

2 Literaturübersicht

2.1 Parodontalerkrankungen

2.1.1 Definition der Gingivitis und der chronischen Parodontitis

Gingivitis und Parodontitis sind die entzündlichen Reaktionen des Parodonts auf supra- und nachfolgend subgingivale Plaque (unspezifische Keime); zusätzlich können spezifische parodontalpathogene Keime hinzukommen. Die Plaque kann durch ihre Lokalisation das parodontale Gewebe direkt beeinflussen. Die Anfälligkeit für die Erkrankungen und ihre Verlaufsform ist sehr variabel. Sie werden sowohl von erworbenen (Risikofaktoren, Art und Anzahl der Parodontalpathogene) als auch von genetischen Faktoren (Reaktionsvermögen des Immunsystems) beeinflusst [92, 140, 173, 212, 271, 366].

1999 wurde während des „International Workshop for Classification of Periodontal Diseases and Condition“ eine neue Klassifizierung der plaqueinduzierten Parodontopathien entwickelt. Die Klassifikation berücksichtigt dabei die verschiedenen Faktoren, die den Verlauf der Parodontitis beeinflussen [20]. Dadurch werden die Parodontopathien in sieben Hauptgruppen unterteilt: Gingivitis, chronische Parodontitis, aggressive Parodontitis, parodontale Manifestation systemischer Erkrankungen, nekrotisierende parodontale Erkrankungen, Abszesse des Parodonts und die Parodontitis, die mit einer endodontischen Läsion assoziiert ist (Paroendoläsion). Die chronische und aggressive Parodontitis können in langsam oder schnell fortschreitende Verlaufsformen, in lokalisierte (<30 % der Parodontien) oder generalisierte (≥30 % der Parodontien) Ausprägungen und in die Schweregrade leicht (1-2mm), mittel (3-4mm) und schwer (≥5mm) unterteilt werden [20].

Die chronische Parodontitis ist eine Infektionserkrankung, die durch unspezifische Mikroorganismen der dentalen Plaque ausgelöst wird. Die Zusammensetzung des mikrobiologischen Milieus in den Parodontien ist variabel. Eine wichtige Rolle für den Verlauf der Erkrankung spielt die körpereigene Abwehr. Aus der Erkrankung resultieren fortschreitender Knochen- und Attachmentverlust, die durch Rezessionen oder Taschenbildungen charakterisiert sind. Die Erkrankung schreitet langsam fort, wobei allerdings Perioden mit schnellem Knochenabbau vorkommen können. Der Attachmentverlust zeigt im Röntgenbild einen horizon-

talen Verlauf. Die Erkrankung wird hauptsächlich von lokalen Faktoren beeinflusst. Man findet fast immer subgingivale Konkremente auf den Wurzeloberflächen, wobei die Zusammensetzung des mikrobiologischen Milieus in den Parodontien variabel ist. Die Höhe der Prävalenz und die Schwere der Erkrankung steigen mit dem Alter. Ohne Therapie wird die Erkrankung weiter voran schreiten [20].

2.1.2 Ätiologie und Pathogenese der Gingivitis und Parodontitis

2.1.2.1 Gingivitis

Die chronische Gingivitis imponiert klinisch durch eine Rötung und damit Verlust der normalen Farbe der marginalen Gingiva. Die die Entzündung begleitende ödematöse Schwellung führt zum einem zum Verlust der physiologischen Kontur und Textur des Gewebes und zum anderem zu einer ungenügenden Adaption der Gingiva an die Zähne. Die entzündete Gingiva zeigt eine starke Neigung zu oberflächlichen Blutungen auf mechanische Reize und weist eine erhöhte Fließrate des Sulkusfluids auf [109, 212, 243].

Heute geht man davon aus, dass zum Entstehen der Gingivitis Plaque und die darin enthaltenen Bakterien notwendig sind [200, 202, 329]. Diese schädigen das Gewebe direkt durch bakterieneigene Pathogenitätsfaktoren und indirekt über die Induktion von Immunreaktionen und weitere Mechanismen der Körperabwehr. Die Gingivitis ist auch als isolierte Erkrankung immer als Vorerkrankung der Parodontitis zu betrachten [212, 243].

Histologisch werden drei Stadien der Gingivitis unterschieden [212, 243, 250]. Die initiale Läsion ist eine typische akute Entzündungsantwort auf einen auslösenden Reiz. Die Läsion ist charakterisiert durch eine Infiltration des Gewebes mit neutrophilen Granulozyten und Vasodilatation. Die initiale Infiltration wird durch Chemotaxis induziert, welche durch bakterielle Bestandteile und Stoffwechselprodukte in Gang gesetzt wird. Wirtseigene Reaktionsmechanismen, wie das Komplement- und das Kininsystem oder der Arachidonsäureweg, die durch direktes Einwirken der Mikroorganismen auf das Gefäßsystem ausgelöst werden, führen zur Vasodilatation und zur Zunahme der Permeabilität der Gefäße. In diesem Stadium treten noch keine Veränderungen des Epithels, des Gefäßsystems und des Kollagens auf. Die eingetretenen Veränderungen sind noch vollständig reversibel [21, 126, 244]. Das durch Lymphozyten charakterisierte Infiltrat der frühen Läsion ist von T-Lymphozyten dominiert. Die Dominanz verschiebt sich

bei der etablierten Läsion hin zu B-Lymphozyten und Plasmazellen [244]. Dieser Wandel ist verbunden mit einem zunehmenden Kollagenverlust des parodontalen Gewebes und mit einer stärker werdenden Proliferation des Verbindungsepithels. Der Wandel von der akuten hin zur chronischen Entzündung ist begleitet von einem steigenden Gehalt an Zytokinen im Entzündungsgebiet. Diese sind verantwortlich für die Aktivierung und Differenzierung von Phagozyten und anderen, an den Entzündungsvorgängen beteiligten Zellen. Auch diese Veränderungen sind in der Regel vollständig reversibel, wenn mit Hilfe einer sorgfältigen Mundpflege die Plaque entfernt wird [212, 243, 244].

Systemische Erkrankungen oder die Gabe bestimmter Medikamente und die damit einhergehenden pathologische Veränderungen des Gingivagewebe fördern die Manifestation einer Gingivitis [244, 361].

Einige dieser Erkrankungen erzeugen ein ähnliches Bild wie eine plaqueinduzierte Gingivitis. Im Gewebe findet man Alterationen des Gefäßsystems und zelluläre Infiltrate veränderter Leukozyten. Induziert werden diese Veränderungen unter anderem durch Leukämien, Hämophilie, Sturge-Weber-Syndrom oder die Wegnerschen Granulomatose [361].

Auch eine defekte Immunantwort auf Pathogene, wie sie bei Diabetes mellitus, oder HIV auftritt, kann sich durch eine übermäßig starke, dem Reiz nicht adäquate Form der Gingivitis äußern [108, 361].

Des Weiteren können verschiedene Hormone Veränderungen in der parodontalen Mikroflora verursachen und/oder eine außergewöhnlich starke Entzündungsreaktion induzieren. Beobachtet wird dies unter Steroidgabe, in der Pubertät, während der Schwangerschaft oder bei der Gabe von Hormonpräparaten zur Kontrazeption [173, 199, 213, 312].

Bestimmte Medikamente induzieren in der Gegenwart von Plaque Gingivawucherungen. Die in diesem Zusammenhang wichtigsten Medikamentengruppen sind Kalziumantagonisten, Antiepileptika oder immunsupprimierende Medikamente, wie sie zum Beispiel nach Organtransplantationen gegeben werden. Dabei ruft eine vorbestehende Gingivitis eine stärkere Wucherung des Zahnfleisches hervor. Daneben erschwert eine hyperplastische Gingiva die Mundhygiene und fördert damit die Etablierung der Gingivitis [51, 121, 123, 124, 296, 297, 308, 363].

Neben dieser normalen Entwicklung der Gingivitis gibt es auch Sonderformen wie die akute nekrotisierende ulzerierende Gingivitis (ANUG), die in der neuen

Klassifikation nicht mehr der Gingivitis zugeordnet wird [20]. Diese ist charakterisiert durch interdentale Ulzerationen, Schmerzen, Blutungen und Foetor ex ore [156]. Das Krankheitsbild wird hervorgerufen durch Spirochäten, *Prevotella intermedia* und *Fusobacterium nucleatum* [156, 204]. Die ANUG tritt vor allem bei immungeschwächten Patienten auf. Die unzureichende Immunantwort kann durch Stress, schlechte Ernährung sowie durch eine Immunsuppression bedingt durch systemische Erkrankungen oder Medikamente verursacht sein. Häufig haben die erkrankten Patienten eine unzureichende Mundhygiene [216].

2.1.2.2 Chronische Parodontitis

Die Parodontitis wird klinisch von der Gingivitis durch den irreversiblen Verlust von Attachment, den Zahn befestigendes Gewebe, bei gleichzeitig bestehender Gingivitis unterschieden. Die Parodontitis wird histologisch gekennzeichnet durch den Verlust des parodontalen Ligaments und damit die Lösung der Verbindung zur Zementschicht des Zahnes, die Resorption von alveolarem Knochen, das Wandern des Epithels entlang der Wurzeloberfläche nach apikal und die Ansammlung von Plasmazellen, Lymphozyten und Makrophagen im dichten entzündlichem Infiltrat [241, 242].

Die Parodontitis ist eine chronische bakterielle Infektion, die nicht als zwangsläufige Konsequenz aus einer vorbestehenden, andauernden Gingivitis entstehen muss [299]. Der Pathomechanismus, der die Weiterentwicklung einer Gingivitis zu einer Parodontitis erklären könnte, ist noch nicht völlig klar; die Faktoren, die eine parodontitische Läsion initiieren sind darüber hinaus noch nicht alle bekannt. Es existieren klinische Modelle, nach denen die Progression der Parodontitis und der damit verbundene Attachmentverlust entweder als kontinuierlicher Prozess über einen langen Zeitraum erklärt wird oder aber als ein periodisch auftretender Krankheitsprozess mit kurzen Phasen hoher Aktivität. Klinische Untersuchungen zeigen, dass beide Mechanismen bei unterschiedlichen Patienten, bei unterschiedlichen Parodontien, zu unterschiedlichen Zeitpunkten oder auch nebeneinander bei gleichen Patienten oder hintereinander bei gleichen Parodontien auftreten, und so die parodontale Destruktion fortschreitet [150, 268, 309].

Die Ursache für die Entstehung und für das weitere Vorranschreiten einer Parodontitis ist an das Vorhandensein von Mikroorganismen gekoppelt [92]. Mehr als 300 verschiedene Mikroorganismen sind in erkrankten Parodontien isoliert worden [223]. Es liegt die Vermutung nahe, dass nur eine geringe Zahl der Bakterien, mit entsprechenden Virulenzfaktoren, für die Erkrankung und die Progression

verantwortlich sind. Diese Mikroorganismen müssen die Homöostase unterbrechen und die Abwehrmechanismen des Wirtes durchbrechen können, um die Erkrankung zu initiieren [116, 311, 366]. Zu den Mikroorganismen, die auf den Wurzeloberflächen gefunden wurden und eng mit der Parodontitis assoziiert sind, zählen *Porphyromonas gingivalis*, *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Bacteroides forsythus*, *Prevotella intermedia*, *Campylobacter rectus*, *Eubacterium nodatum*, *Treponema denticola*, *Streptococcus intermedia*, *Prevotella nigrescens*, *Peptostreptococcus micros*, *Fusobacterium nucleatum*, *Eikenella corrodens* und nicht näher bestimmte Spirochäten [116, 311, 366].

Die Parodontitis ist abhängig von dem Vorhandensein einer entsprechend hohen Anzahl an Mikroorganismen und/oder ihrer Fähigkeit, Virulenzfaktoren erzeugen zu können. Die pathogenen parodontalen Mikroorganismen weisen drei wesentliche Eigenschaften auf. Sie müssen den Abwehrmechanismen des Parodonts standhalten, sich dort ansiedeln können und Substanzen produzieren, die auf direktem und indirektem Weg das Parodont schädigen und zu seinem Abbau beitragen können [116, 311, 366].

Um im Parodont und im Ökosystem des dort vorhandenen Biofilms kolonisieren zu können, erzeugen einige Bakterien Fimbrien oder Adhäsine, wodurch sie besser anhaften können. Die Bakterien können Kapseln aus Polysacchariden besitzen, wodurch sie vor der Wirtsabwehr geschützt sind. Einige Bakterien können auch in das Wirtsgewebe eindringen und dort eine sie schützende Umgebung erzeugen, wie zum Beispiel *P. gingivalis* und *A. actinomycetemcomitans* [116, 311, 366].

Wenn die Anzahl der parodontalen Mikroorganismen in der subgingivalen Plaque einen kritischen Level überschritten hat, kommt es zur parodontalen Destruktion [309, 310].

