

Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie
der Technischen Universität München
Klinikum rechts der Isar
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. Dr. Dr. h.c. (UMF Temeschburg) H.-H. Horch)

Laser- und Navigationsgestützte orale Implantologie

Eine Literaturanalyse

Rosi Lewandowski

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen
Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Zahnheilkunde

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. H. Deppe
2. Univ.-Prof. Dr. Dr. Dr. h.c. (UMF Temeschburg)
H.-H. Horch

Die Dissertation wurde am 05.07.2006 bei der Technischen Universität
München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 21.03.2007
angenommen.

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	4
2	KONVENTIONELLES VORGEHEN IN DER ORALEN IMPLANTOLOGIE	6
2.1	Konventionelle Implantatplanung.....	6
2.2	Konventionelle Implantatbohrung.....	13
3	LASER IN DER IMPLANTOLOGIE	17
3.1	Physikalische Grundlagen und Konstruktionsmerkmale	17
3.2	Wirkungen auf biologisches Gewebe	21
3.3	Klinische Indikationen	24
4	NAVIGATION IN DER IMPLANTOLOGIE	29
4.1	Bildgebung.....	29
4.2	Rechnergestützte Planung und intraoperative Instrumentennavigation.....	31
4.3	Möglichkeiten der Umsetzung rechnergestützter Planungsdaten	34
4.4	Möglichkeiten der Patientenregistrierung.....	36
4.5	Instrumentennavigationstechniken	39
5	BEISPIELE FÜR ANWENDUNGEN DES ER:YAG-LASERS IN DER KNOCHENCHIRURGIE	42
5.1	Systeme	42
5.1.1	Navigationssystem RoboDent®	42
5.1.2	Er:YAG-Laser Smart 2940D.....	45
5.1.3	Piezoelektronische Chirurgieeinheit	45
5.1.4	Das Compress® - Implantat.....	46
5.1.5	Das ITI®-Implantat.....	47
5.2	Anwendungsbeispiele.....	48
5.2.1	Vergleichende In-vitro-Osteotomien	48
5.2.1.1	Ergebnisse vergleichender In-vitro Osteotomien	51
5.2.2	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Ablationsqualität des Er:YAG-Lasers	66
5.2.2.1	Rasterelektronenmikroskopische Ergebnisse der Ablationsqualität des Er:YAG-Lasers.....	67
5.2.3	Navigationsgestützte Implantatbettpräparation mit dem Er:YAG-Laser In-vitro	71
5.2.3.1	Ergebnis Implantatbettpräparation In-vitro	73
5.2.4	Klinische Implantatbettpräparation mit dem Er:YAG-Laser	73
5.2.4.1	Ergebnis Implantatbettpräparation In-vivo	75
6	DISKUSSION	77
6.1	Vergleich konventionelle Planung und Planung mit Navigation	77
6.1.1	Vorteile eines Navigationsverfahrens	81

6.1.2	Nachteile eines Navigationsverfahrens	82
6.2	Vergleich konventionelle Osteotomie/Bohrung und Laserbohrung	85
6.2.1	Konventionelle Osteotomie.....	85
6.2.2	Laserosteotomie	90
7	ZUSAMMENFASSUNG	100
8	LITERATURVERZEICHNIS	103
9	DANKSAGUNG	130
10	LEBENS LAUF	131

1 Einleitung

Die enossale Implantologie hat in den letzten 25 Jahren das Therapiespektrum der chirurgisch-prothetischen Zahnheilkunde entscheidend bereichert. Enossale Implantate stellen eine neue Möglichkeit der Rekonstruktion dar und werden vermehrt in prothetische Behandlungskonzepte einbezogen. Das Interesse der Patienten an implantologisch-prothetischen Behandlungen ist in hohem Maße gestiegen (Spiekermann 1994 S. 5).

In der Chirurgie sind für operative Eingriffe eingehende Kenntnisse erforderlich. In der Regel erzeugen bildgebende Verfahren zweidimensionale Bilder, anhand derer sich der Operateur, auch unter Zuhilfenahme zusätzlicher konventioneller Daten (z.B. Gipsmodelle), einer räumlichen Vorstellung der realen anatomischen Situation annähert. Eine deutliche Verbesserung und Erleichterung der präoperativen Diagnostik und Planung resultierte aus der Einführung radiologischer Systeme zur dreidimensionalen Bilddatenerfassung. Der Operateur kann sich durch das Zusammenfügen der einzelnen Schichtaufnahmen eines Computertomogramms, bei denen es sich im Einzelnen zwar auch nur um zweidimensionale Bilder handelt, eine genaue plastische Vorstellung von der Anatomie der betreffenden Region machen.

Die Voraussetzung für die Revolutionierung der präoperativen Diagnostik und für die Optimierung der Planung chirurgischer Eingriffe war hiermit geschaffen. Die rasante Entwicklung der Rechnerleistung in den letzten Jahren tat dann ihr Übriges. Diese ermöglichte die rechnerische Zusammensetzung der einzelnen Schichtbilder zu einem plastischen Bild, der 3D-Computertomographie. Nicht lange ließ dann eine Planungssoftware auf sich warten, mit der man, basierend auf dem einmal gewonnenen dreidimensionalen digitalen Datensatz, eine Speicherung und Visualisierung der Daten vornehmen konnte und so eine Planung und Simulation einer Implantation ermöglichte. Die dreidimensionale Diagnostik offeriert dem Operateur die Chance, rechnergestützt eine präzise Planung des Eingriffs unter Ausschöpfung des vorhandenen Knochenangebots, bei gleichzeitigem Schutz der anatomischen Nachbarstrukturen, vorzunehmen.

Eine dreidimensionale exakte Planung ist aber wertlos, wenn die gewonnenen Informationen nicht genau auf den Operationssitus übertragen werden können. Die präzise dreidimensionale Umsetzung der präoperativ gewonnenen Informationen auf

den Patienten lässt konsequenterweise die Integration eines Navigationssystems (Image Guided Surgery) in die Behandlung sinnvoll erscheinen. Es handelt sich bei der Image Guided Surgery (IGS) um neue Verfahren der computerassistierten Chirurgie (CAS), die durch Instrumentenführung und rechnergestützte Bildverarbeitung chirurgische Eingriffe unterstützen.

Die genaue Umsetzung von Planungsdaten optimiert die Implantattherapie, weil damit der Schutz sensibler Strukturen gewährleistet ist und durch das voraussehbare Therapieergebnis eine präoperative Herstellung der Suprakonstruktion bei sofortbelastbaren Implantaten möglich ist.

Der Erfolg der Implantattherapie ist aus chirurgischer Sicht nicht nur von der oben beschriebenen Wahl der richtigen Implantatposition in der Planung abhängig, sondern auch von der Invasivität des operativen Eingriffs, welche den Grad der Traumatisierung der Strukturen und die Einheilung der Implantate mit beeinflusst.

Seit Entwicklung der Lasersysteme in den frühen sechziger Jahren des letzten Jahrhunderts hoffte man, diese als Alternative zur herkömmlichen Knochenbearbeitung in der Zahnmedizin nutzen zu können. In der Anfangsphase wurden verschiedene Lasersysteme erprobt, wobei sich, auf Grund seiner Eigenschaften, das Fachinteresse zunehmend auf den Er:YAG-Laser und seine Einsatzmöglichkeiten in der oralen Implantologie konzentrierte.

Die vorliegende Arbeit soll Möglichkeiten der laser- und navigationsgestützten Vorgehensweisen in der oralen Implantologie aufzeigen. Zudem sollen die Unterschiede zu konventionellen Möglichkeiten der Planung und Implantatbettpräparation diskutiert werden.

Zusätzlich werden Anwendungsbeispiele für Laserpräparation, navigationgestützte Laserpräparation und Knochenbearbeitung mit konventionellen Instrumenten in der oralen Implantologie und Chirurgie beschrieben.

2 Konventionelles Vorgehen in der oralen Implantologie

2.1 Konventionelle Implantatplanung

Grundsätzlich geht es in der oralen Implantattherapie darum, einen Befund (klinisch, Modellplanung, 2-D-radiologisch oder 3-D-radiologisch) möglichst genau in eine Planung und diese möglichst planungsgetreu in das operative und später zahnprothetische Vorgehen umzusetzen (Ehrl 2003 S. 14).

Der Erfolg einer Implantattherapie hängt unter anderem maßgeblich von der Planung der richtigen Implantatposition ab, welche stets einen Kompromiss zwischen prothetisch-ästhetischem Ideal, zahntechnischen Möglichkeiten und der anatomisch möglichen Chirurgie darstellt.

Die heutige Planung zahnärztlicher Implantate stellt eine Rückwärtsplanung dar (Amet und Ganz 1997 S. 196, Garber 1995 S. 320ff, Salama 1995 S. 65ff, Watzek und Mailath-Pokorny 2000 S. 136). Richteten sich früher die Position und die Anzahl der Implantate ausschließlich nach dem vorhandenen Knochenangebot („bone demanded position“), gewinnt heute durch die höheren ästhetischen Ansprüche und die Möglichkeiten der Augmentation die prothetische Konstruktion bei der Planung der Implantate immer mehr an Bedeutung (Weibrich und Wagner 2004 S. 126). Somit bildet die gewünschte prothetische Versorgung den Ausgangspunkt für die chirurgische Umsetzung und bestimmt rückwärtsgerichtet die Anzahl und Lage der Implantate. Der Planungsprozess basiert dabei auf den diagnostischen Befunden und ist daher in seiner Qualität stark abhängig von deren Informationsgehalt und Präzision.

Extraorale und intraorale Inspektion

Zunächst erfolgt eine ausführliche klinische extraorale und intraorale Befunderhebung. Im Rahmen der extraoralen Inspektion sind die Lippenposition, die Lachlinie und die skelettale Lagebeziehung der Kiefer des Patienten zu beachten (Sethi und Kaus 2006 S. 10, Watzek und Mailath-Pokorny 2000 S. 135). Die Palpation der Kaumuskulatur gibt Auskunft über deren Zustand und Funktion und

kann Hinweise auf mögliche Parafunktionen wie Knirschen oder Pressen geben (Gibbs et al. 1986 S. 228, Lambrecht und Besimo 2004 S. 28, Pingitore et al. 1991 S. 445). Außerdem werden die Kiefergelenke bei der Öffnungs- und Schließbewegung auf evtl. Schmerzen, Geräusche und Abweichungen von der Mittellinie untersucht (Sethi und Kaus 2006 S. 11). Die intraorale Inspektion gibt in den bezahnten Kieferbereichen Aufschluss über den Parodontal- und Hygienestatus sowie über die Verzahnung (Interkuspitation). Hier wird ein vollständiger dentaler, parodontaler und endodontischer Status erhoben (Lambrecht und Besimo 2004 S. 28). In unbezahnten Kieferbereichen sind die Lage der Kiefer zueinander (intermaxilläre Situation), die Position von Wangen-, Zungen- und Lippenbändern sowie die Ansätze der Mundboden- und Kinnmuskulatur zu beurteilen. Eine manuelle Untersuchung des Kiefers bietet einen orientierenden Überblick über die zu erwartenden Knochenverhältnisse (Markwalder 1988 S. 7). So können im Vorfeld untersichgehende Bereiche des Kiefers palpiert werden.

Modellanalyse

Üblicherweise werden Modelle beider Kiefer angefertigt, die in einem Artikulator (Abb. 1) schädelbezüglich montiert und ausgewertet werden (Lambrecht und Besimo 2004 S. 39, Sethi und Kaus 2006 S. 25).

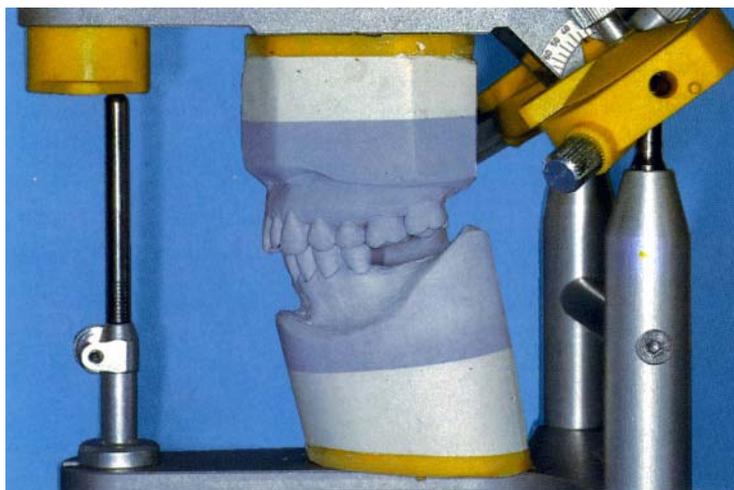


Abb. 1: Planungsmodelle im Mittelwertartikulator fixiert. (Spiekermann 1994 S. 116)

Diese Auswertung umfasst bei einem bezahnten Patienten die Analyse der Okklusion (Verzahnung), der Lückengröße, der Nachbarzähne und Antagonisten im Hinblick auf

Elongation, Kippung oder Wanderung. Bei einem unbezahnten Patienten wird die Lage der Kiefer zueinander untersucht. Des Weiteren kann die Form der Kiefer beurteilt werden. Um eine Darstellung der transversalen Knochenverhältnisse zu erhalten, können Schleimhautdickenmessungen (Nentwig 1983 S. 690) an den geplanten Implantatpositionen auf die Modelle übertragen werden (Abb. 3). Diese Messungen werden mithilfe von Sonden und Kanülen mit Gummistoppfern (Abb. 2) oder aber mit speziellen Tastzirkeln oder Schublehren durchgeführt (Lakos 1991 S. 268ff, Spörlein et al. 1986 S. 278f).

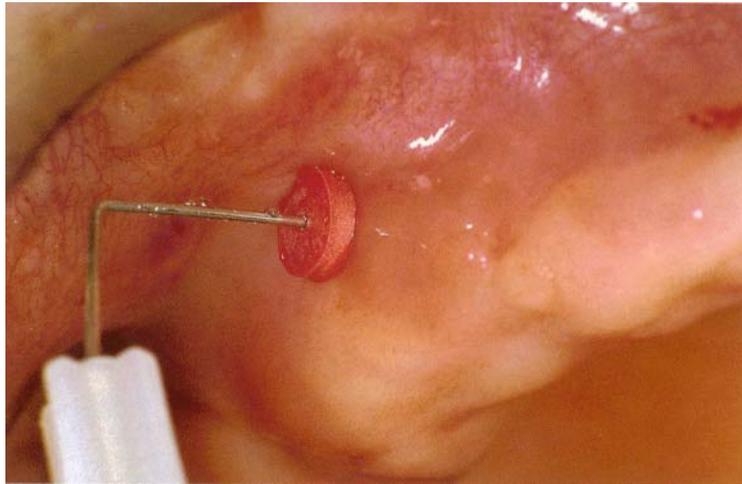


Abb. 2: Schleimhautdickenmessung mit Injektionskanüle und Gummistopper. (Spiekermann 1994 S.109)



Abb. 3: Übertragung des gemessenen Wertes positionsgerecht auf das Sägeschnittmodell. (Spiekermann 1994 S. 109)

Auf den Modellen kann ein diagnostisches Set-Up mit Kunststoffzähnen an den aus ästhetisch-prothetischer Sicht optimalen Positionen erstellt werden (Lambrecht und Besimo 2004 S. 39). Somit lassen sich Anzahl und Lokalisation der Implantate unter

Berücksichtigung des geplanten Zahnersatzes näher bestimmen (Floyd et al. 1999 S. 302, Markwalder 1988 S. 8, Sethi und Kaus 2006 S. 25). Zudem kann die Aufstellung am Patienten auf Funktion und Ästhetik klinisch überprüft werden. Durch die Einbeziehung von diagnostischen Wax- und Set-ups wird eine Relation zwischen Implantatposition und der späteren prothetischen Rekonstruktion hergestellt (Spiekermann 1994 S. 119).

Die Planungsmodelle ermöglichen die Herstellung von Röntgen- und Operationsschablonen (Weibrich und Wagner 2004 S. 126).

Bildgebende Verfahren

Je nach Therapie und anatomischer Situation schließt sich an die klinische Befunderhebung der Einsatz bildgebender Verfahren unterschiedlichen Umfangs an. Es kommen in der oralen Chirurgie vornehmlich röntgenbasierende Verfahren zum Einsatz. Ziel der Untersuchungen mittels radiologischer Verfahren ist die Beurteilung des horizontalen und vertikalen Knochenangebotes und die Diagnostik sensibler Strukturen (Kieferhöhle, Nasenhöhle, Mandibularkanal, Nervenaustrittspunkt) sowie der Ausschluss pathologischer Prozesse (Dula et al. 2001 S. 84, Harris et al. 2002 S. 567).

Das **Orthophantomogramm (OPG)** stellt das Routineverfahren in der präimplantologischen Diagnostik dar (Lambrecht et al. 1999 S. 23, Sethi und Kaus 2006 S. 17, Weng 1994 S. 73). Hierbei handelt es sich um eine zweidimensionale Röntgenprojektion für die Aufnahme des Kieferknochens und der Zähne. Durch ein OPG generierte Bilddaten enthalten systembedingt jedoch starke Verzerrungen (Pasler und Visser 2003 S. 28ff, Schermeier 2002a S. 10). Die abgebildeten Strukturen weisen unterschiedliche Verzerrungen in den verschiedenen Regionen auf (Beniashvili 1997 S. 47ff). Es muss bei der Beurteilung der anatomischen Situation berücksichtigt werden, dass sowohl die Front- als auch die Seitenzahnregionen vergrößert dargestellt werden. Da die Vergrößerungen in vertikaler Richtung etwa 20 - 30 % und in horizontaler Richtung etwa 30 - 70 % betragen und der Vergrößerungsfaktor innerhalb einer Aufnahme zwischen dem Faktor 1,1 - 1,3 schwanken kann, müssen Referenzkörper bekannter Dimensionen mithilfe einer intraoral fixierten Tiefziehfolie (Abb. 4) im Bereich der gewünschten Implantatposition angebracht werden (Lambrecht und Besimo 2004 S. 31,

Markwalder 1988 S. 8, Szabo et al. 1991 S. 36, Weng 1994 S. 75). So kann aus der Vergrößerung des Referenzkörpers ein Rückschluss auf den Verzerrungsfaktor an der gewünschten Implantatposition gezogen werden (Abb. 5). Eine in der Praxis häufig anzutreffende Methode zur Vermessung des vertikalen Knochenangebots besteht in der Verwendung von Klarsichtschablonen mit Implantat-Umrisszeichnungen. Dieses Vorgehen ist jedoch nicht zuverlässig, da eine Überschätzung des Knochenangebots je nach Implantationsort von 2 – 6 % einkalkuliert werden muss (Szabo et al. 1991 S. 36).



Abb. 4: Röntgenschablone mit Referenzkörper bekannter Größe zur Beurteilung des Knochenangebots am geplanten Insertionsort. (Spiekermann 1994 S. 102)

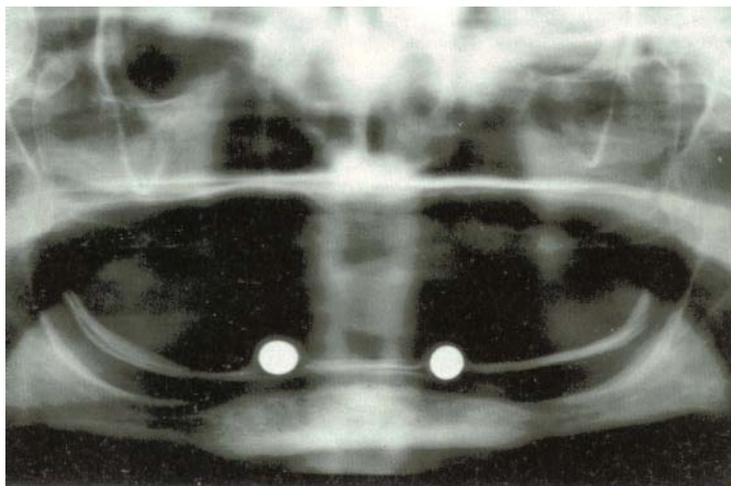


Abb. 5: Panoramaschichtaufnahme mit Röntgenschablone zur Bestimmung des Verzerrungsfaktors. (Spiekermann 1994 S. 102)

Auf dem OPG sind im Unterkiefer der Verlauf des Nervkanals (Canalis mandibularis) sowie die Lage des Nervaustrittspunkt (Foramen mentale) in der Regel gut zu erkennen.

Im Oberkiefer können die Ausdehnungen der Kiefer- und der Nasenhöhlen lokalisiert werden. Verborgen bleiben jedoch in 25 % der Fälle die so genannten „Underwood-Septen“, Knochensepten am Kieferhöhlenboden. Im Seitenzahnggebiet des Oberkiefers ist das vertikale Knochenangebot aufgrund der Ausdehnung der Kieferhöhle zur Aufnahme eines Implantats oftmals nicht ausreichend. Die anatomischen Verhältnisse erfordern hier eine Anhebung des Kieferhöhlenbodens („*sinus lift*“). Etwa 25 - 30 % aller Kieferhöhlen werden von Underwood-Septen unterteilt und stellen die häufigste Ursache für das Einreißen der Kieferhöhlenschleimhaut im Rahmen der Sinusbodenelevation dar. Zur Vermeidung dieser Komplikation ist eine Darstellung des Verlaufs und der Höhe der Septen empfehlenswert. Hierzu eignet sich lediglich die Computertomographie (Besimo et al. 1995a S. 202, Kreuzsch et al. 1993 S. 244).

Bei einem zweidimensionalen Aufnahmeverfahren wie dem OPG fehlt die Information bezüglich der orthoradialen Ebene, daher gibt es keine Informationen über das Knochenangebot in transversaler Richtung (Lambrecht und Besimo 2004 S. 31). Um im Zweifelsfall eine Vorstellung über das transversale Knochenangebot zu gewinnen, sollten Schleimhautdickenmessungen vorgenommen werden, die auf ein Sägeschnittmodell übertragen werden können (Besimo 1995b S. 108, Markwalder 1988 S. 7, Sethi und Kaus 2006 S. 23, Wilson 1989 S. 41f).

Bei komplexen Fällen, wie z.B. bei reduziertem Knochenangebot, insbesondere nahe der Kieferhöhle oder des Nervkanals, sowie bei der Planung multipler Implantate, ist die Anfertigung eines **Computertomogramms** zur Einschätzung des Knochenangebots indiziert (Haßfeld et al. 2000a S. 374, Jackowski et al. 1997 S. 87). Mit dessen Hilfe lässt sich das vertikale und horizontale Knochenangebot exakt vermessen. Zudem liefern CT-Aufnahmen Informationen über die kortikale und spongiöse Knochendichte des Kieferkamms (Sethi und Kaus 2006 S. 19). Auch hier kommen Röntgenschablonen zum Einsatz, die eine korrekte Festlegung der Pfeilerpositionen aus zwei Gründen ermöglichen: Zum einen ist damit die Lagerung des Patienten kontrollierbar, zum anderen kann die Form der geplanten Therapie in

den Schichtaufnahmen dargestellt werden (Lambrecht und Besimo 2004 S. 37). Hierzu können radiopake Prothesenzähne (Bariumsulfat) in eine Kunststoffschablone eingearbeitet werden, welche während der computertomographischen Aufnahme vom Patienten getragen wird.

Die **seitliche Fernröntgenaufnahme** ermöglicht die Beurteilung der Lagebeziehung der Kiefer und des Knochenangebots im Bereich der Mittellinie im Ober- und Unterkiefer. Das Gesichtsprofil kann beim Einsatz eines Weichgewebefilters ebenfalls erkannt werden (Sethi und Kaus 2006 S. 18). Die begrenzte Information schränkt die Indikation dieser Aufnahme in der Implantologie ein (Frederiksen 1995 S. 542f).

Der **intraorale Zahnfilm** kommt nur beim Einzelzahnimplantat als präoperatives diagnostisches Verfahren zur Beurteilung der Wurzelkonfiguration und eventuell der Konvergenz oder Divergenz der Nachbarzähne im Bereich der Wurzelspitze zum Einsatz (Lambrecht und Besimo 2004 S. 30, Watzek und Mailath-Pokorny 2000 S. 145).

Die **Unterkieferaufbissaufnahme** kann zur Einschätzung des horizontalen Knochenangebots im unbezahnten Kiefer angefertigt werden (Lambrecht und Besimo 2004 S. 31). Sie kann neben den Röntgentechniken mit seitlicher Projektion zur Abklärung diagnostischer Unklarheiten (Verdacht auf Wurzelreste, Tumoren etc.) als zusätzliche Ebene dienen.

Konventionelle Tomogramme ermöglichen die Beurteilung eines Schnittbilds des Knochens an einer bestimmten Stelle des Kiefers. Dazu muss zunächst ein diagnostischer Zahnersatz, der in Form und Größe dem späteren Zahnersatz möglichst entsprechen soll, hergestellt werden. In diesen Zahnersatz werden am geplanten Insertionsort Metallmarkierungen eingearbeitet, die in den Tomogrammschichten erscheinen und eine exakte Darstellung des für die Implantation vorgesehenen knöchernen Bereichs ermöglichen (Engelmann et al. 1988 S. 470, Weingart und Düker 1991 S. 272).

2.2 Konventionelle Implantatbohrung

Das manuelle Freihand-Bohren stellt derzeit das am weitesten verbreitete Verfahren zur Übertragung der geplanten Implantatposition auf den Operationssitus dar. Als Hilfsmittel zur präziseren Umsetzung der Planung kommen Schablonen zum Einsatz, die das Setzen der Implantate nach prothetischen Gesichtspunkten erleichtern. Hierbei wird zunächst auf präoperativen Modellen eine provisorische Zahnaufstellung (Set-Up) hergestellt, welche in Kunststoff dupliziert wird (Abb. 6). Es kann auch ein vorhandener Zahnersatz dupliert werden. Es werden Orientierungsschablonen (Abb. 7), die lediglich die Implantatposition durch lokale Ausfräsungen vorgeben, von Bohrschablonen, in welche an gewünschten Implantationsstellen Titanhülsen eingearbeitet werden, unterschieden (Weibrich und Wagner 2004 S. 126). Intraoperativ wird letztere chirurgische Schablone auf den Patientenkiefer positioniert und die Bohrung durch die von den Hülsen vorgegebene Position vorgenommen.



Abb. 6: im Oberkiefer diagnostische Zahnaufstellung in Wachs zur Anprobe, im Unterkiefer Zahnaufstellung in Operationsschablone überführt. (Spiekermann 1994 S. 119)



Abb. 7: Orientierungsschablone im Oberkiefer mit positions- und achsengerechten Bohrungen. (Spiekermann 1994 S. 122)

Die konventionelle Implantatbettpräparation soll nachfolgend im Hinblick auf die Maßnahmen zur Schonung des Knochenlagers beschrieben werden. Zur Präparation des Implantatlagers haben sich genormte Aufbereitungsbohrer in aufsteigender Größe etabliert, mit denen eine schonende Lagerpräparation ermöglicht werden soll (Weibrich und Wagner 2004 S. 121). Neben der externen Kühlung sind die Bohrer teilweise zusätzlich mit Innenkühlssystemen ausgestattet (Kirschner und Meyer 1975 S. 436, Parr et al. 1993 S. 536, Schmitt et al. 1988 S. 802ff).

Je nach Implantatsystem kommen zur sukzessiven Aufbereitung der Kavität zwei bis fünf verschiedene Bohrer zum Einsatz. Zuerst dient eine Kugelfräse zur Ankörnung des kortikalen Knochens, wodurch ein Markierungseffekt der Implantatposition und die ortsstabile Anwendung der nachfolgenden Bohrer erzielt werden. Die Pilotbohrung wird mit einem 2 mm dünnen Bohrer vorgenommen und legt die Implantatlänge und die Neigung der Implantatachse fest (Abb. 8).

