität aller zehn Zähne mit 0,1 angegeben. Bei U2 und U3 wurde die Sensibilität aller Zähne in der Gruppe A mit dem Wert 0 angegeben.

In der Gruppe B waren drei Zähne avital, daher konnten nur sieben Zähne für den Vergleich herangezogen werden. Bei der Baseline-Untersuchung wurde der Wert bei zwei Zähnen mit 0 angegeben und bei fünf Zähnen mit 0,1. Bei U2 wurde der Wert bei sechs Zähnen mit 0 angegeben und bei einem Zahn mit 0,2. Dabei handelt es sich um denselben Zahn, für den in U3 ein Wert von 0,8 angegeben wurde. Für die übrigen Zähne wurde ein Wert von 0 angegeben. Statistisch gesehen konnte kein Unterschied zwischen den Gruppen festgestellt werden. Ein negativer Einfluss auf die Sensibilität der Zähne konnte nicht festgestellt werden.

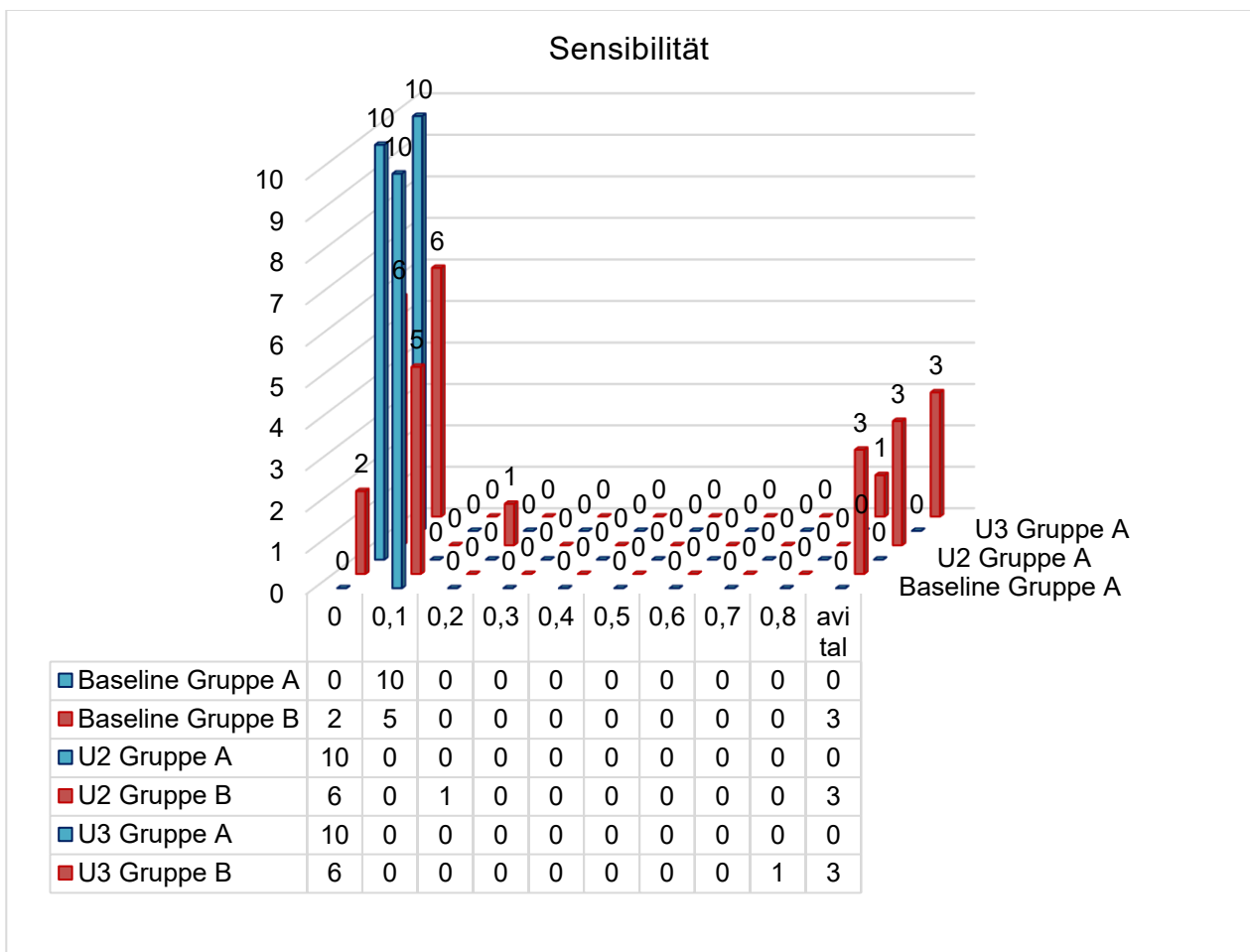


Abb. 1: Darstellung der Entwicklung der Sensibilität auf einer Skala von 0-1 im Laufe der Untersuchungen Baseline, U2 und U3. Es ist kein statistischer Unterschied in der Sensibilitätsentwicklung erkennbar.

3.7 Behandlungszeit

Die Behandlungszeit wurde von den Anwendern in einem Anwenderfragebogen angegeben. Bei der Messung der Behandlungszeit zeigt sich eine verkürzte Operationszeit bei der Verwendung des 445 nm-Lasers im Vergleich zum Infrarotlaser. Die Anwendungszeit des Lasers pro Zahn wurde in Sekunden gemessen. Der 445 nm-Laser zeigte im Durchschnitt eine Behandlungszeit von knapp über 100 Sekunden pro Zahn, während für den 970 nm-Laser Behandlungszeiten von 250 - 490 Sekunden angegeben wurden.

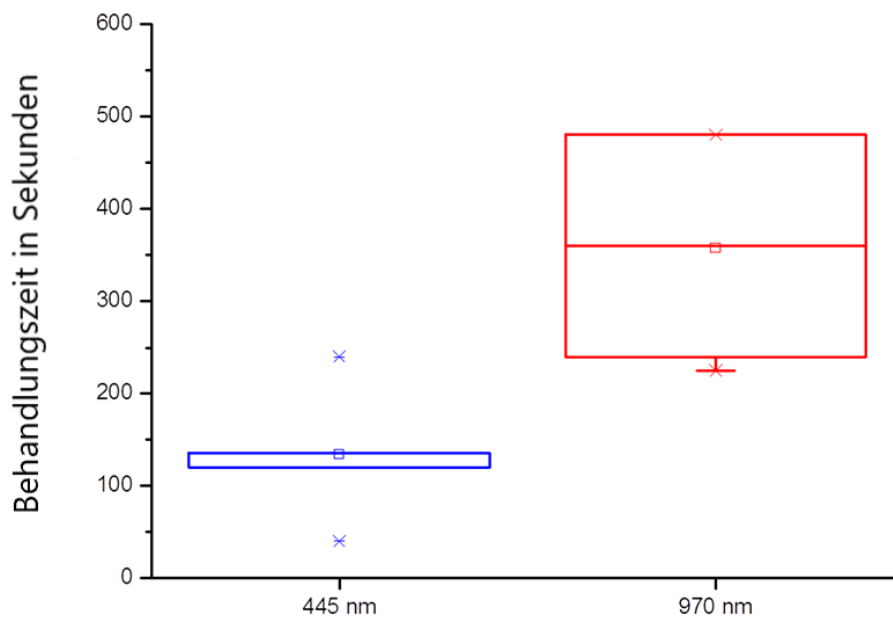


Abb. 2: Behandlungszeiten. Es zeigt sich eine verkürzte Behandlungszeit mit dem 445nm-Laser.

3.8 Anwenderfragebogen

Zusätzlich zur objektiven Beurteilung der Behandlungszeit wurde in dem Anwenderfragebogen auch das subjektive Erleben der Behandler abgefragt. Um die subjektive Einschätzung einordnen zu können, wurden die durchführenden Ärzte nach dem Eingriff gebeten, die Fragen auf einer Skala von 1 - 10 zu beantworten, wobei der Wert 1 für eher negativ und der Wert 10 für eher positiv festgelegt wurde.