Durch die Kolonisierung der Zahnoberfläche und die Invasion des parodontalen Gewebes mit pathogenen Mikroorganismen werden Immunreaktionen beim Wirt hervorgerufen, die neben den Pathogenen ebenfalls zur parodontalen Destruktion beitragen. Bakterienprodukte aktivieren im Parodont zelluläre Prozesse, die zum Abbau von Kollagen und Knochen beitragen. Die Mechanismen, die zum Attachmentverlust führen, können in direkte (von den Bakterien ausgehende) und indirekte (durch die Mikroorganismen induzierte) unterteilt werden. Die Pathogene besitzen Enzyme wie Proteasen, Kollagenasen, Fibrinolysin und Phospholipase A, die das Gewebe direkt abbauen können. Daneben erzeugen sie für das sie umgebende Gewebe giftige Stoffwechselprodukte wie Schwefelwas-

serstoff (H₂S) und Ammoniak (NH₃) Ein Teil der Mikroorganismen trägt in ihrer Zellmembran Lipopolysaccharide (LPS), die *in vitro* selbst Knochenresorption induzieren können [210].

Zu den indirekten Mechanismen gehören die Enzyme, die bei der Degranulation von polymorphkernigen Granulozyten auf einen entzündlichen Reiz freigesetzt werden. Diese können das Kollagen und die Basalmembran der Zellen abbauen. Daneben gibt es Zytokine und Entzündungsmediatoren, die aufgrund von pathologischen Reizen im Körper ausgeschüttet werden. Hervorzuheben sind die Interleukine (IL-1, IL-6, IL-8). Dies sind entzündungsfördernde multifunktionelle Enzyme, welche unter anderem die Knochen- und Kollagenresorption fördern. Der Tumornekrosefaktor alpha (TNF- α), dessen Sekretion durch LPS stimuliert wird und das Prostaglandin E₂ (PGE₂), ein vasoaktiver Botenstoff, induzieren neben anderen Funktionen ebenfalls eine Knochenresorption. Das Zusammenspiel aller genannten Faktoren bewirkt den Abbau des parodontalen Gewebes und den daraus resultierenden Attachmentverlust [210].

2.1.2.3 Die Diagnose und das Monitoring der Parodontitis

Um die Diagnose Parodontitis stellen und daraufhin eine Therapie einleiten zu können, bedarf es Untersuchungsmethoden, die sicher zwischen krank und gesund unterscheiden können. Außerdem sollten die Tests eine Behandlungsnotwendigkeit und die Progression der Erkrankung feststellen und dadurch den Erfolg der Therapie monitoren können. Die Diagnose Parodontitis kann anhand verschiedener Befunde gestellt werden [179, 251, 271]:

- Klinische Zeichen der Entzündung (Bleeding on Probing (BOP))
- Sondierungstiefe (Gingivarand - Taschenfundus)
- Klinischer Attachmentverlust (Schmelzzementgrenze – Taschenfundus)
- Zusätzliche Faktoren wie Ulzerationen, Zahnlockerungen, Schmerzen, Plaque und Konkremente
- Anhand der medizinischen und zahnmedizinischen Anamnese
- Persönliche Daten (Alter, Geschlecht)
- Röntgendiagnostik
- Mikrobiologische Untersuchung der subgingivalen Flora
- Genetische Tests (IL-1-Polymorphismus)

Die mikrobiologische Untersuchung der subgingivalen Flora und der genetische Test auf das Reaktionsvermögen des Immunsystems sind keine notwendigen Parameter zur Diagnose einer Parodontalerkrankung. Sie können aber zusätzliche Informationen über den zu erwartenden Verlauf der Erkrankung geben, und so das therapeutische Vorgehen beeinflussen. Die persönlichen Daten, die zusätzlichen Faktoren und die Anamnese geben Auskunft über Ursache und den bisherigen Verlauf der Erkrankung. Sie zeigen dem Behandler zusätzliche durchzuführende therapeutische Maßnahmen auf. Normal ausgewertete Röntgenbilder geben Auskunft über den Status praesens, dabei zeigen sie aber den wirklichen Knochenverlust des Patienten nicht auf. Der Knochenverlust wird unterschätzt [4, 110]. Eine gute Möglichkeit, den Knochenverlust zu bestimmen, besteht darin, standardisierte Röntgenbildsequenzen über einen längeren Zeitraum anzufertigen, die im Vergleich zueinander ausgewertet werden [151, 152].

Die zwei wichtigsten Messungen, um den Status praesens eines Patienten erheben und weiteren Attachmentverlust feststellen zu können, sind die Messung der Sondierungstiefe und des klinischen Attachmentlevels [19, 110]. Die Messung der Sondierungstiefen kann schnell erfolgen und gibt einen guten Überblick über die vorhandenen Taschen, dem Lebensraum der Mikroorganismen. Eine Sondierungstiefe von 6 mm und mehr ist der einzig gesicherte Parameter, der mit weiterem Attachmentverlust korreliert [271]. Der klinische Attachmentlevel ist schwieriger zu erheben, gibt allerdings genauere Auskunft über das tatsächliche Ausmaß der parodontalen Destruktion. Die Messung des klinischen Attachmentlevels hat die größte Validität bei der Bewertung des klinischen Outcome nach Therapie [19]. Einem erfahrenem Untersucher ist es möglich, mit konventionellen PA-Sonden den klinischen Attachmentlevel in 90 % der Fälle im Verlauf verschiedener Besuche auf ± 1 mm zu bestimmen [19, 110]. Außer den manuellen PA-Sonden gibt es computergesteuerte Sonden, bei denen der Sondierungsdruck elektronisch gesteuert und die Messung automatisch registriert wird. Dadurch ist es möglich, kleinere Veränderungen festzustellen als mit manuellen Sonden [19, 110]. Manuelle Sonden sind jedoch absolut ausreichend bei Routinemessungen. Beim Gebrauch elektronischer oder manueller Sonden erhält man vergleichbare Ergebnisse [110].

Das Bluten auf Sondierung (BOP) wird in den meisten klinischen Studien als Parameter für die Entzündungsaktivität benutzt [29, 30, 177]. In den letzten Jahren beschäftigten sich viele Veröffentlichungen mit der Validität dieses Tests, um eine Entzündung und den damit verbundenen weiteren Attachmentverlust festzu-

stellen. Da nur eine schwache Korrelation zwischen BOP und Attachmentverlust besteht, sollte das Nicht-Bluten als Zeichen für gingivale Gesundheit betrachtet werden [177].

2.1.3 Epidemiologie der Parodontalerkrankungen

2.1.3.1 Die Prävalenz der Parodontalerkrankungen

Die Prävalenz beschreibt die Anzahl der Personen, in einer vorher definierten Bevölkerung, die zu einem festgelegten Zeitpunkt, an der zu untersuchenden Krankheit leidet [277]. Bei der Interpretation der Studien, die Auskunft über die Prävalenz einer Erkrankung geben, müssen immer die untersuchte Bevölkerung, die benutzten Untersuchungsmethoden, die Anzahl der Untersucher und ihre Erfahrung mit berücksichtigt werden. Auch die Grenze, ab der eine Person als krank definiert wird, muss bekannt sein, um mit den Daten arbeiten zu können. Der „Goldstandard“ zur Diagnostik einer Parodontitis ist die Messung des CAL (clinical attachment loss). Der erhobene Wert gibt keine Auskunft über die momentane Krankheitsaktivität, sondern nur über das bis jetzt statt gefundene Krankheitsgeschehen [19, 110]. Für epidemiologische Studien ist der CPITN (Community Periodontal Index Treatment Needs) entwickelt worden, der Angabe über die Schwere der Erkrankung anhand eines Scores von 0-4 gibt. Die Werte drei und vier zeigen eine Behandlungsnotwendigkeit auf [2].

Methode der Wahl zur Diagnose der Gingivitis sind Hygieneindices und Blutungsindices. Um vergleichbare Daten erheben zu können sollte ein international angewandtes System benutzt werden wie zum Beispiel der Plaque-Index und der Gingiva-Index [201].

Die Auswertung der „Third National Health and Nutrition Examination Survey“ (NHANES III), der von 1988-1994 in den USA durchgeführt wurde, zeigte Prävalenzen für Gingivitis und Parodontitis. Demnach leiden 54 % aller Erwachsenen, die älter als 30 Jahre sind, an Gingivitis. Männer sind häufiger betroffen als Frauen. Die Prävalenz nimmt mit steigendem Alter leicht zu bis zu einem Niveau von 60 %, welches bei der Altersgruppe der ab Siebzigjährigen zu finden ist. Gingivitis wurde diagnostiziert, wenn Blutungen vorhanden waren [6].

In den USA waren 44,4 % der über Dreißigjährigen an Parodontitis erkrankt. Fast 50 % der Erkrankten litten an einer leichten Verlaufsform der Parodontitis (CAL <

4mm). Auch bei der Parodontitis nahm die Anzahl der Erkrankungen mit dem Anstieg des Patientenalters auf 70 bis auf 54 % zu [5].

Eine leicht erhöhte Anzahl an Erkrankten zeigte die Auswertung von Studien, die im Zeitraum zwischen 1985-1992 in Deutschland durchgeführt wurden. Hierbei wurden Erhebungen berücksichtigt, die den CPITN nutzten. Die Auswertung zeigt, dass durchschnittlich 45 % der Bevölkerung im Alter zwischen 35 und 45 Jahren an einer mittelschweren Erkrankung litten (Score 3). 13 % der Bevölkerung der selben Altersgruppe wiesen sogar einen Score von 4 auf [299].

FLEMMING et al. beschrieben eine Prävalenz von 67 % bis 100 % für einen CAL von 1-2 mm für alle Altersgruppen [92]. Mit zunehmendem Alter nimmt die Anzahl der höheren Attachmentverluste zu. Bei 18-35-jährigen hatten 9 % bis 35 % einen CAL von 3-4 mm erlitten und nur 0,3 % bis 6 % einen CAL von mehr als 5 mm. Bei den über 55-jährigen wiesen 44 % bis 81 % einen CAL von 3-4 mm und 35 % bis 51 % einen CAL von mehr als 5 mm auf [92]. Die SHIP-Studie, die die orale Gesundheit in Ostdeutschland untersuchte, konnte eine Prävalenz von 72 % für einen Attachmentverlust bis drei Millimeter, von 21,5 % für einen Verlust von vier bis sechs Millimeter feststellen. Nur ein geringer Anteil der Untersuchten wiesen einen massiven Attachmentverlust von sieben bis acht Millimeter (4,5 %) oder einen größeren Verlust als neun Millimeter (2,0 %) auf [127, 155].

2.1.3.2 Risikofaktoren

Risikofaktoren entstehen durch ein bestimmtes Verhalten oder durch eine individuelle Disposition für die Erkrankung. Die Risikofaktoren sind zwangsläufig nicht alleine Ursache für die Erkrankung, können aber den Verlauf der Erkrankung beeinflussen [292].

2.1.3.2.1 Nicht beeinflussbare Risikofaktoren

Unter den Risikofaktoren gibt es nicht zu ändernde Determinanten wie Alter, Geschlecht und sozialer Status.

Die Höhe des CAL ist direkt proportional mit der Höhe des Alters. Die Zunahme der ST ist ebenfalls mit dem ansteigendem Alter korreliert. Allerdings kann die Parodontitis nicht als Alterskrankheit betrachtet werden, denn die Ergebnisse der epidemiologischen Studien zeigten eher die Bilanz eines langen Krankheitsgeschehen, als eine altersspezifische Ursache [55, 157, 208, 249, 336].

Männer haben eine höhere Prävalenz als Frauen für jeden Grad des Attachmentverlustes. Erklärt wird dies mit der durchschnittlich schlechteren Mundhygiene der Männer, und dem damit vermehrten Vorhandensein von Plaque, Zahnstein und Konkrementen [54, 203]. Der niedrige soziale Status scheint mit einer schlechteren Mundhygiene verbunden zu sein, wodurch es zu einer höheren Prävalenz für Parodontalerkrankungen kommen soll [203, 249].

2.1.3.2.2 Veränderbare Risikofaktoren

Zu den vom Patienten beeinflussbaren Faktoren zählen das Rauchen, die Mundhygiene und die damit verbundenen Faktoren wie Plaque und Mikroorganismen [30, 122, 168].

Tabakkonsum ist einer der Hauptrisikofaktoren, an einer Parodontitis zu erkranken. Verglichen mit Nichtrauchern, erhöht er das Risiko zu erkranken um den Faktor 2,5-6 [40]. 1983 zeigten ISMAIL et al., dass eine Korrelation zwischen Rauchen und Parodontalerkrankung unabhängig von anderen Einflussfaktoren wie Mundhygiene, Alter oder Geschlecht besteht [144]. Rauchen unterdrückt die vaskuläre Reaktion, die aufgrund einer Gingivitis auftritt, und überdeckt dadurch die Zeichen der Entzündung [39, 40].

2.1.3.3 Systemische Faktoren

Es gibt eine Vielzahl an systemischen Erkrankungen, die den Verlauf einer Parodontitis beeinflussen können. Da die Prävalenz der meisten dieser Erkrankungen sehr gering ist, sollen hier nur die beiden wichtigsten Erkrankungen, der Diabetes mellitus (DM) und die HIV-Infektion, näher betrachtet werden. Die Parodontitis soll durch sie einen fulminanten Verlauf erfahren [7].