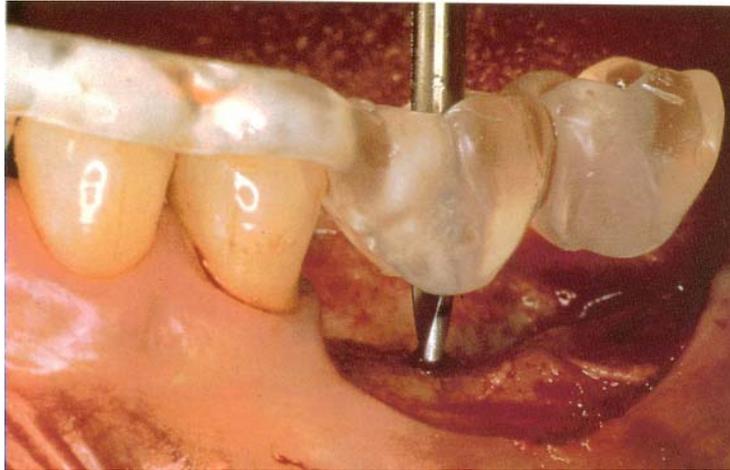


Abb. 8: Pilotbohrung mithilfe der Orientierungsschablone. (Spiekermann 1994 S. 120)

Es gibt Systeme, die das Schneiden eines Gewindes mittels Gewindebohrer besonders bei stark kortikalisiertem Knochen erfordern (Watzek und Mailath-Pokorny 2000 S. 137). Anschließend kann in die vorbereitete Kavität das sterile Implantat je nach System eingeschraubt oder eingeklopft werden. Während jedes Bohrvorgangs muss eine stetige Kühlung zur Vermeidung hitzebedingter Schäden am knöchernen Implantatlager erfolgen. Dabei wird diskutiert, ob als Methodik der Kühlmittelzufuhr eine Innen- oder Außenkühlung oder eine Kombination aus beiden den bestmöglichen Schutz vor einer kritischen Wärmeentwicklung bietet (Wagner 1996a S. 122). Beide Systeme haben dabei ihre Vor- und Nachteile, die in Abhängigkeit von der Anwendung und Form des Bohrers stehen (Wagner 1996a S. 124). Haider et al. (1993 S. 83ff) stellten fest, dass eine externe Kühlung besonders im Bereich der Kompakta hilfreich ist, während in der Tiefe der Spongiosa die interne Kühlung von Vorteil ist. Die feinen Bohrerspiralen setzen sich ohne interne Kühlung häufig mit dem abgetragenen Knochenmaterial zu, so dass die Schneidkraft des Bohrers deutlich zurückgeht und es dadurch zu einem weiteren Anstieg der Temperatur kommt (Kirschner et al. 1976 S. 112, Lavelle und Wedgewood 1980 S. 502). Benington et al. (2002 S. 295) sowie Sutter et al. (1992 S. 815) sehen die Anwendung einer Innenkühlung bei der Implantatbettpräparation sehr kritisch.

Innenkühlsysteme werfen Fragen bezüglich der Hygiene auf, die weitere Untersuchungen erfordern. So kann es leicht zur Verstopfung der engen, für eine mechanische Reinigung praktisch nicht zugänglichen Kanäle der Innenkühlung kommen. Hier kann auf Einmalartikel ausgewichen werden.

Zur Vermeidung von Hitzeschäden am Lagergewebe spielen neben einer adäquaten Kühlung andere Faktoren, wie z.B. die Drehgeschwindigkeit, intermittierendes Fräsen/Bohren, Anpressdruck, Schärfe und Form der gewählten Instrumente eine ebenso wichtige Rolle (Cordioli und Majzoub 1997 S. 190f, Ercoli et al. 2004 S. 348, Kondo et al. 2000 S. 1166, Wagner 1996a S. 123, Watanabe et al. 1992 S. 218). Das Resümee, welches die Autoren Grunder und Strub (1986 S. 968) aus der Literaturübersicht über die Problematik der Temperaturerhöhung bei der Benutzung von rotierenden Instrumenten ziehen konnten, war, dass für die Präparation eines Implantatbetts mit rotierenden Instrumenten folgende Faktoren berücksichtigt werden müssen: Es sollte mit einer Tourenzahl zwischen 500 und 1000 upm gearbeitet werden, wobei eine Bohrzeitverkürzung durch eine Erhöhung des Vorschubs anzustreben ist. Das Instrumentarium soll bezüglich Bohrgeometrie auf das zu bearbeitende Material abgestimmt sein, wobei nur scharfe Instrumente zur Anwendung gelangen dürfen. Ein Vorbohren mit kleinem Durchmesser sowie intermittierendes Bohren bringen dabei Vorteile (Albrektsson und Eriksson 1985 S. 312, Eriksson und Adell 1986 S. 6, Grunder und Strub 1986 S. 956, Kondo et al. 2000 S. 1167, Yacker und Klein 1996 S. 636).

3 Laser in der Implantologie

3.1 Physikalische Grundlagen und Konstruktionsmerkmale

Die von Planck begründete Quantentheorie beschreibt, dass Atome stets den energieärmsten Zustand, den so genannten Grundzustand, anstreben. In diesem Zustand, E_1 , ist es dem Atom möglich, aus einem elektromagnetischen Feld Energie zu absorbieren und auf ein höheres Energieniveau E_2 aufzusteigen. Die benötigte Energie entspricht hierbei der Energiedifferenz zwischen den beiden atomaren Zuständen ($E = h \times f$; mit: E = Energie des Photons, h = Plancksches Wirkungsquantum, f = Frequenz der Welle).

Moleküle können in verschiedenen Energiezuständen vorkommen. Befindet sich beispielsweise ein Atom durch Anregung auf einem höheren Energieniveau, geht es nach einer gewissen, für das Atom charakteristischen Zeitspanne, in einen energetisch niedrigeren Zustand über (Eichler und Seiler 1991 S. 5, Gilde 1992 S. 17, Müller 1988 S. 9). Zwischen dem angeregten Zustand und dem Grundzustand können energetisch weitere Niveaus liegen. Der Übergang kann also auch stufenweise erfolgen, wobei das angeregte Atom die Anregungsenergie in Form von Photonen als spontane Emission abgibt. Die Höhe der Energie und Frequenz der elektromagnetischen Welle entspricht stets der Größe der Energiedifferenz zwischen den Bahnen. Da hierbei keine Wechselwirkung zwischen Strahlungsfeld und Atom stattgefunden hat, spricht man von einem inkohärenten Verhalten (Eichler und Seiler 1991 S. 8, Gilde 1992 S.17, Müller 1988 S. 9). Jedes dieser Photonen ist seinerseits in der Lage, andere Atome zur Strahlungsemission anzuregen, d.h. die spontan freigesetzten Photonen stimulieren andere im angeregten Zustand befindliche Atome zur Aussendung weiterer Photonen (induzierte Emission) und gehen aus diesem Prozess unverändert hervor. Beim Vorgang der induzierten Emission kommt es im Vergleich zu einer spontanen Emission zum einen zu einer Verkürzung der Lebensdauer des angeregten Zustands und zum anderen zu einem intentionierten Abstieg in den Grundzustand. Da hier eine Wechselwirkung zwischen einem weiteren Photon und einem angeregten Atom stattgefunden hat, spricht man von einem kohärenten Verhalten, bei welchem mit dem verursachenden Anteil des

Strahlungsfelds kohärentes Licht entsteht. Sowohl die spontan emittierten, als auch die stimuliert freigesetzten Photonen stimmen in Energie, Ausbreitungsrichtung und Phase überein und führen hiermit zu den charakteristischen Eigenschaften des Laserstrahls. Gemeinsam können beide Photonenarten nach dem Schneeballprinzip noch mehr Atome zur Strahlungsemission anregen.

Wie bereits erwähnt ist die induzierte Emission die Grundlage der Laserlichtverstärkung. Im Normalfall befindet sich ein Medium im thermischen Gleichgewicht, d.h. die niedrigeren Energieniveaus haben eine größere Besetzungsdichte als die höheren. Da die Raten der induzierten Emissionen und Absorptionen proportional zur Besetzungsdichte der Energieniveaus sind, bedeutet dies, dass im thermischen Gleichgewicht bei Einstrahlung mehr Photonen absorbiert als induziert emittiert werden und somit keine Verstärkung des Strahlungsfelds erreicht wird. Es muss folglich zu einer stärkeren Besetzung der höher liegenden Energieniveaus kommen, was zu einem Nichtgleichgewichtszustand führt, der aktiv aufrechterhalten werden muss. Man spricht in diesem Zusammenhang von einer Besetzungsinversion.

Laser bestehen im Wesentlichen aus drei Komponenten. Das aktivierbare **Lasermedium** (Abb. 9) kann aus allen Stoffen bestehen, die eine Besetzungsinversion erzeugen und damit eine induzierte Emission ermöglichen können. Dazu zählen Lasermedien aus atomarem oder molekularem Gas, aus einer organischen Farbstofflösung oder aus einem Festkörper. Außerdem gibt es eine **Energiequelle**, welche die Aufgabe hat, die Lasermaterie in einen „unnormalen“ thermischen Nichtgleichgewichtszustand zu bringen. Die am häufigsten verwendete Energiequelle bei flüssigen oder festen Lasermedien ist der Pumpmechanismus. Hierbei wird eine parallel zum Lasermedium gelegene starke Lichtquelle mit einer Wellenlänge auf das Lasermedium gerichtet; sie bringt auf diese Weise überdurchschnittlich viele Atome in den angeregten Zustand. Die eigentliche Verstärkung besteht nun darin, mit Hilfe der stimulierten Emission innerhalb eines Zeitabschnitts mehr Photonen zu erzeugen als zu absorbieren. Ein weiterer Aspekt ist die Besetzungsdichte mit Photonen, die bei den energetisch niedrigeren Zuständen größer ist als bei energetisch höher gelegenen Niveaus. Um diese Verhältnisse umzukehren, also um eine Besetzungsinversion herbeizuführen, muss die externe Energiequelle so auf das Lasermedium einwirken, dass bestimmte höher

gelegene Energiezustände bevorzugt besetzt werden. Als Folge dieses optischen Pumpens wächst die Photonenemission im Atomverband schließlich lawinenartig an. Diese Vorgänge laufen in der **optischen Verstärkereinheit** des Lasers ab. Schließlich enthalten Laser neben dem optischen Verstärker zusätzlich einen so genannten **Resonator** (Abb. 9), der für die Oszillation im Lasermedium zuständig ist. Dabei handelt es sich um ein System aus zwei parallelen Spiegeln, in dem beliebige Schwingungen verstärkt werden, wenn der Abstand der beiden Resonatorspiegel ein ganzzahliges Vielfaches der halben Wellenlänge der Schwingung beträgt (Müller 1988 S. 11). Da die Wellenlänge abhängig vom Abstand der parallelen Spiegel ist, wird bei der Konstruktion eines Lasers folgende Relation zwischen Wellenlänge und Spiegelabstand eingehalten: $L = n \times \lambda/2$ (L = Abstand zwischen den Spiegeln des Resonators, $n = 1,2,3,\dots$ Ordnungszahl, λ = Wellenlänge). Laserresonatoren bestehen hauptsächlich aus Hohlspiegeln. Zwischen ihnen werden die Photonen hin und her geworfen und die Prozesse im Verstärker vervielfältigt. Der Spiegel auf der Seite des Laseraustritts ist zu einem gewissen Prozentsatz (meist 98 %) lichtdurchlässig.

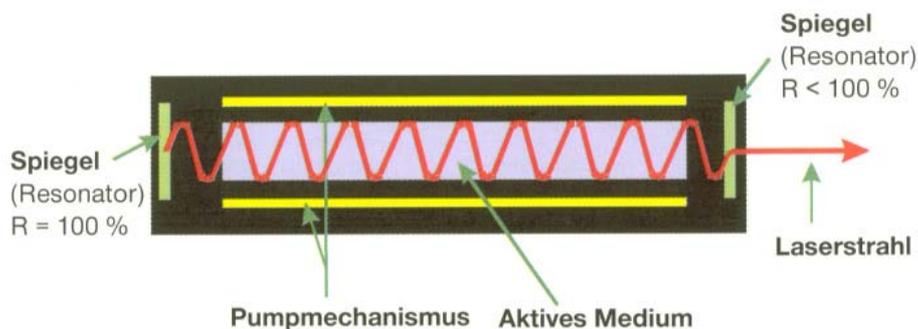


Abb. 9: Aufbau eines Lasers. (Gutknecht 1999 S. 31)

Das austretende Laserlicht zeichnet sich durch drei Eigenschaften aus. Die elektromagnetische Strahlung ist zum einen **kollimiert**, das heißt man erhält beinahe parallele Strahlenbündel geringer Divergenz. Dadurch lässt sich das Licht gut in flexible Fasern und Hohlleiter koppeln und fokussieren. Weiterhin ist das Laserlicht gekennzeichnet von hoher **Monochromasie** und schließlich auch von **Kohärenz**, d.h. das Licht wird in nur einer Frequenz emittiert, die zwischen verschiedenen Punkten des Strahlungsfelds eine feste räumliche und zeitliche Phasenbeziehung aufweist.

Beim **CO₂-Laser** handelt es sich um einen Gaslaser, der mit ca. 30 % den höchsten Wirkungsgrad (Verhältnis eingebrachter Energie zu letztlich emittierter Energie) aller Laser hat. Sein aktivierbares Medium ist ein Gemisch aus 4,5 % CO₂, 13,5 % N₂ und 82 % He. Die angelegte Energie dient zum Pumpen der Stickstoffmoleküle, welche ihre Energie auf die CO₂-Moleküle (aktives Medium) übertragen und so aktivieren. Die kühlende Wirkung des Heliums verhindert eine Überhitzung des optischen Resonators während der Laserlichtemission. Die erzeugten Wellenlängen liegen im infraroten Spektralbereich, die Hauptemissionslinie beträgt 10.600 nm. Je nach Art der Entladung werden kontinuierliche (continuous wave = cw) oder gepulste (free running pulse = frp) Systeme betrieben. Die Strahlung kann abhängig von der Gerätebauart über Hohlleiterstahlwelle oder Spiegelgelenkarm und Handstück an den gewünschten Applikationsort transportiert werden.

Der **Er:YAG-Laser** gehört zu den Festkörperlasern, welche zu den ältesten Lasern überhaupt gehören. Bei seinem Medium, einem Wirtskristall, handelt es sich um einen künstlich hergestellten Einkristall, das **Yttrium-Aluminium-Granat**, der mit optisch aktiven, dreifach positiv geladenen Erbiumionen Er³⁺ (eine seltene Erde) dotiert ist. Die Erbiumionen können die zugeführte Energie in Form von sichtbarem Licht absorbieren und die induzierte Emissionskaskade in Gang setzen. Der Er:YAG-Laser ist ein so genannter 3-Niveau-Laser, der nur zur Emission von gepulster Strahlung in der Lage ist. Er emittiert Licht mit Pulsenergien bis 700 mJ/Puls und 5 bis 20 Hz Pulswiederholraten. Der Er:YAG-Laser produziert bei üblichem Betriebsmodus Pulse, deren Länge zwischen 150 µs und 500 µsec Dauer liegen (Tangermann und Uller 2001 S. 41). Der Anregungsprozess erfolgt optisch mittels Hochdruckblitzlampen. Es handelt sich meist um eine gepulste lineare Xenon-Blitzlampe aus Quarzglasröhren mit Metallelektroden (Eichler und Seiler 1991 S. 88, Kneubühl und Sigrist 2005 S. 356, Schründer 2000 S. 2). Ein Nachteil dieses Anregungsprozesses ist allerdings die recht unselektive Erwärmung sämtlicher Atome, auch solcher, die nicht zum eigentlichen Laserprozess beitragen. Dies führt sowohl zu einem recht geringen Wirkungsgrad des Lasers (Verhältnis eingebrachte Energie zu letztlich emittierter Energie) als auch zu starker Erwärmung des Lasermediums. Ein nicht zu vernachlässigendes Problem stellt bei Lasern, die im nahen IR-Bereich emittieren, die Lichtleitung über flexible Fasersysteme dar. Bereits ab einer Wellenlänge von 2,3 µm wird eine Dämpfung über Quarzfasern von 1 dB/m überschritten und würde beim Er:YAG-Laser ca. 50 dB/m betragen, also äußerst

uneffektiv sein. Als Alternative stehen inzwischen verschiedene Lichtleitermaterialien zur Verfügung. Vielversprechend sind Zirkoniumfluoridglas-Fasern, die einen Dämpfungsgrad von lediglich 0,02 dB/m für die Wellenlänge des Er:YAG-Lasers aufweisen. Nachteilig hierbei sind eine potentielle Toxizität dieses Materials und eine rasche Zerstörung der Faserspitze, sobald diese durch Gewebspartikel verunreinigt wird (Schönborn 1995 S. 9). Saphir-Lichtleitfasern weisen exzellente mechanische, chemische, thermische und optische Eigenschaften auf. Unbemannte Saphir-Fasern weisen eine Dämpfung von ca. 12 dB/m auf, was hinsichtlich der Effektivität gerade noch vertretbar ist (Hibst 1997 S. 19, Schröder 2000 S. 1).

3.2 Wirkungen auf biologisches Gewebe

Grundsätzlich wird ein auf Gewebe auftreffendes Laserlicht reflektiert oder es transmittiert und wird im Inneren gestreut, wobei hier ein Teil des Lichts immer absorbiert wird. Die Höhe der Absorption einer Wellenlänge in einem Gewebe ist der entscheidende Parameter zur Beurteilung der Wirkung des Lasers im Gewebe. So verhält sich die Eindringtiefe umgekehrt proportional zur Höhe der Absorption. Eine hohe Absorption führt zu einer entsprechend kleineren Eindringtiefe und gewährleistet damit geringere unerwünschte thermische Begleiterscheinungen. Bei einer schwachen Absorption im Gewebe kann die überschüssige Energie in andere Energieformen umgewandelt werden und folglich große thermische Schädigungszonen verursachen (Keller und Hibst 1994 S. 209).

Die Wirkungen der absorbierten Strahlung im Gewebe werden in drei Kategorien, den photothermalen Effekten, den photochemischen Effekten und den nichtlinearen Prozessen, zusammengefasst.

Bei den **photothermalen** Effekten kommt es, abhängig vom Grad der Erwärmung des Gewebes, zu unterschiedlichen Auswirkungen: Mit einer *Photothermolyse* reagiert das Gewebe auf eine geringe Erwärmung. Die *Photohyperthermie* beinhaltet die reversiblen Schädigungen des Gewebes bei Erwärmungen zwischen 37° und 44° C, beschreibt aber auch die irreversiblen Schäden wie Enzymdenaturierung und Gewebefusion bei Temperaturerhöhungen auf 45° bis 60° C im Gewebe. Zu den photothermalen Effekten zählen außerdem die *Photokoagulation*, welche bei

Gewebserhitzungen zwischen 60° und 100° C auftritt und zu Nekrosen führt, und schließlich die *Photovaporisation*, welche bei 100° bis 300° C zur extremen Austrocknung des Gewebes durch Wasserverdampfung führt. Die *Pyrolyse* wird bei Temperaturen über 300° C erreicht. Dabei kommt es zur Karbonisation und regelrechter Verdampfung von Gewebsteilen.

Die **photochemischen** Effekte als weitere mögliche Gewebeinteraktion haben für den in der Dissertation betrachteten Er:YAG-Laser eine geringe Bedeutung. Dieser Prozess kann in der photodynamischen Therapie (PDT) zur Spaltung von chemischen Molekülbindungen und letztendlich zur Zerstörung von Gewebe bei der Therapie maligner Tumoren genutzt werden.

Die **nichtlinearen Prozesse** können mit den beiden Vorgängen der photomechanischen Ablation und der Photodisruption erläutert werden. Voraussetzungen für Erstere sind eine geringe Eindringtiefe durch die absorbierenden Eigenschaften des Gewebes, die im ultravioletten (<400 nm) und mittleren infraroten (>2,5 µm) Spektralbereich liegt, und extrem kurze Laserpulse (im Bereich von Nano- bis Mikrosekunden) zu nennen. Der Vorgang der Photoablation konnte bisher nicht eindeutig definiert werden. Beim Auftreffen von Photonen auf Gewebe werden molekulare Bindungen aufgebrochen, und der aufgelockerte Molekülverband erleidet sodann eine Volumenvergrößerung und expandiert mit hoher Geschwindigkeit. Daraus lässt sich erklären, dass die Photonenenergie stets größer sein muss als die Molekülbindungsenergie: $E = h \times r$ (E = Energie des Photons, h = Plancksches Wirkungsquantum, r = Radius).

Die ablativ Wirkung auf der Gewebeoberfläche, bei der eine thermische Schädigung nicht bestrahlter Areale vermieden wird, wird heute in der Kariestherapie, aber auch in der Dermatologie zur Dermabrasion angewandt. Die *Photodisruption* (optomechanische Wirkung) erfordert noch höhere Leistungsdichten, die zu einer Ionisation der Materie und letztlich zur Bildung eines Plasmas führen, welches die Laserenergie an der Oberfläche absorbiert und durch eine mechanische Schockwelle das Gewebe zerstört. Klinisch wird diese explosionsartige Wechselwirkung heute bzw. in der Ophthalmologie und in der Speichelsteinlithotripsie genutzt.

Der Er:YAG-Laser emittiert im mittleren infraroten Spektralbereich bei 2.940 nm und hat ein absolutes Absorptionsmaximum in Wasser. Das Licht des Er:YAG-Lasers wird dabei im Vergleich zum CO₂-Laser etwa fünfzehnmal stärker von Wasser absorbiert. Die Eindringtiefe der Strahlung im Gewebe beträgt daher nur ca. 1 µm (10⁻⁶). Der Gewebeabtrag geschieht aufgrund der hohen Energieabsorption und -konzentration explosiv. Das Gewebe distrahirt während der thermodynamischen Ablation und wird schichtweise abgetragen (Helfmann 2000 S.1f, Li et al. 1992 S. 85, Niemz 2002 S. 59). Die thermische Schädigung in den benachbarten Strukturen ist bei ausreichender Spraykühlung und Reduktion der Pulslänge im Vergleich zu gepulsten CO₂-Lasern deutlich geringer, was das Fehlen eines sog. Kollagen-Shrinkings und der Koagulation kleiner Blutgefäße erklärt (Mitra 2002 S. 8, Sasaki et al. 2002 S. 649). Die im Vergleich zu allen anderen Lasern höchste Absorption in Wasser (Ertl und Müller 1995 S. 6, Schröder 2000 S.1) beinhaltet aber auch einen großen Nachteil dieser Laser. Sie führt dazu, dass die eingebrachte Energie vollständig absorbiert wird und somit keine Restenergie übrig bleibt, welche in Wärme umgewandelt und zur Erzeugung einer Hämostase, wie sie bei anderen Lasern üblich ist, verwendet werden kann (Gutknecht 1999 S. 39). Zum Verschluss von Kapillaren sind etwa 80 µm Koagulationsbreite erforderlich. Die Dicke des Koagulationssaums beträgt beim gepulsten Er:YAG-Laser etwa 40 µm, beim Dauerstrich-CO₂-Laser 100 bis 200 µm, bei fasergeführten Dioden- und Nd:YAG-Lasern 300 bis 400 µm. Tiefe Schnitte mit dem Er:YAG-Laser bluten daher in der Regel. Um den Einsatz des Er:YAG-Lasers in der oralen Chirurgie möglichst breit zu gestalten, hat man sich bemüht, durch speziell gestaltete Faserspitzen die Wärmewirkung zu verstärken. Bei Pulswiederholraten von 25 Hertz sind damit nun Koagulationsbreiten bis zu 250 µm möglich. Eine lokale thermische Wirkung kann auch durch entsprechende Erhöhung der Pulswiederholrate erzielt und zur Hämostase oberflächlich diffuser Blutungen genutzt werden (Keller 1998 S. 121).

3.3 Klinische Indikationen

In zahlreichen Disziplinen der Medizin ist der Lasereinsatz heute eine Selbstverständlichkeit (Eichler und Seiler 1991 S. 267ff, Niemz 2002 S. 151ff). Der Er:YAG-Laser findet seine Verwendung bsw. in der Gynäkologie, Hals- Nasen-Ohrenheilkunde, Gefäßchirurgie, Ophthalmologie, Dermatologie, Urologie und in der Zahnheilkunde. Grundsätzlich eignet er sich besonders zum Schneiden von Hartgeweben und Weichgeweben mit einem hohen Anteil von Wasser, wie beispielsweise Knochen und Knorpel. Indikationseinschränkend wirkt sich sein sehr geringer koagulierender Effekt aus (Keller 1998 S. 122).

Vom Zeitpunkt der Integration des Er:YAG-Lasers in die Zahnheilkunde vor ca. 13 Jahren (Ertl und Müller 1995 S. 11, Keller und Hibst 1992 S. 8f) konzentriert sich das Fachinteresse auf das Potenzial, Weichgewebschirurgie und Hartgewebschirurgie mit einem Laser zu realisieren (Keller 1999 S. 33f, Keller und Hibst 1994 S. 208ff, Kreisler und D'Hoedt 2001 S. 106). Durch Auswahl geeigneter Applikatoren und Laserparameter soll die gesamte für die Chirurgie erforderliche Bandbreite, vom flächenhaften Abtrag über feinste Inzisionen bis zum hämostatischen tiefen Schnitt, mit einem einzigen Gerät abgedeckt werden.

In der Zahnheilkunde kommt der Er:YAG-Laser in der Literatur sowohl in der Weichgewebschirurgie zur Entfernung von Lichen planus und Leukoplakien, als auch in der Hartgewebschirurgie, wo Wurzelspitzenresektionen, Osteotomien und auch Knochenglättungen nach Extraktionen beschrieben worden sind, vor (Keller und Hibst 1994 S. 211, Keller und Hibst 1995a S. 169, Paghdiwala 1993 S. 91ff).

Die Anwendung in Bereichen der **Weichteilchirurgie**, in denen keine größere Blutungstendenz vorliegt, z.B. die Entfernung gutartiger Tumore und Gingivoplastiken, werden besonders empfohlen (Keller 1998 S. 122). Die primär gesetzte Schadenszone, der Koagulationssaum, korreliert eng mit dem zeitlichen Wundheilungsverlauf im Weichgewebe. So zeigen Er:YAG-Laserinzisionen, wie nach mechanischer Wundsetzung mit dem Skalpell bereits nach zwei Tagen eine geschlossene Epithelschicht, wohingegen Laserschnitte mit stärkeren thermischen Nebenwirkungen eine erhebliche zeitliche Verzögerung der Wundheilung zur Folge

hatten (Kaufmann und Hibst 1996 S. 326, Keller et al. 1995b S. 59). Bei Exzisionen ist nach Er:YAG-Laserapplikation der epitheliale Wundheilungsverlauf, vergleichbar der Skalpellexzision, nach 8 - 10 Tagen abgeschlossen. In-vitro Studien zeigen, dass im Bereich der Parodontalchirurgie der Er:YAG-Laser zur Entfernung von Konkrementen hinzugezogen werden kann (Aoki et al. 1994 S. 1105, Aoki et al. 2000 S. 270, Ertl und Müller 1995 S. 7).

Gegenüber dem Skalpell hat der Einsatz des Er:YAG-Lasers in der Weichgewebschirurgie den Vorteil, dass das Schleimhautepithel mit dem defokussierten Laserstrahl kontrolliert und präzise, Schicht für Schicht bis in die Kapillarschicht abgetragen werden kann, wobei gleichzeitig eine Keimreduktion bis zur Sterilisation erreicht wird (Keller 1998 S. 122). Diese Vorteile machen sich besonders bei der exfoliativen Ablation von gutartigen, großflächigen Schleimhauterkrankungen bemerkbar. Außerdem ist eine Deckung des Defekts durch Weichteillappen oder Naht in der Regel nicht notwendig. Zahlreiche klinische Studien zeigen, dass beim Er:YAG-Lasereinsatz weniger Anästhesie notwendig ist und die postoperativen Beschwerden gegenüber der Skalpellinzision, insbesondere auch in der parodontalen Weichgewebschirurgie deutlich geringer sind. Zudem bietet die durch Er:YAG-Laserbestrahlung ausgelöste, weitgehende Keimfreiheit auch eine Präventivmaßnahme gegen postoperative Infektionen (Ando et al. 1996 S. 195).