In Bezug auf die allgemeine Zufriedenheit mit der laserbasierten Gingivektomie gab die Gruppe A durchschnittlich eine Antwort von 10, also sehr gut, während die Gruppe B durchschnittlich eine Antwort von 7,5 gab. Die Frage nach der Einschätzung der Patientenakzeptanz des Verfahrens wurde von den Anwendern der Gruppe A durchschnittlich mit 10 bewertet, während die Gruppe B eine Durchschnittsbewertung von 9,5 abgab.

In Bezug auf die Effizienz zeigte sich ein Unterschied, da die Anwender der Gruppe A mit dem 445 nm-Laser durchschnittlich eine Antwort von 10 gaben, während die Effizienz in der Gruppe B mit dem 980 nm-Laser nur durchschnittlich mit 5,7 bewertet wurde.

Bei der Frage nach der Koagulationswirkung erhielt der 445 nm-Laser durchschnittlich eine Bewertung von 10, während der 980 nm-Laser durchschnittlich mit 7,5 bewertet wurde. Das allgemeine Handling des Lasers wurde von beiden Gruppen durchschnittlich

mit 9 bewertet. Bei beiden Lasern war es notwendig, die Spitze zu kürzen und die Laserparameter anzupassen.

Insgesamt lässt sich feststellen, dass die Gruppe A mit dem 450 nm-Laser eine bessere subjektive Bewertung abgab.

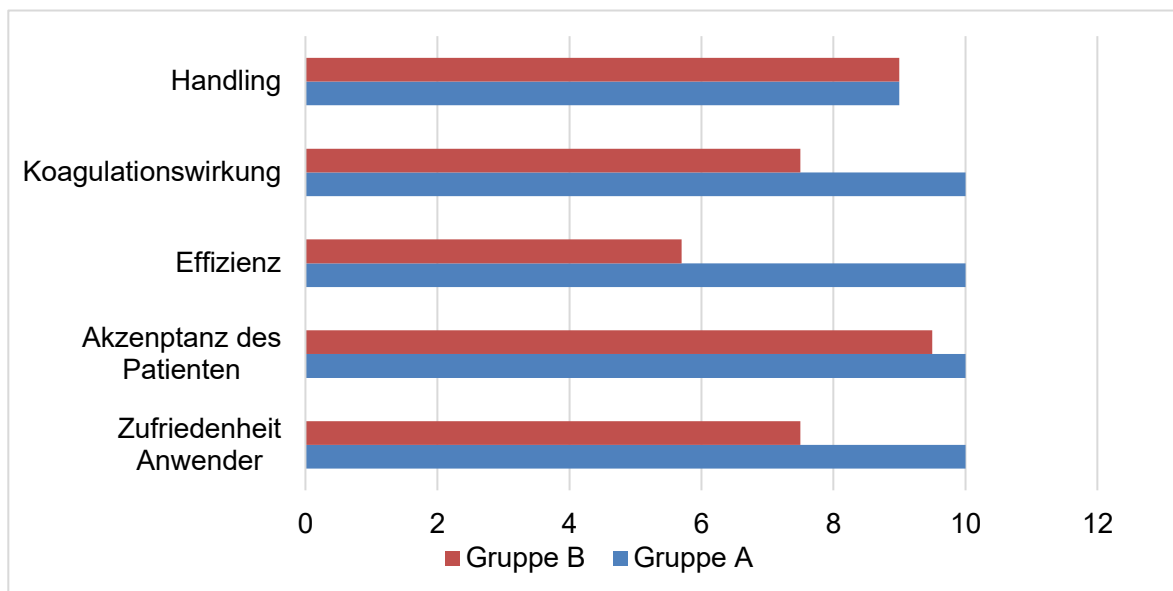


Abb. 3: Auswertung des Anwenderfragebogens zwischen Gruppe A mit dem 445 nm-Laser und Gruppe B mit dem 980 nm-Laser. Es zeigt sich eine allgemein bessere Bewertung der Anwendung mit dem 445 nm-Laser.

3.9 Zusammenfassung der Ergebnisse

In Bezug auf den Vergleich der beiden Gruppen konnte kein signifikanter Unterschied zwischen der Testgruppe und der Vergleichsgruppe in Bezug auf die Messwerte für SFFR, MGI, mEHl, die Schmerzskala sowie die Sensibilität festgestellt werden. Dies kann auf die geringe Datenmenge zurückzuführen sein. Ein Unterschied konnte jedoch in der Behandlungszeit festgestellt werden, da der 445 nm-Laser eine Behandlungszeit von knapp 100 Sekunden hatte, während der 970 nm-Laser Behandlungszeiten von 250 - 490 Sekunden aufwies. In Bezug auf die subjektive Bewertung der durchgeführten Gingivektomie, der Effizienz der Lasersysteme und der Koagulationswirkung erzielte der 445 nm-Laser bessere Ergebnisse durch die Behandler.

4. Diskussion

4.1 Einführung

Bei der hier durchgeführten Pilotstudie wurden bei acht Patienten insgesamt 20 Zähne untersucht. Die Patienten wurden im Zeitraum von 2015 bis 2017 betreut.

Es zeigte sich sowohl beim 445 nm-Laser als auch beim etablierten Infrarotlaser eine vollständige Ausheilung nach der chirurgischen Intervention. Es konnten keine Unterschiede im Heilungsprozess oder in der individuellen Empfindung der Patienten während des chirurgischen Vorgehens festgestellt werden.

4.2 Klinische Bewertung der Studienergebnisse

Bei der Auswertung des Anwenderfragebogens ergab sich eine deutlich unterschiedliche Einschätzung der Effizienz zwischen den beiden Verfahren. Während das Verfahren mit dem 450 nm-Laser durchschnittlich mit 10 (sehr gut) bewertet wurde, lag die Bewertung der Effizienz für das Verfahren mit dem 980 nm-Laser nur bei 5,7. Die Koagulationswirkung beider Laser wurde mit 9 bewertet. Diese subjektive Bewertung der Effizienz scheint also die objektive Messung der kürzeren Behandlungszeit mit dem 450 nm-Laser widerzuspiegeln. Bei der Untersuchung der Behandlungszeiten konnte festgestellt werden, dass die benötigte Zeiteinheit pro Zahn mit dem 445 nm-Laser im Vergleich zu dem 970 nm-Laser verkürzt war. Dieser Parameter kann für die behandelnde Person als auch für den Patienten als vorteilhaft angesehen werden.

4.3 Einordnung der Studienergebnisse im Spiegel der Literatur

Die Studienlage zur klinischen Vergleichbarkeit zwischen dem 450 nm-Laser und dem 980 nm-Laser für chirurgische Eingriffe am Patienten ist bisher nicht ausreichend, um eine abschließende Aussage über die Vorteile zu treffen. Es gibt einige Studien zum etablierten 970 nm-Laser, jedoch nur wenige Studien, die sich mit den chirurgischen Eigenschaften des neuen 445 nm-Lasers befassen. In einer narrativen Studie von Fornaini et al. (2021) wurde eine Literaturrecherche zum Thema "blue laser and dentistry" durchgeführt, bei der Studien von 1990 bis April 2020 einbezogen wurden. Von 519 Ergebnissen erfüllten nur

47 die Kriterien zur Einbeziehung in die Studie, wovon lediglich sieben Studien sich mit dem Thema Chirurgie beschäftigten. Dies verdeutlicht den Bedarf an weiteren Studien zur Verwendung des 445 nm-Lasers in der Chirurgie.