2.1.3.3.1 Diabetes mellitus

Sowohl „Insulinabhängiger Diabetes mellitus“ (IDDM) als auch „Nicht Insulinabhängiger Diabetes mellitus“ (NIDDM) zählen zu den Hochrisikofaktoren für die Parodontitis [240]. Patienten, die an einem schon lange bestehenden DM litten, zeigten eine stärkere Ausprägung der Gingivitis und eine höhere Anzahl und gleichzeitig tiefere Taschen als nicht an DM erkrankte Patienten [77, 133]. DM Patienten, die sich in der Höhe ihres durchschnittlichen Blutzuckerspiegels unterschieden, zeigte die Gruppe mit dem höheren Blutzuckerspiegel einen schnelleren Verlauf der Parodontitis und einen höheren Attachmentverlust [278, 293,

294]. Werden alle anderen Risikofaktoren herausgerechnet, dann steigt das Risiko, an einer Parodontitis zu erkranken, um den Faktor von etwa 2,8 [85].

Die optimale Einstellung und Kontrolle des Blutzuckerspiegel der an DM erkrankten Patienten ist eine Grundvoraussetzung, um eine erfolgreiche Parodontaltherapie durchführen zu können [3, 9, 65].

Gleichzeitig beeinflusst die parodontale Gesundheit den Blutzuckerspiegel. Es zeigte sich, dass an DM erkrankte Patienten nach einer erfolgreichen Parodontaltherapie weniger große Schwankungen des Blutzuckerspiegels aufwiesen. Zudem benötigten die Patienten weniger hohe Tagesdosen Insulin zum Einstellen des Blutzuckerspiegels [326, 327].

2.1.3.3.2 HIV-Infektion

Nicht die HIV-Infektion an sich ist ein Risikofaktor für fortschreitenden Attachmentverlust, sondern die Ausbildung des Krankheitsbildes AIDS. Seropositive Patienten haben aber eine größere Gefährdung, auf Plaqueakkumulation mit einer ausgeprägten Gingivitis zu reagieren [306]. Eine Übersichtsarbeit von SLOTS (2003) zeigte eine starke Korrelation zwischen CD4+ Zellzahl und Progression des CAL, diese Korrelation ist bei höherem Alter besonders ausgeprägt. Das Risiko innerhalb von 20 Monaten 3 mm Attachmentverlust zu erleiden, ist bis zu 6,16 fach höher für Patienten mit einer CD4+ Zellzahl unter 200 [34].

2.1.4 Behandlung der Parodontitis

Scaling and Root Planing verbunden mit supragingivaler Plaquekontrolle ist eine effektive Behandlungsmethode zur Therapie der chronischen Parodontitis. Dies ist das Resümee einer Übersicht von VAN DER WEIJDEN aus dem Jahr 2002 [338] und bestätigt das seit den 70'er Jahren entwickelte Behandlungskonzept der Parodontitis. Viele Studien haben dazu beigetragen, die Therapie effektiver und das Ergebnis vorhersehbar zu machen [36, 103, 130, 143, 161, 162, 230, 238, 244, 258].

Die Parodontaltherapie beinhaltet das Entfernen von Belägen, Zahnstein und Konkrementen, gleichzeitig soll die Anzahl der pathogenen Mikroorganismen reduziert und dadurch eine Änderung des subgingivalen Milieus herbeigeführt werden. Scaling und Root Planing, verbunden mit dem Spülen der Parodontien, sind die etablierten Maßnahmen, harte und weiche Beläge von der Zahn/Wurzeloberfläche zu entfernen. Beim Bearbeiten der Wurzeloberflächen

wird der auf Ihnen haftende Biofilm zerstört und darüber hinaus oberflächlicher und infizierter Zement entfernt [182, 191, 192, 207, 340, 356]. Die Therapie wurde seit langem ausschließlich mit Handinstrumenten (Gracey-Küretten) durchgeführt. In den letzten Jahren konnten sich trotz anfänglicher Skepsis auch Schall- und Ultraschallinstrumente in der Praxis durchsetzen und haben ihre Effektivität in vielen Studien bewiesen [25, 27, 28, 63, 80-83, 164, 172, 180, 181, 192, 206, 207].

Bei beiden Behandlungsmethoden sind die hohen Belastungen für Patient und Behandler und die Schädigung des parodontalen Hart- und Weichgewebes kritisch zu sehen. Klinische Untersuchungen belegen einen Anstieg gingivaler Rezessionen und das Auftreten postoperativer Zahnhalsüberempfindlichkeiten. Es ist auch nicht auszuschließen, ob die Wurzeln der zu behandelnden Zähne über- oder unterinstrumentiert wurden, da keine direkte Kontrolle der Wurzeloberflächen und damit der Konkremententfernung möglich ist.

2.1.4.1 Subgingivale Plaquekontrolle

Neben der supragingivalen Plaquekontrolle, die eine Rekolonisierung der gereinigten Parodontien herauszögern soll, ist die Effizienz der parodontalen Therapie direkt abhängig von dem Faktor, um den die Mikroorganismen in den Parodontien reduziert werden [62, 111, 131, 182, 195, 196, 209, 225, 226, 304, 305, 313, 318, 340]. Im Allgemeinen reduziert subgingivales Scaling den Anteil der gramnegativen Keime, Spirochäten und anderen beweglichen Mikroorganismen im subgingivalen Milieu. Gleichzeitig findet man eine Zunahme der grampositiven Keime [62, 111, 131, 182, 195, 196, 209, 225, 226, 304, 305, 313, 318, 340]. Um die Rückverschiebung des Gleichgewichtes in den Parodontien zu verhindern, muss in der sich der Therapie anschließenden Erhaltungsphase regelmäßig gereinigt werden [191, 192, 269, 302, 340, 356].

2.1.4.2 Konkremententfernung

Die Vorstellung früherer Jahre, die gesamten Konkreme und den infizierten Zement vollständig von den Wurzeloberflächen zu entfernen, ist nach heutigem Wissensstand nicht zu erreichen und auch nicht notwendig [46, 49, 99, 167, 300, 301]. Trotz noch vorhandener Reste an Konkrementen erfolgt in der Regel eine klinisch ausreichende gingivale Heilung [42, 50, 232]. Die Wurzeloberfläche sollte zur Detoxikation nicht exzessiv instrumentiert werden. Die nur oberfläch-

lich infizierte Zementschicht lässt sich mit wenigen Arbeitszügen reinigen [25, 27, 28, 63, 64, 66, 232, 307].

2.1.4.3 Unerwünschte Effekte beim Scaling

Die Effektivität der verschiedenen Behandlungsmethoden ist durch viele Studien belegt. Als Nachteil sowohl der Hand- als auch der maschinellen Instrumentierung muss jedoch die Schädigung der parodontalen Hart- und Weichgewebe erwähnt werden. Klinische Untersuchungen belegen einen Anstieg gingivaler Rezessionen sowie das Auftreten postoperativer Zahnhalsüberempfindlichkeiten. Darüber hinaus kann es zu einer verzögerten Wundheilung kommen [67-70, 72, 325].

2.1.4.4 Beschaffenheit der Wurzeloberflächen

Zu den Auswirkungen der Rauigkeit der Wurzeloberflächen nach Scaling and Root Planing (SRP) auf die gingivale Heilung gibt es verschiedene Standpunkte. Eine Anzahl an Studien zeigt weder einen Effekt auf Plaqueretention und Entzündung, noch eine negative Auswirkung auf die parodontale Heilung, die Reduktion der Sondierungstiefe und den Gewinn an Attachment [170, 234, 274]. Andere Studien zeigten einen direkten Zusammenhang zwischen Oberflächenrauigkeit und Plaqueretention, und damit eine Zunahme an Gingivitis und Parodontitis [185, 186, 191, 263].

2.2 Der Laser

2.2.1 Die geschichtliche Entwicklung des Lasers

Physikalische Grundlagen, die zur Entwicklung des Lasers geführt haben, sind die elektromagnetische Theorie MAXWELLS von 1862, die Erkenntnisse von PLANCK über den Welle-Teilchen-Dualismus, die Quantenhypothese von EINSTEIN 1905 und die 1917 von ihm postulierte induzierte Emission [84]. Diese wurde 1928 von R. LADENBURG und KOPFERMANN an Gasen untersucht, und führte 1940 zur ersten experimentellen Lichtemission durch den sowjetische Physiker W. A. FABRIKANT [114].

Die Grundlagen des Verfahrens zur Erzeugung von Laserlicht erarbeiteten A. L. SCHAWLOW und C. H. TOWNES 1958 in den USA. Hierzu übertrugen sie das Prin-

zips des Masers (Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation) auf die induzierte Emission von Licht [106, 114].

1960 konstruierte TH. H. MAIMAN in den Hughes Research Laboratories (Kalifornien, USA) den ersten funktionierenden Laser. Er erzeugte am 16. Mai 1960 mit einem Festkörper-Rubinlaser die ersten Laserstrahlen (694 nm) [211]. Der Rubinlaser wurde bereits vier Jahre später experimentell zur Kariestherapie eingesetzt. Mit defokussiertem Strahl konnte in oberflächlichen und mit fokussiertem Strahl in tieferen Schichten Karies abgetragen werden [104]. Bei der Anwendung traten im Schmelz glasartige Verschmelzungen auf und im Dentin wurde eine Kraterbildung beobachtet [319]. 1965 wurde der Rubinlaser das erste Mal an vitalen Zähnen eingesetzt, der Patient verspürte dabei keine Schmerzen [105].

Der erste Gaslaser wurde in den Bell Telephone Laboratories in Murray Hill (New Jersey, USA) von A. JAVAN, W. R. BENNETT und D. R. HERRIOTT entwickelt. Sie benutzten ein Helium-Neon-Gemisch als Medium und erzeugten so einen Laser mit kontinuierlicher Leistungsabgabe [149]. PATEL entwickelte im gleichem Labor 1964 den ersten Laser, der mit reinem CO₂-Gas arbeitete [247, 248]. Die Wirkung des CO₂-Lasers auf den Zahn wurde 1968 erstmals beschrieben [197]. Ein Verschluss von Fissuren zur Kariesprävention, durch Verschmelzen von auf den Zahn aufgetragenem Hydroxylapatit mit dem Schmelz ließ sich zwar nicht erreichen, aber es zeigten sich sowohl makro- wie mikroskopische Strukturveränderungen im Schmelz. Mit einem CO₂-Laser bestrahlte Zähne erwiesen sich säure-resistenter als Vergleichszähne [320].

Schon früh bestätigten Tierexperimente die Hoffnungen, den CO₂-Laser in der Chirurgie einsetzen zu können. 1972 wurde der Laser zum ersten Mal im Gebiet der Weichteilchirurgie an Hundestimmbändern und später an Patienten eingesetzt [148, 322]. Im Weichgewebe finden fast alle Laser, bedingt durch den hohen Wassergehalt und durch die gute Durchblutung, eine gute Absorption. Allerdings hat sich hier der CO₂ Laser durchgesetzt, der sich durch geringe postoperative Schwellungen, exakte Schnittführung und gute Koagulation des Gewebes auszeichnet [47].

An unterschiedlichen Orten wurden seit 1962 Halbleiterlaser entwickelt, die ihre Anwendung auch in der operativen Zahnmedizin haben. Im weiterem Verlauf wurden Laser in fast jedem Bereich der Zahnheilkunde mit unterschiedlichem Erfolg eingesetzt [115].

2.2.2 Physikalische Grundlagen

Das Wort Laser ist ein Akronym und steht für Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (Lichtverstärkung durch stimulierte Emission von Strahlung). Der Laser erzeugt ein monochromatisches, kollimiertes, räumlich und zeitlich kohärentes Licht mit einer sehr hohen Leistung [246].

2.2.2.1 Eigenschaften des Laserlichtes

Monochromatisch bedeutet, dass ein Laser abhängig von seinem Lasermedium nur das Licht einer bestimmten Wellenlänge erzeugt, das für die Atome des Mediums spezifisch ist. Beim Er:YAG-Laser liegt die Wellenlänge im infraroten Bereich bei 2940 nm. Ein fast paralleles Strahlenbündel mit geringer Divergenz bezeichnet man als kollimiert; vollkommene Parallelität kann bei Lichtstrahlen nicht erreicht werden.

Mit der Kohärenz ist die räumliche und zeitliche feste Phasenbeziehung (Phasengleichheit) der einzelnen elektromagnetischen Wellen gemeint, die zusammen das Laserlicht ergeben. Räumliche Kohärenz bedeutet gleiches Ankommen der Wellen an einem Punkt im Raum, während zeitliche Kohärenz das gleichzeitige oszillieren der Wellen mit zeitgleichen Maxima und Minima der einzelnen Wellen bedeutet [246, 317].

2.2.2.2 Grundlagen des Lichtes

Licht gehört zu den elektromagnetischen Wellen. Wie aus dem Namen hervorgeht, bestehen diese Wellen aus zwei Anteilen, einem sich periodisch änderndem magnetischen Feld und einem im rechten Winkel dazu stehenden, sich gleichsinnig verändernden elektrischen Feld. Im Gegensatz zu Schallwellen benötigen elektromagnetische Wellen keine materiellen Träger, um sich auszubreiten. Elektromagnetische Wellen werden durch ihre Geschwindigkeit c , ihre Frequenz ν und ihre Wellenlänge λ charakterisiert. Die maximale Geschwindigkeit ist die Lichtgeschwindigkeit (299.792.458 m/s). Die drei Größen stehen in folgendem Zusammenhang: $c = \lambda \times \nu$ [246].