Die Weichgewebschirurgie stellt jedoch die Domäne des CO₂-Lasers dar. Da die Absorption seiner Wellenlänge (10.600 nm) in Wasser nicht so hoch ist wie die Wellenlänge des Er:YAG-Lasers (2.940 nm), kann mit dem CO₂-Laser neben einer hervorragenden Schneidleistung auch eine Hämostase im Weichgewebe erreicht werden. Die koagulierende Wirkung auf kleinere Blutgefäße ermöglicht ein blutarmes und übersichtliches Operieren und kann daher besonders bei Patienten mit erhöhter Blutungsneigung von Vorteil sein.

Die **Bearbeitung des Knochens** mit einem CO₂-Laser führte in der Vergangenheit zu hohen thermischen Belastungen und Nekrosen im Knochengewebe. Sämtliche Untersuchungen, die sowohl Industrielaser als auch medizinische cw- und supergepulste CO₂- Laser zur Knochenbearbeitung heranzogen, ergaben, dass sich diese Wellenlänge nicht zur Bearbeitung von Knochengewebe eignet (Clayman et al. 1978 S. 937, Gertzbein et al. 1981 S. 372, Königsmann et al. 1977 S. 8f, Small et al.

1979 S. 165f, Verschueren und Oldhoff 1975 S. 200f). Untersuchungen von Eyrich (2004 S. 48) mit einem supergepulsten CO₂- Laser mit der Wellenlänge 9.600 nm zeigten jedoch, dass dieser als ein sehr schonendes Instrument zur Osteotomie geeignet sein könnte.

Für eine optimale Knochendefektheilung ist eine minimale Traumatisierung des Knochens bei der Ablation zwingende Voraussetzung. Speziell in der operativen Manipulation ossärer Strukturen setzte sich dabei der Er:YAG-Laser durch (Charlton et al. 1990 S. 372f). Der gepulste Er:YAG-Laser liegt mit einer Wellenlänge von 2,94 µm im Absorptionsmaximum von Wasser und korreliert mit den Hauptabsorptionsbanden von Knochen bzw. Knochenbestandteilen (Kollagen, Hydroxylapatit, Calciumphosphat) (Hibst 1997 S. 23, Scholz und Grothues-Spork 2000 S. 3). Damit wird eine hohe Ablationseffizienz realisiert.

Im Rahmen von Wurzelspitzenresektionen wurden mit dem Er:YAG-Laser sowohl die Abtragung der geschlossenen Knochendecke als auch die Dekontamination der Knochenkavität beschrieben (Gutknecht 1999 S. 177, Komori et al. 1997 S. 748ff, Olivier 2002 S. 47ff, Paghdwala 1993 S. 91ff).

Zumindest experimentell wird der Er:YAG-Laser auch in der Kiefergelenkschirurgie eingesetzt, da er die Ablation sowohl des Knochens als auch des Knorpels ermöglicht (Gonzales et al. 1990 S. 15, Keller 1998 S. 125, Keller und Hibst 1994 S. 212, Nelson et al. 1989 S. 362ff, Walsh et al. 1989 S. 315).

In der **Implantologie** spielt der CO₂-Laser überwiegend zur Bearbeitung von Weichgewebe, z.B. präimplantologisch zur Vorbereitung des Implantatlagers, eine Rolle. Hierzu gehören Verlagerungen hochansetzender Muskelbänder, Entfernungen von Lappenfibromen und Vestibulumplastiken zur Verbreiterung der befestigten Gingiva. Er findet Anwendung bei Freilegungen des Kieferkamms vor Implantatbohrungen und von subgingival eingeheilten Implantaten (Catone 1997a S. 189f, Gannot et al. 1994 S. 167, Romanos 2004 S. 51).

Von den verschiedenen Lasersystemen wird insbesondere die Wellenlänge des CO₂-Lasers zur Behandlung periimplantärer Infektionen empfohlen (Deppe et al. 2001 S. 663ff, Deppe et al. 2002 S. 711ff, Deppe et al. 2003 S. 74ff, Mason 1992 S.

75, Walsh 1992 S. 336). Neben der Entfernung infizierten, periimplantären Gewebes kann eine Sterilisation der Implantatoberfläche mit dem CO₂- Laser erzielt werden (Deppe et al. 1997a S. 225, Deppe et al. 1998 S. 94). Eine In-vitro Untersuchung bestätigt, dass die Bestrahlung der Implantatoberflächen mit einem CO₂-Laser zur signifikanten Reduktion der pathogenen Keime führt (Purucker et al. 1998 S. 967). Eine In-vivo Untersuchung an Hunden konnte klinisch und histologisch zeigen, dass der Einsatz eines CO₂-Lasers das Fortschreiten des Knochenabbaus periimplantär aufhalten konnte. Dabei kam es zu keiner Schädigung des Knochengewebes. Es konnte sogar eine Knochenneubildung um die Implantate nach CO₂- Laserdekontamination beobachtet werden (Deppe et al. 1998 S. 94f, Deppe et al. 2001 S. 663ff). Im Rahmen dieser Untersuchung konnte erstmals In-vivo eine sichere Sterilisation zahnärztlicher Implantate durchgeführt werden.

Die Bestrahlung eines Implantats mit dem CO₂-Laser führt bei Wahl geeigneter Parameter zu keiner Veränderung des Retentionsmusters (Romanos et al. 1997 S. 1138). Rasterelektronenmikroskopische Analysen zeigen, dass die Anwendung des CO₂-Lasers bei bestimmter Parameterwahl weder im kontinuierlichen noch im gepulsten Modus zu einer Schädigung der Implantate führt. Dagegen konnten im Superpuls-Modus oxidationsbedingte Aufschmelzungen (bis 50 µm) beobachtet werden (Deppe et al. 1998 S. 94). Zu beachten ist, dass es im kontinuierlichen Betrieb mit einer Leistung von 2 - 6 W zu einer raschen und starken Erhöhung der Temperatur kommt. Im gepulsten Betrieb kommt es hingegen bei Leistungseinstellungen von 2 - 6 W für eine Bestrahlungszeit von 8 - 10 s zu keiner Überhitzung des Implantats (Deppe et al. 1998 S. 93f, Ganz 1994 S. 28). Die geringe Hitzeentwicklung beruht auch auf der Reflektion des CO₂-Laserstrahls an Titanoberflächen in Abhängigkeit von der Beschaffenheit der Implantatoberfläche (beschichtet oder poliert) (Dobberstein et al. 1995 S. 5). Hinzu kommt, dass Titan im Vergleich zu anderen Metallen eine sehr geringe Wärmeleitfähigkeit aufweist ($\lambda_{\text{Titan}} = 21 \text{ W/mK}$, $\lambda_{\text{Gold}} = 315 \text{ W/mK}$; mit W = Watt, m = Meter, K = Kelvin) (Marxkors und Meiners 1994 S. 284). Diese geringe Wärmeleitfähigkeit des Titans führt im Superpuls-Modus zu einer Speicherung der Wärme, so dass durch mangelnde Abkühlung eine weitere Aufheizung eintritt (Deppe et al. 1998 S. 95).

Derzeit ist eine abschließende Bewertung der CO₂-lasergestützten Periimplantitistherapie im Vergleich zu konventionellen Therapieverfahren nicht möglich. Dazu sind weitere Langzeituntersuchungen nötig (Deppe et al. 2003 S. 80).

Unter den Kriterien der minimalen Invasivität und guten Ablationsqualität ist der Einsatz des Er:YAG-Lasers auch in der Implantologie zu sehen (Wittschier 2002 S. 22ff). So konnte eine vollständige Implantatbettpräparation In-vitro mit dem Er:YAG-Laser vorgenommen werden (Gannot et al. 1994 S. 166). Nachdem die Osseointegration von Titanimplantaten nach Präparation mit dem Er:YAG-Laser in einer tierexperimentellen Studie nachgewiesen wurde (El-Montaser et al. 1999 S. 79ff), folgten relativ zeitnah die ersten klinischen Publikationen über erfolgreiche Pilotbohrungen bei Implantatinsertionen (Chryssikopoulos 2003a S. 46ff, Chryssikopoulos 2003b S. 98, Wittschier 2001 S. 38).

El-Montaser et al. (1999 S. 82) sprechen von einer besseren Osseointegration des Implantats bei Verwendung eines Er:YAG-Lasers. Dabei stützen sie sich auch auf die Ergebnisse von O'Donnell et al. (1996 S. 112), die eine Verbesserung der Osteogenese von Knochenblöcken nach Laserablation und anschließende Demineralisation des Augmentats erreichen konnten.

Auch Devlin et al. (1994 S. 242) befürworten aufgrund ihrer histologisch gewonnenen Ergebnisse zur Beurteilung der Knochenheilung nach Laserosteotomie den Einsatz des Er:YAG-Lasers in der Implantologie mit den Worten: „Bone surgery with lasers may be especially useful in implantology where precise hole dimensions are required to receive the implant.“ Dabei gehen sie von einer schnellen Einheilung aus: „The migration of periosteal fibroblasts into the defect and their subsequent differentiation into osteoblasts should ensure rapid osseointegration of the implant.“

4 Navigation in der Implantologie

4.1 Bildgebung

Zur Diagnostik werden in der Oralchirurgie vorwiegend auf Röntgenstrahlen basierende Verfahren eingesetzt, die eine gute Beurteilung der Knochenstrukturen ermöglichen. Der Orthopanthomograph zeichnet sich im Vergleich zum Computertomographen durch die einfache Handhabung bei der Bildaquisition, geringe Kosten bei Anschaffung und Betrieb, kurze Aufnahmezeiten und eine hohe Verbreitung aus. Durch ein OPG generierte Bilddaten enthalten systembedingt jedoch starke Verzerrungen (Schermeier 2002a S. 10, Pasler und Visser 2003 S. 28ff). Um metrische Größeninformationen zu erhalten, müssen Referenzkörper bekannter Größe in die Aufnahme eingebracht werden, mit denen der jeweilige Verzerrungsfaktor berechnet und nachträglich eliminiert werden kann (Tetsch und Tetsch 2003 S. 2). Bei einem zweidimensionalen Aufnahmeverfahren fehlt die Information bezüglich der orthoradialen Ebene, daher gibt es keine Informationen über das Knochenangebot in transversaler Richtung. Es fehlt auch die klinisch wichtige Information, ob konkave Grenzflächen des Knochens eine Implantation unmöglich machen. Nach Tal und Moses (1991 S. 41f) kann das tatsächliche Knochenangebot und die Nachbarschaft zu nervalen und vaskulären Strukturen nicht präzise ermittelt werden. Das bedeutet, dass bereits in der Planung relativ große Sicherheitsabstände zu Nachbarstrukturen eingehalten werden müssen und das Knochenangebot letztlich nicht völlig ausgeschöpft werden kann (Marmulla et al. 2002 S. 153).

Um einen Eindruck von der räumlichen Anordnung der verschiedenen anatomischen Strukturen zu gewinnen, stellt eine Visualisierung der zweidimensionalen Bilder als 3D-Modell des Patienten für den Betrachter eine enorme Erleichterung dar (Carls et al. 1994 S. 283, Kikinis et al. 1996 S. 642f, Schubert et al. 1993 S. 247f). Radiologische Systeme mit dreidimensionalen Aufnahmeverfahren liefern die erforderlichen Informationen für eine genaue Planung und dienen als Grundlage für die rechnergestützte Planung. Die dreidimensionale Diagnostik mithilfe der Computertomographie ist dabei gegenüber der Orthopanthomographie mit einer

erheblich höheren Strahlenbelastung verbunden (Marmulla et al. 2002 S. 153). Untersuchungen haben ergeben, dass aber eine Dosisreduktion von bis zu 75 % möglich ist, um noch akzeptable dreidimensionale Bilddaten zur Implantatplanung zu gewinnen (Haßfeld et al. 1998 S. 192). In diesem Zusammenhang muss der, auf der Cone-Beam-Technik basierende, Digitale-Volumen-Tomograph (DVT) genannt werden. Aufgrund parallel geschalteter Sensorfelder kann der Cone-Beam-Scanner mit einem einzigen Umlauf um den Patienten, ähnlich wie bei einem Orthopanthomographen, ein komplettes Kopfvolumen aufzeichnen (Arai et al. 1999 S. 245f, Möbes et al. 2000 S. 336). Den Vorteilen der geringeren Strahlenbelastung, kürzeren Aufnahmezeit und geringeren Kosten stehen die schlechte Darstellung von Weichgewebe und die Ausbreitung von metallischen Artefakten auf das gesamte Datenvolumen und das starke Rauschen gegenüber (Haßfeld und Mühling 2000b S. 60). Untersuchungen zur Strahlenbelastung des DVT im Vergleich zum CT finden sich in Möbes et al. (2000 S. 338).

Festhalten lässt sich, dass gerade Bemühungen zur weiteren Strahlendosisreduktion einen entscheidenden Einfluss auf den Indikationsspielraum zugunsten einer dreidimensionalen Implantatplanung haben werden.

Das Ziel kann aber nicht nur die Verbesserung der Diagnostik und Operationsplanung sein. Es sollte darüber hinaus eine interaktive Nutzung der synoptisch dargestellten Bilddaten durch den Behandler ermöglicht werden. Mit Hilfe des aus den Bilddaten generierten Patientenmodells kann die Operationsplanung mit dem Ziel einer Optimierung des Behandlungsergebnisses in funktioneller und ggf. ästhetischer Hinsicht erfolgen. Eine räumlich exakte Operationsplanung und Simulation mit der gewünschten Genauigkeit von 1mm ist derzeit noch nicht möglich.

4.2 Rechnergestützte Planung und intraoperative Instrumentennavigation

Durch eine rechnergestützte Planung lassen sich die Vorteile der dreidimensionalen bildgebenden Verfahren in der Implantologie nutzen. Doch während sich die Röntgendiagnostik in den letzten Jahren rapide weiterentwickelte, gab es in der EDV-simulierten Therapieplanung und Umsetzung kaum technologische Fortschritte (Marmulla et al. 1997 S. 192ff, Wyatt et al. 2001 S. 227f). Erklärt werden kann dies damit, dass die Simulation einer Operation technisch außerordentlich anspruchsvoll ist, da ein dreidimensionaler Datensatz nicht nur visualisiert werden muss, sondern innerhalb des Datensatzes auch Manipulationen vorgenommen werden müssen (Marmulla et al. 2002 S. 153). Dabei spielt die texturierte und virtuell beleuchtete dreidimensionale Darstellung von Oberflächen und Volumenmodellen der „Virtual Reality“ eine herausragende Rolle (Marmulla und Hirschmann 2001 S.14).

Zurzeit sind auf dem Markt folgende Softwareprodukte, welche speziell für die Anwendung in der dentalen Implantologie entwickelt wurden, erhältlich:

- SimPlant® (Materialise, Leuven, Belgien), Zusammenschluss aus Sim/Plant® (Columbia Scientific Incorporated, USA-Columbia) und Surgicase® (Materialise, B-Leuven)
- Friacom® (Friadent AG, D-Mannheim)
- CoDiagnostiX® (IVS, D-Chemnitz)
- DIPS® (D-Heidelberg)
- Procera® (Nobel Biocare, SWE-Göteborg)

Die Softwareprodukte benötigen zur Operationsplanung CT-Datensätze des Patienten. Dabei stellt das Friacom® das einzige Softwaresystem dar, welches auch in der Lage ist, OPG-Daten einzulesen und darzustellen. Die Kompatibilität mit einer Vielzahl von bildgebenden Systemen und ihren Herstellern wird durch die Bereitstellung der Bilddaten im DICOM-3 Format gewährleistet. Die Software von Friacom® unterscheidet sich von den anderen genannten Systemen darin, dass sie sich auf eine zweidimensionale Darstellung des Datenmaterials beschränkt. Die Weiterentwicklung und der Vertrieb der Friacom®-Software wurden 2003 eingestellt, so dass dieses Produkt heute keine Relevanz mehr hat. Das Sim/Plant®-System, eines der ältesten kommerziell erhältlichen Planungssysteme, zeigte ausschließlich

drei orthogonal zueinander stehende, zweidimensionale Bildebenen und konnte damit keine echte dreidimensionale Planung ermöglichen. Als zweidimensionale Ansichten werden in allen Programmen die für die Zahnmedizin relevante axiale-, Cross-Sektionale- und Panorama-Ansicht visualisiert. SimPlant® und die Hersteller anderer Software-Produkte hingegen bieten zusätzlich die Möglichkeit, ein Oberflächenmodell der relevanten Implantatregion zu erstellen. Mit den aktuellen Software-Programmen (z.B. DIPS®, Procera®, SimPlant®) wird der Behandler sogar in die Lage versetzt, die geplanten Implantate in einem dreidimensionalen Modell des Kiefers zu sehen und somit ihre Position auch aus prothetischer Sicht zu beurteilen. Diese Planungsprogramme bieten zudem die Möglichkeit, die am Computer durchgeführte Planung auf eine Bohrschablone zu übertragen (med3d bei DIPS®, NobelGuide™ bei Procera®, SurgiGuide® bei SimPlant®). Bei Verwendung der Software DIPS® ist während der Bildaufnahme das Tragen einer Schiene mit einem festen Bezugskörper, der später an einem Positioniertisch befestigt wird, notwendig. Für die Planung mit SimPlant® kann dem Patienten bei der Bildaufnahme eine mit röntgenopaken Barium-Sulfat-Zähnen versehene Bisschiene eingegliedert werden. Bei Procera® dienen die Füllungen von sechs Referenzbohrungen in der Röntgenschablone mit Guttapercha zur Markierung der CT-Schicht. Es wird zunächst eine Aufnahme des Patienten mit der so vorbereiteten Schablone vorgenommen, anschließend erfolgt eine separate Aufnahme der Schablone. Diese zweite Aufnahme ist notwendig, da der verwendete Schablonenkunststoff eine der Mundschleimhaut ähnliche Dichte aufweist und so eine Differenzierung von der Gingiva sonst nicht möglich ist (Nkenke 2005 S. 867). Zur Übertragung der virtuellen Planungssituation greift das Behandlungskonzept auf das Stereolithographieverfahren zurück. Ein Planungsmodell und ein Schaummodell der Prothese werden durch eine softwaregesteuerte Laseranlage auf der Grundlage der Planungsdaten aus epoxydharzverstärkten Acrylblöcken mit einer Genauigkeit von ca. 100 µm geschnitten (Yildirim et al. 2004 S. 349).

Im Unterschied zum konventionellen Gipsmodell gibt das mittels Stereolithographieverfahren erstellte Modell, basierend auf CT-Daten, die Kieferdimensionen wieder und erlaubt so exakte Bohrungen (Bauer et al. 1995 S. 172, Deppe et al. 1997b S. 79f, Kaus et al. 1999 S. 375, Stoker et al. 1992 S. 467). Dieses Verfahren wird auch zur präoperativen Planung im Rahmen kieferorthopädisch-kieferchirurgischer Eingriffe eingesetzt (Lill et al. 1992 S. 235).

Zudem ist die Anfertigung von Implantaten auf Basis solcher Modelle möglich (Bill et al. 1995 S. 99ff). Die Anfertigung derartiger Kiefermodelle ist allerdings mit einem hohen technischen und finanziellen Aufwand verbunden und deswegen abzuwägen (Deppe et al. 1997b S. 82, Schermeier 2002a S. 23).

Ziel der intraoperativen Instrumentennavigation ist es, den Chirurgen bei der Lokalisation anatomischer Regionen zu unterstützen und chirurgische Instrumente zu lenken. Nach entsprechend vorausgegangener Planung können Implantate exakt positioniert oder beispielsweise Knochensegmente an definierten Stellen osteotomiert und verlagert werden. Nach Haßfeld (2000c S. 82) kann so mit Hilfe der intraoperativen Instrumentennavigation die Präparationssicherheit in anatomisch schwierigen Bereichen erhöht und die rechnergestützte Planung schnell und gezielt umgesetzt werden. Dabei ergeben sich folgende klinische Arbeitsgebiete:

- Lokalisation von pathologischen Veränderungen oder von Fremdkörpern,
- Tumorresektionen im Knochen und knochennahen Bereichen,
- operative Korrektur von ausgeprägten Kieferfehlstellungen und Gesichtsasymmetrien bei kraniofazialen Entwicklungsstörungen,
- Planung und das Einbringen von Implantaten,
- Einsatz des Systems in der Lehre und ärztlichen Fort- und Weiterbildung.

Die Instrumentennavigation bietet die konsequente chirurgische Umsetzung einer rechnergestützten Planung unter Ausschöpfung aller zuvor gewonnenen dreidimensionalen Informationen.

4.3 Möglichkeiten der Umsetzung rechnergestützter Planungsdaten

In diesem Abschnitt werden verschiedene Systeme zur Umsetzung einer rechnergestützten Planung vorgestellt.

Es gibt neben der konventionellen Bohrschablone die Möglichkeit, über eine **Bohrschablone mit rechnergestützter Bohrung** die dreidimensionale Übertragung des Operationsplans auf den Patienten zu realisieren. Voraussetzung für Schablonennavigation ist die herkömmliche Prothetikplanungsschablone inklusive Zahnaufstellung, die im Laufe des Verfahrens zur CT-Schablone und OP-Schablone umgestaltet wird. Wichtig ist, dass durch die Verbindung von 3D-Bilddatensatz, CT-Schablone und Patient die virtuelle Implantatposition so präzise wie möglich auf den OP-Situs übertragen wird (Richter und Bollack 2003 S. 22). Diese Möglichkeit bietet unter anderem das Heidelberger med3d-System[®], bei dem die am Rechner vorgenommene Planung zunächst auf eine Bohrschablone übertragen wird.

Nach der Planung werden die gewünschten Implantatpositionen durch die inverse Kinematik eines Hexapod-Positioniertischs umgerechnet. Der Bezugskörper wird auf der 3D-Simulationseinheit erkannt und dient zum Einspannen von Modell und Schablone in ein Bohrsystem. Anschließend bohrt ein Bohrer, der am Positioniertisch angebracht ist, in die geplanten Positionen der Schablone Löcher, die mit Hülsen als Bohrführungen versehen werden.

Eine weitere Möglichkeit der Umsetzung der rechnergestützten Planungsdaten bieten **Navigationssysteme**. In der Neurochirurgie wurde in Form eines stereotaktischen Rahmens erstmals ein Navigationssystem in der Medizin angewendet. Die Entwicklung moderner Navigationssysteme muss im engen Zusammenhang mit der Entwicklung dreidimensionaler, digitaler bildgebender Systeme und neuer Koordinatenmesssysteme gesehen werden. Begünstigt wird diese Entwicklung durch den rasanten Anstieg der Rechnerleistungsfähigkeit.

Navigationssysteme finden in verschiedenen Bereichen der Chirurgie ihre Anwendung, nämlich in der Neurologie, Strahlentherapie, Orthopädie, Urologie, HNO und Unfallchirurgie (Bier und Lüth 2005 S. 236). Auch in der oralen Chirurgie hat

man mit Navigationssystemen, die ursprünglich für die Neurochirurgie oder Orthopädie konzipiert wurden, experimentiert (Edinger 2001 S. 416, Haßfeld et al. 2000a S. 382, Schneider et al. 2000 S. 939ff). Zu den kommerziell erhältlichen Navigationssystemen gehören das ARTMA Virtual Patient Navigator® (Fa. Artma AG, Wien, Österreich) und das IGI-System® (Fa. DenX, Jerusalem, Israel). Beide Systeme arbeiten mit aktiven optischen Messsystemen, d.h. die Sensoren an Handstück und Patient müssen durch ein im Arbeitsbereich verlaufendes Kabel mit dem Monitor verbunden werden. Die Handlichkeit des Handstücks ist dadurch stark herabgesetzt und der Arbeitsraum durch zusätzliche Komponenten eingeschränkt. Außerdem ist beiden Systemen gemein, dass ihre jeweilige Planungs- und Behandlungssoftware nur zweidimensionale Bilder liefert.

Das RoboDent®-System (Fa. RoboDent, D-Berlin) wurde hingegen für die dentale Implantologie entworfen und zeichnet sich durch eine Minimierung der Benutzerinteraktion aus, um einerseits die Bedienung zu erleichtern und andererseits die Fehlermöglichkeiten gering zu halten. So ist es mit diesem System erstmals möglich, die Patientenregistrierung und Instrumentenkalibrierung vollständig durch den Computer durchzuführen.

Um einen chirurgischen Eingriff navigationsgestützt durchzuführen, ist eine Prozesskette mit eng miteinander verbundenen, aufeinander abgestimmten Schritten notwendig:

Der Ablauf beginnt mit der Erhebung von dreidimensionalen Bilddaten, die dem Operateur die Möglichkeit geben, eine präzise Behandlungsplanung und Simulation am dreidimensionalen individuellen Patientenmodell durchzuführen. Bevor die Operationsplanung mit Hilfe der dreidimensionalen Instrumentennavigation umgesetzt werden kann, wird durch die Patientenregistrierung die räumliche Zuordnung der Koordinatensysteme eruiert. Durch die digitalen Messdaten dreidimensionaler Messsysteme ermittelt eine Software die Lage des Instruments in Relation zu dem aufgenommenen Bilddatensatz. Hiermit lässt sich die Lage des Instruments zwei- oder dreidimensional auf einem Monitor, relativ zu den anatomischen Strukturen oder zu den Planungsdaten, darstellen (Legett et al. 1991 S. 674f).

Grundsätzlich ist es möglich, rechnergestützte Planungsdaten auch mithilfe eines Roboters auf den klinischen Operationssitus zu übertragen. Es wurden bisher keine **robotergestützten Eingriffe** im Bereich der oralen Implantologie am Patienten vorgenommen, obwohl die Verwendung in anderen Fachgebieten gezeigt hat, dass ein Roboter die Genauigkeitsanforderungen der oralen Implantologie erfüllen kann. Es wurde allerdings ein Ansatz zum robotergestützten Führen einer Bohrhülse in der Implantologie von Brief et al. (2000 S. 932ff) beschrieben. Es handelt sich um einen Industrieroboter, der durch einen Rechner gesteuert wird und gemäß einer präoperativen Planung, welche auf CT-Daten basiert, Bohrhülsen in der geplanten Lage und Orientierung im Mund des Patienten positioniert. Ein Phantomversuch ergab eine für die Implantologie inakzeptable Abweichung von mehreren Millimetern zwischen Planung und Behandlung (Brief et al. 2000 S. 937), so dass dieses System noch keinen klinischen Wert hat.

4.4 Möglichkeiten der Patientenregistrierung

Unter dem Begriff **Registrierung** versteht man in Zusammenhang mit Navigationssystemen die Festlegung der Transformationen zwischen Sensorkoordinatensystem, Patient und dem aus dreidimensionalen Bilddatensätzen generierten Patientenmodell. Die Registrierung der Patientenlage in Relation zu den Operationsinstrumenten und zum dreidimensionalen Datensatz bildet die Voraussetzung jeder Navigationstechnik. Die Relationsbestimmung erfolgt generell über die Festlegung eines Koordinatensystems, welches am realen Objekt und am Modell bekannt ist. Die Registrierung soll den Bezug der Koordinatensysteme bestimmen, um dadurch die Position des Modells auf das reale Objekt zu übertragen (Lavalée 1996 S. 78f). Zur Bestimmung des gemeinsamen Koordinatensystems gibt es verschiedene Ansätze, die aber grundsätzlich in material- und anatomiebasierte Verfahren unterteilt werden können (Lavalée 1996 S. 77).

Zu den **materialbasierten Verfahren** gehört unter anderem der Stereotaxierahmen, welcher bereits vor der Bildgebung auf den Patientenkopf fixiert wird. Die metrische Verknüpfung von anatomischen Positionen auf den Bilddaten zum ebenfalls dargestellten Rahmen wird somit ermöglicht. Aufgrund der für den Patienten fragwürdigen Zumutbarkeit dieses Verfahrens haben sich rahmenlose Navigationstechniken wie aufgeklebte Hautmarker durchgesetzt, welche dann auf

dem Bilddatensatz markiert und im Operationssaal mit den Navigationssystemen angefahren werden. Bei diesem Verfahren ist die Patientenfixierung unerlässlich, da sonst die errechnete Relation zwischen Patientenlage und Bilddatensatz ihre Gültigkeit verliert (Haßfeld und Mühling 2000d S. 401, Ploder et al. 1995 S. 572).