2016 untersuchten Fornaini et al. die Wirksamkeit eines 450 nm-Lasers bei der Entfernung eines Unterlippentumors und berichteten über hohen postoperativen Komfort für den Patienten sowie einen unkomplizierten Heilungsprozess. Da es sich hierbei um die Beschreibung eines einzelnen Falls handelt, ist eine statistische Aussage nicht möglich. In einer weiteren Studie verglichen Fornaini et al. (2016) die Schnittqualität von Wellenlängen zwischen 450 und 1340 nm an vier Rinderzungen ex vivo. Das Ergebnis zeigte, dass der 450 nm-Laser die beste Schnittqualität bei der geringsten Temperaturerhöhung aufweist. Eine Studie von Braun et al. (2018) zur Inzisionstiefe kam zu einem ähnlichen Ergebnis. In dieser ex vivo-Studie an Schweinemukosa wurde der 445 nm-Laser im Kontaktmodus mit dem 980 nm-Laser im Kontaktmodus verglichen. Das Ergebnis zeigte, dass der 445 nm-Laser die höchste Inzisionstiefe bei der geringsten Gewebedenaturierung aufweist. Eine weitere in vitro-Studie von Reichelt et al. (2017) verglich den 445 nm-Laser ebenfalls mit dem Infrarotlaser und zeigte, dass das Wundgebiet aufgrund einer höheren Temperaturentwicklung größer war. Dennoch war die Wundheilung bei den Zellkulturen des 445 nm-Lasers schneller als bei denen des Infrarotlasers.

Die Studie von Gobbo et al. aus dem Jahr 2017 untersucht die Anwendung des 445 nm-Lasers und des Infrarotlasers bei gutartigen Läsionen. Die Autoren kommen zu dem Ergebnis, dass der 445 nm-Laser aufgrund der geringen Blutungsneigung besonders für hoch vaskularisierte Läsionen in Bereichen wie Lippe und Mundboden geeignet ist. Eine geringe Anzahl von Patienten, die mit dem 450 nm-Laser behandelt wurden, benötigte Nahtmaterial, im Gegensatz zu einer höheren Anzahl von Patienten, die mit dem Infrarotlaser behandelt wurden. Die Eigenschaften des 445 nm-Lasers bei der Biopsieentnahme wurden histologisch von Palaia et al. (2020) in einer Studie mit denen eines herkömmlichen Skalpell verglichen. Dabei zeigte sich, dass Schnitte im Weichgewebe mit dem 445 nm-Laser eine Schädigungszone von unter 1mm aufwiesen. Daher wird empfohlen, bei der Entnahme von pathologisch zu untersuchendem Gewebe einen ausreichenden Sicherheitsabstand einzuhalten, um eine vollständige Entfernung bestätigen zu können.

Dem Laser werden exzellente chirurgische Eigenschaften insbesondere bei vaskularisierten Läsionen zugeschrieben.

In einer Studie von Matys (2017) wurde der Temperaturanstieg bei der Implantatfreilegung zwischen dem 445 nm-Laser im Kontaktmodus und kontaktlosen Modus sowie dem 980 nm-Laser im Kontaktmodus an 45 Schweinekiefern verglichen. Es wurden signifikante Unterschiede zwischen den untersuchten Gruppen festgestellt. Die Anwendung des 445 nm-Lasers im kontaktlosen Modus führte zu einer deutlichen Reduktion des Temperaturanstiegs im Vergleich zu den anderen beiden Verfahren. Die kürzeste Behandlungszeit wurde bei der Anwendung des 445 nm-Lasers im Kontaktmodus gemessen. Eine weitere Studie von Malmqvist et al. (2019), in der der 445 nm-Laser mit einem 970 nm-Laser an Implantaten im Schweinekiefermodell und im Glasionomerblock verglichen wurde, zeigte keine signifikanten Unterschiede in der Temperaturentwicklung. Es wurde jedoch festgestellt, dass der Vorteil des 445 nm-Lasers in der besseren Schneideleistung von Weichgewebe bei geringer Energie und somit auch in der geringeren Temperaturentwicklung liegt. Die Verwendung beider Laser wird in der dentalen Implantologie als sicher eingestuft.

In einer Studie von Deppe et al., 2021 wurden die thermalen Effekte des 445 nm-Lasers auf Implantatoberflächen unterschiedlicher Implantatsysteme untersucht. Die Ergebnisse zeigten erhebliche Unterschiede bei der Temperaturentwicklung, je nach Implantatsystem und gewählten Lasereinstellungen. Zum Beispiel zeigte das Straumann Pure Ceramik System® (Zirkonimplantate) die höchste Temperaturentwicklung, während beim Ankylos System mit seinen Titanimplantaten weniger messbare Temperaturentwicklung festgestellt wurde. Die Studie zeigt, dass die durch den Laser bestrahlten Materialien und ihre Temperaturleitfähigkeit eine wichtige Rolle bei der Temperaturentwicklung spielen, da Knochen, wie Zirkon, eine geringe Wärmeleitfähigkeit aufweist, könnte es zu einer erhöhten Wärmeansammlung kommen. Dies muss in weiteren klinischen Studien ermittelt werden.

Agha und Polenik verglichen 2020 in ihrer Studie unter anderem einen 940 nm-Laser mit dem 445 nm-Laser bei der Behandlung von hyperpigmentierten Schleimhautarealen. Die Studie untersuchte zehn Fälle pro Laser. Bei der Untersuchung der benötigten Behandlungszeit lag der 940 nm-Laser mit im Schnitt 12,4 Minuten leicht vor dem 445 nm-Laser

mit 15,1 Minuten. Zusätzlich wurde die Blutung während der Behandlung gemessen und auch hier zeigten sich ähnliche Ergebnisse zwischen den beiden Lasern. Der 940 nm-Laser schnitt mit einer leichten Blutung von nur 10 % im Vergleich zum 445 nm-Laser mit 20 % etwas besser ab. Im Heilungsprozess zeigte jedoch der 445 nm-Laser bessere Ergebnisse. Es ist jedoch wichtig, die geringe Fallzahl von 10 Fällen pro Laser in dieser Studie zu berücksichtigen, sodass keine klare statistische Aussage getroffen werden kann. Beide Laser schnitten tendenziell ähnlich gut ab.

Die ex vivo Studie von Hanke et al., 2021 untersuchte die Schneideeffizienz verschiedener Laserwellenlängen in der Schweinegingiva. In dieser Studie wurde die beste Schnitttiefe mit der Wellenlänge von 445 nm erreicht. Im Gegensatz dazu wurden in der Studie von Gutierrez-Corrales et al., 2020 einem 810 nm-Laser die besten Eigenschaften zur Weichteilinzision aufgrund der geringsten thermischen Schädigung zugeschrieben. Die Studie verglich Wellenlängen von 445 nm bis 1470 nm.

4.4 Vergleich zwischen laseroptischen Therapiemethoden und konventionellen Techniken

In einer Vergleichsstudie von Keerthana et al. (2019) wurden insgesamt 393 Patienten hinsichtlich der Gingivektomie mit einem Diodenlaser, der Elektrochirurgie und der Skalpelltechnik untersucht. Ziel war es, Unterschiede in Bezug auf Anästhesiebedarf, postoperativen Heilungsverlauf und Komplikationen zu ermitteln. Die Laser-Gingivektomie war mit 55,7 % die am häufigsten eingesetzte Methode. Der Heilungsverlauf wurde einmalig eine Woche nach der Behandlung untersucht. Der entsprechende Index war bei der Laser-Gingivektomie signifikant besser als bei den beiden anderen Verfahren. In knapp 50 % der Laserbehandlungen genügte eine alleinige topische Anästhesie. Insgesamt war der Verbrauch an Lokalanästhetikum bei der Lasertechnik am geringsten, gefolgt von der Elektrochirurgie und der Skalpelltechnik. Bei letzterer traten in 13,7 % der Fälle Ulzerationen als postoperative Komplikationen auf. In der Studie wird geschlussfolgert, dass die Laser-Gingivektomie den beiden anderen Verfahren hinsichtlich Heilung, Anästhesiebedarf und Patientenkomfort überlegen ist. In einer randomisierten Split-Mouth-Studie untersuchte Kumar et al. (2015) den klinischen Verlauf nach Gingivektomie mit einem 980