2.2.2.2.1 Das Spektrum der elektromagnetischen Wellen

Das Spektrum der elektromagnetischen Wellen beginnt im Niederfrequenzbereich, geht über in die Langwellen, die Kurzwellen, die Ultrakurzwellen des Rundfunks, und setzt sich fort in den Bereich der Mikrowellen. Daran schließt

sich der Bereich des Lichtes an, der mit dem langwelligen infraroten Licht beginnt und über das sichtbare Licht bis in den Bereich des kurzwelligen ultravioletten Lichts reicht. In den folgenden Hochfrequenzbereichen finden sich die Röntgenstrahlen, die Gammastrahlen und die kosmischen Strahlen [339].

2.2.2.2.2 Welle-Teilchen-Dualismus

Elektromagnetische Wellen zeigen den so genannten „Welle-Teilchen-Dualismus“. Damit ist gemeint, dass sie alle Erscheinungen einer Welle aufweisen müssen (Interferenz, Beugung, Brechung). Gleichzeitig kann jeder Welle auch ein Teilchen mit den entsprechenden Eigenschaften (den Photonen) zugeordnet werden. Je nachdem, ob der Wellencharakter oder der Teilchencharakter das Wesentliche eines Phänomens ist, wird man zur Erklärung der Vorgänge beim Licht vom Teilchen (Photon) oder der Welle Gebrauch machen [246].

2.2.2.3 Grundlagen der Materie

Die Materie ist aus Atomen, den kleinsten kompletten Bausteinen aufgebaut. Atome setzen sich aus positiv geladenen Protonen, neutralen Neutronen und negativ geladenen Elektronen zusammen. Der Atomkern wird von Protonen und Neutronen gebildet, welche in unterschiedlicher Anzahl vorhanden sein können. Die Anzahl der Protonen gibt die Ordnungszahl des Atoms an, wonach es klassifiziert wird. Um den Kern kreisen die Elektronen auf festen Bahnen. Der Raum zwischen Elektronen und Kern ist leer [246].

2.2.2.4 Spontane Emission

Wie bereits beschrieben, bewegen sich die Elektronen auf festen Bahnen um den Atomkern. Die Elektronen können allerdings zwischen den Bahnen wechseln und dabei Energie aufnehmen oder abgeben (Emission oder Absorption von Strahlung). Die Absorption stellt den Übergang eines Elektrons von einem tieferen zu einem höherem Energieniveau dar. Damit dieser Vorgang möglich ist, muss das absorbierte Photon genau die Energie haben, die als Differenz zwischen den beiden Bahnen herrscht. Dieser angeregte Zustand eines Elektrons ist nur für kurze Zeit stabil, da es das Bestreben hat, in den niedrigeren Energiezustand zurückzufallen. Das angeregte Elektron gibt die dabei frei werdende Energie in Form eines Photons wieder ab. Dieser Vorgang wird spontane Emission genannt. In diesem nicht angeregtem Zustand ist das Atom stabil [246, 317, 339].

2.2.2.5 Induzierte Emission

Neben der spontanen Emission kann der Vorgang der induzierten Emission beobachtet werden. Dabei wird ein angeregtes Atom von einem Photon getroffen, welches genau die Energie besitzt, wie die Energiedifferenz zwischen dem angeregten Atom und dem Atom im Grundzustand. Dadurch wird das Wiedererreichen des Grundzustandes des angeregten Atoms beschleunigt. Das ursprüngliche Photon bleibt dabei erhalten. Mit dem Rückfall des Elektrons in eine niedrigere Bahn wird ein identisches Photon freigesetzt, welches die gleiche Energie, die gleiche räumliche und zeitliche Phase hat und sich in die gleiche Richtung bewegt wie das ursprüngliche Photon [246, 317, 339].

2.2.2.6 Besetzungsinversion

In einem Lasermedium unterscheidet man zwischen zwei Energieniveaus; einem hohen, in dem die angeregten Atome sind, die durch induzierte Emission Photonen für die Laserlichtgewinnung erzeugen können und einem niedrigen, in dem sich nicht angeregte Atome befinden, die durch Absorption von Photonen auf das höhere Energieniveau gebracht werden können. Unter normalen thermischen Bedingungen gilt stets die sogenannte Boltzmann-Verteilung. Diese besagt, dass die Besetzungszahl eines höheren Energieniveaus stets geringer ist als die eines niedrigeren. Um Laserlicht erzeugen zu können, braucht man eine Vielzahl angeregter Atome, die durch induzierte Emission Photonen aussenden; dies bedeutet eine Verschiebung des Gleichgewichtes zum höheren Energieniveau. Diesen Zustand, in dem das höhere Energieniveau stärker besetzt ist als das niedrigere Energieniveau, nennt man Besetzungsinversion [246, 317, 339].

2.2.2.7 Mehrniveaulaser

Eine Besetzungsinversion lässt sich dadurch erreichen, dass Licht (ähnlich den Stroboskoplampen) als optische Pumpe benutzt wird und die ausgestrahlten Photonen das Medium aktivieren. Licht ist bei Festkörperlaser mit Abstand das am häufigsten eingesetzte Mittel zum Erlangen der Besetzungsinversion. Die Besetzungsinversion ist jedoch bei einem System mit zwei Energieniveaus nicht zu erreichen. Der angeregte Zustand ist sehr kurzlebig. Durch die Absorption der eingestrahlten Photonen wird nicht nur ein angeregter Zustand der Atome erreicht, sondern wird gleichzeitig auch induzierte Emission im hohen Energieniveau provoziert. Als Lösung bietet sich an, weitere Energieniveaus zu integrieren.

ren. Diese Laser werden als Drei- oder Vier-Niveau-Laser bezeichnet. Hierbei werden die Atome zunächst vom Grundzustand in das höchste Niveau gepumpt, das sehr kurzlebig ist. Bei der spontanen Emission wird ein langlebigeres Zwischenniveau besetzt, wodurch sich dort die Besetzungszahl ständig erhöht und sich schließlich eine Besetzungsinversion gegenüber dem Ausgangsniveau einstellt. Bei der induzierten Emission entleert sich das zusätzliche Niveau in den Grundzustand. Drei-Niveau-Laser werden meist wegen der relativ schnellen Entleerung des Zwischenniveaus während der Lasertätigkeit als gepulste Laser betrieben. Will man einen Laser im kontinuierlichen Betrieb arbeiten lassen, ist es notwendig das System um ein viertes Energieniveau zu erweitern. Dieses Niveau muss wieder sehr kurzlebig sein. Dadurch ist es möglich, eine ständige Besetzungsinversion zwischen dem langlebigen Zwischenniveau und dem kurzlebigen zusätzlichen Zwischenniveau zu erreichen [246, 317].

2.2.2.8 Konstruktionsprinzip eines Lasers

Drei Bausteine sind für den Aufbau eines Lasers charakteristisch. Erstens das für jeden Laser charakteristische Lasermedium, das die Einteilung in Festkörper-, Gas-, Dioden- oder Flüssigkeitslaser erlaubt. Die Atome eines Lasermediums müssen durch Energiezufuhr anregbar sein.

Der zweite Baustein ist der Resonator, der aus zwei Spiegeln aufgebaut ist. Die Reflektoren müssen im Abstand von n mal der Hälfte der Wellenlänge ($L = n \times \lambda / 2$) voneinander installiert sein, damit Eigenschwingungen angeregt werden können, und es zur Rückkopplung des optischen Systems kommen kann. Einer der Reflektoren ist totalreflektierend, der Andere teildurchlässig. Durch den Zweiten wird der Grad der Rückkopplung bestimmt.

Der dritte Baustein, welcher das Eingangssignal erzeugt, ist der Photonenpender. Im Falle eines Festkörperlaser ist es das Licht [246, 317, 339].

2.2.2.9 Der Laserprozess

Um die hohe Energiedichte eines Lasers erreichen zu können, ist die induzierte Emission von angeregten Atomen im Lasermedium, durch von außen zugefügtes Licht, nicht ausreichend. Dieser Prozess muss vervielfacht werden, bis eine genügend hohe Anzahl an gleichfrequenten, kohärenten und kollimierten Photonen, die zusammen die gewünschte hohe Leistung haben, vorhanden ist. Diese Vervielfachung wird durch Rückkopplung erreicht.

Hierbei werden die Atome des Lasermediums zuerst durch die Pumplampe angeregt bis das Medium eine Besetzungsinversion aufweist. Nun reagieren die in der Besetzungsinversion befindlichen Atome mit Photonen passender Wellenlänge, wodurch es zur induzierten Emission kommt. Ein Mehrfaches der ursprünglichen Photonen wird dadurch erzeugt. Das Lasermedium wirkt dabei als Verstärker. Über die Spiegel werden die Photonen in das Lasermedium zurückgeworfen und bewirken dort eine weitere Freisetzung von Photonen mit gleichen Eigenschaften. Über die Durchlässigkeit des einen Spiegels wird der Grad der Rückkopplung bestimmt. Eine Rückkopplung findet so lange statt, wie die Photonenverluste kleiner sind als die Photonenverstärkung. Bei ausreichender Verstärkung und hoher Rückkopplung fängt das System an zu schwingen und wird dadurch zum Laser [246, 317].

2.2.2.10 Betriebsarten des Lasers

Für einen Laser gibt es unterschiedliche Betriebsarten. Hierdurch ergeben sich unterschiedliche Formen, in denen das Laserlicht abgegeben wird. Der Laser kann kontinuierlich (Continuous Wave), getaktet (Chopped Mode), gepulst (Free Running) oder gütegeschaltet (Q-switch) betrieben werden. Der Er:YAG-Laser besitzt eine gepulste Leistungsabgabe. Bei gepulsten Lasern wird die Energie in kleinen Energiedosen abgegeben, die unterschiedlich lang sein können und durch ihre Frequenz unterschieden werden. Daher nutzt man zur Beschreibung ihrer Leistung nicht den Begriff Energiedichte, sondern mittlere Pulsleistung (W) ($W = \text{Pulsenergie (J)}/\text{Pulsdauer}$) oder mittlere Gesamtleistung ($W = \text{Pulsenergie} \times \text{Pulswiederholungsrate (1/s)}$) [317].

2.2.2.11 Strahlungsführungssysteme

Das Laserlicht kann mit unterschiedlichen Strahlführungssystemen weitergeleitet werden. Dabei müssen die Systeme nach Wellenlänge des Laserlichtes und dem gewünschten Anwendungsgebiet ausgewählt werden.

Der Spiegelgelenkarm, der ähnlich aussieht wie ein Gelenkarm einer Schreibtischlampe, ist bei der Auswahl der Strahlenqualität unkritisch, bereitet jedoch Einschränkungen in seinem Einsatzbereich. Aufgrund seiner Größe und mangelnden Flexibilität ist im Mund nur eine eingeschränkte Anwendung möglich [112].

Eine weitere Möglichkeit ist der Lichtwellenleiter, mit dem man sehr komfortabel arbeiten kann. Die Quarzfasern werden im Bereich des nahen ultravioletten, sichtbaren und nahem infrarotem Lichts eingesetzt (200-2200 nm gute Einsatzmöglichkeit, eingeschränkte bis 3000 nm). Die hohe Dämpfung des Laserlichts durch die eingesetzten Gläser schränken jedoch den Einsatz des Lichtleiters ein [281].

2.2.2.12 Applikatoren

Um das Laserlicht optimal auf das Operationsfeld übertragen zu können, nutzt man Applikatorensysteme. Faserapplikatoren sind Handstücke, in denen Glasfasern laufen, und die je nach Anwendungszweck entsprechend abgewinkelt sind. Sie können entweder in Kontaktanwendung benutzt werden, wobei größte Energiedichten und kleinste Lichtfleckdurchmesser erreicht werden oder als Non-Kontakt Anwendung, bei dem der Laserstrahl sich mit größer werdendem Abstandes der Faser vom Operationsgebiet aufweitet.

Fokussierhandstücke bündeln das Licht über eine Linse, wodurch in einem festgelegten Abstand der geringste Lichtfleckdurchmesser und die höchste Leistung erreicht werden. Sie können sowohl mit Spiegelgelenkarmen als auch mit Lichtfaserleitern kombiniert werden. Anwendung finden sie beispielsweise in der Zahnhartsubstanzbearbeitung.

Zu den Spezialapplikatoren gehört der Fasermeißel, der in der Parodontologie zur subgingivalen Konkremententfernung eingesetzt wird. Das Laserlicht wird in einem Handstück über einen Spiegel in einem Glasfasermeißel umgelenkt. Das Handstück sieht ähnlich aus wie ein dentales Winkelstück mit eingespanntem Diamanten. Der Fasermeißel ist an seinem Ende angeschliffen und kann so das Laserlicht auf die Wurzeloberfläche applizieren. Der Glasfaserkeil wird aus einem Quarzkristall hergestellt, der einzeln gezogen wird [86].

2.2.2.13 Biophysikalische Interaktionen eines Lasers

Die Interaktion zwischen Laser und Gewebe wird durch die Wellenlänge des Lichtes, die Einstellungen des Lasers und die physikalischen Eigenschaften des Gewebes bestimmt. Hervorzuheben sind der Einfluss des Absorptionskoeffizienten (μ_a) und des Wärmeleitkoeffizienten des Gewebes. Zusätzlich modifiziert das Umgebungsmedium die Effekte der Laserstrahlung auf das Gewebe. Bei der Einwirkung auf Gewebe kann das Licht reflektiert oder remittiert werden, durch

das Gewebe direkt oder diffus transmittieren, im Gewebe gestreut oder, wie der größte Anteil, absorbiert werden [339].