Ein weiteres Problem der aufgeklebten Hautmarker bezüglich der erzielbaren Genauigkeit ist in der Verschieblichkeit der Haut zu sehen. Obwohl die Marker als ausreichend genau gelten, wird darauf hingewiesen, dass die Position der Haut vor der Bildaufnahme der Position später auf dem Operationstisch nicht exakt entspricht. Die Verwendung von früheren Bilddatensätzen verbot sich aus gleichem Grunde, da Datensätze nur überlagert werden können, wenn zwischen den Aufnahmen keine Veränderungen an den Markern vorgenommen wurden. Diese Fehlermöglichkeit führte dazu, dass zur Registrierung das präoperative Einbringen von Titanschrauben in den Knochen des Patienten empfohlen wurde (Maciunas et al. 1996 S. 250f, Nabavi et al. 1995 S. 576).

Dies führte außerdem zur Entwicklung neuerer Navigationssysteme, die einen Ausgleich von Patientenbewegungen durch das Anbringen aktiver Elemente am Patienten, wie beispielsweise einen mit Infrarotdioden versehenen Rahmen, ermöglichten und zu jeder Zeit die aktuelle Position des Patienten erfassten. Es wurden verschiedene am Patienten fixierte Referenzierungssysteme entwickelt, um dem Patienten eine starre Fixierung auf dem Operationstisch zu ersparen. Dazu gehören sowohl die aufgeschraubten Metallkonstruktionen (Bettega et al. 1996 S. 555f) als auch am Kopf befestigte Kappen und ein an Nase, Oberkiefer und in den Gehörgängen abgestützter Gesichtsbogen. Zumeist sind diese Systeme mit aktiven Elementen wie Ultraschallsender oder Infrarotdioden besetzt. Eine Weiterentwicklung stellt in diesem Zusammenhang auch die Möglichkeit der Ortung des Patientenkopfs mit Kameras und automatischer Bildanalyse dar (Kikinis et al. 1996 S. 641, Wagner et al. 1996b S. 147ff) dar. Dies funktioniert durch Überlagerung vom aktuellen Videobild und 3D-Rekonstruktion der Patientendaten (Gleason et al. 1994 S. 141f). Die aktuellste Innovation zur Bestimmung der Position des Kopfs ist die Vorstellung eines 3D-Laserscanners (Grimson et al. 1996 S.130ff).

Anatomiebasierte Verfahren verzichten auf das Ein- bzw. Anbringen von Material zur Registrierung der Patientenlage. Daher werden sie in Körperregionen angewandt, wo das Einbringen von Markern erschwert bzw. unmöglich ist. Stattdessen nutzen diese Verfahren verschiedene Optimierungsmethoden, um Messdaten am Patienten mit Strukturen am Modell zu überlagern. Bei den weitest verbreiteten Verfahren handelt es sich um Abwandlungen des „Iterative Closest Point Algorithm“ (Besl und McKay 1992 S. 243ff). Bei diesem Prinzip wird eine Anzahl von geometrischen Punkten mit dem Modell überlagert und iterativ angepasst, wobei der Fehlerwert aus der Summe der kleinsten Quadrate der Abweichungen zwischen gemessenen Punkten und den nächstliegenden Punkten auf dem Modell minimiert wird. Hierfür muss das Modell segmentiert werden, um die gleichen Strukturen zu repräsentieren wie diejenigen, auf denen die Messpunkte aufgenommen werden (Schermeier 2002a S. 19). Da beim anatomiebasierten Verfahren Abweichungen von bis zu 5 mm gemessen wurden, gilt das Verfahren als zu ungenau (Haßfeld und Mühling 2000d S. 401, Kondziolka und Lunsford 1996 S. 268, Nabavi et al. 1995 S. 575, Maciunas et al. 1996 S. 249).

Queck hat 2002 (S. 37ff) ein Verfahren entwickelt, bei dem durch einen navigierten Computertomographen eine markerlose Registrierung der Patientenlage erfolgen kann. Dazu ist vor der Bildaufnahme sowohl die Ausstattung des Patienten als auch des CT-Geräts mit einem Lokalisator notwendig. Hierbei ist die Kalibrierung zwischen aufgenommener Bildebene und Lokalisator am CT bekannt. Folglich ist auch die Lage der Bilddaten relativ zum Lokalisator am Patienten bekannt. Wird dieser am Patienten in reproduzierbarer Weise oder fest angebracht, entfällt der intraoperative Registrierungsprozess.

4.5 Instrumentennavigationstechniken

Die existierenden Navigationssysteme nutzen unterschiedliche Sensoren und Verfahren, die eine intraoperative Messung und Zuordnung von Bild- und Planungsdaten zum realen Patienten ermöglichen.

Die Umsetzung der rechnergestützten Planung mithilfe rahmenloser Navigations- und Lokalisationstechniken („Computer assisted Surgery“) nahm mit Roberts et al. (1986 S. 545ff) ihren Anfang. Es folgten weitere Anwendungen (Adams et al. 1992 S. 410ff, Kosugi et al. 1988 S. 147ff, Mösges 1993 S. 374ff, Reinhardt et al. 1993 S. 51ff, Reinhardt 1996 S. 334, Watanabe et al. 1987 S. 543f). Ungefähr zeitgleich wurden Systeme zur Planung, aber auch zur intraoperativen Navigation entwickelt, die es erlaubten, eine Position im Operationssitus auf dem dreidimensional rekonstruierten Bilddatensatz des operierten Patienten darzustellen (Barnett et al. 1993 S. 510ff, Watanabe et al. 1991 S. 798).

Grundsätzlich lassen sich Navigationssysteme mit mechanischer Kopplung über positionsfühlende Gelenkarme von nicht mechanisch gekoppelten armlosen Systemen nach dem Prinzip der Satellitennavigation unterscheiden. Bei den **elektromechanischen Systemen** erfolgt die Messung über Gelenkarme, welche üblicherweise über sechs Gelenke miteinander verbunden sind. Durch die bekannte Kinematik der Anordnung lässt sich die genaue Position und Orientierung eines Instruments, welches mit dem freien Ende des Arms verbunden ist, mit großer Genauigkeit bestimmen (Raab US-Patent 1998). Dabei wird die intraoperative Genauigkeit im Bereich von 2 - 4 mm angegeben. Für die Anwendung in der Oralchirurgie wurde für eine Vorrichtung mit elektromechanischem Meßsystem (Mushabac US-Patent 1990) ein Patent erteilt.

Nachteil der mechanisch gekoppelten Systeme ist eine erhebliche Einschränkung des Arbeitsraums, bedingt durch die begrenzte Länge der Armsegmente. Folglich ist ein armgeführtes System in der Anwendung an schwer zugänglichen Positionen, die zudem in einem größeren räumlichen Bereich verteilt sind, eindeutig im Nachteil (Haßfeld und Mühling 2000d S. 405, Mösges 1993 S. 381f, Ploder et al. 1995 S. 572, Reinhardt 1996 S. 333, Roberts et al. 1986 S. 548). Das erste nicht mechanisch

gekoppelte Navigationssystem, ein **ultraschallbasiertes Messsystem**, wurde von Roberts et al. (1986 S. 545) zur Navigation eines stereotaktischen Operationsmikroskops beschrieben. Das Prinzip beruht auf der Wegstreckenmessung der von speziellen Operationsinstrumenten ausgesendeten Ultraschallsignale. Dabei sind die Ultraschallempfänger im Operationssaal verteilt. Systembedingte Ungenauigkeiten können im Zusammenhang mit Luftbewegungen oder Temperaturunterschieden im Operationssaal auftauchen. So wird die Genauigkeit zwischen 2 und 5 mm angegeben. Zwischen 1991 und 1996 wurden einige ultraschallbasierte Instrumentennavigationssysteme (Barnett et al. 1993 S. 511, Barnett 1996 S. 279ff, Reinhardt et al. 1991 S. 80f) vorgestellt, die sich technisch nur geringfügig unterscheiden und bisher keinen Zugang zur kommerziellen Anwendung gefunden haben (Haßfeld und Mühling 2000d S. 405).

Bei Systemen mit **magnetfeldbasierter Messung** sind kleine Sender an den Operationsinstrumenten befestigt (Ploder et al. 1995 S. 569). Die gesendeten elektromagnetischen Signale werden von räumlich getrennten Empfängern aufgenommen. Durch Laufzeitmessungen lässt sich dann die Position der Sender im Raum erfassen. Vorteile dieses Systems sind die Berührungslosigkeit und die geringe Einschränkung des Arbeitsbereichs durch das Gerät. Der große Nachteil liegt im Auftreten von Messungenauigkeiten durch elektromagnetische Störfelder, welche von magnetisierbaren Objekten im Arbeitsbereich erzeugt werden können. Da der Großteil der Operationsinstrumente aus Edelstahl besteht, müssen zur Vermeidung von Messstörungen diese durch Instrumente anderen Materials ausgetauscht werden (Haßfeld und Mühling 2000d S. 405). Die klinische Genauigkeit wird zwischen 2 und 4 mm angegeben.

Optische Messsysteme haben infolge ihrer hohen technischen Präzision und der fehlenden Beeinflussung durch die Umgebungsbedingungen im Operationssaal bei kommerziell erhältlichen Navigationssystemen für die Chirurgie die größte Verbreitung gefunden. Von mindestens zwei Kameras wird dabei die Lage von Lokalisatoren oder Instrumenten mit aktiven oder passiven Infrarotstrahlung aussendenden Markern vermessen. Da die Position der Kameras bekannt ist, lässt sich durch die Triangulation die Lage der Marker im Raum erfassen. Ab mindestens drei Markern auf den Lokalisatoren kann zusätzlich die Ausrichtung des Lokalisators im Raum ermittelt werden. Man unterscheidet aktiv und passiv ausgerichtete

Lokalisatoren. Die aktiven Systeme emittieren Infrarotlicht mithilfe von Dioden und sind somit auf eine Spannungsquelle, die in Form von Batterien oder Netzstrom realisiert werden kann, angewiesen. Passive Marker hingegen reflektieren Infrarotlicht, welches kameranah ausgesendet wird. Ähnlich wie bei den anderen Systemen liegt die intraoperative Genauigkeit zwischen 2 und 4 mm, wobei sich das System mit einer technischen Genauigkeit von unter 1 mm besonders hervorhebt (Bettega et al. 1996 S. 553, Maciunas et al. 1996 S. 257).

Zurzeit sind folgende optische Systeme kommerziell erhältlich: Das aktive System Optotrack[®] und das hybride System Polaris[®] werden jeweils von der Firma Northern Digital (Waterloo, Kanada) vertrieben, welche zudem die Rechte an dem hybriden System Ropal[®] besitzt. Die Firma Stryker/Leibinger (D-Freiburg) vertreibt das aktive Flashpoint[®] System. Das FlashPoint-3-D-Localizer-System[®] der Firma Pixsys (Boulder, USA), das SPOCS[®] – System der Firma Aesculap (D-Tuttlingen) und auch andere kommerzielle Systeme setzen den Trend zur intraoperativen computergestützten Navigation am Patienten fort.

Zur Messdatenerfassung steht demnach eine Vielzahl von lagerfassenden Sensoren mit verschiedenen Wirkungsweisen, Genauigkeiten und Arbeitsräumen zur Verfügung. Deutliche Vorzüge in Hinblick auf die erzielbare Präzision weisen hierbei optische Systeme auf Basis der Infrarottechnologie auf (Haßfeld et al. 2000a S. 382, Marmulla et al. 1997 S. 195f). Genauigkeitsanalysen zu den verschiedenen Systemen finden sich zusätzlich in Khadem et al. (2000 S. 98ff) und Marmulla et al. (1998 S. 145ff).

5 Beispiele für Anwendungen des Er:YAG-Lasers in der Knochenchirurgie

5.1 Systeme

Es wurden in den Anwendungsbeispielen für Er:YAG- Laser- und Navigationseinsatz in der oralen Chirurgie die folgenden Systeme eingesetzt:

5.1.1 Navigationssystem RoboDent[®]

Es handelt sich um ein Navigationssystem, das speziell für die orale Chirurgie entwickelt wurde und aus folgenden Komponenten besteht:

- Navigationsplattform
- DICOM CD Software
- Implantatplanungssoftware
- Archivierungssoftware

Vorgehen bei der navigationsgestützten Implantatinsertion mit dem RoboDent[®]-System (Fa. RoboDent, D-Berlin):

Beim RoboDent[®]-System wird auf dem Gipsmodell des zu operierenden Kiefers eine Referenzschiene angefertigt, welche die Position der zu ersetzenden Zähne mit möglichst radioopaken Zähnen wiedergibt. Die Lage der Schiene im Mund muss dabei problemlos reproduzierbar sein. Ein zum RoboDent[®]-Behandlungssystem gehörender Referenzbogen (Prismenhalter), welcher die Registrierung des Patienten durch Lokalisatoren ermöglicht, wird an der Schiene befestigt. So kann während des Eingriffs die Position des Handstücks und des Bohrers in Relation zum dreidimensionalen Datensatz gemessen werden. Es handelt sich bei der individuell angefertigten Schiene um eine mechanische Oberflächenregistrierung, die eine gute Präzision und eine besonders einfache und ergonomische Patientenkalibrierung ermöglicht. Marmulla und Hirschmann (2001 S. 14) konnten eine erhöhte Präzision

bei der Wahl einer mechanischen Oberflächenregistrierung bereits für andere Indikationsstellungen, außerhalb der rechnergestützten Implantologie, nachweisen.

Zur computer- oder volumetomographischen Bildaufnahme trägt der Patient die Referenzschiene, wobei der Behandler auf den korrekten Sitz der Schiene und auf eine parallele Ausrichtung des Kiefers zur Aufnahmeebene achten muss. Die Genauigkeit von CT-Daten wurde experimentell auf 0,3-0,5 mm bestimmt und hat keine nennenswerte negative Auswirkung auf die Gesamtgenauigkeit des Systems (Haßfeld et al. 1998 S. 191f). Über ein definiertes Format (DICOM) auf CD gespeichert, erhält der Behandler die Daten und die Referenzschiene zur Planung und Durchführung des Eingriffs. Die Bilddaten können nun in das Planungssystem eingelesen werden, wo die Darstellung verschiedener Ansichten und die Markierung kritischer Bereiche möglich ist.

Die Lage der Implantate lässt sich in der 3-D-Ansicht im Oberflächenmodell des Kiefers intuitiv erfassen und in den verschiebbaren Schnitten durch den Bildstapel lassen sich die Details zirkulär um das Implantat auch dreidimensional beurteilen (Haßfeld et al. 2000a S. 378). Anschließend werden die für die Behandlung gewählten Planungsdaten in einer Datei gespeichert, die von der Behandlungssoftware erkannt werden kann. Der Vorteil des hier vorgestellten Simulationssystems ist, dass es im Gegensatz zu vielen anderen Systemen (z.B. Friacom CT-Viewer[®], Sim/Plant-System[®]) eine echte dreidimensionale Planung tatsächlich ermöglicht. Zwar liegen den anderen Systemen auch dreidimensionale Datensätze zugrunde, sie lassen aber nur zweidimensionale Planungen zu.

Im Behandlungszimmer können die Systemkomponenten (inklusive Miniaturmonitor) steril mit Folien abgedeckt und durch den Operateur über einen Touchscreen und einen Spaceball bedient werden. Die Referenzschiene wird mit Referenzbogen (Prismenhalter) wieder exakt in die gleiche Position in den Mund des Patienten eingesetzt, wie sie vorher während der Bildaufnahme fixiert wurde. Der Vorteil dieses Registrierverfahrens liegt in der guten Lagesicherheit bei gleichzeitiger Nichtinvasivität und problemloser postoperativer Entfernung (Haßfeld et al. 2000a S. 384). Im Bereich von Wahleingriffen wäre die Insertion einer Minischraube zur korrekten Registrierung eine unverhältnismäßig invasive Maßnahme. Eine Infrarotkamera erfasst sowohl die Position des Handstücks als auch den mit

Infrarotmarkern versehenen Referenzbogen am Kiefer des Patienten. Dieses videooptische System der Registrierung auf Basis der Infrarottechnologie zeichnet sich durch eine hohe technische Genauigkeit aus und ist einfach in der Handhabung (Haßfeld et al. 2000a S. 382). In der Literatur findet man für die Präzision optischer Systeme Werte zwischen 0,1 und 0,4 mm (Marmulla et al. 1997 S. 195f). Unter optimalen Bedingungen kann bei optischen Navigationssystemen eine technische Systemgenauigkeit unter 0,5 mm gerechnet werden (Haßfeld et al. 2000a S. 384).

Nach jedem Bohrerwechsel muss eine Bohrerregistrierung vorgenommen werden. Um die Bohrerlänge zu messen, muss die Bohrerspitze auf einen bestimmten Punkt auf dem Referenzbogen bewegt werden. Die erfolgreiche Messung wird durch das Ertönen eines Signals angezeigt.

Auf dem Bildschirm ist das dreidimensionale Modell des Kiefers zu sehen, in dem die Implantatlagen als rote Achsen und sensible Strukturen als gelbe Zylinder dargestellt sind. Das Bohrinstrument ist auf dem Oberflächenmodell auch zu sehen und wird grob auf die Achsen der zu inserierenden Implantate bewegt. Die Feinausrichtung des Bohrers erfolgt an einer weiteren Zielvorrichtung auf dem Haupt- und dem Miniaturmonitor, welche die Abweichungen der Position und des Winkels anzeigen. Zudem wird auf beiden Monitoren die aktuelle Bohrtiefe angezeigt und der Behandler über akustische Signale über das Erreichen der geplanten Bohrtiefe und über die Nähe zu sensiblen Strukturen informiert. Um dem Operateur die Orientierung weiter zu erleichtern, werden ihm durch Farbänderungen auf dem Display Abweichungen des Instruments von der Planung signalisiert. Dabei übermittelt ein auf dem Bildschirm blau gefärbter Bohrer die Information, dass die Bohrerspitze mit der geplanten Implantatachse übereinstimmt, während eine Grünfärbung des Bohrers eine tolerable Abweichung in Lage und Achse vermitteln soll. So werden dem Behandler leicht verständlich und intuitiv der Stand und die Qualität des Eingriffs mitgeteilt, so dass er, wenn nötig, die Lage seines Bohrers während des Bohrvorgangs korrigieren kann. Nach Abschluss der Bohrvorgänge wird auch das Implantat selbst, wie alle anderen Instrumente, registriert und navigiert eingeschraubt.

5.1.2 Er:YAG-Laser Smart 2940D

Es wurde der medizinische Er:YAG-Laser Smart 2940 D der Firma DEKA-DLS (I-Firenze) verwendet. Zur Kontrolle des Strahlverlaufs verfügt das verwendete Modell über einen koaxial emittierenden Diodenlaser mit einer Wellenlänge von 680 nm und einer maximalen Ausgangsleistung von 1 mW. Die Pulsenergie kann zwischen 100 mJ und maximal 700 mJ eingestellt werden, wobei der tatsächlich verfügbare Bereich für die Energieauswahl abhängig vom aktuell eingestellten Frequenzwert ist. So können kurze Pulse mit Energiewerten zwischen 100 mJ und 200 mJ, lange Pulse hingegen mit allen anderen Energiewerten abgegeben werden. Es können hierbei die Frequenzwerte 5, 10 und 11-20 Hz eingestellt werden. Die durchschnittliche Ausgangsleistung (W) wird abhängig von den beiden Parametern Frequenz und Energie vom Smart 2940 D-System berechnet.

5.1.3 Piezoelektronische Chirurgieeinheit

Es stand das Gerät Piezosurgery[®] der Firma Mectron (I-Carasco) zur Verfügung. In der Umkehrung des piezoelektronischen Effekts können durch elektrische Wechselfelder an piezoelektrischen Kristallen mechanische Schwingungen generiert und zur Ultraschallerzeugung ausgenutzt werden.

Die Vibrationsamplitude liegt zwischen 60 µm und 200 µm, wobei die Vibrationsfrequenz 29000 Hz beträgt. Das Leistungsspektrum reicht von 2,8 bis 16 W. Die resultierende Bewegung der verschiedenen Arbeitsspitzen setzt sich aus der Überlagerung einer horizontalen (60-200 µm) und einer vertikalen Schwingung (20-60 µm) zusammen. Die Einheit lässt sich mit drei Einstellungen betreiben: low, high, boosted. Die boosted – Einstellung wird im Zusammenhang mit der Knochenchirurgie gewählt. Es stehen verschiedene indikationsabhängige Arbeitssenden zur Verfügung, welche sich in vier Gruppen aufteilen lassen: Gruppe eins hält Ansätze für osteoplastische Eingriffe sowie für die Gewinnung von Knochenchips (OP1, OP3) bereit. Die zweite Gruppe besteht aus Ansätzen für Osteotomien (OT1 – OT3, OT5 und OT6). Die dritte Gruppe enthält Ansätze zur Zahnextraktion (EX1, EX2). Bei den Ansätzen der vierten Gruppe handelt es sich um Elevatoren, die sowohl die klassische Technik der Sinusbodenelevation (EI1 – 3) als auch die Technik nach Summers (OT4) ermöglichen.

5.1.4 Das Compress® - Implantat

Dieses Implantat ist aus medizinischem Reintitan gefertigt (Ergitan® 7065 MG). Da Titan innerhalb von 10^{-9} Sekunden eine Oxidschicht bildet, wird die weitere Aufnahme von Sauerstoff bei Gebrauchstemperatur verhindert. Diesem Umstand verdankt Titan zwei Eigenschaften, die diesen Werkstoff so interessant für die Medizin machten: Titan ist korrosionsfest und biokompatibel (Hruska 1987 S. 687, Kappert 1994 S. 573).

Compress®-Implantate (Hager und Meisinger, D-Neuss) sind wurzelförmige Schrauben aus Titan mit asymmetrischen Verdrängungsgewinden kongruent zum zugehörigen Gewindeformer. Der Kopf des Implantats ist als modifizierter Sechskantaufbau UMA (Universal Modified Abutment) mit einem integrierten Innengewinde ausgeführt. Durch die große Varianz der Durchmesser sind sie nach Herstellerangaben geeignet für alle Indikationen.

Alle Compress®-Implantate sind im apikalen Teil sandgestrahlt ($8,9 \mu\text{m}$ maximale Rauhtiefe), um die Osseointegration zu begünstigen. Optional sind auch Implantate verfügbar, die mit einer Mikro-HA-Schicht (Hydroxylapatit) versehen sind. Der krestale Teil der Implantate ist dagegen bewusst nicht beschichtet und besteht aus poliertem Titan. Damit sollen mikrobiologische Probleme verhindert werden.

Als Besonderheit wird vom Hersteller der nonablativ Gewindeformer genannt, mit dem eine substanzschonende Knochenbearbeitung ermöglicht wird. Dazu wird eine unterdimensionierte Vorbohrung vorgenommen und anschließend der Compress®-Gewindeformer eingedreht, der den Knochen verdrängt. Durch die extrem asymmetrischen Gewindeflanken und eine insgesamt konische Schraubenform der Gewindeformer wirkt der Verdrängungsvektor beim Eindrehen des Werkzeugs nach lateral (Streckbein und Flach 1998 S. 127). Damit soll die unerwünschte schneidende Funktion minimiert werden. Die laterale Verdrängung der Knochensubstanz führt in der Spongiosa zu einer Verdichtung mit hoher Primärstabilität des inserierten Implantates.

5.1.5 Das ITI®-Implantat

ITI®-Implantate (Fa. Straumann, D-Freiburg) bestehen ebenfalls aus reinem Titan. Die erhöhte Festigkeit wird durch Kaltverformung und Wärmebehandlung erreicht.

Das ITI®-Implantatsystem besteht aus Vollschrauben- und Hohlkörperimplantaten verschiedener Durchmesser und Längen. Daher deckt dieses System nach Herstellerangaben das gesamte Indikationsspektrum ab.

Alle ITI®-Implantate weisen im enossalen Anteil eine mikroporöse SLA-Oberfläche (**S**andblasted, **L**arged grip, **A**cid etched; grobsandgestrahlt, säuregeätzt) auf. Die Verbindung zwischen Implantat und Sekundärteil ist eine Schraub-Konus-Verbindung mit Innenachtkant.

Als Besonderheit bietet dieses System die Möglichkeit der transgingivalen Einheilung. Dadurch befindet sich der Mikropalt zwischen Implantat und Sekundärteil in einer für die Hygiene nach Herstellerangaben idealen Position.

5.2 Anwendungsbeispiele

Im Folgenden werden Beispiele für die Anwendung eines Er:YAG-Lasers in der oralen Chirurgie und Implantologie dargestellt, die an anderer Stelle vertieft werden müssen. Zudem wird die Umsetzung einer navigationsgestützten Laserpräparation zur Aufnahme eines Implantats In-vitro beschrieben:

5.2.1 Vergleichende In-vitro-Osteotomien

In dieser Untersuchung wurden vier schlachtfrische Knochensegmente der Mandibula porciner Herkunft verwendet. Dafür wurde der Corpus mandibulae jeweils linguo-distal der Pars molaris mittels chirurgischen Handinstrumenten von Mukosa und Periost befreit und anschließend mittels Knochenfräsung unter adäquater Kühlung präpariert. Die Dimensionen der vier auf diese Weise gewonnenen Präparate A, B, C, D betragen in der Länge ca. 4 cm, in der Höhe ca. 2 cm und in der Tiefe ca. 0,5 cm. Im Präparat A wurden drei Osteotomien nebeneinander vorgenommen und mit römischen Zahlen I, II und III gekennzeichnet (Abb. 10).



Abb. 10: Präparat A mit Osteotomien: I Er:YAG/Einzelstrahl, II Trepanfräse, III Diamantscheibe.

Die Vorgehensweisen sind nachstehend beschrieben:

Präparat A:

A/I: Er:YAG-Laser, fokussierter Einzelstrahl, 12 Hz, 200 mJ, 2,4 W, Spraykühlung mit NaCl-Lösung; Freihandführung.

A/II: Zylindrische Hohlfräse (Hartmetall) 20:1 Winkelstück, 7 Ncm, 500 U/min, externe und interne Kühlung mit NaCl-Lösung; Freihandführung.

A/III: Diamantierte Scheibe, 1:1 Handstück, 7 Ncm, 500 U/min, externe Kühlung mit NaCl-Lösung; Freihandführung.

Präparat B:

Die gleichermaßen angeordneten und bezifferten Osteotomien im Präparat B (Abb. 11) wurden wie folgt vorgenommen:



Abb. 11: Präparat B mit Osteotomien I Er:YAG/Scannerstrahl, II Lindemannfräse, III Kugelfräse.

B/I: Er:YAG-Laser, fokussierte Strahlführung mittels Scanner, 20 Hz, 250 mJ, 4 W, Spraykühlung mit NaCl-Lösung (Abb. 12); Freihandführung.



Abb. 12: Scannersystem (SmartScan) des Er:YAG-Lasers (Smart 2940 D).

B/II: kreuzverzahnte, konische Fräse (Hartmetall), 20:1 Winkelstück, 7 Ncm, 500 U/min, externe und interne Kühlung mit NaCl-Lösung; Freihandführung.

B/III: sphärische Fräse (Hartmetall), 20:1 Winkelstück, 7Ncm, 500 U/min, externe und interne Kühlung mit NaCl-Lösung; Freihandführung.

Präparat C:

Im Präparat C wurde eine Osteotomie im Sinne der Normaufbereitung eines Implantatbettes durch sukzessive Erweiterung mit Präzisionsbohrern des Ankylos-Implantatsystems (DENTSPLY Friadent, D-Mannheim) simuliert (Abb. 13).



Abb. 13: Präparat C mit Normaufbereitung.

C: Markierungsbohrer + Pilotbohrer + zwei Kanonenbohrer (Hartmetall), 20:1 Winkelstück, 7 Ncm, 500 U/min, externe (Markierungsbohrer) + kombinierte Kühlung mit NaCl- Lösung; Freihandführung.

Präparat D:

Im Präparat D wurde eine ultraschallaktivierte Osteotomie mit einer piezoelektronischen Chirurgieeinheit (Piezosurgery[®], Fa. Mectron, I-Carasco) vorgenommen (Abb. 14, 15), Modus: "boosted", Level: burst C, maximale Kühlung: pump 5, spezieller Ansatz für das Handstück (Ansatz: OT2); Freihandführung.



Abb. 14: Piezoelektronische Chirurgieeinheit.