nm-Diodenlaser im Vergleich zur Elektrochirurgie. Insgesamt wurden 17 Patienten behandelt, die symmetrische gingivale Hyperplasien aufwiesen. Es konnte kein signifikanter Unterschied in Bezug auf die Effizienz der Behandlung, Blutung, Heilung und postoperativen Schmerz festgestellt werden. Maboudi et al. (2023) untersuchte in einer systematischen Übersichtsarbeit die Wirksamkeit der Gingivektomie mit dem Diodenlaser und dem Skalpell, sowie der nicht chirurgischen Parodontaltherapie. Eingeschlossen wurden Studien, die zwischen 1985 und 2020 publiziert worden sind und intraoperative sowie postoperative Blutungen oder Schmerzen verglichen. Blutungen und Schmerzen waren bei der mit dem Laser durchgeführten Gingivektomie signifikant geringer. In einer randomisierten Studie von Sobouti et al. (2014) wurde während einer laufenden, festsitzenden kieferorthopädischen Behandlung an 30 Patienten eine chirurgisch ästhetische Korrektur des Gingivaverlaufs vorgenommen. Die Patienten wurden in zwei Gruppen eingeteilt. In einer Gruppe wurde der Eingriff mit dem Skalpell und in der anderen Gruppe mit einem 940 nm-Diodenlaser durchgeführt. Für die Intervention mit dem Laser ist eine topische Anästhesie ausreichend gewesen. Die Ergebnisse zeigten eine signifikant geringere Blutungsrate als in der Lasergruppe. Außerdem war das Schmerzempfinden in der Gruppe, die mit dem Skalpell behandelt worden ist signifikant höher. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Laserchirurgie gegenüber der Skalpelltechnik mehrere Vorteile bietet. Durch die Anwendung gebündelter Lichtenergie kann atraumatisch und ohne mechanische Belastungen des angrenzenden Gewebes behandelt werden. Durch die hämostatische Wirkung des Lasers besteht eine bessere Übersicht des Behandlungsgebietes während des Eingriffs. Zusätzlich wirkt der Laser bakterizid, wodurch das Risiko einer Keimverschleppung in die Tiefe des Gewebes minimiert wird. Die Elektrochirurgie bietet ebenfalls hämostatische Vorteile, weist jedoch Einschränkungen in der Kontrolle der Eindringtiefe auf. Die thermische Ausbreitung ist im Vergleich zur Laseranwendung schwieriger zu steuern. Zudem bestehen sicherheitsrelevante Kontraindikationen. Elektrochirurgische Instrumente dürfen nicht mit metallischen Restaurationen in Kontakt gebracht werden, da es zu einer unkontrollierten Stromleitung und Schäden der umliegenden Strukturen führen kann. Außerdem ist die Anwendung bei Patienten mit Herzschrittmachern kontraindiziert, da es zu Interferenzen mit der Gerätefunktion kommen kann. Allerdings können bei unsachgemäßer Anwendung der Lasertechnologie ebenfalls Nekrosen im Gewebe verursacht werden.

Die Behandlung unter Lasertherapie kann im Vergleich zu beiden Verfahren mit einer geringeren Menge Lokalanästhesie durchgeführt werden.

Bei allen Lasertechnologien sowie bei der Elektrochirurgie entstehen thermische Effekte im behandelten Gewebe, die positive Effekte wie die Koagulation bei der Schnittführung im Weichgewebe mit sich bringen. Im Gegensatz zur Elektrochirurgie kann bei der Lasertechnologie kontaktlos gearbeitet werden. Dies verhindert eine Verschleppung von Keimen in die Tiefe des Gewebes und ermöglicht eine Tiefenkontrolle beim Eindringen in das Gewebe. Zusätzlich wird das Operationsfeld dekontaminiert. Außerdem kommt es nicht zu einer mechanischen Schädigung des Gewebes.

4.5 Methodenkritik

Aufgrund eines profunden Mangels an klinischen Untersuchungen zu dieser Thematik wurde bei der vorliegenden Pilotstudie eine große Anzahl von klinischen Parametern erhoben, um sehr frühzeitig mögliche unerwünschten Ereignisse (Advers Event, AE) bzw. schwerwiegende unerwünschten Ereignisse (Serious Advers Event, SAE) erkennen zu können. Der hohe Aufwand, insbesondere auch für die Probanden, machte eine Rekrutierung und Selektion geeigneter Patienten sehr aufwändig, sodass sich herausstellte, dass ein angemessenes Patientenkollektiv in einem akzeptablen Zeitrahmen nicht zu rekrutieren war. Durch dieses Vorgehen konnte allerdings sichergestellt werden, dass im Rahmen einer ersten Behandlungskohorte keine negativen Folgen für Patienten zu erwarten sind. Daher kann bei der Vielzahl der untersuchten Parameter im Rahmen der Pilotstudie bei den meisten Bewertungsfaktoren mit Ausnahme des Zeitfaktors keine wissenschaftlich fundierte Aussage aufgrund der geringen Fallzahl in der Pilotphase der Studie getroffen werden. Einige Tendenzen sind absehbar.

4.6 Ausblick

Es werden daher weitere systematische Studien mit größeren Patientenkohorten benötigt, die die verschiedenen Lasertypen und -wellenlängen bei vergleichbaren Parametern untersuchen. Wichtig wird es hierbei sein, die verschiedenen klinischen Aspekte – Therapiedauer, Gewebebeschädigungen, Heilungsdauer, Handling usw. – gegeneinander abzuwägen. Aufgrund der Erfahrungen sollte die Anzahl der Messparameter zur Steigerung

der Effizienz einer Folgestudie reduziert werden. Darüber hinaus müssen die Studienergebnisse konventionellen Techniken gegenübergestellt werden, um den ggf. höheren technologischen Aufwand zu rechtfertigen.

5. Zusammenfassung

Im Rahmen einer Pilotstudie wurde ein 445 nm-Laser mit einem 970 nm-Laser als Testsystem für Gingivektomie-Maßnahmen verglichen. Insgesamt wurden 20 Zähne von acht Patienten behandelt. Der Untersuchungszeitraum erstreckte sich über sechs Monate mit vier Kontrollterminen nach dem operativen Eingriff. Diese fanden eine Woche, zwei Wochen, drei Monate und sechs Monate nach der Behandlung statt. Die relevanten erhobenen Indizes waren der Sulcus Fluid Flow Rate Index, der Modified Gingival Index und der Modified Early Healing Index. Zusätzlich wurde der Attachmentstatus ermittelt und die Empfindlichkeit der Zähne überprüft. Der Patient wurde nach dem Behandlungskomfort befragt und der Behandler gab sein subjektives Empfinden zur Durchführung der Behandlung wieder. Außerdem wurden die Behandlungszeiten dokumentiert.

Die Auswertung des Sulcus Fluid Flow Rate Index, des Modified Gingival Index, Modified Early Healing Index, Attachmentstatus und der Patientenbefragung zeigt keinen signifikanten Unterschied in der Bewertung der beiden Systeme. Unerwünschte Ereignisse (AE) traten bei keinem der beiden getesteten Lasersysteme auf. Lediglich die verkürzte Behandlungszeit mit dem 445 nm-Laser von knapp über 100 Sekunden im Vergleich zu dem 970 nm-Laser mit Behandlungszeiten von 250 - 490 Sekunden ist hervorzuheben. Außerdem wurde von den Behandlern bei der subjektiven Bewertung der durchgeführten Gingivektomie, der Koagulationswirkung und der Effizienz der Lasersysteme der 445 nm-Laser als vorteilhafter eingestuft.