Die Höhe der Absorption bestimmt die Eindringtiefe des Lichtes und damit die thermischen Begleiterscheinungen. Beide Parameter ändern sich gleichsinnig. Das Beer'sche Gesetz besagt, dass die Lichtintensität im Gewebe mit der Tiefe, entsprechend des Absorptionskoeffizienten ($\mu_a \text{ cm}^{-1}$), exponentiell abnimmt. Damit ein biologischer Effekt eintritt, muss die Energie absorbiert werden. Wenn die Wellenlänge des Lasers mit dem Absorptionsspektrum mindestens einer Komponente des zu behandelnden Gewebes übereinstimmt, tritt ein vorrauszusagender Effekt auf [317].

Die Absorption des Lichtes hängt im infraroten Bereich (Er:YAG-Laser) vom Wassergehalt des Gewebes ab, im sichtbaren Wellenlängenbereich wird die Absorption vom Blut und anderen Pigmenten beeinflusst.

Laserlicht der Wellenlänge 700-900 nm hat die größte Eindringtiefe in das Gewebe. Der CO_2 -Laser wird bei einer Wellenlänge von 10,6 μm absorbiert und eignet sich hervorragend als Schneidlaser. Der Er:YAG-Laser hat sowohl im Weichgewebe als auch im Hartgewebe nur eine Eindringtiefe von wenigen μm , ohne dabei, im Gegensatz zum CO_2 -Laser, thermische Nekrosen zu erzeugen [317, 339].

2.2.2.13.1 Interaktionen des Laserlichtes im Gewebe

Chemische, thermische und ionisierende Wirkungen und nicht lineare Effekte können in Abhängigkeit von der Applikationszeit, im Gewebe bei Laserlichtbestrahlung beobachtet werden. Sie wird weniger von der applizierten Energie beeinflusst [47, 317, 339].

2.2.2.13.2 Photochemische Prozesse

Bei photochemischen Prozessen reagieren einzelne Moleküle im Gewebe, ohne dass Wärme dazu benötigt wird. Medizinisch wird dieser Effekt in der Laserakupunktur oder in der photodynamischen Therapie genutzt [317].

2.2.2.13.3 Photothermische Effekte

Photothermische Effekte unterteilen sich in die Photohyperthermie (37-60 °C), bei der das Gewebe durch die Denaturierung von Enzymen verändert wird, was nach 25 Minuten zu irreversiblen Zellschäden führt [339]. Darüber hinaus sind die Photokoagulation (60-100°C), die Photokarbonisation (100-400 °C), bei der

das Gewebe karbonisiert und das Wasser verdampft und die Photovaporisation ($> 400^{\circ}\text{C}$), bei der es zur Pyrolyse und Verdampfung des Gewebe kommt, zu beobachten. Die aus hoher Absorption und starker Streuung resultierende geringe Eindringtiefe des Laserlichtes korreliert mit einer schnellen und starken Aufheizung der Oberfläche, so dass es zu einer Verdampfung des Gewebes kommt (CO_2 Laser) [339]. Bei hoher Eindringtiefe des Lasers kommt es zu einer langsamen Temperaturerhöhung, so dass Koagulationserscheinungen auftreten können [259, 317, 339].

2.2.2.13.4 Nichtlineare Effekte

Nichtlineare Prozesse sind für die Zahnhartsubstanzbearbeitung von wichtiger Bedeutung. Sie werden in Photoablation und Photodisruption unterteilt und treten bei gepulsten Lasern mit hohen Energiedichten auf [317].

Zur Photoablation kommt es, wenn Gewebe mit hohen Energiedichten und sehr kurzen Laserpulsen, die eine geringe Eindringtiefe besitzen, bestrahlt wird. Aufgrund der kurzen Einwirkzeit findet eine Wärmeweiterleitung im Gewebe kaum statt. Fast die gesamte applizierte Energie führt zu einer explosionsartigen Verdampfung der Gewebekomponenten mit dem niedrigsten Siedepunkt, wodurch es zu hörbaren Explosionen mit der Entwicklung von Stoßwellen kommt (Er:YAG-Laser). Der Effekt der Photoablation wird beim Lasereinsatz in der Dermatologie und in der Zahnmedizin, im Bereich der Parodontologie, zum Entfernen von Konkrementen genutzt [317].

Der Effekt der Photodisruption tritt durch Einwirkung sehr kurzer und sehr energiereicher Pulse, und damit verbundene Plasmabildung im Gewebe, auf. Die Wirkung entsteht durch die elektrische Feldstärke der Strahlung, die direkt auf die Elektronen der Atome wirkt. Dieser Effekt hat in der Zahnmedizin noch keine therapeutische Bedeutung gefunden [317, 339].

2.3 Laser in der Parodontologie

Als Alternative zu den etablierten Behandlungsmethoden wird seit einigen Jahren auch über den Einsatz von Lasern in der Parodontaltherapie nachgedacht. Bis heute sind eine Vielzahl an Lasersystemen entwickelt worden, die je nach ihrer spezifischen Wellenlänge ihre Indikation haben. In der Zahnheilkunde, im speziellen in der Parodontologie, wird das Behandlungsspektrum von vier La-

sern, dem CO₂-Laser, dem Nd:YAG (Neodymium-doped: Yttrium, Aluminium and Garnet)-Laser, dem Diodenlaser und dem Er:YAG-Laser abgedeckt. Die Wellenlänge beeinflusst außerdem den Aufbau des Lasers, im speziellen die Konstruktion der Strahlführungssysteme und damit die Anwendungsmöglichkeit. [220]. Das Spektrum der Wellenlängen reicht vom ultravioletten bis hin zum fernen infraroten Bereich [245]. Laser, die Strahlung im nicht sichtbarem Bereich emittieren, nutzen meist zusätzlich einen „Ziellaser“, der Strahlung im sichtbaren Bereich erzeugt. Die am weitesten verbreiteten Lasertypen Nd:YAG-Laser und CO₂-Laser sowie Diodenlaser haben ihre Hauptindikation in der Chirurgie und Oralchirurgie bei Weichgewebseingriffen [78, 184, 219, 221, 254-256, 358]. Die Indikation des Er:YAG-Lasers ist die Hartgewebsbearbeitung, wodurch er auch für den Einsatz in der Parodontologie geeignet ist [78, 145, 365].

Als Vorteil ist neben der durch das Laserlicht hervorgerufenen Keimreduktion in den erkrankten Parodontien die größere Akzeptanz durch den Patienten zu sehen. Die Behandlung mit dem Laser wird von vielen Patienten als schmerzärmer und damit als angenehmer empfunden. Durch den Einsatz der Laserfluoreszenz soll ein selektiver Abtrag von Konkrementen möglich sein [141].

2.3.1.1 Der Er:YAG-Laser

In der nichtchirurgischen Zahnheilkunde gewinnt der Er:YAG-Laser (2.940 nm) immer mehr an Bedeutung. Dies liegt vor allem darin begründet, dass die Wellenlänge ihre maximale Absorption im Bereich von Wasser hat. Diese ist beim Er:YAG-Laser etwa 15 mal größer als beim CO₂-Laser und 20.000 mal größer als beim Nd:YAG-Laser [349, 350]. Durch diese Eigenschaft des Er:YAG-Lasers ist ein „thermomechanischer Ablationsvorgang“ möglich. Nebenwirkungen wie Karbonisierungen, Verschmelzungen, Cracks und ausgedehnte Kraterbildungen auf den Wurzeloberflächen, wie sie beim Einsatz des CO₂- und des Nd:YAG-Lasers bei der Konkremententfernung beobachtet werden, kommen nicht vor [145]. Aufgrund seiner physikalischen Eigenschaften scheint der Er:YAG-Laser die Wurzeloberflächen schonender zu behandeln und für die parodontale Therapie geeignet zu sein. Dies rechtfertigt den Einsatz des Lasers in der Parodontologie. Durch die Kombination des Er:YAG-Lasers mit einem Diodenlaser zur Laserfluoreszenz soll es möglich sein, Konkimente und infiziertes Wurzelzement zu detektieren und selektiv abzutragen.

2.3.1.1.1 Effekte des Er:YAG-Lasers auf die Wurzeloberfläche

Verschiedene In-vitro-Studien haben den Effekt des Er:YAG-Lasers auf die Wurzeloberfläche untersucht. Dabei konnte gezeigt werden, dass ein effektiver Konkrementabtrag möglich ist [12, 14, 98, 145, 283]. Karbonisierungen oder Verschmelzungen auf den behandelten Oberflächen, wie sie beim Einsatz des CO₂-Lasers und des Nd:YAG-Lasers auftreten, wurden nicht beobachtet. Es konnten allerdings leichte Kraterbildungen und kleinere Defekte im Wurzelzement beobachtet werden, die sich teilweise bis in das Dentin ausdehnten. Das Ausmaß der Defekte ist in Abhängigkeit der gewählten Energiestufe zu sehen. Das selektive Abtragen von Konkrementen ist, bei alleiniger Verwendung eines Er:YAG-Lasers jedoch nicht möglich.

AOKI et al. [14] berichteten über erfolgversprechende Ergebnisse eines effektiven Konkrementabtrags mittels Er:YAG-Laser. Sie experimentierten mit einem Laser der Firma Hoya, Japan, und fanden eine suffiziente Konkremententfernung bei einer Leistung von 30 mJ bei 10 Hz. Es kam in allen Fällen zu einem Abtrag des Wurzelzementes, der sich bei steigendem Energieniveau signifikant erhöhte. Andere Autoren bestätigten die Ergebnisse und stellten heraus, dass Konkremente, ebenso wie die infizierte oberflächliche Zementschicht der Wurzeln, effektiv abgetragen werden konnten. Es fand keine Schädigung des tiefer liegenden Dentins oder der Pulpa der behandelten Zähne statt. Verwendung fand hier ein Key II Laser (Firma KaVo) [165, 321].

ISRAEL und SPENCER (1997) verglichen die Wirkung von CO₂-, Nd:YAG- und Er:YAG-Laser auf die Wurzeloberfläche extrahierter Zähne direkt miteinander. Bei den Nd:YAG und CO₂-Lasern ließen sich starke Oberflächenveränderungen bis ins Dentin wie Karbonisierungen und Verschmelzungen finden. Die Struktur der mit dem Er:YAG-Laser behandelten Wurzeloberfläche ähnelte der mit Säure oder EDTA behandelten Zahnwurzeln [145].

Mit dem KEY II Laser und seinem speziell gestalteten Arbeitsspitzen aus Glasfasern, die wie ein Meißel geformt und in zwei verschiedenen Größen verfügbar sind, lassen sich Konkremente selektiv abtragen. Dies wurde von HICKEL et al. beschrieben, die die Wurzeloberflächen mit 60-100 mJ bei 15 Hz bearbeiteten [93]. Außerdem stellten sie heraus, dass der Anstellwinkel des Fasermeißels zur Wurzeloberfläche etwa 15° betragen soll, um eine ausreichende Wirkung des Lasers und eine geringe Defekttiefe auf der Wurzeloberfläche zu erreichen [94].

Die Qualität der Oberflächenbeschaffenheit von Wurzeln extrahierter Zähne nach dem Einsatz von Ultraschall oder eines Er:YAG-Lasers (ML22, Hoya) zeigte eine vergleichbare Effektivität in Bezug auf die Konkremententfernung. Unterschiede zeigten sich in der Oberflächenstruktur der behandelten Wurzeln. Die mit Ultraschall behandelten Wurzeln zeigten eine homogene und glatte Oberfläche, mit vereinzelt bis zu 80 µm tiefen Zementkratern, die vermutlich durch das Verkannten der Arbeitsspitzen entstanden waren. Die mit dem Laser behandelten Wurzeloberflächen zeigten einen durchgängig 15-30 µm starken Zementabtrag, zusätzlich kam es vereinzelt zur Dentinexposition bei mehr als 80 µm tiefen Defekten. Die bei der Behandlung in der Pulpa gemessene Temperaturerhöhung lag beim Ultraschall bei 0,1 °C, in der Lasergruppe bei $1,4 \pm 0,6$ °C [15].

In einer Arbeit von GASPRIC und SKALERIC wurden die Auswirkungen eines Er:YAG-Lasers und eines Nd:YAG-Lasers auf Diffusionsprozesse, die Oberflächenmorphologie und die chemische Struktur der bearbeiteten Wurzel miteinander verglichen. Die Oberflächen wurden jeweils eine Minute lang mit unterschiedlich hoher Energie bestrahlt. Beim Er:YAG-Laser betrug diese von 60 mJ, 80 mJ und 100 mJ bei 10 Hz (Twinlight, Fotona), beim Nd:YAG-Laser 0,5 W, 1,0 W und 1,5 W. Risse, Kraterbildungen und Aufschmelzungen fanden sich beim Nd:YAG-Laser, wohingegen die Anwendung des Er:YAG-Lasers tiefe Krater auf der Wurzeloberfläche erzeugte, die bis ins Dentin reichten. Durch die Anwendung beider Laser wurden die Diffusionsprozesse an den Wurzeln verändert, die Wurzelproteine jedoch nur durch den Nd:YAG-Laser denaturiert [101].