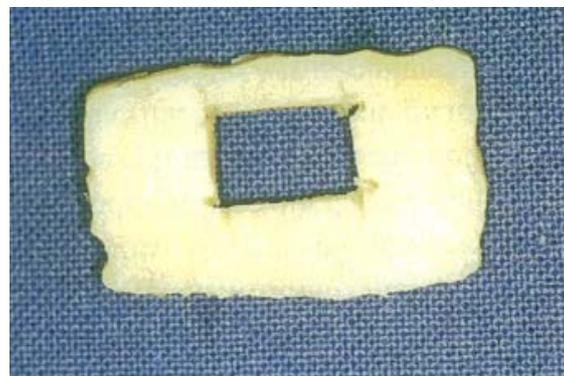


Abb. 15: Präparat D mit ultraschallaktivierter Osteotomie.

Alle Proben wurden nach Fixierung in 4 %iger, gepufferter Formaldehydlösung einer pathohistologischen Untersuchung zugeführt, die ein lichtmikroskopisches Screening der Proben und rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen an allen Proben umfasste.

5.2.1.1 Ergebnisse vergleichender In-vitro Osteotomien

Präparat A zeigt einen histologischen Schnitt im Randbereich der Er:YAG-Laserosteotomie. Dieses wurde von Prof. Morgenroth wie folgt befundet: Die typische Morphologie der Zellen und der anderen organischen Anteile des Knochens sind in diesem Präparat nachzuvollziehen. Die quergeschnittenen Osteone werden durch interstitielle Lamellen getrennt. Die Matrix des Knochens ist wegen des hohen Gehalts an Kollagen stark eosinophil. Das Kollagen der Lamellen ist in Schraubenlinien um die Längsachsen der Osteone gewickelt. Die Osteozyten haben dicht gefärbte unregelmäßige Zellkerne, einen blassen basophilen Zelleib und füllen nicht immer ihre Lakunen in der Knochenmatrix aus. Die an dem Schnitttrand angrenzenden Zellen und Zellkerne lassen nicht auf thermische oder mechanische Schäden schließen. Zum einen, weil keine dunkle Färbung des Gewebes zu erkennen ist und zum anderen, weil die Zellkerne alle zentral in den Zellhöhlen liegen.

Der histologische Vergleich mit der Trepanbohrung und der Sägeosteotomie erbrachte wesentliche Unterschiede. Eine dunkel gefärbte Zone entlang des Schnittrandes ist auf den Präparaten zu erkennen und entspricht der Goldschicht, mit der die Proben als Vorbereitung für die Rasterelektronenmikroskopie (REM) bedampft wurden.

Bei der detaillierten Betrachtung der Laserosteotomie (Abb. 16) fällt auf, dass der Verlauf von den unbearbeiteten zu den exponierten Oberflächen übergangslos ist. Die rundlichen Öffnungen sind die Höhlungen der Knochenkanälchen. Dabei sind Laserspuren oder andere Alterationen nicht zu sehen. Die originäre Knochenstruktur ist im Bearbeitungsbereich vollständig erhalten.

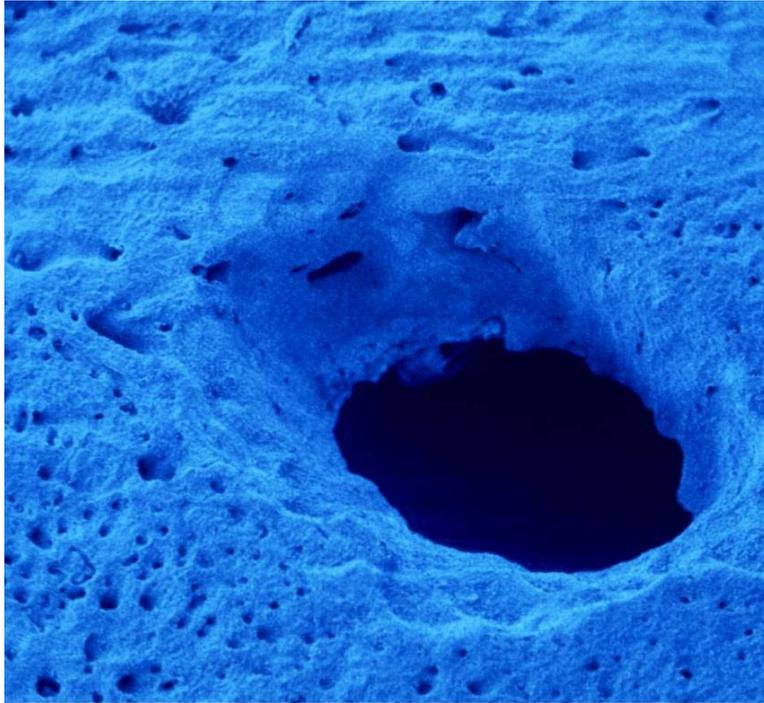


Abb. 16: REM (20fache Vergrößerung), Er:YAG-Laser, fokussierter Einzelstrahl, 12 Hz, 200 mJ, 2,4 W, Spraykühlung, Übergangsloser Verlauf von den unbearbeiteten zu den exponierten Oberflächen.

Abbildung 17 zeigt die systematische Untersuchung in stärkerer Vergrößerung vom Rand her in das Innere der Perforation. Das Profil des lamellären Knochens ist absolut regelmäßig und normal kristallisiert.

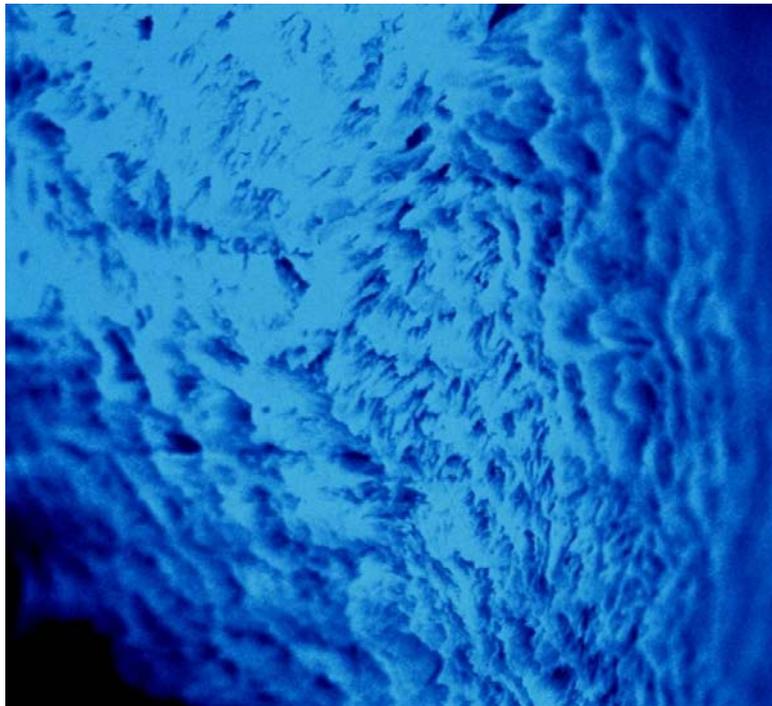


Abb. 17: REM (500fache Vergrößerung), Ausschnitt aus Abb. 18, Profil des lamellären Knochens regelmäßig und normal kristallisiert.

In der REM-Übersicht der Trepanbohrung (Abb. 18) ist eine deutliche Veränderung von unbehandelter zu behandelter Oberfläche zu sehen. Offensichtliche Schleifspuren mit Absätzen verdecken die präexistenten Strukturen.



Abb. 18: REM (Einsatz 10fache Vergrößerung), Trepanbohrung, deutliche Veränderung von unbehandelter zu behandelter Oberfläche.

Die Ausschnitte in Abb. 19 weisen extrem aufgeraute Knochenoberflächen auf. Die grobscholligen Abhebungen sind zum Teil faserig durchwoben.

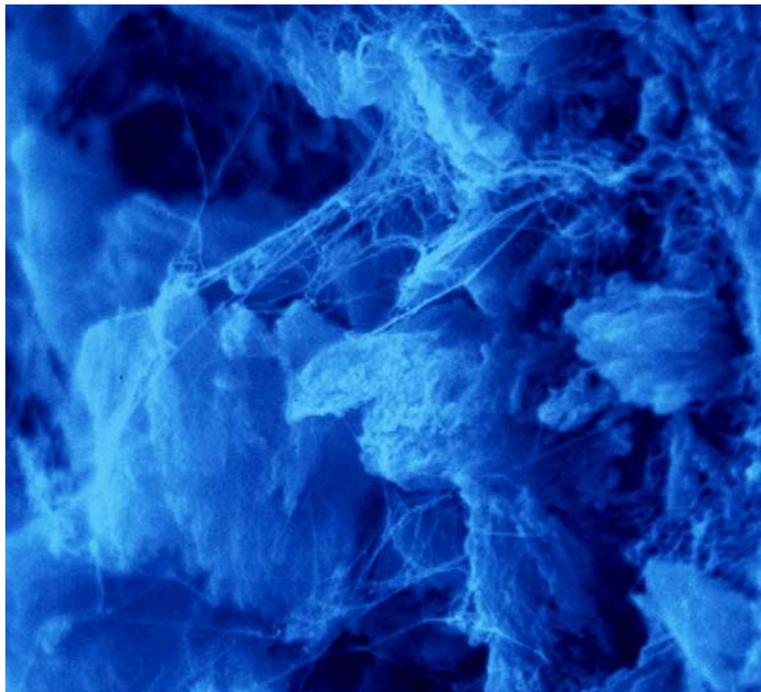


Abb. 19: REM (3.000fache Vergrößerung), Ausschnitt aus Abb. 18, extrem aufgeraute Oberflächen grobschollige Abhebungen teilweise faserig durchwoben.

Die Übergangszone der Sägeosteotomie ist ebenfalls eindeutig zu definieren (Abb. 20) und zeigt bei näherer Betrachtung eine ähnlich grobe Oberfläche (Abb. 21). Die beim Abtrag herausgerissenen Knochenteilchen sind als ungeordneter Debris aufgelagert.

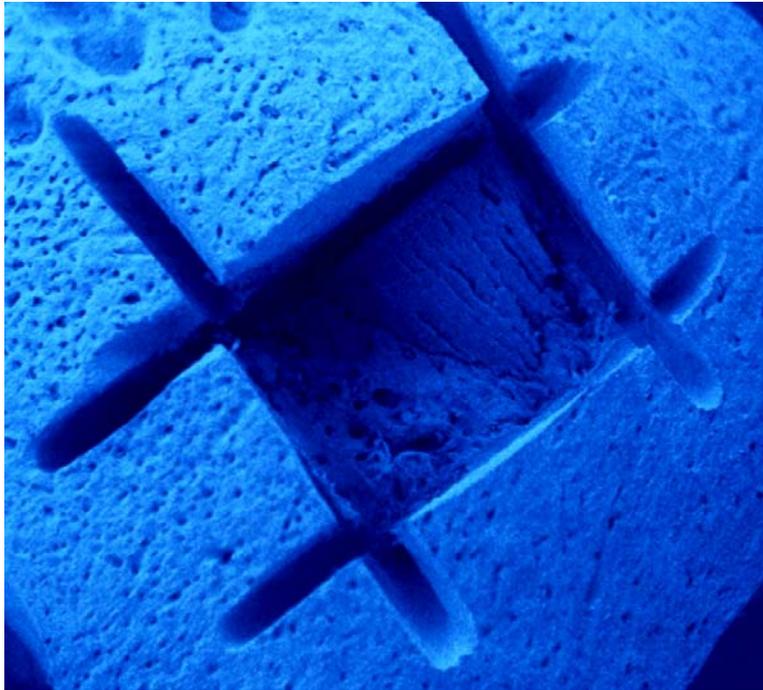


Abb. 20: REM (10fache Vergrößerung), Sägeosteotomie mit eindeutiger Übergangszone von unbehandelter zu behandelter Oberfläche.

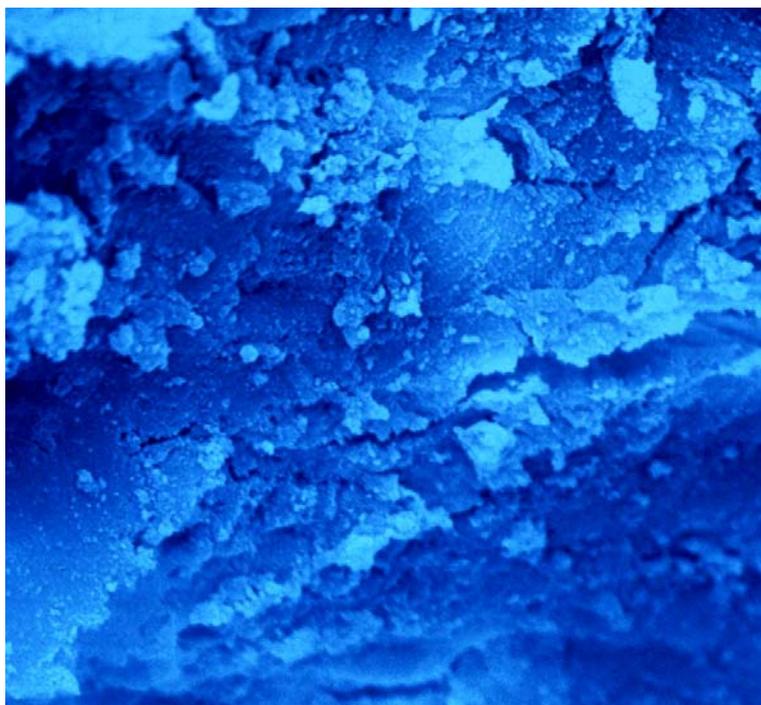


Abb. 21: REM (3.000fache Vergrößerung), Ausschnitt aus Abb. 20, grobe Oberfläche mit ungeordneter Debris.

Die Er:YAG-Laserosteotomie im Präparat B (Abb. 22) unterscheidet sich im Grunde nicht von der in Präparat A. Auch hier sind die Übergänge fließend. Die Ränder der Perforation sind etwas kantiger, was an der Strahlführung mit dem Scanner liegt. Das Handstück braucht nicht wie bei der Einzelstrahlführung bewegt zu werden. Der Blick in die innenliegenden Bereiche offenbart wiederum die Gleichmäßigkeit des angeschnittenen Knochens. Die Höhlen der Osteozyten sind von Knochenlamellen konzentrisch umgeben.

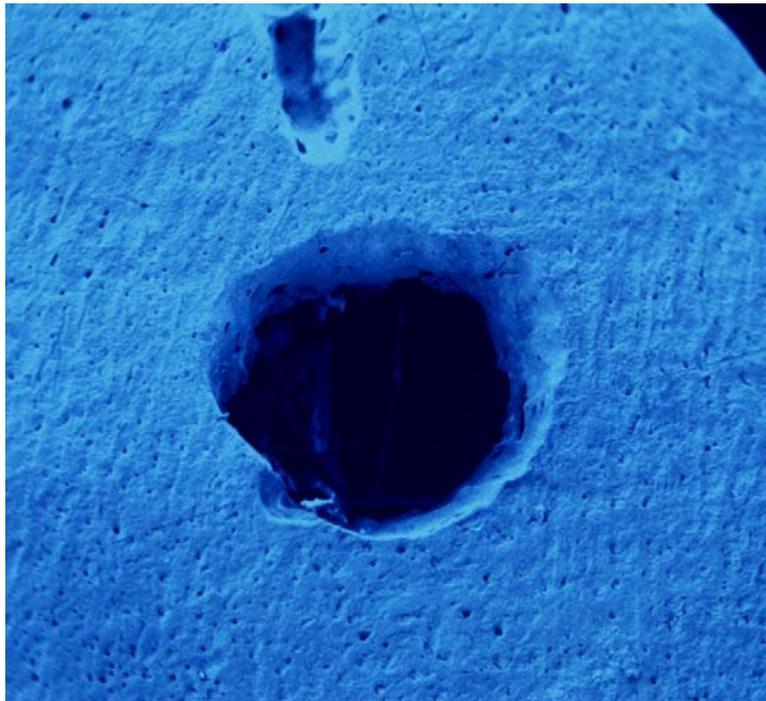


Abb. 22: REM (10fache Vergrößerung) aus Präparat B, Er:YAG-Laser, fokussierte Strahlführung mit Scanner, 20 Hz, 250mJ, 4 W Spraykühlung. Ränder der Perforation durch Scannerführung kantiger als beim fokussierten Einzelstrahl s. Abb. 16.

Die nächste Auflösung präsentiert die regelrecht zottenartige Oberfläche mineralisierten Knochens (Abb. 23).

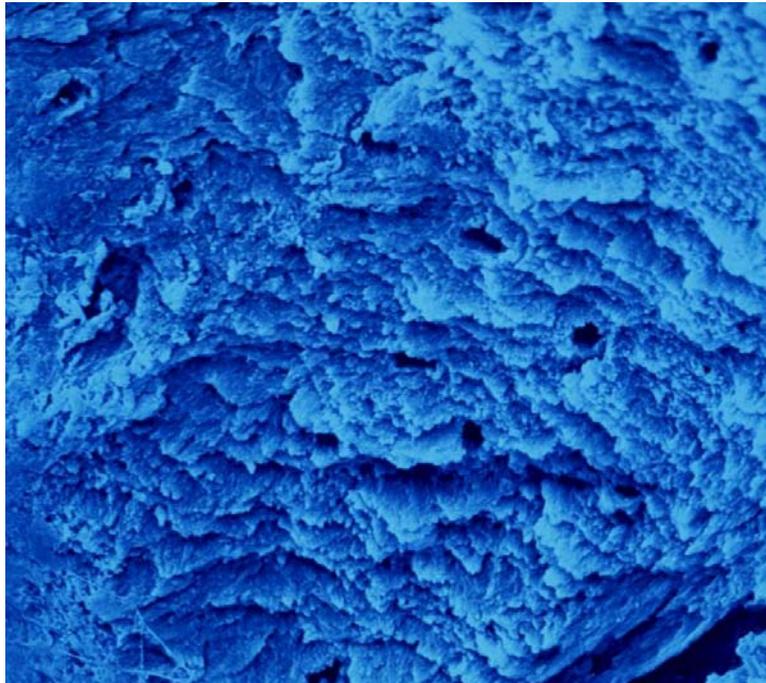


Abb. 23: REM (500fache Vergrößerung), Ausschnitte aus 22, eine regelrecht zottenartige Oberfläche mineralisierten Knochens, Osteozytenhöhlen sind von Knochenlamellen konzentrisch umgeben.

Die Osteotomien mit zylindrischen und sphärischen Fräsen (Abb. 24-27) verursachen im Gegensatz dazu nahezu trümmerfeldartige Zustände.

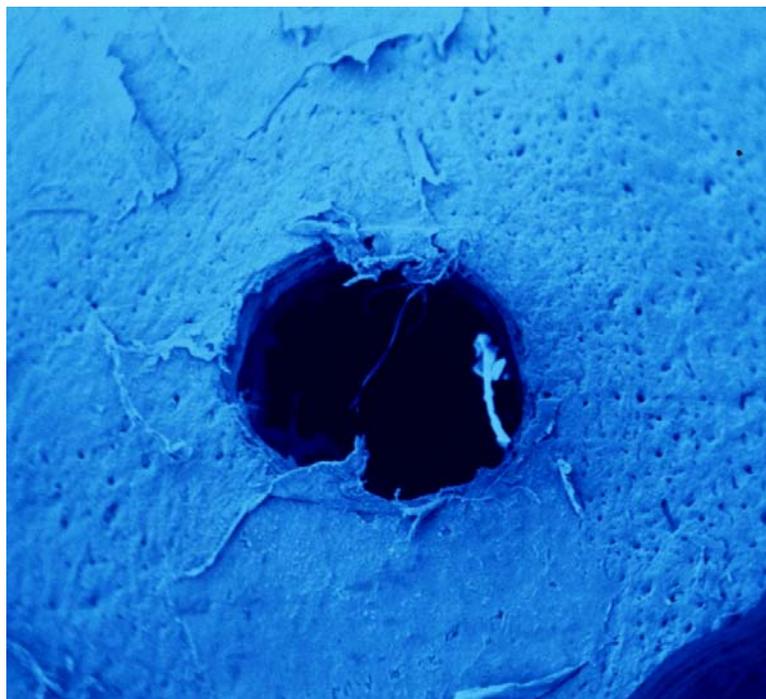


Abb. 24: REM (10fache Vergrößerung), Lindemannfräse mit erkennbarer Schädigungszone.

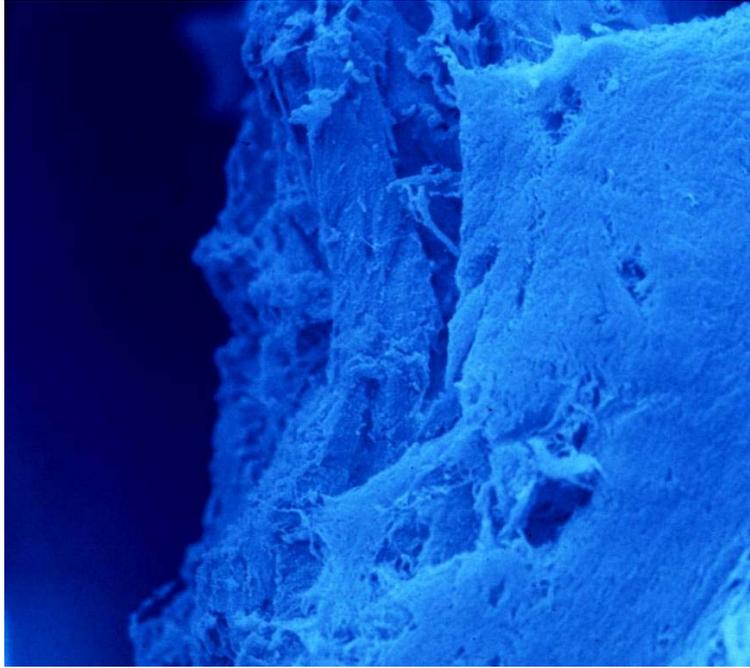


Abb. 25: REM (3.000fache Vergrößerung), Ausschnitte aus Abb. 24 (Blick von Schnittkante ins Innere), stark aufgeraute Oberfläche.

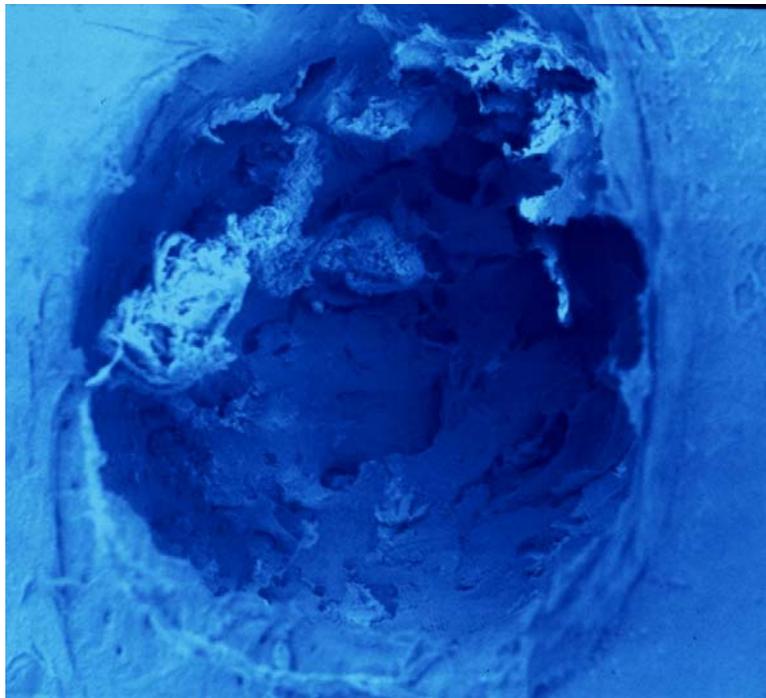


Abb. 26: REM (10fache Vergrößerung), Kugelfräse, zeigt eine grobe, unregelmäßige Struktur.

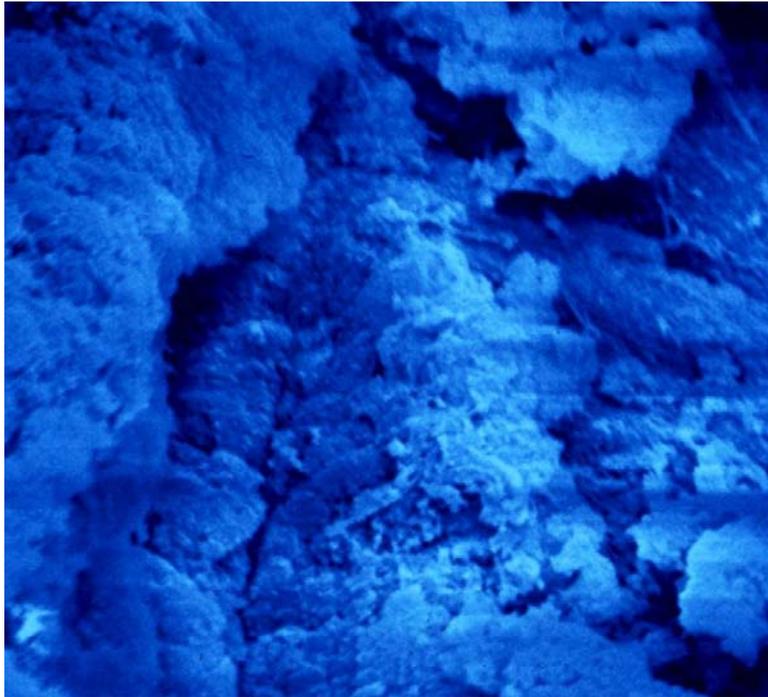


Abb. 27: REM (3.000fache Vergrößerung), Ausschnitte aus Abb. 26, totale Aufhebung der regelrechten Zottenstruktur, trümmerfeldartige Zustände.

Die präzise Aufbereitung mit normierten Bohren (Abb. 28) ergibt scharfe Übergänge.



Abb. 28: REM (10fache Vergrößerung), Präzisionsbohrung, ergibt scharfe Übergänge.

Die bearbeiteten Flächen erscheinen relativ glatt, aber sind komplett mit dichtem Knochenmehl verschmiert (Abb. 29).



Abb. 29: REM (2.000fache Vergrößerung), Ausschnitte aus 28, glatte Oberflächen mit dichtem Knochenmehl verschmiert.

In der REM-Übersicht der ultraschallinduzierten Osteotomie (Abb. 30) ist zunächst der deutliche Übergang von den originären zu den relativ glatten, bearbeiteten Knochenflächen festzustellen.



Abb. 30: REM-Übersicht der Abb. 15 (10fache Vergrößerung), Ultraschallinduzierte Osteotomie, zeigt Übergang von originären zu den relativ glatten bearbeiteten Knochenoberflächen.

Bei näherer Betrachtung der Schnittkante (Abb. 31) bestätigt sich dieser grundsätzliche Eindruck. Im Präparationsbereich sind solitäre, rundliche Öffnungen der Knochenkanälchen zu erkennen, die nur in der oberen Hälfte eher dezent auffallen.



Abb. 31: REM-Ausschnitt aus Abb. 30 (20fache Vergrößerung), Schnittkante zeigt solitäre Knochenkanälchen, die nur in der oberen Hälfte eher dezent auffallen.

Eine weitere Detailperspektive (Abb. 32) demonstriert nochmals die signifikante Demarkation. Die eigentliche Oberflächenstruktur des Knochens ist hier durch die Ultraschallbehandlung vollständig aufgelöst. Außer den angedeuteten Kavitäten der Osteozyten ist das Profil aber sehr eben und gleichmäßig.