Aufgrund der geringen Fallzahl dieser Studie kann keine eindeutige vergleichende Bewertung der Lasersysteme anhand der erhobenen Daten getroffen werden. Es lassen sich lediglich Tendenzen erkennen. Wie auch in den bisher publizierten meist ex vivo Studien deuten die Ergebnisse dieser Studie darauf hin, dass der 445 nm-Laser dem 970 nm-Laser in nichts nachsteht und eine gute und gegebenenfalls zeiteffizientere Alternative für die Durchführung chirurgischer Verfahren darstellt. Um klare Aussagen zu den chirurgischen Eigenschaften des 445 nm-Lasers im Vergleich mit anderen Lasersystemen machen zu können, müssen weitere in vivo Studien mit größeren Patientenkohorten durchgeführt werden. Das erprobte Studiendesign kann bei weiteren Untersuchungen eine Hilfestellung sein.

6. Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1:** Darstellung der Entwicklung der Sensibilität auf einer Skala von 0-1 im Laufe der Untersuchungen Baseline, U2 und U3. Es ist kein statistischer Unterschied in der Sensibilitätsentwicklung erkennbar..... 45
- Abb. 2:** Behandlungszeiten. Es zeigt sich eine verkürzte Behandlungszeit mit dem 445nm-Laser. 46
- Abb. 3:** Auswertung des Anwenderfragebogens zwischen Gruppe A mit dem 445 nm-Laser und Gruppe B mit dem 970 nm-Laser. Es zeigt sich eine allgemein bessere Bewertung der Anwendung mit dem 445 nm-Laser..... 47

7. Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Spezifikationen des SIROLaser Blue	28
Tab. 2:	Spezifikationen des SIROLaser Advance	29
Tab. 3:	Sulcus Fluid Flow Rate der Therapieezähne der Gruppen A und B	38
Tab. 4:	Sulcus Fluid Flow Rate der Therapieezähne der Gruppe A	39
Tab. 5:	Sulcus Fluid Flow Rate der Therapieezähne der Gruppe B	39
Tab. 6:	Anova Ergebnisse Sulcus Fluid Flow Rate Therapieezahn.....	40
Tab. 7:	Sulcus Fluid Flow Rate der Nachbarzähne beider Gruppen	41
Tab. 8:	Sulcus Fluid Flow Rate der Nachbarzähne Gruppe A	41
Tab. 9:	Sulcus Fluid Flow Rate der Nachbarzähne Gruppe B	41
Tab. 10:	ANOVA Ergebnisse Sulcus Fluid Flow Rate der Nachbarzähne	41
Tab. 11:	Messwerte Modified Gingival Index Index der Gruppe A und B.....	42
Tab. 12:	Prozentualer Anteil der Messwerte zu den Messzeitpunkten Gruppe A und B.....	42
Tab. 13:	Messwerte Modified Gingival Index der Gruppe A	43
Tab. 14:	Messwerte Modified Gingival Index der Gruppe B	43
Tab. 15:	Modified Early Healing Index der Gruppe A und B	44

8. Literaturverzeichnis

Agha MT, Polenik P. Laser Treatment for Melanin Gingival Pigmentations: A Comparison Study for 3 Laser Wavelengths 2780, 940, and 445 nm. *Int J Dent* 2020; 2020:3896386 (1-11)

Alfergany MA, Nasher R, Gutknecht N. Calculus removal and root surface roughness when using the Er:YAG or Er,Cr:YSGG laser compared with conventional instrumentation method: a literature review. *Photobiomodul Photomed Laser Surg* 2019; 37(4): 197–226

Akram HM, Ali OH, Omran NK, Ali AO. Diode Laser Versus Scalpel Gingivectomy. *Biomed Pharmacol J* 2017;10(4)

Al-Maliky MA, Frentzen M, Meister J. Artificial Caries Resistance in Enamel after Topical Fluoride Treatment and 445 nm Laser Irradiation. *BioMed Res Int* 2019; 2019:9101642

Altshuler GB, Belikov AV, Sinelnik YA. A laser-abrasive method for the cutting of enamel and dentine. *Laser Surg Med* 2001; 28: 435–444

Apel C, Meister J, Götz H, Duschner H, Gutknecht N: Structural Changes in Human Dental Enamel after Subablative Erbium Laser Irradiation and Its Potential Use for Caries Prevention. *Caries Res* 2005; 39: 65-70

Apel C, Meister J, Ioana RS, Franzen R, Hering P, Gutknecht N. The Ablation Threshold of Er:YAG and Er:YSGG Laser Radiation in Dental Enamel. *Lasers Med Sci* 2002; 17: 246–252

Aras MH, Göregen M, Güngörmüş M, Akgül HM. Comparison of diode laser and Er:YAG lasers in the treatment of ankyloglossia. *Photomed Laser Surg* 2010; 28(2): 173-177

Asnaashari M, Zadsirjan S. Application of laser in oral surgery. *J Lasers Med Sci* 2014; 5(3): 97-107

Beer F, Körpert W, Passow H, Steidler A, Meinel A, Buchmair AG, Moritz A. Reduction of collateral thermal impact of diode laser irradiation on soft tissue due to modified application parameters. *Lasers Med Sci* 2012; 27: 917–921

Bergmans L, Moisiadis P, Teughels W, Van Meerbeek B, Quirynen M, Lambrechts P. Bactericidal effect of Nd:YAG laser irradiation on some endodontic pathogens ex vivo. *Int Endod J* 2006; 39: 547–557

Bornstein MM, Suter VGA, Stauffer E, Buser D. The CO2 laser in stomatology. Part 2. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2003; 113(7): 766–785

Braun A, Kettner M, Berthold M, Wenzler JS, Baptist Heymann PG, Frankenberger R. Efficiency of soft tissue incision with a novel 445-nm semiconductor laser. *Lasers Med Sci* 2018; 33: 27–33

Braun A, Seifert T, Schweizer RK, Wenzler JS, Oehme B, Roggendorf MJ, Frankenberger R, Schelle F. Bacterial reduction of infected root canals with a novel 445nm diode laser. *J Dent Res* 2016; 95(A Suppl): 1084

Braun A, Wenzler JS, Berthold M, Frankenberger R. Auf neuen Wegen – der 445-nm-Laser in der klinischen Anwendung. *Quintessenz* 2017; 68: 213–220

Carrera ET, Dias HB, Corbi SCT, Marcantonio RAC, Bernardi ACA, Bagnato VS, Hamblin MR, Rastelli ANS. The application of antimicrobial photodynamic therapy (aPDT) in dentistry: a critical review. *Laser Phys* 2016; 26(12): 123001

Carroll JD, Milward MR, Cooper PR, Hadis M, Palin WM. Developments in low level light therapy (LLLT) for dentistry. *Dent Mater* 2014; 30(5): 465–475

Ceballo L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW. Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *J Dent Res* 2003; 81(2): 119–122

Chandra RV, Savitharani B, Reddy AA. Comparing the outcomes of incisions made by Colorado® microdissection needle, electrosurgery tip, and surgical blade during periodontal surgery: a randomized controlled trial. *J Indian Soc Periodontol* 2016; 20(6): 616–622 (Supplement)

Chappie ILC, Cross IA, Glenwright HD, Matthews JB. Calibration and reliability of the Periotron 6000 for individual gingival crevicular fluid samples. *J Periodontal Res* 1995; 30: 73–

Cieplik F, Tabenski L, Buchalla W, Maisch T. Antimicrobial photodynamic therapy for inactivation of biofilms formed by oral key pathogens. *Front Microbiol* 2014; 5: 405

Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2. Auflage. Lawrence Erlbaum Associates, Hillsdale NJ, 1988

Dai T, Gupta A, Huang YY, Sherwood ME, Murray CK, Vrahas MS, Kielian T, Hamblin MR. Blue light prophylaxis and treatment of community-acquired methicillin-resistant *Staphylococcus aureus* infections in mouse skin abrasions. *Photochem Photobiol* 2013; 89(6): 1306–1312

Deppe H, Ahrens M, Behr AV, Marr C, Sculean A, Mela P, Ritschl LM. Thermal effect of a 445 nm diode laser on five dental implant systems: an in vitro study. *Sci Rep* 2021; 11: 20174