Eine REM-Untersuchung nach Laserbehandlung von 160 Oberflächen bei 40 parodontal geschädigten, extraktionswürdigen, einwurzeligen Zähnen führten SCHWARZ et al. durch [283]. Sie betrachteten dabei die mögliche Beeinflussung des Er:YAG-Laser bei der Behandlung der Wurzeloberflächen durch das Parodontium. Sie teilten die Wurzeloberflächen in eine In-vivo- und eine In-vitro-Gruppe auf. Jeweils zehn Wurzeloberflächen aus jeder Gruppe wurden mit einer der folgenden Energiestufen bestrahlt: 120, 140, 160, 180 mJ/ Puls bei 10 Hz. Nach supragingivaler Zahnreinigung wurden zwei der Wurzeloberflächen jedes Zahnes *in vivo* mit dem Laser behandelt. Nach anschließender Extraktion wurden die zwei verbleibenden Wurzeloberflächen mit dem Laser systematisch behandelt, indem der Laser von koronal nach apikal in parallelen Bahnen mit einem Anstellwinkel von 15-20° geführt wurde. Zum Einsatz kam der KaVo KEY II Laser mit dem speziellen Handstück P 2056, welches einen eigens für die Wurzeloberflächenbehandlung entwickelten „Fasermeißel“ besitzt. In der Auswertung wur-

den die morphologischen Veränderungen der Wurzeloberflächen mit Hilfe einer willkürlich gewählten Skala bewertet. In der In-vitro-Gruppe zeigten alle Wurzeloberflächen deutliche Spuren des Fasermeißels und strukturelle Veränderungen. Mit wachsenden Energieeinstellungen stiegen die Schäden signifikant an. Ab 180 mJ erstreckten sich die Schäden bis ins Dentin, wobei die maximalen Tiefen bei 55 μm lagen. In der In-vivo-Gruppe zeigten alle behandelten Flächen eine homogene und flache Struktur, auch der Fasermeißel hinterließ keine erkennbaren Spuren, selbst bis zu einer Vergrößerung von 2000 x stellten sich die Wurzeloberflächen physiologisch dar.

2.3.1.1.2 Bakterizides Potential des Er:YAG-Lasers

1996 untersuchten ANDO et al. die Wirkung eines Er:YAG-Lasers (ML 12) auf verschiedene Bakteriensuspensionen parodontalpathogener Keime [12]. Sie bestrahlten aus *Porphyromonas gingivalis* und *Actinobacillus actinomycetemcomitans* bestehende Suspensionen mit Energiedichten von 0,04 bis 10,6 J/cm^2 . Eine Hemmung des Bakterienwachstums konnte schon ab einer Energiedichte von 0,3 J/cm^2 nachgewiesen werden. Ihre Ergebnisse waren die ersten Bestätigungen für das hohe bakterizide Potential des Er:YAG-Lasers bereits bei niedrigen Energiestufen. Im selben Jahr veröffentlichten HIBST et al. eine Untersuchung, die die bakterizide Wirkung des Er:YAG-Lasers an kariösen Stellen extrahierter Zähne zeigen konnte [129]. MEHL et al. untersuchten mit einem Er:YAG-Laser bestrahlte Wurzelkanäle auf die noch vorhandenen Bakterien und konnten ebenfalls eine bakterizide Wirkung des Lasers nachweisen [215].

2002 bestätigten auch FOLWACZNY et al. in einer weiteren Studie die antibakterielle Wirksamkeit des Er:YAG-Lasers [96]. Auf die Wurzeloberfläche von 125 extrahierten einwurzeligen Zähnen trugen sie Bakteriensuspensionen oraler Keime auf. Anschließend bestrahlten sie die Proben mit einer unterschiedlichen Anzahl an Laserimpulsen. Dabei konnte eine Abnahme der Keimzahl in Abhängigkeit von der Menge der Laserpulse festgestellt werden.

YAMAGUCHI et al. (1997) und SUGI et al. (1998) untersuchten die Wirkung des Er:YAG-Laser auf das in dem Zement erkrankter Zähne eingelagerte Endotoxin. YAMAGUCHI et al. beimpften Dentin und Wurzelzement extrahierter humaner Zähne mit Lipopolysacchariden. Nach Bestrahlung mit einer Energie von 300 mJ/cm^2 konnten sie die schon in der Literatur beschriebenen Veränderungen in den Zahnhartsubstanzen feststellen. Darüber hinaus beobachteten sie mit Hilfe der

Infrarotspektroskopie eine Reduktion der Lipopolysaccharide um 83,1 % [324, 365].

2.3.1.1.3 Klinische Untersuchungen mit dem Er:YAG-Laser

1996 führten WATANABE et al. die erste klinische Studie im Rahmen der Parodontologie mit einem Er:YAG-Laser (ML22) durch [351]. Sie setzten bei 31 Patienten den Laser zur Weichgewebschirurgie, bei 30 Patienten zur Entfernung von Zahnstein und bei 38 Patienten zum Entfernen von Konkrementen ein. Die angewandten Energiestufen lagen im Bereich von 30-70 mJ bei 10 Hz. Neben Schwellung und Rötung wurden bei den Patienten auch die Sondierungstiefen der behandelten Taschen an den Zeitpunkten 0, 1, 2, 4 Wochen *post operationem* bestimmt. Die sondierbaren Taschentiefen reduzierten sich von initial $5,6 \pm 2,0$ mm auf $2,6 \pm 0,9$ mm am Ende der Studie. Bei allen Probanden nahm die Rötung und Schwellung der Gingiva nach einer zuvor festgelegten Skala signifikant ab.

In einer weiteren klinischen Studie wurden 15 an einer marginalen Parodontitis erkrankte Patienten, nach einer vierwöchigen Hygienephase mit einem Er:YAG-Laser (KEY II), der mit einem besonderem Handstück für die geschlossene Taschenbehandlung ausgerüstet war, behandelt. SCHWARZ et al. beobachteten bei keinem der Probanden postoperative Komplikationen wie Wundheilungsstörungen, Abszessbildungen oder Wundinfektionen. In den sechs Monaten des Untersuchungszeitraumes reduzierte sich die mittlere Sondierungstiefe signifikant von $4,7 \pm 0,7$ mm bei Studienbeginn auf $3,1 \pm 0,6$ mm bei Studienende. Bluteten bei Studienbeginn noch 59 % der Taschen auf Sondierung, waren es bei Studienende nur noch 19 %. Der mittlere klinische Attachmentlevel wurde von $6,1 \pm 1,1$ mm auf $4,6 \pm 1,0$ mm reduziert. Die gingivalen Rezessionen stiegen von $1,4 \pm 0,8$ mm auf $1,5 \pm 0,7$ mm nach sechs Monaten ($p \geq 0,05$). Die Veränderungen der klinischen Parameter waren im Vergleich zu den Ausgangswerten hoch signifikant [282].

2000 beschrieben JEPSEN et al. in einer Studie, in der sie die Lasertherapie mit einem Er:YAG-Laser mit konventionellen Scaling und Wurzelglätten (SRP) verglichen, einen statistisch nicht signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen. Die 10 Patienten der Lasergruppe zeigten nach drei Monaten einen mittleren Attachmentgewinn von $0,3 \pm 0,2$ mm, wogegen die Kontrollgruppe, welche mit SRP behandelt wurde, einen mittleren Attachmentgewinn von $0,4 \pm 0,3$ mm aufweisen konnte [153].

Konträre Ergebnisse veröffentlichten SCHWARZ et al. (2001). Sie verglichen wie JEPSEN die Lasertherapie mit einem Er:YAG-Laser mit konventionellem Scaling und Wurzelglätten (SRP). Dazu behandelten sie 20 Patienten mit fortgeschrittener marginaler Parodontitis und beobachteten diese über einen Zeitraum von 6 Monaten. Die Studie wurde im Split-mouth-design durchgeführt; beide Behandlungsgruppen wurden von erfahrenen Behandlern therapiert. Die klinischen Parameter wurden von einem instruierten verblindeten Untersucher erhoben. Die mittlere Sondierungstiefe verringerte sich in der Lasergruppe von $4,9 \pm 0,7$ mm auf $3,5 \pm 0,6$ mm nach drei Monaten und auf $2,9 \pm 0,6$ mm nach 6 Monaten. In der Vergleichsgruppe änderten sich die Sondierungstiefen von anfänglich $5,0 \pm 0,6$ mm auf $3,8 \pm 0,7$ nach drei Monaten und auf $3,4 \pm 0,7$ nach sechs Monaten. Das BOP verringerte sich in der Lasergruppe von 56 % am Anfang auf 17 % nach der halben Untersuchungszeit und auf 13 % zum Ende der Studie. In der Vergleichsgruppe sank das BOP von 52 % auf 22 %, um dann leicht auf 23 % zum Untersuchungsende hin wieder anzusteigen. Der Attachmentverlust verringerte sich in der Lasergruppe von $6,3 \pm 1,1$ mm auf $5,1 \pm 1,0$ bis auf $4,4 \pm 1,0$ mm am Ende der Studie und in der Vergleichsgruppe von $6,5 \pm 1,0$ mm auf $5,6 \pm 1,0$ nach drei Monaten und auf $5,5 \pm 1,0$ nach sechs Monaten [284].

Die Reduktion der mittleren Sondierungstiefen, des BOP und des klinischen Attachmentverlusts war in der Lasergruppe nach sechs Monaten signifikant höher als in der Vergleichsgruppe. Beide Gruppen zeigten eine signifikante Änderung der mikrobiologischen Flora in den behandelten Taschen. Die Anzahl an beweglichen Stäbchen und Spirochäten nahm zu Gunsten von Kokken und Stäbchen ab. Die Behandlungszeit lag in der Lasergruppe bei 5 Minuten für einwurzelige Zähne beziehungsweise bei 10 Minuten für mehrwurzelige Zähne. In der Kontrollgruppe lag die Behandlungszeit bei 9 beziehungsweise 15 Minuten [284].

Im Jahr 2003 veröffentlichten SCHWARZ et al. die Ergebnisse der Nachuntersuchung zwei Jahre nach Therapieende von den Patienten der oben erwähnten Studie. Darin bestätigte er den vorher beschriebenen Gewinn an Attachment. In beiden Gruppen ließ sich der Attachmentgewinn über den Beobachtungszeitraum von zwei Jahren halten [286].

Im selben Jahr veröffentlichte die Gruppe um SCHWARZ eine Arbeit, in der sie die Ergebnisse einer klinischen Studie vorstellten, bei der Laserscaling mit Laserscaling in Kombination mit Handscaling verglichen werden. Auch hier zeigte sich über die zwölf Monate des Untersuchungszeitraumes ein gutes klinisches Er-

gebnis für beide Gruppen. Es konnte allerdings kein Vorteil für die Kombinationstherapie gefunden werden [285].

2.3.1.2 Der Diodenlaser

Der Diodenlaser hat sich in den letzten Jahren in der Zahnmedizin etabliert. Er hat eine für den Weichgewebseinsatz gut geeignete Wellenlänge von 810 nm [175, 245]. In Abhängigkeit der benutzten Diode können auch andere Wellenlängen emittiert werden (s.u.). Das erzeugte Licht kann mit flexiblen Quarzglasfasern weitergeleitet werden. Farbstoffe des Weichgewebes absorbieren den größten Anteil der erzeugten Energie. Dadurch eignet sich der Laser besonders gut zur Weichgewebeschirurgie, und er weist eine hervorragende Hämostase auf. In Studien zeigte der Diodenlaser einen dem Nd:YAG-Laser vergleichbaren Effekt auf das Weichgewebe, verbunden mit weniger thermisch bedingten Nebenwirkungen auf tiefere Schichten des Gewebes [245, 288, 362].

2.3.1.2.1 Laserfluoreszenz zur Konkrementdiagnostik

Die bereits bei der Kariesdiagnostik bewährte Laserfluoreszenzspektroskopie mit dem Diagnodent ermöglicht es, Karies und Plaque auf Zahnoberflächen zu erkennen. Auch können Ablagerungen auf den Wurzeloberflächen eindeutig selektiert und detektiert werden [166]. Keller et al. setzten das Diagnodent zur Überprüfung der Ablationseffizienz des Er:YAG-Lasers beim Entfernen von Konkrementen von Wurzeloberflächen ein. Die aufgelagerten Konkreme und Mikroorganismen werden mit einem Laserlicht der Wellenlänge von 655 nm, das von einem Diodenlaser emittiert wird, zur Fluoreszenz angeregt, welche in einer Wellenlänge von 680 nm auftritt. Hierdurch lässt sich eine Unterscheidung von gesunden und parodontal erkrankten Wurzeloberflächen treffen. Dies überprüften Keller et al. [166], in dem sie frisch extrahierte parodontal geschädigte Zähne mit dem Er:YAG-Laser bearbeiteten, die gereinigten Wurzeloberflächen mit dem Diagnodent prüften und anschließend lichtmikroskopisch kontrollierten. Sie konnten eine gute Korrelation zwischen lichtmikroskopischer Untersuchung und der Laserfluoreszenz feststellen [166]. KRAUSE et al. (2001) forderten, um eine effektive minimalinvasive Kontrolle über den Reinigungserfolg bei der geschlossenen Kürettage zu haben, ein Detektorensystem, welches den Behandlungserfolg im subgingivalen, nicht einsehbaren Bereich, überprüft [174]. Hierzu verglichen sie die Laserfluoreszenzmessung von erkrankten Wurzeloberflächen mit dem makroskopischen Bild der Wurzeln vor und nach dem Scaling. Anschlie-

ßend fertigten sie daraus histologische Schliffe an. Die behandelten Wurzeln zeigten eine nicht mehr vorhandene Laserfluoreszenz im Vergleich zu den unbehandelten Wurzeloberflächen. Die auf Basis der histologischen Schnitte ermittelten Korrelationen bestätigten die klinischen Befunde. Diese Ergebnisse lassen die Erwartung zu, dass ein Er:YAG-Laser, der über Laserfluoreszenz rückgekoppelt arbeitet, eine effektive und schonende Bearbeitung der infizierten Wurzeloberflächen ermöglicht [174].