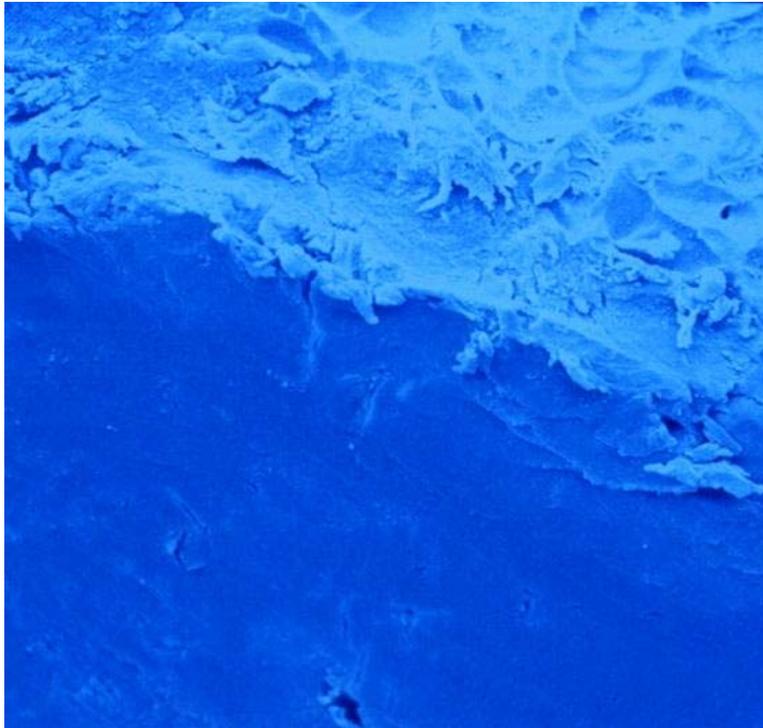


Abb. 32: REM-Ausschnitte aus Abb. 31 (50fache Vergrößerung), Detailansicht zeigt vollständige Auflösung der Oberflächenstruktur des Knochens mit signifikanter Demarkation. Das Profil ist bis auf die Kavitäten der Osteozyten eben und gleichmäßig.

Erst bei höheren Auflösungen dominieren Unregelmäßigkeiten und Mikrorisse das Bild (Abb. 33), die sich in der Vergrößerung als körnchenartige Auflagerungen erweisen und spaltenförmige Unterbrechungen fortsetzen (Abb. 34). Es treten auf Grund von ausreichender Kühlung keine thermischen Alterationen auf.

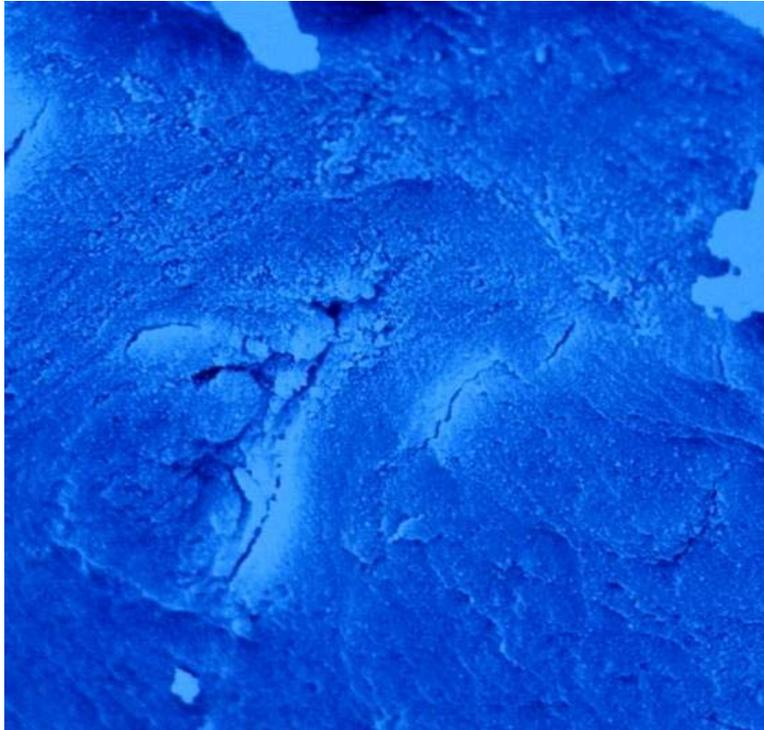


Abb. 33: REM-Ausschnitte aus Abb. 32 (1.000fache Vergrößerung), Unregelmäßigkeiten und Mikrorisse dominieren das Bild.



Abb. 34: REM-Ausschnitte aus Abb. 33 (3.000fache Vergrößerung), deutlich erkennbare körnchenartige Auflagerungen und spaltenförmige Unterbrechungen. Keine thermischen Alterationen sichtbar.

Diese In-vitro-Untersuchung zeigt, dass der Er:YAG-Laser im Gegensatz zu allen anderen existierenden Methoden der Knochenbearbeitung originäre Strukturen hinterlässt. Der Einsatz von **konventionellen** Instrumenten führte bei der REM-Betrachtung in der Mehrzahl zu erheblich aufgerauhteren Oberflächen. Reissmann (1997 S. 44f) kommt bei der Untersuchung der Knochenoberflächen, welche mit Knochenfräsen und chirurgischen Rosenbohrern bearbeitet wurden, zum gleichen Ergebnis. Die rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen zeigen erhebliche Bohrspanbildungen und grobschollige Abhebungen von der Knochenoberfläche.

Diese Beobachtungen sind auf den Torque rotierender Instrumente zurückzuführen. Außerdem haben neben der Drehzahl der Anpressdruck sowie das Makro- und Mikrodesign der Schleifkörper einen Einfluss auf den spanabhebenden Prozess in Abhängigkeit von den Eigenschaften des Knochens. So führte Reissmann (1997 S. 53) die Veränderungen im Knochen ebenfalls auf die mechanischen Dreh- und Hebelkräfte des rotierenden Instrumentariums zurück.

Zudem sind die Folgen der Wärmeentwicklung beim Gebrauch rotierender Instrumente zu berücksichtigen. Bereits 1974 untersuchten Lenrodt und Bull (S. 230ff) die thermische Schädigung, die von rotierenden Instrumenten ausgehen können. Sie beschrieben eine direkte Proportionalität zwischen der Quantität der Nekrose, der Wundheilungsverzögerung und der verwendeten Drehzahl.

Die mit der **piezoelektronischen Chirurgieeinheit** durchgeführten Osteotomien hinterlassen im Knochen homogene und plane Oberflächen. Die gewählte Schwingungsamplitude erscheint für das mineralisierte Gewebe optimal, so dass Schnitteffizienz und Oberflächensauberkeit gleichzeitig realisiert werden. Verunreinigungen und rissartige Läsionen in ultrastruktureller Dimension lassen hier jedoch auf gewisse Limitationen und lokal überhöhte Energieübertragungen schließen. Hierbei zählen zu den Faktoren, welche diese Ablationsprozesse beeinflussen, die individuelle Geometrie und Applikation des Skalpells. Das heißt, auf die Abtragsleistung wirkt sich neben dem aufgebrachten Anpressdruck auch die Translationsgeschwindigkeit, also die Geschwindigkeit mit der das Instrument über das Gewebe geführt wird, und die Arbeitsspitze (Material, Form, Schärfe) aus.

Gegenüber rotierenden Instrumenten zur Knochenbearbeitung ließen sich die folgenden Beobachtungen machen: Abhängig vom verwendeten Ansatz hat die piezoelektrische Einheit eine Schnittbreite von 60 - 200 µm. Diese minimale Schnittbreite liegt deutlich unter den Werten, welche mit rotierenden Instrumenten zu erreichen ist. Da der Hub der Arbeitsspitze verglichen mit oszillierenden Sägen sehr klein ist, kann viel präziser und für den Patienten angenehmer als mit konventionellen Instrumenten operiert werden (Schlee 2005 S. 50, Siervo et al. 2004 S. 366, Vercellotti und Obermair 2003 S. 270).

Das Kühlmittel wird beim Piezosurgery-Gerät durch die Schwingung laminar entlang der Instrumentenspitze geführt. Im Vergleich zu konventionellen rotierenden Instrumenten kann dadurch eine effektivere Kühlung auch in tieferen Regionen erreicht werden (Schlee 2005 S. 48). Die Hitzeentwicklung im Gewebe wird auch maßgeblich durch den Anpressdruck beeinflusst. Dabei bewirkt eine Erhöhung des Druckes bis zu einer idealen Grenze eine Steigerung der Arbeitsleistung. Eine Erhöhung über diese Grenze hinaus führt dagegen zu einer Behinderung der Schwingung der Arbeitsspitze und schließlich zu einer größeren Wärmeentwicklung. Ab einem bestimmten Anpressdruck wird schließlich die Schwingung der Arbeitsspitze vollkommen unterbunden und es wird lediglich Wärme übertragen. In diesem Fall erklingt ein Warnton, der eine Schädigung des Knochens verhindern soll. Histologische und rasterelektronenmikroskopische Grundlagenuntersuchungen von Aro et al. (1981 S. 6) am Kaninchenknochen ergaben rauere Oberflächen nach Ultraschallpräparation als nach Bearbeitung mit oszillierender Säge, wobei im ersten Fall keine Mikrorisse gefunden wurden. Der Unterschied zu den eigenen Ergebnissen kann auf die technische Weiterentwicklung der piezochirurgischen Einheiten zurückgeführt werden. Der Nachteil, der aus aufgerauten, mit smear layer bedeckten Knochenoberflächen resultiert, ist die sich daraus ergebende notwendige Reorganisation des Knochens bei der Defektheilung.

5.2.2 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Ablationsqualität des Er:YAG-Lasers

Ziel dieses In-vitro-Versuches war es, die Ablationsqualität des Er:YAG-Lasers (Smart 2940 D, DEKA-DLS, I-Firenze) im Knochengewebe unter Verwendung verschiedener Parameter zu untersuchen. Damit sollte anhand der Ultrastruktur und den jeweils verwendeten Parametern untersucht werden, welche Parameter als optimal für die Knochenpräparation anzusehen sind. Als optimal wurde dabei die Schonung des Knochens in Relation zum Materialabtrag angesehen.

Für die Untersuchung wurden 2 Knochensegmente aus schlachtfrischen, porcinen Mandibulae verwendet (siehe 5.2.1).

In den Präparaten E und F wurden jeweils sechs Osteotomien nebeneinander angelegt und mit römisch I-VI differenziert (Abb. 35 und 36). Die Pulsfrequenz des gepulsten Hochleistungs-Erbiumlasers (Smart 2940 D, DEKA-DLS, I-Firenze) ist variabel bis 20 Hz und die abgegebene Pulsenergie kann bis 700 mJ eingestellt werden (Technische Daten Smart 2940 D). Die Osteotomien wurden mit einem fokussierten Laser-Einzelstrahl unter Verwendung einer Spraykühlung mit NaCl-Lösung in Freihandführung vorgenommen. Hierbei wurden unterschiedliche Pulsenergien von 100 mJ – 700 mJ und eine Pulsfrequenz von 5-20 Hz verwendet, wodurch sich eine Pulsleistung von 0,5 W-7,7 W ergab.

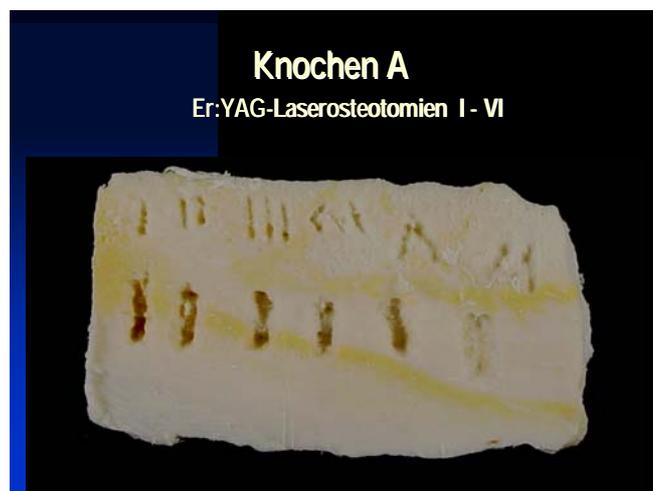


Abb. 35: Präparat E mit den Er:YAG-Laserosteotomien I-VI.

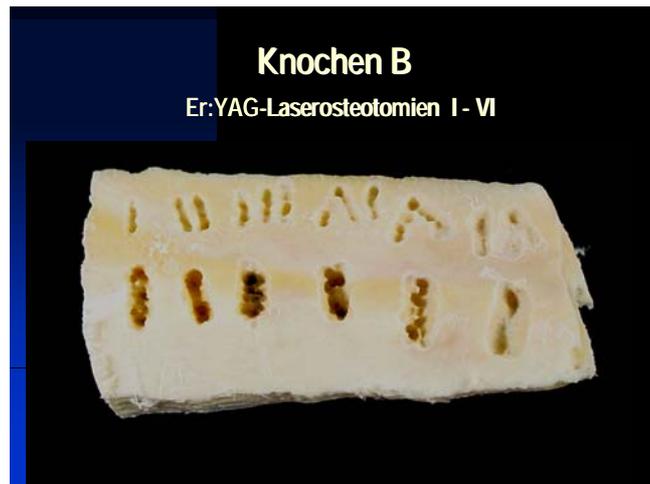


Abb. 36: Präparat F mit den Er:YAG-Laserosteotomien I-VI.

Folgende Parameter wurden verwendet:

Präparat E						
Osteotomie	I	II	III	IV	V	VI
Energie	200 mJ	200 mJ	200 mJ	100 mJ	100 mJ	100 mJ
Frequenz	20 Hz	12 Hz	5 Hz	20 Hz	12 Hz	5 Hz
Leistung	4 W	1 W	1 W	2 W	1,2 W	0,5 W

Präparat F						
Osteotomie	I	II	III	IV	V	VI
Energie	350 mJ	350 mJ	500 mJ	500 mJ	700 mJ	700 mJ
Frequenz	5 Hz	12 Hz	5 Hz	12 Hz	5 Hz	11 Hz
Leistung	1,8 W	4,2 W	2,5 W	6 W	3,5 W	7,7 W

Die Proben wurden nach Fixierung in 4%iger, gepufferter Formaldehydlösung pathohistologisch untersucht.

5.2.2.1 Rasterelektronenmikroskopische Ergebnisse der Ablationsqualität des Er:YAG-Lasers

Bei der makroskopischen Betrachtung der Laserosteotomien ist festzustellen, dass bei der Einstellung einer niedrigen Frequenz (5 Hz) der Gewebeabtrag unregelmäßig ist und einzelne Pulseinschläge differenziert werden können. Höhere Frequenzen führen dagegen zu sehr regelmäßigen und glatten Formen.

Bei der rasterelektronenmikroskopischen Betrachtung aller Laserosteotomien fällt auf, dass der Verlauf von den unbearbeiteten zu den exponierten Oberflächen übergangslos ist. Bei keinem Präparat sind Laserspuren oder andere Alterationen zu sehen. Es gibt keine Anhaltspunkte von Morphologieänderungen im Knochengewebe auf Grund thermischer oder mechanischer Irritationen des Er:YAG-Lasers, unabhängig von den untersuchten Einstelldaten. Die originäre Knochenstruktur im Bearbeitungsbereich ist ohne Ausnahme überall vollständig erhalten. Das Profil des lamellären Knochens ist vollkommen regelmäßig und normal kristallisiert. So weisen die höheren Auflösungen bei allen Osteotomien eine regelrechte zottenartige Oberfläche mineralisierten Knochens auf. Typische Belege dafür sind anhand der jeweils niedrigsten und höchsten verwendeten Laserleistung dargestellt (Abb. 37-40).

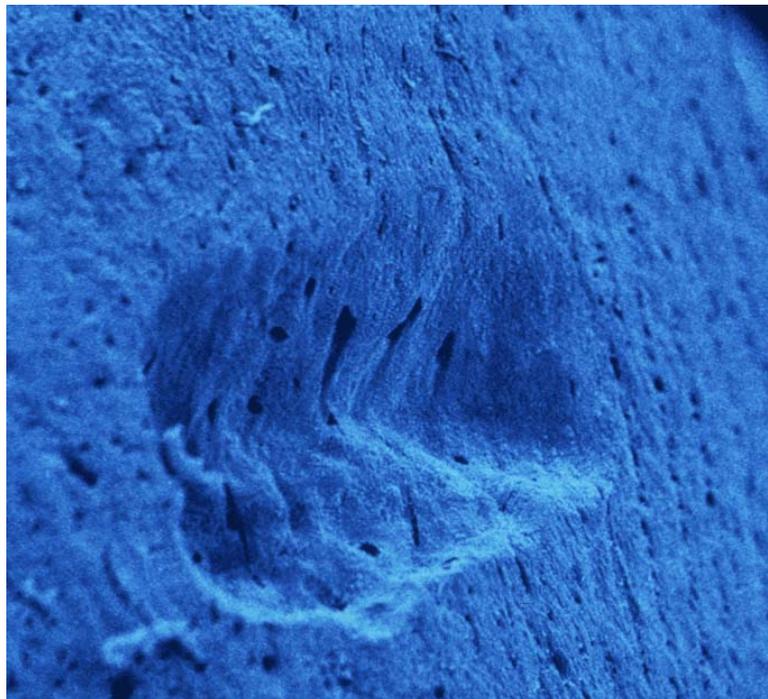


Abb. 37: Er:YAG Laserosteotomie mit der niedrigsten Leistungseinstellung (5 Hz, 100 mJ, 0,5 W). 20fache Vergrößerung, unregelmäßiger Gewebeabtrag, einzelne Pulsschläge erkennbar.

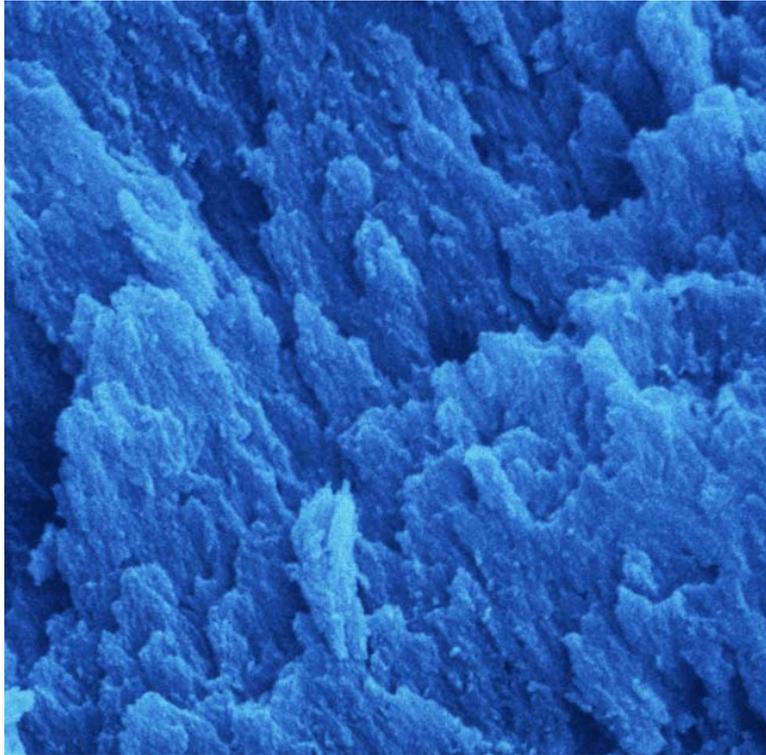


Abb. 38: Er:YAG Laserosteotomie mit der niedrigsten Leistungseinstellung. Ausschnitt aus Abb. 37. 3000fache Vergrößerung, zeigt eine regelrechte zottenartige Oberfläche mineralisierten Knochens.

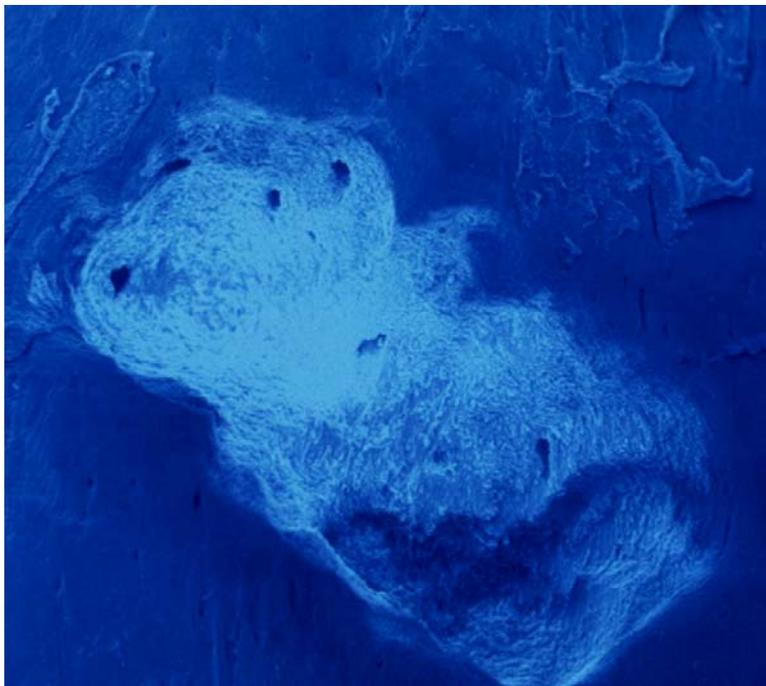


Abb. 39: Er:YAG Laserosteotomie mit der höchsten Leistungseinstellung (11Hz, 700 mJ, 7,7 W). 20fache Vergrößerung, regelmäßiger Gewebeabtrag, glatte Oberfläche.

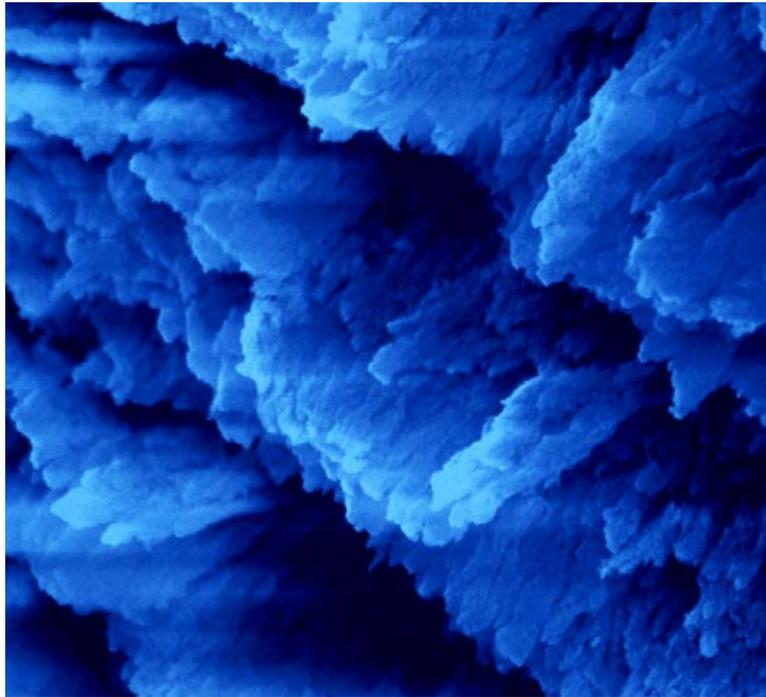


Abb. 40: Er:YAG Laserosteotomie mit der höchsten Leistungseinstellung. Ausschnitt aus Abb. 39. 3000fache Vergrößerung, es zeigt sich auch hier wieder eine regelrechte zottenartige Oberfläche mineralisierten Knochens.

Die rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen zeigen zudem, dass die Ablation des Er:YAG-Lasers innerhalb der hier untersuchten Einstelldaten in keinem Fall zu Kollateralschäden am ortsständigen Knochengewebe führen. Es lässt sich für die praktische Anwendung bei der Bearbeitung von Knochengewebe aus dieser Untersuchung ableiten, dass selbst sehr hohe Pulsleistungen (hier bis 7,7 W untersucht) zu keiner Traumatisierung des Knochengewebes führen und die gleiche Ablationsqualität niedriger Pulsleistungen aufweisen. Deswegen spielen bei der Wahl der optimalen Parametereinstellungen gemäß den hier erzielten Ergebnissen die Abtragsraten bzw. das Ablationsvolumen pro Puls zum therapeutisch effektiven Gewebeabtrag eine größere Rolle. So kann mit Einstellungen im mittleren Bereich (350 mJ, 12 Hz, 4,2 W) eine präzise, homogene Schneidefähigkeit erreicht werden, welche einen Kompromiss zwischen einer höheren Abtragsgeschwindigkeit (700 mJ, 11 Hz, 7,7 W) und der damit verbundenen Präzisionseinbuße einerseits und einer niedrigeren Abtragsgeschwindigkeit bei kleineren Einstelldaten (100 mJ, 5 Hz, 0,5 W) andererseits darstellt.

5.2.3 Navigationsgestützte Implantatbettpräparation mit dem Er:YAG-Laser In-vitro

Erstmals sollte in dieser Arbeit ein Er:YAG-Laser in ein Navigationssystem integriert werden. Das verwendete RoboDent[®]-System misst und kontrolliert die Position des Handstücks zum dreidimensionalen Datensatz des digitalen Volumentomogramms. Daher ist neben der dreidimensionalen Rekonstruktion des Präparates die Kopplung des Laserhandstücks mit dem Prismenhalter (Abb. 41), der hier als Lokalisationssystem dient, eine wesentliche Voraussetzung. Die sphärischen Prismen, welche sowohl am Laserhandstück per Halter, als auch am Präparat mit einer Schiene fixiert sind, reflektieren Lichtblitze, die alle 50 Millisekunden von einer Infrarotkamera gesendet werden. Das Navigationssystem berechnet aus diesen Reflexionen die Position der Prismen zueinander, sowie ihre Anordnung im Raum.



Abb. 41: Handstück des Er:YAG-Lasers (Smart 2940D, Fa. DEKA-DLS, I-Firenze) und Prismenhalter.

Der Versuchsaufbau, wie auf Abbildung 42 zu sehen, besteht aus dem RoboDent[®]-System (links), dem Versuchstisch und dem Er:YAG-Laser Smart 2940 D (rechts). Auf dem Versuchstisch befinden sich das Präparat (boviner Röhrenknochen) mit der fixierten Navigationsschiene, das Laserhandstück gekoppelt mit dem Prismenhalter, das Scannersystem SmartScan[®] (Deka-DLS, I-Firenze) und die zu inserierenden Implantate vom Typ ITI TE (Straumann, D-Freiburg). Das Handstück des Er:YAG-Lasers wurde über entsprechende Navigationshilfen mit dem Navigationssystem gekoppelt und liess sich auf der Basis eines DVT-Datensatzes im Raum und am Versuchsknochen kontrolliert bewegen.



Abb. 42: Versuchsaufbau.

Ein weiterer wichtiger Schritt ist die Justierung des Laserhandstücks mit Hilfe eines größendefinierten Saphirtipps als Grundlage der räumlichen Bewegungskontrolle, die in Echtzeit sowohl am Bildschirm des PCs und per Zielmonitor, als auch akustisch nachvollzogen werden kann. Durch den permanenten Vergleich der geplanten Soll- und Ist-Daten ist eine optimale Platzierung gegeben. Jede Abweichung der Position oder des Präparationswinkels des Laserhandstücks wurde angezeigt. Die eigentliche Präparation mit dem Laserstrahl wurde von dem SmartScan[®] (Deka-DLS, I-Firenze) über definierte Bewegungen (Lissajous-Figuren) moduliert und die resultierende, runde Aufbereitungsform auf den Durchmesser des zu inserierenden Implantats eingestellt (D apikal= 3,3 mm). Das verwendete ITI TE[®] -Implantat (Fa. Straumann, D-Freiburg) ist selbstschneidend und im koronalen Bereich konisch, weshalb mit dem Er:YAG-Laser etwas unterdimensioniert (D= 2,8 mm) präpariert wurde. Das derart inserierte 8 mm lange Implantat war primärstabil und planungskongruent (Abb. 43).



Abb. 43: Inseriertes Implantat (Typ: ITI TE, Straumann, D-Freiburg) nach computernavigierter Er:YAG-Laserpräparation.

5.2.3.1 Ergebnis Implantatbettpräparation In-vitro

Der geschilderte In-vitro-Versuch beweist grundsätzlich, dass eine Kombination von Laserchirurgie und Computernavigation in der Implantologie möglich ist. Eine Beurteilung der klinischen Wertigkeit und Indikation ist noch nicht abschließend möglich. Dazu sind weitere Versuche und klinische Anwendungen nötig. Jedoch begründet der aktuelle Kenntnisstand über Navigationssysteme und Laserchirurgie das Ziel, die Optimierung der implantologischen Leistung auch synergetisch zu verfolgen.