Deppe H, Horch HH. Laseranwendung in der chirurgischen Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. *LaserZahnheilkunde* 2007; 4/07: 219–222

Domke M, Gavrilova A, Rapp S, Frentzen M, Meister J, Huber HP. Time-resolved microscopy reveals the driving mechanism of particle formation during ultrashort pulse laser ablation of dentin-like ivory. *J Biomed Opt* 2015; 20(7): 76005

Donges A, Bach G, 2012: Die Wechselwirkung von Laserlicht im Gewebe. <https://www.zwp-online.info/fachgebiete/laserzahnmedizin/grundlagen/die-wechselwirkung-von-laserlicht-mit-gewebe> (Zugriffsdatum: 20.01.2021)

Drost T, Reimann S, Frentzen M, Meister J. Effectiveness of photopolymerization in composite resins using a novel 445-nm diode laser in comparison to LED and halogen bulb technology. *Lasers Med Sci* 2019; 34(4): 729–736

Eaton KA. The achievement and maintenance of inter-examiner consistency in periodontal epidemiology studies. *J Periodontal Res* 1997; 32(5): 539–543

Egelberg J. Gingival Exudate Measurements for Evaluation of Inflammatory Changes of the Gingivae. *Odont Rev* 1964; 15: 381–398

Eichmann A. Elektrochirurgische Techniken. In: Petres J, Hrsg. Aktuelle Behandlungsverfahren. Berlin: Springer, 1987: 22–26

Esteves-Oliveira M, Zezell D, M, Meister J, Franzen R, Stanzel S, Lampert F, Eduardo C, P, Apel C: CO2 Laser (10.6 μm) Parameters for Caries Prevention in Dental Enamel. Caries Res 2009; 43: 261–268

Farina R, Simonelli A, Rizzi A, Pramstraller M, Cucchi A, Trombelli L. Early postoperative healing following buccal single-flap approach to access intraosseous periodontal defects. Clin Oral Investig 2013; 17(6): 1573–1583

Featherstone JDB, Barrett-Vespone NA, Fried D, Kantorowitz Z, Seka W. CO2 laser inhibition of artificial caries-like lesion progression in dental enamel. J Dent Res 1998; 77: 1397–1403

Fickl S, Fischer KR, Jockel Schneider Y, Stappert CFJ, Schlagenhauf U, Kebschull M. Early wound healing and patient morbidity after single incision vs. trap door graft harvesting from the palate – a clinical study. Clin Oral Investig 2014; 18(9): 2213–2219

Fornaini C, Fekrazad R, Rocca JP, Zhang S, Merigo E. Use of Blue and Blue-Violet Lasers in Dentistry: A Narrative Review. J Lasers Med Sci 2021; 12: e31

Fornaini C, Merigo E, Rocca JP, et al. 450 nm Blue Laser and Oral Surgery: Preliminary ex vivo Study. The Journal of Contemporary Dental Practice 2016; 17(10): 795–800

Fornaini C, Rocca JP, Merigo E. 450 nm diode laser: A new help in oral surgery. World J Clin Cases 2016; 4(9): 253–257

Franzen R, Gutknecht N, Falken S, Heussen N, Meister J. Bactericidal effect of a Nd:YAG laser on Enterococcus faecalis at pulse durations of 15 and 25 ms in dentine depths of 500 and 1,000 μm . Lasers Med Sci 2011; 26: 95–101

Franzen R, Meister J, Schippers M, Gutknecht N. Die bakterizide Wirkung eines 980 nm – Dioden – Lasers im Wurzelkanalwanddentin boviner Zähne – Eine In-vitro-Studie. Laser Zahnheilkunde 2005; 3/4(05): 143–148

Frentzen M, Götz W, Ivanenko M, Afilal S, Werner M, Hering P. Osteotomy with 80- μ s CO₂ laser pulses – histological results. *Lasers Med Sci* 2003; 18: 119–124

Frentzen M, Kraus D, Reichelt J, Engelbach C, Dehn C, Meister J. A novel blue light diode laser (445 nm) for dental application: Biomedical testing and clinical aspects. *Laser* 2016; 3: 6–13

Fried D, Featherstone JDB, Visuri SR, Seka W, Walsh JT. The caries inhibition potential of Er:YAG and Er:YSGG laser radiation. *Proc SPIE* 1997; 2672: 73–78

Gargiulo AW, Wentz FM, Orban B. Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. *J Periodontol* 1961; 32(3): 261–267

Gaur A, Dhillon M, Narang N, Ahuja U, Singh S, Ahuja S. Efficacy of Diode Laser Ablation and Low Level Laser Therapy on Healing and Bacterial Load Reduction at Intraoral Biopsy Site. *J Dent* 2022; 23(2): 121–128

Gobbo M, Bussani R, Perinetti G, Rupel K, Bevilacqua L, Ottaviani G, Biasotto M. Blue diode laser versus traditional infrared diode laser and quantic molecular resonance scalpel: clinical and histological findings after excisional biopsy of benign oral lesions. *J Biomed Opt* 2017; 22(12): 121602

Goharkhay K, Moritz A, Wilder-Smith P, Schoop U, Kluger W, Jakolitsch S, Sperr W. Effects on oral soft tissue produced by a diode laser in vitro. *Lasers Surg Med* 1999; 25(5):401–406

Grötz KA, Schmidt BLJ. Piezo-Chirurgie in der zahnärztlichen Chirurgie - Update 2011. *Dtsch Zahnärztl Z* 2011; 66(6): 432–439

Gutiérrez-Corrales A, Rizcala-Orlando Y, Montero-Miralles P, Volland G, Gutiérrez-Pérez JL, Torres-Lagares D, Serrera-Figallo MA. Comparison of diode laser - Oral tissue interaction to different wavelengths. In vitro study of porcine periodontal pockets and oral mucosa. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2020; 25(2): e224–e232

Gutknecht N, Franzen R, Schippers M, Lampert F. Bactericidal effect of a 980-nm diode laser in the root canal wall of bovine teeth. *J Clin Laser Med Surg* 2004; 22: 9–13

Gutknecht N, Moritz A, Conrads G, Lampert F. Bactericidal Effect of the Nd:YAG Laser in in Vitro Root Canals. *Clin Laser Med Surg* 1996; 14(2): 77–80

Gutknecht N, van Gogwaardt D, Conrads G, Apel C, Schubert C, Lampert F. Diode laser radiation and its bactericidal effect in root canal wall dentin. *J Clin Laser Med Surg* 2000; 18(2): 57–60

Hanke A, Fimmers R, Frentzen M, Meister J. Quantitative determination of cut efficiency during soft tissue surgery using diode lasers in the wavelength range between 400 and 1500 nm. *Lasers Med Sci* 2021; 36: 1633–1647

Harnack L, Boedeker RH, Kurtulus I, Boehm S, Gonzales J, Meyle J. Use of platelet-rich plasma in periodontal surgery – a prospective randomised double blind clinical trial. *Clin Oral Investig* 2009; 13(2): 179–187

Harris DM, White JM, Goodis H, Arcoria CJ, Simon J, Carpenter WM, Fried D, Burkart J, Yessik M, Myers T. Selective ablation of surface enamel caries with a pulsed Nd:YAG dental laser. *Lasers Surg Med* 2002; 30(5): 342–350

Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med* 1989; 9: 338–344

Hibst R, Paulus R, Lussi A. Detection of Occlusal Caries by Laser Fluorescence: Basic and Clinical Investigations. *Med. Laser Appl.* 2001; 16(3): 205–213

Hug B, Haag R. High-Frequency Surgery. In: Kramme R, Hoffmann KP, Pozos RS, Hrsg. *Springer Handbook of Medical Technology*. Berlin: Springer, 2011: 677–701

Jae-Yong J, Sang-Hwa L, Hyun-Joong Y. A comparative study of wound healing following incision with a scalpel, diode laser or Er,Cr:YSGG laser in guinea pig oral mucosa: A histological and immunohistochemical analysis. *Acta Odontologica Scandinavica* 2010; 68(4): 232–238