Konkremente wurden mit einem Diodenlaser auch dann sicher detektiert, wenn die Wurzeln in unterschiedlichen Medien (in Blut, physiologischer Kochsalzlösung und in Luft) untersucht wurden [95]. Dies lässt den Schluss zu, dass ein auf Laserfluoreszenz basierendes Detektorsystem auch klinisch sicher arbeiten könnte.

Die Ergebnisse einer In-vivo-Studie zeigen eine zum systematischem Handscaling vergleichbare selektive Konkremententfernung des Laserscaling mit Hilfe, eines durch Laserfluoreszenz gesteuerten Er:YAG-Lasers [288].

2.3.1.3 Der CO₂-Laser

Eine Wellenlänge von 10.600 nm ist charakteristisch für die Strahlung, die ein CO₂-Laser erzeugt [245]. Dabei wird die Strahlung vollständig von Wasser absorbiert. Das Laserlicht muss mit einem Spiegelarm weitergeleitet werden [113]. Neuere Entwicklungen erlauben den Gebrauch elastischer Hohlfasern, wodurch die Zugänglichkeit der Mundhöhle für den Laser erleichtert und der Einsatzbereich erweitert wird. Der CO₂-Laser wird seit den 70´er Jahren für die Weichgewebschirurgie eingesetzt [1, 17, 33, 60, 113, 221, 253, 255, 275].

Weichgewebe besteht bis zu 90 % aus Wasser, dadurch wird bis zu 98 % der Energie an der Oberfläche absorbiert und in Wärme umgewandelt, ohne das die Strahlung tief in das Gewebe eindringen kann. Nur eine schmale Zone um die Inzision ist zur Koagulationsnekrose umgewandelt, in dieser finden sich verschlossene Blutgefäße bis zu einem Durchmesser von 0,5 mm [118-120, 221]. Ein großer Vorteil des CO₂-Lasers gegenüber dem Skalpell ist ein trockenes, unblutiges Operationsfeld [253]. Die Inzisionstiefe ist abhängig von Expositionsdauer und Energieeinstellungen des CO₂-Lasers [119, 221].

Bei der Anwendung des CO₂-Lasers auf Hartgewebe (Knochen, Zahnhartsubstanz) ergeben sich trotz des ablativen Effektes [88, 198, 261, 319, 320] keine Vorteile. Es finden sich eher negative Auswirkungen wie Karbonisierungen, Auf-

schmelzungen und Nekrosen an den bearbeiteten Geweben [97, 145, 319]. Außerdem zeigt parodontales Gewebe eine verzögerte Wundheilung und die Fibroblasten eine reduzierte Anlagerung an mit CO₂-Laser behandelten Wurzeloberflächen [107]. Es ist daher eher kontraindiziert, Hartgewebe mit dem CO₂-Laser zu behandeln.

2.3.1.4 Der Nd:YAG-Laser

Die Strahlung des Nd:YAG-Lasers mit einer Wellenlänge von 1.064 nm erlaubt es, diese mit Quarzglasfasern weiterzuleiten [245]. Es ist möglich, sowohl unter Kontakt als auch unter Nicht-Kontakt zu arbeiten. Die Eindringtiefe des Lasers ist sehr hoch, nach Einstrahlen in Wasser reduziert sich die Anfangsenergie nach 60 mm um 10 % [220]. Streuung ist der größte Effekt, der bei der Bestrahlung mit dem Laser auftritt. Der starke Erhitzungseffekt, der in einer breiten Zone rund um die Inzision auftritt, prädestiniert diesen Laser zu Eingriffen, bei denen eine starke Blutstillung nötig ist [154, 358]. Die Eindringtiefe des Lasers hängt von der Durchblutung und der Pigmentierung des Gewebes ab. Sie liegt bei Weichgewebe etwa bei 1-2 mm [120, 317]. Aus der hohen Eindringtiefe resultiert die Gefahr, den unter dem Weichgewebe liegenden Knochen bei der Behandlung zu beschädigen [315]. Die Vorteile des Nd:YAG-Lasers gegenüber des Skalpell sind bei vorhandener Taktilität „unblutig“ arbeiten zu können auch wenn die dabei auftretenden Gewebsschäden größer sind [137, 220, 358]. Die Indikation für die Hartgewebssbearbeitung mit dem Nd:YAG-Laser ist ebenso kritisch zu sehen wie beim CO₂-Laser [97, 145, 146, 360]. Der Nd:YAG-Laser ist nicht in der Lage, Konkrement sicher von der Wurzeloberfläche zu entfernen [184, 360]. Durch die Bearbeitung der Wurzeln verändert sich das Verhältnis von Mineral- und Proteingehalt in den Wurzeln [314, 328]. Dadurch verschlechtert sich die Fähigkeit der Fibroblasten, sich an der Wurzeloberfläche anzuheften [224, 331, 334]. Der bakterizide Effekt, den der Nd:YAG-Laser selektiv auf pigmentierte Mikroorganismen haben soll, ist noch umstritten, obwohl neue Ergebnisse die These unterstützen [8].

2.4 Schall- und Ultraschallscaler

2.4.1 Maschinelle Scaler in der Parodontologie

In der Parodontologie werden Schall- und Ultraschallscaler als Varianten der maschinellen Scaler genutzt. Diese lassen sich durch die Frequenz, mit denen das Arbeitsteil schwingt, unterscheiden.

2.4.1.1 Schallscaler

Schallscaler (z.B. SONICflex, KaVo) werden durch den Luftturbinenanschluss einer Behandlungseinheit betrieben. Die Druckluft bringt einen Hohlzylinder im Inneren des Handstückes zur Rotation, die dadurch erzeugten Schwingungen von einer Frequenz zwischen 3 und 8 kHz werden auf die Arbeitsspitze übertragen. Diese führt eine elliptische Schwingung mit einer Amplitude von 60 bis 1000 μm aus [217, 298]. Die Wirkung des Scalers auf die Wurzeloberfläche ist dadurch unabhängig von der Lokalisation der Arbeitsspitze zum Zahn [347]. Bei Schallscalern werden sowohl Frequenz als auch Amplitude durch den Luftdruck beeinflusst [347]. Bei dem neu entwickelten Schallscaler SONICflex 2003 L von KaVo kann die Amplitude luftdruckunabhängig reproduzierbar am Handstück eingestellt und so die Leistung in drei Stufen variiert werden.

2.4.1.2 Ultraschallscaler

Bei den heute verwendeten Ultraschallscalern können, durch die Art ihres Antriebsmechanismus, magnetostriktive und piezoelektronische Systeme unterschieden werden [347]. Die Ultraschallsysteme lassen eine Leistungseinstellung am Gerät zu, wodurch die Frequenz variiert werden kann, aber die Amplitude konstant bleibt.

2.4.1.2.1 Piezoelektronische Scaler

Der Begriff Piezo stammt aus dem Griechischem und bedeutet drücken. Er beschreibt heute sowohl den direkten als auch den reziproken Piezo-Effekt.

Unter dem Piezo-Effekt versteht man physikalische Wechselwirkungen und Phänomene der grundlegenden und mechanischen Größen wie elektrische Feldstärke, Polarisation sowie Spannung und Dehnung in kristallinen Festkörpern. Die französischen Physiker JAQUES und PIERRE CURIE entdeckten zusammen mit GAB-

RIEL LIPPMANN im 19. Jahrhundert (1880), dass mittels Druck an der Oberfläche bestimmter Festkörper eine elektrische Ladung induziert werden kann [71]. Die Festkörper müssen kristalline anisotrope Materialien (Dielektrikum) sein, wie z.B. Quarz, Turmalin, Seignettensalz und Bariumtitanat. Durch den Druck kommt es orthogonal oder kollinear zur internen polaren Achse des Kristalls zu einer Verschiebung von Ladungszentren und damit zu einer oberflächlichen Potentialdifferenz. Während bei einem Piezo-Material die äußere Krafteinwirkung eine Verschiebung der jeweiligen internen Ladungszentren δ^- und δ^+ hervorruft und sich auf der primär neutralen Oberflächen ein Dipolmoment p ausmachen lässt, ist dies bei einem in sich symmetrischen und homogenen Ionenkristal (z.B. NaCl) nicht der Fall. Die kristalline Struktur des Werkstoffes und die Verschiebbarkeit der positiven und negativen Ladungen der Elementarzellen gegeneinander (Anisotropie) sind entscheidend für den piezoelektrischen Effekt [32].

Der Umkehrschluss, der „reziproke“ Piezo-Effekt, konnte nachfolgend verifiziert werden: Im elektrischem Feld ist die gezielte Verformung von piezoelektrischem Material möglich. Der reziproke Piezo-Effekt ist chemisch-physikalisch gesehen genau die Umkehrung des direkten Piezoeffektes. Er beschreibt die im Nanometerbereich liegende Deformation eines entsprechenden Kristalls beim Anlegen eines elektrischen Feldes. Auch hier spielt die permanente Polarisation der Moleküle eine entscheidende Rolle [32].

Piezoelektronische Einheiten (z.B. Piezon Master, EMS) arbeiten in einem Bereich von 25 bis 50 kHz. Die Bewegung der Arbeitsspitze ist fast ausschließlich linear mit einer Amplitude von 12 bis 72 μm [217, 298]. Somit führt das Arbeitsteil immer nur hämmernde oder schabende Abtragsbewegungen aus. Die Bewegung wird durch einen Quarz erzeugt. Durch den dipolaren Charakter der Kristalle ändert sich ihre Größe unter Spannungseinfluss. Alternierende Spannungsfelder, hervorgerufen durch hochfrequente Wechselspannungen, führen zu charakteristischen mechanischen Eigenschwingungen der Kristalle. Die Bewegungen werden an das Arbeitsteil weitergeleitet. Die Frequenz der Schwingungen ist sehr stabil [347].

2.4.1.2.2 Magnetostriktive Ultraschallscaler

Magnetostriktive Effekte wurden erstmals von JAMES P. JOULE 1847 beschrieben: Er stellte Längenveränderungen an ferromagnetischen Metallstäben im wechselnden Magnetfeld fest [71].

Magnetostriktive Ultraschallscaler (z.B. Cavitron, Dentsply) arbeiten in einem Bereich zwischen 18 bis 45 kHz. Die Bewegungen werden durch dicht gepackte Metalllamellen oder einen ferromagnetischen Stab (Ni-Co-Legierung) erzeugt, die fest mit der Arbeitsspitze verbunden sind. Diese werden in einem Handstück eingesetzt, wo sie von einer Spule umgeben sind. Wird an diese Spule eine Spannung angelegt, entsteht ein elektrisches Feld, wodurch das ferromagnetische Material seine geometrischen Abmessungen ändert und die damit verbundene Bewegung an das Arbeitsteil weitergibt. Wird der Spule eine alternierende Spannung zugeführt, wechselt das Magnetfeld gleichsinnig und die Arbeitsspitze fängt bei hochfrequentem Wechsel an zu schwingen. Bei dieser Art von Geräten ist die Bewegungsbahn der Arbeitsspitze sowohl ellipsoid als auch zirkulär, mit einer Amplitude von bis 100 μm [217, 298]. Dadurch lassen sich alle Seiten des Arbeitsendes zum Bearbeiten der Wurzeloberfläche nutzen. Allerdings ist die Instrumentenspitze nicht in allen Raumrichtungen gleich aktiv am Abtrag beteiligt [347].

2.4.2 Wirkung von Schall- und Ultraschallscälern

Beim Einsatz von Schall- und Ultraschallscälern werden primär mechanische Wirkungen beobachtet; daneben kommen die durch die Spülung erzeugte zusätzliche Reinigung der instrumentierten Tasche von den gelockerten Konkrementen und Biofilmbestandteilen hinzu. Außerdem werden Effekte wie die akustischen Mikroströmungen und der Kavitationseffekt diskutiert.

2.4.2.1 Mechanische Wirkung

Die primäre Wirkung der mechanischen Scaler beruht auf einer mechanischen Schwingung der Arbeitsspitze im Raum, was bei Berührung in idealer Weise zur Zersetzung und Entfernung von Konkrementen aber auch von Zement und Wurzelkaries führen kann. Die Schwingung ist primär von der Amplitude und der Frequenz, aber auch von der Form und der Länge der Arbeitsenden, abhängig. Die Schwingungen können linear bis ellipsoid oder kreisförmig sein [344-346].