5.2.4 Klinische Implantatbettpräparation mit dem Er:YAG-Laser

Im Folgenden wird der Einsatz des Er:YAG-Lasers zur transgingivalen Implantatbettpräparation und die Insertion eines Compress[®]-Implantats im Unterkiefer-Seitenzahnggebiet am Patienten beschrieben.

Das verwendete Implantat mit einem Durchmesser von 6 mm und einer Länge von 15 mm stammt aus dem für das gesamte Indikationsspektrum geeigneten Compress[®]-Implantatsystem (Hager & Meisinger, D-Neuss).

Der 36-jährige Patient wurde zur Implantattherapie des fehlenden Zahnes 36 überwiesen. Der Zeitpunkt der Extraktion lag ca. vier Monate zurück. Eine entsprechende präimplantologische Diagnostik bestätigte die Indikationsstellung zum Einzelzahnimplantat (Regelversorgung: Klasse I) chirurgisch und prothetisch. Die quantitative und qualitative Evaluation der lokalen Gewebe ergab günstige Voraussetzungen für eine funktionsstabile Integration (Abb. 44). Die korrekte Implantatposition wurde mit einem Wax-up ermittelt und in eine Operationsschablone überführt.



Abb. 44: Klinische Ausgangssituation.

In diesem Fall diente die Operationsschablone nicht nur der intraoperativen Achs- und Tiefenkontrolle mit konventionellen Messlehren, sondern auch der transmukosalen, quasi pilotierenden Penetration mit dem Saphirtipp des Lasers. Die fokussierte Präparation erfolgte im Weichgewebe mit 20 Hz und 100 mJ (Energiedichte: 32-38 J/cm²) und im alveolären Knochen mit 10 Hz und 200-250 mJ (Energiedichte: 32-38 J/cm²) bei simultaner Spraykühlung. Die Aufbereitung des Implantatbetts wurde mit dem SmartScan (DEKA-DLS, I-Firenze) durchgeführt, der den Laserstrahl auf die kreisrunde Präparationsform des gewünschten Implantatdurchmessers modulierte. Zur Schaffung der definitiven Knochenkavität wurde dabei das Scannersystem auf eine leicht subkongruente Dimension eingestellt (Abb. 45).

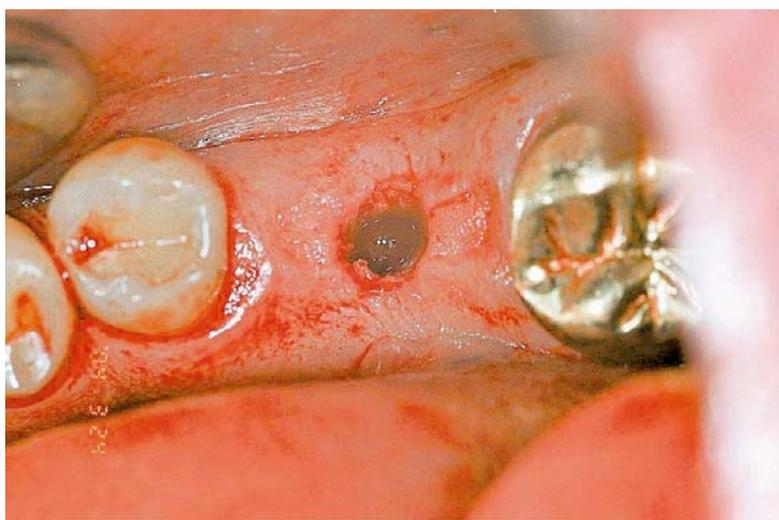


Abb. 45: Er:YAG-Laserpräparation.

Anschließend wurde das Compress[®]-Implantat über eine spezielle Carrier-Technik primärstabil inseriert (Abb. 46). Die postoperative Röntgenaufnahme dokumentiert das Ergebnis mit fixierter Einheilkappe (Abb. 47).



Abb. 46: Inseriertes Compress[®]-Implantat.

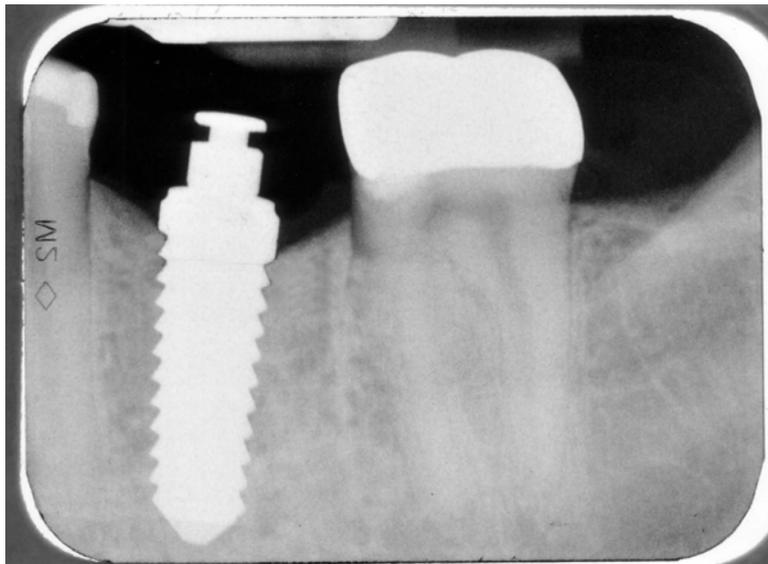


Abb. 47: Radiologische Kontrolle.

5.2.4.1 Ergebnis Implantatbettpräparation In-vivo

Anhand dieses klinischen Falles konnte gezeigt werden, dass mit dem Er:YAG-Laser eine vollständige transgingivale Implantatbettaufräsbereitung und eine primärstabile Verankerung eines Compress[®]-Implantats möglich ist. Das Prinzip der minimalinvasiven lateralen Verdrängung wird hier gemäß den vorangegangenen Ergebnissen an nicht geschädigten Knochenoberflächen ausgeführt. Daher ist eine optimierte Osseointegration zu erwarten.

Die Ergebnisse vorangegangener Untersuchungen, die belegen, dass dieser Laser hinsichtlich der Ablationsqualität im Vergleich zu rotierenden Instrumenten und piezoelektronischen Techniken bessere Osteotomien generiert, unterstützen den Ansatz, das Implantatbett mit dem Er:YAG-Laser zu präparieren und z.B., wie hier, ein Compress[®]-Implantat zu inserieren. Durch die extrem asymmetrischen Gewindeflanken und die insgesamt konische Schraubenform wirkt hier der Verdrängungsfaktor beim Eindrehen nach lateral. Die bei der systemspezifischen Philosophie unerwünschte schneidende Funktion ist somit auf ein Minimum reduziert (Streckbein et al. 2001).

Das geschilderte Vorgehen stellt kein Routineverfahren dar. Eine ausführliche theoretische und praktische Diskussion auf der Basis weiterer klinischer und histologischer Daten zur Effektivität und Sicherheit im Vergleich und Verlauf sind gefordert.

6 Diskussion

6.1 Vergleich konventionelle Planung und Planung mit Navigation

Die Zielsetzung besteht in der optimalen Platzierung von Implantaten durch einen minimalen atraumatischen Eingriff, nach prothetischer Planung, unter Berücksichtigung der Nutzung der anatomischen Strukturen (Lindorf und Müller-Herzog 2002 S. 197).

Nach Heurich et al. (2003 S. 9) existieren zur Perfektionierung der Implantattherapie hinsichtlich der gewünschten Präzision und Prognose zurzeit verschiedene Methoden mit vielversprechenden Ansätzen. Essenziell ist hierbei die optimale Interaktion von präimplantologischer prothetischer und chirurgischer Planung.

So stehen neben der konventionellen Planung mit zweidimensionalen Panoramaschichtaufnahmen und Bohrschablonen zahlreiche computergestützte Implantatplanungssysteme und Möglichkeiten moderner navigationsgestützter Implantatinsertion zur Verfügung. Bohrschablonen, die nach dreidimensionaler Datenerhebung mittels Computertomogramm (CT) oder Digitalem Volumen Tomogramm (DVT) angefertigt werden, stellen bereits ein sicher erprobtes Hilfsmittel zur Übertragung einer Operationsplanung auf den Operationssitus dar (Besimo et al. 2000 S. 46, Heurich et al. 2002 S. 867ff, Klein und Abrams 2001 S. 165ff, Schlieper und Brinkmann 2000 S. 95ff). Navigationssysteme, insbesondere das von der Berliner Arbeitsgruppe um Prof. Tim C. Lüth und Prof. Jürgen Bier zusammen mit der Fa. Straumann entwickelte RoboDent[®]-System (Fa. RoboDent, D-Berlin), haben sich innerhalb kurzer Zeit zu einer weiteren Alternative zu den konventionellen Methoden entwickelt (Haßfeld et al. 2000a S. 373, Marmulla et al. 2002 S. 152).

Der große Nachteil der konventionellen Methode beginnt bereits bei der üblicherweise nur zweidimensionalen radiologischen Darstellung der Knochenverhältnisse, die als Grundlage zur präzisen Planung der Implantattherapie dienen soll. Das Orthopantomogramm (OPG) kann aufgrund der zweidimensionalen

Schichttechnik und der systembedingten Verzerrungen der Größenverhältnisse keine korrekten räumlichen Informationen liefern (Haßfeld et al. 2000a S. 373). Die Lagen der Kieferhöhlen und Nerven lassen sich nur ungenau bestimmen. Die Umsetzung einer auf dem OPG durchgeführten Planung lässt sich durch das Fehlen der Tiefeninformation nur durch visuelle Einschätzungen und Erfahrungen des Behandlers auf den Patienten übertragen (Schermeier 2002a S. 22). In einfachen Fällen bei nur gering ausgeprägter Atrophie ist ein OPG, welches mit Messkugeln angefertigt wurde, ausreichend. So lässt sich das effektive Knochenangebot aus den bekannten Dimensionen der Messkugel und den in der Röntgenaufnahme zu vermessenden Parametern errechnen. Gegenüber Metallstiften oder Netzchen haben Stahlkugeln zur Bezeichnung der Implantatposition auf dem Röntgenbild den Vorteil, dass bereits geringe Abweichungen der Schichtungsebene von der geplanten Implantationsstelle als Entrundung der Kugel im Röntgenfilm erkannt werden können (Lambrecht und Wangerin 1985 S. 854f).

Bei der Planung auf dem Modell sind erhebliche Abweichungen der Implantatposition möglich, da die unter der Schleimhaut liegende Kieferkonfiguration nur erahnbar ist (Mitterwald 2003 S. 26). Hier können die Abmessung der Dicke der Schleimhaut und die Übertragung der Werte auf ein Sägeschnittmodell nützlich sein. Gerade im Oberkieferbereich kann eine dicke Schleimhaut eine hochgradige Kieferatrophie maskieren. Die Daten sind allerdings nur genau, wenn die Messungen im Bereich befestigter Schleimhäute vorgenommen werden können. Daher ist die Methode im zahnlosen Unterkiefer mit fortgeschrittenem Knochenabbau nicht geeignet (Lambrecht und Besimo 2004 S. 29).

Häufig wird die am OPG vorgenommene Implantatplanung durch eine Freihandführung des Winkelstücks auf den Kiefer übertragen. Ein Nachteil dieses Vorgehens besteht in der beschränkten menschlichen Umsetzungsmöglichkeit eines zweidimensionalen Bilds auf einen dreidimensionalen Körper. Für den Erfolg dieser Methode steht die Erfahrung des Operateurs im Vordergrund (Bier und Lüth 2005 S. 233). Hinsichtlich der Präzision und der Forderung nach Achsenparallelität stellen Schablonen eine Verbesserung dar, wobei diesbezüglich klinisch relevante Untersuchungen ausstehen (Zitzmann 1998 S. 370). Bei der einfachen Bohrschablone ergeben sich große Probleme bei der Korrektur der Titanhülsen, welche vor der Analyse der dreidimensionalen Bilddaten eingesetzt wurden. Diese

kann nur sehr ungenau nach Schätzungen und zum Teil nach Berechnungen und Ausmessungen der Bilddaten auf dem Monitor erfolgen (Besimo et al. 2000 S. 49f, Jacobs et al. 1999 S. 109, Watzinger et al. 1999 S. 77).

Als Alternative zu konventionellen Bohrschablonen ist die Umsetzung einer dreidimensionalen Planung, mit Hilfe stereolithografischer Bohrschablonen, anzusehen. Vorteil dieser Systeme ist, dass der Operateur bei der Anwendung neben der Schablone keine weiteren Hilfsmittel braucht, das übliche Vorgehen bei der Implantation nicht verlassen muss (Marmulla et al. 2002 S. 154, von Wenz zu Niederlahnstein und Reichert 2006 S. 32) und diese Technik verglichen mit Navigationssystemen einen viel kleineren finanziellen Aufwand erfordert (Kalitzki 2003 S. 42). Im Zusammenhang mit dem NobelGuide™ System (Fa. Nobel Biocare, Göteborg, Schweden) werden Behandlungsfälle vorgestellt, in denen bei geeigneter Indikation eine präfabrizierte, definitive, implantatgetragene Suprakonstruktion („Teeth-in-an-Hour™“) sofort eingesetzt werden kann (Held et al. 2005 S. 1105ff, van Steenberghe et al. 2005 S. 111ff, Yildirim et al. 2004 S. 341ff). Gleiches bietet das SurgiGuide® System (Fa. Materialise, Leuven, Belgien) mit dem Immediate Smile™ Konzept.

Probleme ergeben sich jedoch grundsätzlich bei der Befestigung von Schablonen beim zahnlosen Patienten. Beim teilbezahnten Patienten lässt sich die Bohrschablone dagegen ohne Schwierigkeiten fest und präzise an der Restbeziehung fixieren (Besimo et al. 1998 S.172, Haßfeld et al. 2000a S. 380, Weibrich und Wagner 2004 S. 127). Es können jedoch Platzprobleme im Seitenzahnbereich durch den Gegenkiefer entstehen (Bier und Lüth 2005 S. 233, Hildebrand et al. 2002 S. 524). Zudem ist eine ausreichende Kühlung während der Knochenpräparation bei der Anwendung von Bohrschablonen nicht hinreichend gewährleistet. Bohrschablonen werfen im Allgemeinen Fragen der Hygiene und Sterilisierbarkeit auf. Bei nicht ausreichender Weite der Bohrkanäle kann es durch Kontakt mit der Bohrschablone zur Kontamination der Bohrer einerseits und des Knochenlagers andererseits kommen (Weibrich und Wagner 2004 S. 126f).

Wie im Kapitel „Konventionelles Vorgehen in der oralen Implantologie“ (Punkt 2.1 Konventionelle Implantatplanung) ausführlich beschrieben, ist die dreidimensional-gestützte Planung vor dentalen Implantatinsertionen bei komplexen Fällen, wie z.B.

bei reduziertem Knochenangebot, insbesondere nahe der Kieferhöhle oder des Mandibularkanals, sowie bei der Planung multipler Implantate, indiziert (Haßfeld et al. 2000a S. 374). Es wird daher in schwierigen Fällen zur Einschätzung des Knochenangebots auf dreidimensionale Daten zurückgegriffen.

Die dreidimensionalen Daten des Patienten können nicht ausreichend genutzt werden, wenn diese noch als zweidimensionale Schichtbilder auf Röntgenfilmen ausbelichtet werden und als Grundlage der Therapieplanung dienen. Hier erfolgt wiederum die Planung mental durch den Behandler. Sie ist in ihrer Qualität maßgeblich von dessen Erfahrung und Vorstellungskraft abhängig. Die dreidimensionale rechnergestützte Simulation der Implantation bietet an dieser Stelle Abhilfe. Es gibt zahlreiche Softwareprogramme mit dreidimensionaler Visualisierung der Implantatplanung am Computer (Jacobs et al. 1999 S. 105ff, Verstreken et al. 1998 S. 843f, Watzinger et al. 1999 S. 77). Die dreidimensionale Planung verhindert Komplikationen wie Nervschädigungen, Sinusperforationen, Fenestrationsen oder Dehiszenzen (Ewers et al. 2004 S. 332, Verstreken et al. 1998 S. 845). Es ist aber zu bedenken, dass durch die zurzeit noch bestehende systembedingte Ungenauigkeit auch mithilfe der computergestützten Navigation ein Sicherheitsabstand von 2 mm eingehalten werden muss (Gaggl et al. 2001 S. 273, Haßfeld et al. 2000a S. 386).

Zu dem am weitesten verbreiteten Navigationssystem RoboDent[®] (Fa. RoboDent, D-Berlin) fand eine Untersuchung von Schermeier (2002a S. 112) statt, bei der das System an ca. 50 Patienten von fünf erfahrenen Implantologen erfolgreich erprobt wurde. Es kam in keinem der dokumentierten Fälle zu Komplikationen oder zu Fehlern bei der Registrierung. Zudem waren die Behandler in allen Fällen der Überzeugung, dass die vom System vorgegebene Lage des Implantats mit der Lage des Implantats in der Planung übereinstimmte. Eine retrospektive Analyse mit dem RoboDent[®] System von Luckey (2006 S. 229ff) zeigte mit einer Erfolgsrate von 96,7 % ähnliches. Eine In-vitro Untersuchung zur Präzision dieses Systems ergab eine durchschnittliche Abweichung von der geplanten Position von 0,24 mm mit einer Standardabweichung von 0,11 mm und eine Winkelabweichung von 0,5 Grad mit einer Standardabweichung von 0,2 Grad (Schermeier und Lüth 2002b S. 951). Insgesamt wird Navigationssystemen eine Genauigkeit von im Durchschnitt 1 - 2 mm

bescheinigt (Haßfeld et al. 1995 S. 111, Khadem et al. 2000 S. 98, Marmulla et al. 1997 S. 192).

Natürlich muss für den einzelnen Patienten der unter ungünstigen Umständen maximal mögliche Fehler als potentiell Risiko beim Einsatz eines Navigationssystems in Betracht gezogen werden. Aber auch in diesem Fall bietet die Navigation in der Tiefe des Knochens eine bessere Orientierung als konventionelle Techniken, wobei die Sicherheitsthematik bei letzteren wenig untersucht ist, so dass diesbezüglich kaum Datenmaterial zur Verfügung steht (Ellies 1992 S. 664, Walton 2000 S. 443). Die verbesserte Orientierung in Verbindung mit der Tatsache, dass die Instrumentennavigation die konsequente chirurgische Umsetzung einer rechnergestützten Planung unter Ausschöpfung aller zuvor gewonnenen dreidimensionalen Informationen bietet, rechtfertigt den Einsatz von Navigationssystemen in komplizierten Fällen (Edinger 2001 S. 417, Sießegger et al. 2001 S. 279ff).

Der Vollständigkeit halber müssen an dieser Stelle auch die Implantationsroboter als Hilfsmittel zur Übertragung der dreidimensionalen Planung der Implantatposition auf den Patienten erwähnt werden. Sie haben jedoch technisch noch keine klinische Relevanz erlangt. Obwohl eine hohe Genauigkeit erreicht werden kann, sind die notwendige Fixierung des Patienten in Vollnarkose, die hohen Sicherheitsanforderungen und die Einschränkungen des Arbeitsraums als erhebliche Nachteile zu sehen (Bier und Lüth 2005 S. 233). Zukünftig wird eine vom Rechner selbständig ermittelte Operationsplanung der optimalen Implantatposition angestrebt. Zudem soll die prothetische Suprakonstruktion mit ihren Forderungen hinsichtlich Statik, Dynamik und Ästhetik in die rechnergestützte Planung einbezogen werden.

6.1.1 Vorteile eines Navigationsverfahrens

Die Qualität des Implantationsverfahrens gegenüber konventionellen Verfahren wird durch größere Sicherheit und Präzision erhöht (Ehrl 2003 S. 19). Gegenüber konventionellen Verfahren kann das vorhandene Knochenangebot optimal genutzt werden, weil nicht durch fehlende Kenntnis der dritten Dimension große Sicherheitsabstände zu den Nachbarstrukturen eingehalten werden müssen.

Das navigierte Vorgehen ermöglicht ein reduziertes Weichgewebstrauma („flapless surgery“) und führt in der Folge zu einer Verkürzung der Operationsdauer und einer Minderung postoperativer Folgeerscheinungen wie Schwellungen und Schmerzen (Ehrl 2003 S. 14, Mitterwald 2003 S. 26, Schermeier 2002a S. 112, Yildirim et al. 2004 S. 349). In geeigneten Fällen ist es auch beim konventionellen Vorgehen möglich, durch Stanzung der Schleimhaut einen minimal invasiven Zugang zum Kieferkamm zu erlangen. Dieses Vorgehen stellt jedoch im Vergleich zum navigationsgestützten Operieren ein Sicherheitsrisiko dar, weil ohne Übersicht operiert wird (Campelo und Camara 2002 S. 273ff).

Durch das Navigationssystem ist eine optimale prothetische Ausrichtung und Positionierung der Implantate unter Berücksichtigung der Achsenparallelität möglich (Hildebrand et al. 2002 S. 524). Die von einigen Autoren beschriebene falsche Positionierung von Implantaten kann somit vermieden werden (Asvanund und Morgano 2004 S. 6ff, Grossmann und Madjar 2002 S. 259ff, Walton et al. 2001 S. 527). Sofern die Indikationen der Sofortbelastung erfüllt sind, können durch die Planungsgenauigkeit des Systems präfabrizierte provisorische Versorgungen, einschließlich temporärer Pfosten, unmittelbar postoperativ eingegliedert werden (Palti 2003 S. 6, Schermeier 2002a S. 112).

Einen weiteren Vorteil stellt die lückenlose Dokumentation von Planung und Eingriff dar. Dieser Aspekt wird zukünftig im Sinne eines Qualitätsmanagements eine immer größere Rolle spielen.

6.1.2 Nachteile eines Navigationsverfahrens

Jedes Navigationsverfahren ist im Vergleich zu den konventionellen Techniken zur Implantation mit einem höheren technischen und zeitlichen Aufwand für die Planung und Behandlungsvorbereitung verbunden (Palti 2003 S. 6). In einfachen implantologischen Fällen rechtfertigt der benötigte Mehraufwand das Navigationsverfahren nicht (Marmulla et al. 2002 S. 157).

Die Präzision einer definitiven Sofortversorgung kann derzeit noch nicht erreicht werden.

Der komplexe Übertragungsmechanismus der Planung auf das operative Verfahren erfordert eine hohe Genauigkeit bei der Fixierung der Schiene im Mund (Palti 2003 S. 6). Da die Genauigkeit des Verfahrens maßgeblich von der Reproduktion der Position der Schiene beeinflusst wird, ist viel Wert auf die Präzision der Abformung, der Modellherstellung, der Schienenherstellung, der Positionierung der Schiene bei der dreidimensionalen Aufnahme und natürlich beim operativen Eingriff zu legen (Ehrl 2003 S. 18).

Die computergestützte Navigation erfordert zur exakten Planung und Ausführung ein CT oder DVT, welches gegenüber dem für das konventionelle Verfahren üblicherweise genutzten OPG eine höhere Strahlenexposition für den Patienten bedeutet. So beträgt die Strahlenexposition beim OPG 0,56 m Gy, wohingegen beim DVT 4,2 m Gy und beim CT 23 m Gy zu verzeichnen sind (Möbes et al. 2000 S. 337). Da im Bereich der zahnärztlichen Implantologie lediglich die Darstellung der knöchernen Strukturen von Interesse ist, kann allerdings eine Dosisreduzierung vorgenommen werden, mit der eine präzise dreidimensionale implantologische Planung bei vertretbarer Strahlenbelastung möglich ist (Haßfeld et al. 1998 S. 191f). Dabei sind Dosisreduktionen von bis zu 75 % möglich, um für die Implantatplanung akzeptable dreidimensionale Daten zu erhalten. Zur Reduzierung der Strahlenbelastung tragen Entwicklungen wie das Ortho-CT und das 3DX bei. Zukünftig werden die Bemühungen zur weiteren Strahlendosisreduktionen dazu führen, dass die Indikation zugunsten einer dreidimensionalen Planung und letztendlich konsequenterweise auch zugunsten einer navigationsgestützten Implantatinsertion fällt (Marmulla et al. 2002 S. 153).

Eine verbesserte Ergonomie wäre z.B. auch beim RoboDent® System wünschenswert. Der Referenzbogen, der mit Hilfe einer Schiene mit dem Kiefer verbunden ist und seine Lage zum Handstück und Bohrer aufzeichnet, führt zu einer Einschränkung der Bewegungsfreiheit. Auf den Referenzbogen kann zukünftig verzichtet werden, wenn das Prinzip der Lokalisation mittels Glasfasern aufgegriffen werden würde. Dieses System hat sich bereits im Bereich der Produktion computeranimierter Sequenzen von Spielfilmen und Videospiele etabliert. Mithilfe der Glasfasern wäre es möglich, alle für die Navigation erforderlichen Elemente in das Kabel des Handstücks zu verlagern, welches ohnehin zum Gebrauch des Handstücks erforderlich ist. Das würde zu einer erheblichen Vergrößerung des

Bewegungsspielraums und zu einer leichteren Handhabung des Systems führen (Marmulla et al. 2002 S. 157).

Navigationssysteme stellen keine Routineverfahren dar. Ob sich zukünftig Navigationssysteme in der Implantologie durchsetzen, hängt davon ab, inwieweit eine weitere Strahlenreduktion bei der Bildgebung möglich, die Präzision und Ergonomie verbessert und nicht zuletzt der finanzielle und technische Aufwand von Navigationssystemen kleiner wird (Ewers et al. 2005 S. 6, Schneider 2001 S. 89). Der aktuelle Stand zeigt, dass Navigationssysteme zu neuen Qualitäts- und Sicherheitsstandards in der Implantologie führen können, was durch zukünftige Untersuchungen überprüft werden muss.

6.2 Vergleich konventionelle Osteotomie/Bohrung und Laserbohrung

6.2.1 Konventionelle Osteotomie

Die Osseointegration von Implantaten ist definiert als die dichte Anlagerung und Verbindung von Knochen mit dem Implantat bei Abwesenheit einer fibrösen Einscheidung unter den Untersuchungsbedingungen des Lichtmikroskopes (Brånemark et al. 2005 S. 35). Die Langzeitprognose von osseointegrierten Implantaten wird positiv bewertet (Adell et al. 1981 S. 408). Um eine optimale Einheilung der Implantate im Sinne einer Osseointegration zu erreichen, ist auf eine möglichst atraumatische Implantatbettpräparation zu achten. Es sollten daher die mechanischen und thermischen Schäden im Knochen auf ein Minimum reduziert werden (Benington et al. 1996 S. 263). Dies bedeutet, dass thermische Wärmeentwicklungen während der Implantatbettpräparation mit rotierenden Instrumenten einen entscheidenden Einfluss auf die Einheilung haben. Es konnte gezeigt werden, dass eine Erhitzung des Knochengewebes auf 47°C für eine Minute zu Nekrosen führen und die Osseointegration eines Implantats verhindern kann (Eriksson und Albrektsson 1983 S. 106).

Es gibt zahlreiche Untersuchungen zur Wärmeentwicklung bei der Bearbeitung des Knochens mit rotierenden Instrumenten:

Einfluss der Bohrgeschwindigkeit

Über den Einfluss der Geschwindigkeit auf die Entstehung von Wärme im Knochen herrscht in der Literatur keine Einigkeit (Kimmel 2002 S. 182). Von den untersuchten Geschwindigkeiten (345, 885 und 2900 upm = Umdrehung/Minute) einer In-vitro Studie am humanen kortikalen Knochen führten die höheren Geschwindigkeiten zu einer höheren Wärmeentwicklung (Matthews und Hirsch 1972 S. 302). Eriksson und Albrektsson (1984a S. 710f) haben Untersuchungen am Hasenfemur durchgeführt und festgestellt, dass Temperaturerhöhungen des Knochens auf 47°C und mehr zu einer Störung der Knochenheilung führen können. Sie stellen die Wichtigkeit einer adäquaten Bearbeitung des Knochens dar. Welche Tourenzahl gewählt werden sollte, ist der Untersuchung nicht zu entnehmen. Iyer et al. (1997a S. 412) haben den

Einfluss der Bohrgeschwindigkeit auf die Wärmeentwicklung im Kaninchenkiefer untersucht. Sie überprüften die Wirkungen von geringer Geschwindigkeit bis maximal 2,000 upm, mittlerer Geschwindigkeit bis maximal 30,000 upm und hoher Geschwindigkeit bis maximal 400,000 upm In-vivo. Dabei produzierte die niedrigste Bohrgeschwindigkeit, entgegen der Ergebnisse früherer Untersuchungen, die höchste Hitzeentwicklung. In einer weiteren Untersuchung wurden die Tiere geopfert und einer rasterelektronenmikroskopischen Überprüfung der Knochenheilung unterzogen. Die Osteotomien, welche mit hoher Geschwindigkeit durchgeführt wurden, wiesen die beste Regeneration der Knochenstruktur auf (Iyer et al. 1997b S. 538). In-vitro Versuche von Reingewirtz et al. (1997 S. 189ff) am kortikalen, bovinen Knochen lassen die gleiche Schlussfolgerung zu. Mit dem Anstieg der Bohrgeschwindigkeit von 400 upm auf 10,000 upm steigt in Korrelation auch die gemessene Temperatur im Knochen. Diese sinkt ab 10,000 upm und bleibt in dieser Studie bis 40,000 upm konstant. Reingewirtz et al. begründen ihre Ergebnisse damit, dass mit der Bohrgeschwindigkeit die benötigte Präparationszeit abnimmt und somit auch die thermische Wirkung im Knochen.