Keertana R, Varghese SS, Chaudhary M. Gingivectomy by different techniques – a comparative analysis. *Int J Dent Sci* 2019; 6(SI8): 11–16

- Karagah P. Temperatureentwicklung am Arbeitsende der Applikationsfaser bei dentalen Di-odenlasern. Dissertation, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn 2009
- Keller U, Hibst R, Geurtsen W, Schilke R, Heidemann D, Klaiber B, Raab WH. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *J Dent* 1998; 26(8): 649–656
- Kirpalani T, Dym H. Role of piezo surgery and lasers in the oral surgery office. *Dent Clin North Am* 2020; 64(2): 351–363
- Kishen A, Peters OA, Zehnder M, Diogenes AR, Nair MK. Advances in endodontics: Potential applications in clinical practice. *J Conserv Dent* 2016; 19(3): 199–206
- Kleinberg I, Golub LM. Gingival crevicular fluid and its use in diagnosis of disease. *Int J Dermatol* 1985; 24: 37–40
- Klinke T, Klimm W, Gutknecht N. Antibacterial effects of Nd:YAG laser irradiation within root canal dentin. *J Clin Laser Med Surg* 1997; 15: 29–31
- Knabe C, Grosse-Siestrup C, Becker H, Pustelnik A, Gahl G. A new method to evaluate the CAPD-catheter-exit and other percutaneous devices. *Int J Artif Organs* 1991; 14: 83–86
- Krause F, Frentzen M. Dioden-Laser in der zahnmedizinischen Anwendung. *LaserZahnheilkunde* 2007; 3(07): 151–158
- Krejci RF, Kalkwarf KL, Krause-Hohenstein U. Electrosurgery—a biological approach. *J Clin Periodontol* 1987; 14(10): 557–563
- Kumar P, Rattan V, Rai S. Comparative evaluation of healing after gingivectomy with electrocautery and laser. *J Oral Biol Craniofac Res* 2025; 5(2): 69–74
- Lang NP, Joss A, Orsanic T, Gusberti FA, Siegrist BE. Bleeding on probing. A predictor for the progression of periodontal disease?. *J Clin Periodontol* 1986; 13: 590–596
- Lang NP, Nyman S, Senn C, Joss A. Bleeding on probing as it relates to probing pressure and gingival health. *J Clin Periodontol* 1991; 18: 257–261

- Landry RG and Jean M. Periodontal Screening and Recording (PSR) Index: precursors, utility and limitations in a clinical setting. *Int Dent J* 2002; 52(1): 35–40
- Latina MA, Park C. Selective targeting of trabecular meshwork cells: In vitro studies of pulsed and CW laser interactions. *Exp. Eye Res* 1995; 60(4): 359–371
- Lippert B, Teymoortash A, Folz B, Werner JA. Wound healing after laser treatment of oral and oropharyngeal cancer. *Lasers Med Sci* 2003; 18: 36–42
- Löe H, Silness J. Periodontal disease in pregnancy. I. Prevalence and severity. *Acta Odontol Scand* 1963; 21(6): 533–551
- Lobene RR, Weatherford T, Ross NM, Lamm RA, Menaker L. A modified gingival index for use in clinical trials. *Clin Prev Dent* 1986; 8(1): 3–6
- Luke AM, Mathew S, Altawash MM, Madan BM. Lasers: A Review With Their Applications in Oral Medicine. *J Lasers Med Sci* 2019; 10(4): 324–329
- Lusche I, Dirk C, Frentzen M, Meister J. Cavity Disinfection With a 445 nm Diode Laser Within the Scope of Restorative Therapy - A Pilot Study. *J Lasers Med Sci* 2020; 11(4): 417–426
- Maboudi A, Fekrazad R, Shiva A, Salehabadi N, Moosazadeh M, Ehsani H, Yazdani O. Gingivectomy with diode laser versus the conventional scalpel surgery and nonsurgical periodontal therapy in treatment of orthodontic treatment-induced gingival enlargement: a systematic review. *Photobiomodul Photomed Laser Surg* 2023; 41(9): 449–459
- Magrin GL, Sigua-Rodriguez EA, Goulart DR, Asprino L. Piezosurgery in bone augmentation procedures previous to dental implant surgery: a review of the literature. *Open Dent J* 2015; 9: 426–433
- Malmqvist S, Liljeborg A, Qadri T, Johannsen G, Johannsen A. Using 445 nm and 970 nm lasers on dental implants — An in vitro study on change in temperature and surface alterations. *Materials* 2019; 12(23): 3934
- Mamoun JS. On the ferrule effect and the biomechanical stability of teeth restored with cores, posts, and crowns. *Eur J Dent* 2014; 8(2): 281–286

Matys J, Flieger R, Dominiak M. Effect of diode lasers with wavelength of 445 and 980 nm on a temperature rise when uncovering implants for second stage surgery: An ex-vivo study in pigs. *Adv Clin Exp Med* 2017; 26(4): 687–693

Mehl A, Kremers L, Salzmann K, Hickel R. 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG. *Dental Mater* 1997; 13: 246–251

Meister J, Franzen R, Apel C. Grundlagen der Laserzahnheilkunde Teil III Die Licht-Ge-webe-Wechselwirkung. *LaserZahnheilkunde* 2004; 3(04): 199–204

Meister J, Franzen R, Forner K, Grebe H, Stanzel S, Lampert F, Apel C. Influence of the water content in dental enamel and dentin on ablation with erbium YAG and erbium YSGG lasers. *J Biomed Opt* 2006; 11(3): 034030

Monteiro L, Delgado ML, Garcês F, Machado M, Ferreira F, Martins M, Salazar F, Pacheco JJ. A histological evaluation of the surgical margins from human oral fibrous-epithelial lesions excised with CO2 laser, Diode laser, Er:YAG laser, Nd:YAG laser, electrosurgical scalpel and cold scalpel. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2019; 24(2): e271–e280

Moritz A, Schoop U, Goharkay K. Treatment of periodontal pockets with a diode. *Lasers Surg Med* 1998; 22: 302–311

Moritz A, Schoop U, Goharkhay K, Jakolitsch S, Kluger W, Wernisch J, Sperr W. J. The bactericidal effect of Nd:YAG, Ho:YAG, and Er:YAG laser irradiation in the root canal: an in vitro comparison. *Clin Laser Med Surg* 1999; 1(4): 161–164

Myers TD, Myers WD, Stone RM. First soft tissue study utilizing a pulsed Nd:YAG dental laser. *Northwest Dent* 1989;68(2):14–17

Ngo LH, Darby IB, Veith PD, Locke AG, Reynolds EC. Mass spectrometric analysis of gingival crevicular fluid biomarkers can predict periodontal disease progression. *J Periodontal Res* 2013; 48(3): 331–341

Nokhbatolfoghahaie H, Alikhasi M, Chiniforush N, Khoei F, Safavi N, Yaghoub Zadeh B. Evaluation of Accuracy of DIAGNOdent in Diagnosis of Primary and Secondary Caries in Comparison to Conventional Methods. *J Lasers Med Sci* 2013; 4(4): 159–167