2.4.2.2 Akustische Mikroströmungen

Neben dem mechanischen Effekt der Schwingungen zeigt auch die Spülung per se eine Wirkung [343, 346, 348]. Schall- und Ultraschallfelder erzeugen innerhalb von Flüssigkeiten zeitunabhängige, ständig in einer Richtung verlaufende

Flüssigkeitsströmungen in der Nähe von schwingenden Objekten. Dieser Nebeneffekt hat als charakteristisches Muster äußere und innere Wirbel. Dadurch wird ein hydrodynamischer Stress erzeugt, welcher einen erosiven Effekt hat [348].

2.4.2.3 Kavitation

Schallwellen geben ihre Energie, die erzeugten Schwingungen, von Teilchen zu Teilchen weiter. In festen Stoffen breiten sich Schall- und Ultraschallwellen nur linear aus, wohingegen sie sich in Flüssigkeiten auch radial ausbreiten können. Trifft eine Welle auf ein anderes Medium auf, wird ein Teil der Energie der Wellen reflektiert und ein Teil geht weiter. Je nach Medium wird Energie in Form von Wärme frei. In Flüssigkeiten führen lineare longitudinale Wellen zum Pulsieren und einer Gasblasenbildung. Die zusätzlichen nichtlinearen Wellen führen zu einem Platzen dieser Blasen, unter Freisetzung großer Energiemengen was zu Schockwellen und Temperaturerhöhungen führt [176]. Diese Effekte werden als Kavitation bezeichnet. Sie sind abhängig von der Amplitude des Arbeitsendes, sowie von der Art, Form und Ausrichtung des Arbeitsendes zum Zahn [346]. Die Kavitationseffekte sind in Richtung der Spülflüssigkeit wirksam [348] und können biologisches Gewebe zerreißen und so Plaque entfernen aber auch die Gingiva verletzen [343, 346, 348].

Relevante zusätzliche reinigende Wirkungen oder antimikrobielle Effekte durch Kavitation und Mikroströmung lassen sich derzeit nicht *in vivo* belegen [229, 343, 346, 348].

2.4.3 Tascheninstrumentierung

Der Anwendungsbereich von Schall- und Ultraschallscalern hat in den letzten Jahren durch die Neuentwicklung schmaler und graziler Instrumentenspitzen eine entscheidende Erweiterung erfahren. Die Indikation oszillierender Scaler mit ihren großzügig dimensionierten Arbeitsenden beschränkte sich bei ihrer Einführung auf die Entfernung von Zahnstein und supragingivalen Belägen und umfasst heute auch das subgingivale Debridement.

Durch die zierliche und längere Gestaltung der Arbeitsansätze ergibt sich ein guter Zugang zu den Parodontien und eine effizientere Reinigung tiefer Taschen. STAMBAUGH et al. [316] legten die Grenze, über die hinaus keine suffiziente Instrumentierung der Wurzeloberflächen mit Handscalern mehr möglich ist, bei 3,73 mm fest. DRAGOO [80] sieht Schwierigkeiten, sowohl bei maschineller als

auch bei Handinstrumentierung, tiefe Taschen (5,7 – 8,3 mm) vollständig zu reinigen. Allerdings konnte in dieser Studie, so wie in anderen, eine Überlegenheit von maschinellen Scälern festgestellt werden [80, 267, 316].

2.4.4 Zugang zu den Furkationen

Bei vielen klinischen Studien wurden mehrwurzelige Zähne nicht eingeschlossen [335]. Die schwierigen morphologischen Verhältnisse der Furkationen schaffen bei Molaren eine besondere Situation. Die Prognose von furkationsbefallenen Zähnen ist schlechter als die Langzeitprognose einwurzeliger Zähne [35, 266]. Anatomische Untersuchungen zeigen, dass die meisten Furkationseingänge kleiner sind als die Arbeitsenden von Küretten (kleiner 1 mm) [48]. Sowohl Schall- als auch Ultraschallscaler haben bei der Reinigung von Furkationen einen entscheidenden Vorteil gegenüber Handinstrumenten [187, 276]. Die grazil gestalteten Arbeitsenden (mit einem Durchmesser von 0,55 mm oder dünner) der maschinellen Scaler erreichen diesen Bereich sehr viel leichter. Für Handinstrumente ist der benötigte Raum für die effiziente Bearbeitung der Furkationen sehr viel größer [235]. Die Reinigung der Furkationen ist mit entsprechend gestalteten Arbeitsansätzen für die maschinellen Geräte noch effektiver [323].

2.4.5 Wirkungen auf Débris und Anwendung

Ein wichtiges Ziel in der Therapie der Parodontitis ist eine vollständige Entfernung von Plaque, Konkrementen und Endotoxinen von den erkrankten Wurzeloberflächen. Gleichzeitig ist ein möglichst geringer Substanzverlust am Zement oder Dentin zu verursachen. Dieses Ziel lässt sich durch eine systematische Instrumentierung der Wurzeloberflächen, sowohl mit Hand- als auch mit maschinelltem Scaling, zum Teil erreichen. Resultierende Defekte sind von Anpressdruck, Angulation und Zugzahl abhängig [367] (siehe auch Abschnitt 2.4.7). Deshalb sollte das Arbeitsende der maschinellen Scaler beim Bearbeiten der Zähne in einem Winkel nahe Null Grad zur Wurzeloberfläche, ohne großen Anpressdruck geführt werden. Um das Behandlungsziel zu erreichen, sind eine geringe Anzahl an leicht überlappenden Arbeitsbewegungen durchzuführen [89-91]. Eine extensive Instrumentierung muss vermieden werden. Biofilm, Plaque und Endotoxine, welche nur oberflächlich (in den obersten 3 bis 7 μm) [76] in der Zementschicht vorhanden sind, werden sicher entfernt. Dadurch kann ein unnö-

tiger Substanzverlust der Wurzeloberfläche verhindert werden [46, 58, 66, 132, 228, 232, 233, 307].

Im Anschluss an ein Scaling und Rootplaning bleibt aus verschiedenen Gründen immer eine geringe Menge an Restzahnstein zurück, selbst wenn operativ gearbeitet wird [59]. Die Restzahnsteinmenge korreliert mit der Ausgangstaschentiefe [59, 301]. Viele Studien verglichen die Effektivität der Konkremententfernung zwischen maschinellem Scaling und Handscaling. Einige Untersuchungen beschreiben keinen Unterschied zwischen Handscaling und maschineller Instrumentierung [49, 56, 138, 158, 167]. Andere Autoren berichteten dagegen von einer Überlegenheit der Schall- und Ultraschallscalern gegenüber Handinstrumenten [80, 102]. Festzuhalten ist, dass weder mit Hand-, Schall- noch mit Ultraschallinstrumenten eine vollständige Entfernung des Zahnsteines von der Wurzeloberfläche möglich ist [167]. Der Grund dafür mag an der Forderung nach möglichst substanzschonender Instrumentierung liegen, aber auch an dem beschränkten Zugang in die Tiefe der parodontalen Tasche. Die damit verbundene eingeschränkte Einsicht erhöht die Schwierigkeit, die Wurzeloberfläche vollständig zu instrumentieren und Konkremente sicher zu erkennen. Zudem ist es nur schwer möglich subgingivalen Zahnstein von Zement oder Dentin, an den entsprechenden Zähnen, voneinander zu unterscheiden, nachdem die Wurzeloberflächen bearbeitet wurden [158].

2.4.6 Rauigkeit nach Instrumentierung

Eine Vielzahl von Studien beschäftigte sich mit der Beschaffenheit der Wurzeloberflächen nach Instrumentierung und kam zum Teil zu kontroversen Ergebnissen. Es wurden sowohl rauhere, glattere als auch sich entsprechende Oberflächen nach Handscaling und Ultraschallscaling oder Schallscaling gefunden [80, 100, 158, 159, 169, 274]. Die bearbeiteten Wurzeloberflächen wurden histologisch, lichtmikroskopisch, rasterelektronenmikroskopisch und auch profilometrisch untersucht [100, 158, 169, 218, 274]. Frühe Studien zeigten rauhere Wurzeloberflächen bei maschinell bearbeiteten Wurzeln [158, 169], 274]. Deshalb forderten KERRY et al. (1967) nach dem Ultraschallscaling eine Wurzelglättung mit Handinstrumenten durchführen zu lassen [169]. Neuere Studien zeigen bezüglich der Rauigkeit gleiche oder bessere Ergebnisse für die maschinell betriebenen Scaler [80, 100, 159]. Jedoch lassen sich die einzelnen Arbeiten schwer miteinander vergleichen, da keine Standardisierung vorhanden ist. Aus

geringen Parameteränderungen wie Kräfteinwirkung oder Anstellwinkel resultieren unterschiedliche Messungen der Oberflächenrauigkeit [367].

Im klinischen Alltag sind zudem mittels zahnärztlicher Sonden die Rauigkeitsunterschiede, die *in vitro* gemessen werden, kaum voneinander zu differenzieren [57, 158].

Nach wie vor besteht Unklarheit über den Einfluss der Rauigkeit der behandelten Wurzeloberflächen in Bezug auf die parodontale Heilung. Klinische Studien zeigten keine signifikanten Unterschiede in der Wundheilung [28, 41, 128, 180, 181, 185, 234, 263, 274, 333, 342]. ROSENBERG et al. [274] konnten keinen Zusammenhang zwischen rauher Wurzeloberfläche und gingivalen Entzündungszeichen oder akkumulierter Plaquemenge feststellen. Als Indikator für eine biokompatible, ausreichend saubere Wurzeloberfläche kann somit die Weichgewebsreaktion oder im Speziellen die Weichgewebsheilung dienen [73]. Deshalb spielt die Rauigkeit nur eine untergeordnete Bedeutung in der Therapie. Immer sollte jedoch ein zu hoher Substanzverlust durch falsche Instrumentierung vermieden werden.

Zur Diskussion steht die Annahme, dass eine höhere Rauigkeit und eine dadurch bedingte größere Wurzeloberfläche, dem Gewebeattachement als gute Voraussetzung dient [38].

2.4.7 Verlust von Zahnhartsubstanz

PETERSILKA et al. [252] untersuchten die Größe der Schäden an den Zähnen durch falsches Instrumentieren bei maschinellm Debridement. Wenn alle Parameter betrachtet werden, ist bei magnetostriktiven Ultraschallgeräten die Gefahr am höchsten, die Wurzeloberfläche zu schädigen; weniger gefährlich scheinen piezoelektronische Geräte zu sein. Am gefahrlosesten lässt sich das Schallgerät einsetzen. Ein Vergleich zwischen morphologisch und szintigraphisch feststellbarem Oberflächenschaden und Substanzverlust verschiedener Scalingmethoden beschreibt den größten Substanzverlust beim Handscaling. Genau umgekehrt stellen sich die morphologischen Ergebnisse da. Die geringsten Oberflächenschäden zeigen die Handinstrumente, danach folgt das Schallscaling und die größten Schäden verursacht das Ultraschallgerät [280].

2.4.8 Klinische Ergebnisse

Studien, die alle drei Scalingsysteme (Hand-, Schall- und Ultraschallscaling) miteinander verglichen haben, zeigten trotz großer Unterschiede in der Frequenz und den Bewegungsmustern der Scalerspitzen vergleichbar gute klinische Ergebnisse [25, 28, 81, 180, 181, 333]. In vielen Studien wurden Handscaling und maschinelles Scaling zum subgingivalen Debridement eingesetzt und in Hinblick auf die Therapieergebnisse miteinander verglichen. In diesen Arbeiten konnte eine einander entsprechende Reduktion der Sondierungstiefen, des Parameters Bleeding on Probing neben einem vergleichbaren Attachmentgewinn erzielt werden [25, 27, 45, 180, 181, 206, 207, 333]. DRISKO et al.(1996) zeigten in einer Metaanalyse eine durchschnittliche Veränderung der ST von 1,2 bis 2,7 mm für Schall- und Ultraschallscaler [81]. Dies entspricht in etwa der Reduktion der ST von 1,29 bis 2.16 mm, die COBB für das Handscaling im selben Jahr als Ergebnis einer Metaanalyse aus 27 Studien angab [72]. Die Reduktion der Mikroorganismen in behandelten Parodontien war ebenfalls vergleichbar [72]. Beide Instrumentierungsarten entfernten Plaque und zerstörten den Biofilm in Parodontien gleich effektiv [31, 45, 72, 180, 181, 187, 239, 270, 330, 332, 333]. Es scheint allerdings, dass bei den maschinellen Scalern ein zusätzlicher therapeutischer Effekt auf die subgingivale Plaque durch das Spülen der Taschen mit Kühlflüssigkeit auftritt. Durch das Einwirken des Ultraschalls auf die Spülflüssigkeit sollen Effekte wie Mikroströmungen und Kavitation entstehen, welche direkt die Bakterien schädigen können. Es gibt allerdings keine direkten Nachweise für diese These [229, 343, 346, 348].

Zusammenfassend betrachtet zeigen die vorhandenen wissenschaftlichen Studien, dass eine effiziente und im Hinblick auf das klinische Ergebnis überlegene [80] oder zumindest gleichwertige [28, 138, 167] Wurzeloberflächenreinigung mit maschinellen Scalern im Vergleich zu Handscalern möglich ist.