- Palaia G, Impellizzeri A, Tenore G, Caporali F, Visca P, del Vecchio A, Galluccio G, Polimeni A, Romeo U. Ex vivo histological analysis of the thermal effects created by a 445-nm diode laser in oral soft tissue biopsy. *Clin Oral Invest* 2020; 24: 2645–2652
- Park D, Kim M, Choi JW, Baek JH, Lee SH, Baek K. Antimicrobial photodynamic therapy efficacy against specific pathogenic periodontitis bacterial species. *Photodiagnosis Photodyn Ther* 2020; 30: 101688
- Pavlíková G, Foltán R, Burian M, Horká E, Adámek S, Hejčl A, Hanzelka T, Sedý J. Piezosurgery prevents brain tissue damage: an experimental study on a new rat model. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2011; 40(8): 840–844
- Pick RM, Colvard MD. Current status of lasers in soft tissue dental surgery. *J Periodontol* 1993;64(7): 589–602
- Rastegar S, Jaques SL, Motamedi M, Kim BM. Theoretical analysis of equivalency of high power diode laser (810nm) and Nd:YAG laser (1064nm) for coagulation of tissue: Predictions for prostate coagulation. *SPIE Proc* 1992; 1649: 150–160
- Reichelt J, Winter J, Meister J, Frentzen M, Kraus D. A novel blue light laser system for surgical applications in dentistry: evaluation of specific laser-tissue interactions in monolayer cultures. *Clin Oral Invest* 2017; 21: 985–994
- Rieger S. Die antimikrobielle photodynamische Therapie in der Parodontologie. *Quintessenz* 2014; 65(1): 7–15
- Romanos GE. Considerations for diode laser surgery technology and technique play important roles in successful outcomes. *Insid Dent* 2014; 10(6): 78–80
- Rompel R, Hohenleutner U. Lasertherapie. In: Petres J, Rompel R, Hrsg. *Operative Dermatologie: Lehrbuch und Atlas*. Berlin: Springer, 2007: 147–157
- Schneider F, Wolf N, Petring D. High power laser cutting of fiber reinforced thermoplastic polymers with cw- and pulsed lasers. *Phys Procedia* 2013; 41: 415–420

Schoop U, Kluger W, Moritz A, Nedjelic N, Georgopoulos A, Sperr W. Bactericidal effect of different laser systems in the deep layers of dentin. *Lasers Surg Med* 2004; 35: 111–116

Sebek P. Laser in der Chirurgie – 2. Teil. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2000; 110(3): 289–292

Sharma CG, Pradeep AR. Gingival crevicular fluid osteopontin levels in periodontal health and disease. *J Periodontol* 2006; 77(10): 1674–1680

Sheth KK, Staninec M, Sarma, AV, Fried D. Selective targeting of protein, water, and mineral in dentin using UV and IR pulse lasers: The effect on the bond strength to composite restorative materials. *Lasers Surg Med* 2004; 35: 245–253

Sobouti F, Rakhshan V, Chiniforush N, Khatami M. Effects of laser-assisted cosmetic smile lift gingivectomy on postoperative bleeding and pain in fixed orthodontic patients: a controlled clinical trial. *Prog Orthod* 2024; 15(1): 66

Song BC, Cho YG, Lee MS. Effect of Er:YAG lasing on the dentin bonding strength of two-step adhesives. *J Korean Acad Conserv Dent* 2011; 36(5): 409–418

Stabholz A, Zeltser R, Sela M, Peretz B, Moshonov J, Ziskind D, Stabholz A. The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. *Compend Contin Educ Dent* 2003;24(12):935–948

Steglich P, Heise K. *Photonik – einfach erklärt: Wie Licht unsere Industrie revolutioniert*. Heidelberg: Springer Spektrum; 2019

Stein BS, Kendall AR. The use of the Nd:YAG laser in urology. *Lasers Surg Med* 1985; 5(2): 129–132

Strobl A, Gutknecht N, Franzen R, Hilgers RD, Lampert F, Meister J. Laser-assisted in-office bleaching using a neodymium:yttrium–aluminum–garnet laser: an in vivo study. *Lasers Med Sci* 2010; 25: 503–509

Stübinger S, Ghanaati S, Saldamli B, Kirkpatrick CJ, Sader R. Er:YAG laser osteotomy: preliminary clinical and histological results of a new technique for contact-free bone surgery. *Eur Surg Res* 2009; 42(3): 150–156

Stübinger S, Kober C, Zeilhofer HF, Sader R. Er:YAG laser osteotomy based on refined computer-assisted presurgical planning: first clinical experience in oral surgery. *Photomed Laser Surg* 2007; 25(1): 3–7

Suter VGA, Altermatt HJ, Bornstein MM. A randomized controlled clinical and histopathological trial comparing excisional biopsies of oral fibrous hyperplasias using CO₂ and Er:YAG laser. *Lasers Med Sci* 2017; 32(3): 573–581

Świder K, Dominiak M, Grzech-Leśniak K, Matys J. Effect of Different Laser Wavelengths on Periodontopathogens in Peri-Implantitis: A Review of In Vivo Studies. *Microorganisms* 2019; 7(7): 189

Vitruk P, Levine R. Hemostasis and Coagulation with Ablative Soft-Tissue Dental Lasers and Hot-Tip Devices. *Inside Dentistry* 2016; 12(8):37–42

Wachtel H, Schenk G, Böhm S, Weng D, Zuhr O, Hürzeler MB. Microsurgical access flap and enamel matrix derivative for the treatment of periodontal intrabony defects: a controlled clinical study. *J Clin Periodontol* 2003; 30(6): 496–504

Walsh JT, Flotte TJ, Anderson RR, Deutsch TF. Pulsed CO₂ laser tissue ablation: Effect of tissue type and pulse duration on thermal damage. *Lasers Surg Med* 1988; 8: 108–118

Wan-Hong L. A comparison of bond strengths following treatment with Er:YAG laser and phosphoric acid. *Int Congr* 2003; 1248: 51–59

White JM, Goodis HE, Rose CL. Use of the pulsed Nd:YAG laser for intraoral soft tissue surgery. *Lasers Surg Med* 1991; 11(5): 455–461

Zare D, Haerian A, Molla R, Vaziri F. Evaluation of the effects of diode (980 nm) laser on gingival inflammation after nonsurgical periodontal therapy. *J Lasers Med Sci* 2014; 5(1): 27–31

Ziebolz D, Szabadi I, Rinke S, Hornecker E, Mausberg RF. Initial periodontal screening and radiographic findings - A comparison of two methods to evaluate the periodontal situation. BMC Oral Health 2011; 11: 3

9. Erklärung zum Eigenanteil

Die Konzeption und Betreuung der klinischen Studie erfolgten an der Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und präventive Zahnheilkunde der Universität Bonn durch Prof. Dr. em. Matthias Frentzen unter meiner Mitarbeit. Die Auswahl des Patientenkollektivs, die Baselineuntersuchungen, die Therapie sowie die Nachuntersuchungen erfolgten sowohl durch Prof. Dr. em. Matthias Frentzen in Zusammenarbeit mit den zuvor bestellten Prüfarzten. Die erhobenen klinischen Daten wurden von mir unter Aufsicht von Prof. Dr. em. Matthias Frentzen zusammengeführt, strukturiert und verwaltet. Anschließend wurden die Rohdaten von mir – mit Unterstützung von Priv.-Doz. Dr. rer. nat. Jörg Meister sowie dem externen Unternehmen ProStat bezüglich der statistischen Analyse - ausgewertet. Die Interpretation der statistischen Ergebnisse sowie deren wissenschaftliche Diskussion erfolgten eigenständig durch mich. Die schriftliche Fassung der vorliegenden Arbeit einschließlich der Literaturanalyse wurde von mir mit redaktioneller Beratung durch Prof. Dr. em. Frentzen erstellt.

Ich versichere, die Dissertationsschrift selbstständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

10. Danksagung

Zunächst möchte ich meinen aufrichtigen Dank an meinen Doktorvater, Prof. Dr. Frentzen aussprechen. Seine unermüdliche Unterstützung, wertvollen Ratschläge und sein tiefes Fachwissen haben maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen. Ohne seine kontinuierliche Anleitung und Motivation wäre diese Dissertation nicht möglich gewesen.

Nicht zuletzt danke ich meiner Partnerin Marielle Falkenberg, deren Verständnis und Unterstützung mir in den herausforderndsten Momenten zur Seite standen.

Diese Arbeit ist auch den vielen Patienten gewidmet, die bereitwillig an meinen Studien teilgenommen haben. Ohne ihre Kooperation wäre diese Forschung nicht möglich gewesen.