Sharawy et al. (2002 S. 1161) untersuchten ebenfalls den Zusammenhang zwischen drei häufig von Herstellern empfohlenen Geschwindigkeitsstufen (1225, 1667 und 2500 upm) und der Entstehung von Wärme. Dabei erzeugten die niedrigeren Tourenzahlen bei verlängerter Bohrzeit auch hier höhere Temperaturen. Ihre Ergebnisse widersprechen denen von Reingewirtz et al. (1997 S. 189ff). Sharawy et al. (2002 S. 1167) machen den Versuchsaufbau ihrer Vorgänger, der nur einen Temperaturmesser vorsieht, für die Unterschiede verantwortlich.

Ähnliches berichten Abouzgia und James (1997 S. 353). Sie untersuchten jedoch Geschwindigkeiten zwischen 20,000 bis 100,000 upm. Die Präparationsdauer nimmt bei diesen hohen Prozessgeschwindigkeiten signifikant ab, so dass die davon abhängige Temperaturentwicklung ebenfalls abnimmt. Die gesamte Hitzeentwicklung ist ein Produkt aus der produzierten Wärme und Dauer der Einwirkung (Abouzgia und James 1997 S. 353). Damit ließen sich ihre Ergebnisse erklären.

Einfluss einer Kühlung

In allen Untersuchungen führen die Autoren die zentrale Rolle einer ausreichenden Kühlung zum Schutz des Knochengewebes vor Überhitzung auf. Matthews und

Hirsch (1972 S. 305) stellten fest, dass eine höhere Kühlmittelzufuhr zu weniger Wärmeentwicklung im untersuchten Knochen führt. Bei Erhöhung der Fließrate von 300 ml/min auf 500 ml/min trat eine signifikant bessere Kühlung auf. Eine weitere Erhöhung auf 1000 ml/min brachte keine weitere Verminderung der Wärmeentwicklung. Kirschner et al. (1984 S. 30) untersuchten die Bedeutung einer internen Kühlung bei der Bearbeitung von Knochengewebe mit rotierenden Instrumenten bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten (1,300 und 2,000 upm). Sie stellten fest, dass die Wärmeentwicklung von der Geschwindigkeit unabhängig ist. Mit interner Kühlung betrug die Temperatur im Knochen 25°C - 35°C. Ohne Kühlung wurden dagegen Temperaturen von 103°C erreicht.

Auch Lavelle und Wedgwood 1980 (S. 501f) stellen die Wichtigkeit einer ausreichenden Kühlung in den Vordergrund. Die Form der Bohrer spielt bei der Wärmeentwicklung im Knochen eine untergeordnete Rolle, wenn keine Kühlung verwendet wird.

Ercoli et al. (2004 S. 335ff) untersuchten ebenfalls diverse Bohrerformen von sieben verschiedenen Herstellern im Hinblick auf Haltbarkeit, Schneidleistung und Temperaturentwicklung bei der Implantatbettpräparation. Die verschiedenen Bohrer führten im Vergleich zu keinem klinisch signifikanten Unterschied in den gemessenen Temperaturen. Form und Material der Bohrer sind jedoch verantwortlich für die Schneidleistung und Haltbarkeit der Bohrer. Die Wärmeentwicklung im Knochen wird auch in dieser Arbeit maßgeblich von einer ausreichenden Kühlung bestimmt.

Einfluss des Vorschubs

Eriksson und Adell (1986 S. 6) befürworten eine geringe Krafteinwirkung bei der Bearbeitung des Knochens mit rotierenden Instrumenten, ohne nähere Angaben zu machen.

Dahingegen führte in einer klinischen Studie von Matthews und Hirsch (1972 S. 300) ein geringer Vorschub zu einer höheren Wärmeentwicklung im Knochen. Je näher am Ort der Bohrung die Temperatur gemessen wurde desto höher waren die Werte. Es zeigte sich, dass die Krafteinwirkung auf das Handstück einen höheren Einfluss auf die Temperaturentwicklung hat als die Auswahl der Geschwindigkeit (Matthews und Hirsch 1972 S. 301). Matthews und Hirsch untersuchten dabei die Anpresskräfte

2, 6 und 12 kg. Durch die Erhöhung der Vorschubskraft schneidet das Instrument pro Umdrehung tiefer, das heißt, die Vorschubsgeschwindigkeit nimmt zu, so dass weniger Umdrehungen notwendig sind, um eine gewisse Bohrtiefe zu erlangen.

Ähnlich fielen die Ergebnisse von Brisman (1996 S. 37) aus. Er untersuchte die Temperaturentwicklung während der Osteotomie in bovinen kortikalen Knochen. Die Temperaturmessung erfolgte bei einer Geschwindigkeit von 1,800 und 2,400 upm und einem Vorschub von 1,2 und 2,4 kg. Bohrungen bei geringer Geschwindigkeit (1800 upm) und mit kleiner Anpresskraft (1,2 kg) führten zur gleichen Temperaturentwicklung wie Bohrungen mit einer höheren Geschwindigkeit (2,400 upm) und einem höheren Vorschub (2,4 kg). Die Erhöhung der Geschwindigkeit oder des Vorschubs allein führen jeweils zu einer höheren Wärmeentwicklung. Das führt zu dem Schluss, dass die gleichzeitige Erhöhung der Geschwindigkeit und des Vorschubs zu einer maximierten Effizienz der Knochenbearbeitung bei minimaler Hitzeentwicklung führt. Bei einem Vorschub von 2,4 kg und einer Erhöhung der Geschwindigkeit von 1,800 auf 2,400 upm konnte die Bohrzeit um 30 - 40 % reduziert werden.

Die Untersuchungen von Abouzgia und Symington (1996 S. 397ff) und Abouzgia und James (1997 S. 342ff) stimmen damit überein. Die Temperatur im Knochen steigt anfangs mit Erhöhung des Vorschubs an. Sie sinkt wieder ab, wenn der Druck eine bestimmte Größe erreicht, was einen Hinweis darauf gibt, dass unter diesen Umständen der Faktor Bohrzeit in den Vordergrund tritt. Zu ähnlichen Ergebnissen kommen Bachus et al. (2000 S. 690) in ihren In-vitro Untersuchungen an humanen, kortikalen Knochen. Sie kamen zu dem Schluss, dass durch eine Erhöhung des Vorschubs die maximalen Temperaturen im Knochen und deren Dauer abnehmen.

Einfluss gebrauchter Bohrer im Gegensatz zu neuen Bohrern

In der Versuchsanordnung bei Matthews und Hirsch (1972 S. 302) führte die Anwendung eines benutzten Spiralbohrers im Vergleich zum Einsatz eines neuen zu höheren Temperaturen im Knochen. Der Gebrauch von scharfen Instrumenten wird gefordert (Lavelle und Wedgewood 1980 S. 499). Untersuchungen von Ercoli et al. (2004 S. 345f) zeigten jedoch, dass der mehrmalige Gebrauch von Bohrern keine für den Knochen schädlichen Temperaturerhöhungen zur Folge hat.

Einfluss von Vorbohrungen und Tiefe von Osteotomien

Das Vorbohren beeinflusst nicht die Temperaturentwicklung im Knochen, senkt aber die notwendige Bohrzeit (Reingewirtz et al. 1997 S. 193). Deshalb kann damit ein Einfluss auf den Schutz des Knochens genommen werden.

Die Tiefe von Osteotomien spielt bei der Untersuchung der Wärmeentwicklung des Knochenbohrers keine große Rolle (Ercoli et al. 2004 S. 348). Yacker und Klein (1996 S. 638) stellten in ihrer Untersuchung fest, dass die Knochendichte einen weitaus wichtigeren Faktor für die Erhitzung des Bohrinstruments darstellt. So kommt es in der Kompakta aufgrund der höheren Knochendichte zu einer größeren Wärmeentwicklung.

Die zahlreichen Untersuchungen zeigen, dass es bei Eingriffen am Knochen mit rotierenden Instrumenten zu thermischen Gewebsschädigungen kommen kann. Die unterschiedlichen Ergebnisse hinsichtlich der Faktoren, die die Wärmeentwicklung im Knochen beeinflussen, resultieren aus den verschiedenen Versuchsaufbauten und der genauen Einhaltung der Parameter. Die Vergleichbarkeit der Ergebnisse ist erschwert. Wie auch später zu den Laserstudien angeführt wird, spielt die Wahl der Spezies, von welcher der Knochen entnommen wird, eine große Rolle. Eriksson et al. (1984b S. 631) haben In-vivo Temperaturen nach Osteotomien am menschlichen und tierischen Femur gemessen. Beim Kaninchen wurden hierbei Temperaturen von 40° C, beim Hundefemur 56° C und bei der Bearbeitung menschlichen Femurs durchschnittlich 89° C gemessen. Die durchschnittliche Dicke der Kortikalis ist entscheidend: Sie beträgt beim Menschen etwa 6,5 mm. Darum können die Ergebnisse von Untersuchungen an Tieren, die eine Kortikalisbreite von 3,5 mm (Hund) und 1,5 mm (Kaninchen) aufweisen, nicht ohne Berücksichtigung dieses Unterschieds übertragen werden. In dem Versuch von Eriksson et al. (1984b S. 629ff) spielt auch der Unterschied der Operationstechniken eine Rolle. So werden in der Literatur Unterschiede zwischen Operateuren in der Orthopädie und Zahnmedizin gemacht. In der Orthopädie tätige Chirurgen arbeiten mit Drehzahlen von 60 bis 7,500 upm und einem Vorschub von 60 bis 120 N, während bei zahnärztlichen Chirurgen maximale Werte zwischen 6 und 24 N gemessen werden konnten (Hobkirk und Rusiniak 1977 S. 970). Dieses Beispiel zeigt die Schwierigkeit, alle Parameter, die eine Temperaturentwicklung bewirken können, einzeln zu beurteilen. Es kann z.B. die Geschwindigkeit eines rotierenden Instruments während und außerhalb des

Bohrvorgangs (free-running speed) gemessen werden. Während des Bohrvorgangs kann aufgrund der Reibung die Bohrgeschwindigkeit bis zu 50 % des free-running speed Werts betragen. Zudem haben Ort, Art und Anzahl der vorgenommenen Temperaturmessungen einen entscheidenden Einfluss auf die Ergebnisse (Benington et al. 1996 S. 263ff, Matthews und Hirsch 1972 S. 300).

Zukünftige Studien sollten die Rolle des Vorschubs im Hinblick auf die Temperaturentwicklung näher prüfen, um diesbezüglich Empfehlungen aussprechen zu können. Außerdem müssen die Bedingungen, unter denen innengekühlte Instrumente bessere Ergebnisse erzielen, näher bestimmt werden. Trotz der beschriebenen Schwierigkeiten bei der Knochenbearbeitung mit rotierenden Instrumenten zeigt die hohe Erfolgsquote in der oralen Implantattherapie, dass sich die konventionelle Osteotomie mit normierten Präzisionsbohrern über viele Jahre bewährt hat (Adell et al. 1981 S. 399, Lambrecht et al. 1999 S. 21, Richter et al. 1992 S. 450ff, Spiekermann 1994 S. 355). Es gibt umfangreiches Datenmaterial über die Erfolgsraten von Implantaten, das sich jedoch in Art, Umfang und Qualität stark unterscheidet und keinen Vergleich zulässt. Die Bemühungen, einheitliche Standards für Langzeitstudien in der oralen Implantologie zu definieren (NIH Harvard Consensus Conference 1978, Konsensus Konferenzen in Mainz 1989 und Frankfurt 1991) sind bisher gescheitert (Spiekermann 1994 S. 355). Einen Vergleich und eine Bewertung von Langzeitstudien in der zahnärztlichen Implantologie sind bei Willebrand (2000) zu finden.

6.2.2 Laserosteotomie

In fast allen medizinischen Fachdisziplinen ist eine Tendenz zu weniger invasivem Vorgehen feststellbar. Zudem besteht seit jeher das Ziel, die Grenzen der konventionellen operativen Möglichkeiten zu durchbrechen (Haßfeld und Mühling 2000b S. 58).

Zahlreiche wissenschaftliche und klinische Studien der letzten Jahre belegen, dass Lasersysteme in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde ein immer breiteres therapeutisches Spektrum abdecken und zum Teil neue Qualitätsstandards etablieren (Catone 1997b S. 97ff, Gutknecht 1999 S. 61ff, Hibst 2001 S. 54ff, Tangemann und Uller 2001 S. 40f).

Die Möglichkeiten der Laseranwendung stehen erst am Anfang einer viel versprechenden Entwicklung und sind bei weitem noch nicht ausgeschöpft (Horch 1992 S. 43, Vahl 1992 S. 240ff). So wird seit den Siebziger Jahren des letzten Jahrhunderts die Laserosteotomie untersucht. Sie verspricht gegenüber der Sägeosteotomie viele Vorteile (Scholz und Grothues-Spork 2000 S. 1), weil der Laser berührungslos arbeitet, mit ihm mechanische Erschütterungen vermieden werden können und der Laserstrahl Keimfreiheit gewährleistet (Fried und Fried 2001 S. 335, Horch 1985 S. 2558, Horch und Deppe 2004 S. 7). Weitere Vorteile des berührungslosen Arbeitens liegen neben der Reduktion von Vibrationen vor allem in der Reduktion von Knochenmehl im Schnittgebiet. Das Ausbleiben mechanischer Kräfte vereinfacht den Einsatz von Operationsrobotern erheblich. Die Laserosteotomie eignet sich daher für den Einsatz in der *Computer Aided Surgery* (CAS), der Kombination aus bildgebenden Verfahren, computergestützter Operationsplanung und exakter Schnitfführung.

Eine Vielzahl komplizierter Operationen in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie ist zurzeit durch die vorhandenen mechanischen Instrumente wie Sägen, Bohrer und Fräsen technisch eingeschränkt (de Zeeuw 1999 S. 27ff). Insgesamt hat der Laser bereits zu einer entscheidenden Verbesserung der Operationstechniken in der Zahnheilkunde beigetragen. Er bietet dem Operateur eine Schnitffreiheit, die nicht wie bisher auf lineare Schnitte, wie sie mit oszillierenden Sägen erreicht werden, oder auf runde Bohrungen, welche durch rotierende Instrumente erzeugt werden, beschränkt ist (Scholz und Grothues-Spork 2000 S. 1, Siebert 1993 S. 149). Damit ist eine mit konventionellen Instrumenten zur Knochenbearbeitung nicht zu erreichende Präzision auf 1/10 mm und eine minimale Invasivität mit Hilfe des Lasers möglich, die zu einem exakteren Operieren und einer höheren chirurgischen Sicherheit führt. Die Vorteile der Laserosteotomie liegen auf der Hand. Es wurden große Fortschritte auf diesem Gebiet gemacht, trotzdem findet die Laserosteotomie verglichen mit der Weichgewebschirurgie noch nicht ihren regelmäßigen klinischen Einsatz. Dieser Umstand ist mit der noch nicht erreichten Effizienz der Knochenbearbeitung mittels Laser zu erklären.

Es soll kurz auf die Schwierigkeiten der Bearbeitung von Knochengewebe hingewiesen werden, da die Materie Knochen, anders als Stahl, welcher seit

Jahrzehnten von Lasern geschnitten wird, eine ganz besondere Herausforderung darstellt. Es geht im Falle von Knochen darum, ein lebendes, thermisch empfindliches und dabei sehr hartes biologisches Gewebe schädigungsfrei abzutragen. Dabei hat dieses biologische Gewebe mit 12 - 15% einen relativ geringen Wassergehalt, eine hohe Zugfestigkeit und eine Schmelztemperatur von 1280°C. „Die Anforderungen an ein Lasersystem zur Hartgewebssubstanzbearbeitung sind wesentlich höher als für die Weichgewebssbearbeitung, da aufgrund des hohen Mineralanteils ein komplettes Verdampfen, wie es beim Schneiden von Weichgewebe üblich ist, nur mit sehr hohen Prozesstemperaturen ermöglicht wird, bei denen es üblicherweise zur Knochenschädigung kommt“ (Ertl und Romanos 1999 S. 193). Verständlich ist daher, dass man auf eine lange, mit vielen Rückschlägen gekennzeichnete, Geschichte der Versuche zur Knochenbearbeitung zurückblicken kann.

Seit 1975 erstmals ein Er:YAG-Laser vorgestellt wurde, steht ein Laser zur Verfügung, der mit seiner Wellenlänge nahezu im Maximum der Wasserabsorptionskurve emittiert und somit Knochen mit hoher Präzision schneiden und abtragen kann (Zharikov und Zhekow 1975 S.1039f). Sowohl über die Breite der auftretenden **Schädigungszonen** bei der Laserosteotomie mit dem Er:YAG-Laser als auch in ihrer Bewertung ist in der Literatur kein einheitliches Bild vorhanden.

In den ersten Untersuchungen von 1988-1991 über die Anwendung des Er:YAG-Lasers zur Osteotomie wurde über eine effektive Ablation und eine minimale thermische Schädigung berichtet (Hibst et al. 1990 S. 8, Keller et al. 1991 S. 199, Nelson et al. 1989 S. 372, Nuss et al. 1988 S. 390).

Die Untersuchungen von Nuss et al. (1988 S. 384) ergaben eine Schädigungszone von 10 - 15 µm für den Er:YAG-Laser. Im Rahmen ihres Versuchs wurde die Knochenablation von fünf Infrarot-Lasern an frisch abgetrennten Meerschweinchen-Calvariae untersucht. Dabei wurde eine Pulsenergie von 30 - 800 mJ/Puls und eine Pulsrepetitionsrate von 2 Pulsen/Sekunde bei einer Pulsdauer von 250 µs verwendet. Nelson et al. (1989 S. 370) trafen bei ihren Versuchen an Kaninchen-Tibia ebenfalls auf eine „microscopic transitional zone of disorganized bone structural elements“. Bei einer Exposition des Knochens mit einer Laserenergie von 100 mJ/Puls und einer Repetitionsrate von 5 Hz betrug die Breite der Zone in dieser Untersuchung allerdings etwa 4 - 10 µm.

Walsh et al. haben in einer Veröffentlichung von 1989 (S. 315) die thermischen Schäden durch einen Er:YAG-Laser in Abhängigkeit von der Pulsdauer und der Gewebeart (Haut, Kornea, Aorta und Knochen) untersucht. Es wurde ein Industrielaser eingesetzt. Im Pulsmodus emittierte der Laser etwa 1- μ s-lange Mikropulse in einem etwa 200 μ s langen Makropuls-Umschlag mit einer Repetitionsrate von 2 Hz. Im Q-Switch-Modus wurden 90-ns-lange Pulse mit einer Repetitionsrate von 1 Hz abgegeben. Histologisch zeigte die Bearbeitung einer Meerschweinchen-Scapula mit dem gepulsten Er:YAG-Laser eine Schädigung von 10 - 15 μ m. Im Q-Switch-Modus konnte die Schädigungszone aufgrund der kürzeren Pulsdauer auf 5 - 10 μ m reduziert werden.

Keller et al. nahmen 1991 (S. 197) tierexperimentelle Untersuchungen zur Laserosteotomie mit dem Er:YAG-Laser an Beagle-Hunden vor. Mit einem gepulsten Er:YAG-Laser wurden Osteotomien mit Ausgangsenergien von 300 mJ pro Puls bei Repetitionsraten von 1 - 3 Hz durchgeführt. Sie fanden klinisch, röntgenologisch und histologisch scharfrandige Osteotomieschnitte ohne thermische Schädigung. Darüber hinaus stellten sie einen 10 - 20 μ m breiten ausgefransten Randsaum fest, der sich bei der rasterelektronenmikroskopischen Betrachtung als Zone aus kristallinem Hydroxylapatit herausstellte.

Li et al. kamen 1992 (S. 85) mit ihren histologischen Untersuchungen an Rattenschädel und -femur beim Einsatz eines gepulsten Er:YAG-Lasers bei einer Pulsenergie von 25 - 210 mJ und einer Dauer von 200 μ s auf eine 5 - 15 μ m breite thermische Schädigungszone. Auch sie befürworteten den Einsatz des Er:YAG-Lasers in der Knochenchirurgie und heben seine hohe Ablationseffizienz, die sich mit geringen thermischen Nebenwirkungen paart, besonders hervor (S. 84f).

Zahn et al. (1997 S. 31f) kamen zu folgendem Ergebnis: Bei ausreichender Kühlung zeigte die Knochenchirurgie mit dem Er:YAG-Laser weder in der Licht- noch in der Elektronenmikroskopie thermische Schäden. Die Experimente zum Knochenabtrag wurden überwiegend an Schweineunterkiefen durchgeführt. Der Knochen wurde dabei mit Pulsenergien zwischen 85 - 650 mJ und Pulsdauern von 100 - 400 μ s bearbeitet.

Einige Autoren haben die Schädigungszonen der Laserosteotomie mit den Osteotomieerändern einer oszillierenden Säge verglichen. Keller (1998 S. 124) zufolge sind klinisch und histologisch scharf begrenzte, glatte Schnitte nach Er:YAG-Laserosteotomien erkennbar, die an den Rändern nur einen minimal destrukturierten Saum von ca. 30 µm aufweisen. Keller (1998 S. 116) führt an, dass es lediglich bei Pulswiederholraten über 6 Hz zunehmend zu thermischen Nebenwirkungen kommt, wenn keine ausreichende Kühlung erfolgt. Vergleichbare Osteotomieeränder erreiche man unter Verwendung einer oszillierenden Säge. Der zeitliche Wundheilungsverlauf sei dabei mit der Sägeosteotomie vergleichbar.

Zu ähnlichen Ergebnissen führten die In-vitro Untersuchungen mit dem Er:YAG-Laser von Scholz und Grothues-Spork (2000 S. 10). Die durchgeführten Laserosteotomien hinterließen weder im Ablationskrater noch im Schnittspalt Korbanisationsprodukte. Es wird lediglich auf eine thermische Übergangszone von 0,035 mm Dicke hingewiesen. Nach ihrer Einschätzung ist durch diese schmale Zone keine oder nur eine geringe Heilungsverzögerung gegenüber der konventionellen Sägeosteotomie zu erwarten.

Zum Schneiden von Knochen stellt nach Siebert (1993 S. 149) derzeit die oszillierende Säge den goldenen Standard dar. Jedes Lasersystem sei daran zu messen. Nach Siebert (1993 S. 149f) konnten die thermischen Nebenwirkungen beim Er:YAG-Laser auf wenige µm beschränkt werden. Eine ablehnende Haltung gegenüber dem Lasereinsatz in der Knochenchirurgie nimmt Walsh (1992 S. 337) in seiner Übersichtsarbeit über die Anwendung des Lasers in der Implantologie ein. Walsh verwirft den Einsatz eines Lasers am Knochen mit den Worten: „From current evidence, lasers (of any type) are not preferred over mechanical instruments for removal or recontouring of bone; thus their use in implant placement is not advocated.“

Die Breite der Schädigungszonen nach Er:YAG-Laserosteotomien variiert in der Literatur auch deswegen, weil jede Arbeitsgruppe zum einen die Kriterien für die Ausdehnung der Schädigungszone und zum anderen die Versuchsbedingungen (Expositionszeit, Lasereinstellungen, Kühlung, Abstand) selbst bestimmt. So kann die Übergangszone nach makroskopischen, färbetechnischen oder zytologischen Kriterien ermittelt werden. Es können mithilfe der Autofluoreszenz thermisch

geschädigten Knochengewebes makroskopisch nicht mehr sichtbare Bereiche der Zone erkennbar gemacht werden.

Die in den Untersuchungen nur minimal auftretenden Schädigungszonen bei der Er:YAG-Laserosteotomie können weitgehend auf die kurze Laserpulsdauer zurückgeführt werden (Keller et al. 1991 S. 199), denn je länger die Einwirkzeit ist, desto eher können thermische Wirkungen auftreten. Diese kurze Pulsdauer führt zu geringen und sehr lokalisierten Temperaturerhöhungen beim Er:YAG-Laser (Hibst et al. 1990 S. 8).

Die beobachtete geringe Temperaturerhöhung und die damit verbundene geringe Schädigung ist mit dem von Hibst und Keller (1989 S. 338) am Zahn beschriebenen thermomechanischen Ablationsprozess zu erklären. Infolge kurzzeitiger Erhitzung der Gewebsflüssigkeit in den oberflächlichen Schichten kommt es durch die Expansion von Wasserdampf zu einem explosionsartigen Absprengen von kleinsten Gewebepartikeln (Hibst 1992 S. 126f, Keller 1998 S. 118f, Schröder 2000 S. 4, Walsh et al. 1989 S. 324, Zahn et al. 1997 S. 35). So können Temperaturerhöhungen in der Randzone vermieden werden, die bei Temperaturen über 47° C und entsprechender Einwirkzeit zu irreversiblen Nekrosen führen würden (Eriksson und Albrektsson 1984a S. 705). Dieser thermomechanische Vorgang ist sehr effizient. Im Gegensatz zu rein thermisch wirkenden Lasersystemen sind nach Keller (1998 S. 120) durch eine geringere Wärmediffusion in das umliegende Gewebe nur minimale Nebenwirkungen in Nachbarstrukturen zu beobachten.

Die geringe Schädigung kann zudem mit dem Absorptionsmechanismus der Er:YAG-Emissionen im Knochengewebe und durch den Aufbau des Knochengewebes, das zu 20 % aus Kollagen, zu 75 % aus Hydroxylapatit und zu 5% aus Wasser besteht (Izatt et al. 1991 S. 239, Li et al. 1992 S. 84f, Nuss et al. 1988 S. 388, Scholz und Grothues-Spork 2000 S. 3) und eine hohe Korrelation zu den Absorptionsbanden von H₂O zeigt, erklärt werden. Diese Hauptabsorptionsbanden liegen nach Nuss et al. (1988 S. 388) bei H₂O zwischen 2,7 - 3,2 µm und bei den anderen Knochenbestandteilen wie Kollagen zwischen 3,03 - 8,06 µm und Hydroxylapatit zwischen 2,94 - 9,26 µm, sowie bei Calciumphosphat auf zwei Absorptionsbanden zwischen 3,1 - 3,3 und 9,2 - 9,7 µm. Eine Korrelation mit der Hauptemissionsbande eines Er:YAG-Lasers auf einer Wellenlänge von $\lambda = 2,94 \mu\text{m}$ ist somit gegeben

(Keller und Hibst 1993 S. 46, Scholz und Grothues-Spork 2000 S. 4). Dies bedeutet, dass das Licht nur wenig in das Gewebe eindringt und die gesamte Energie in einem kleinen oberflächennahen Volumen zum effizienten Gewebeabtrag genutzt werden kann (Keller 1998 S. 115). Das heißt, dass bei Verwendung des gepulsten Er:YAG-Lasers durch die hohe Absorption und eine entsprechend kurze Bestrahlungsdauer bereits bei geringen Pulsenergien ablatiert wird (Keller und Hibst 1994 S. 209).

Eine kontroverse Diskussion findet man in der Literatur auch zum Thema **Wundheilung** nach Lasereinsatz vor. Es führt allerdings keiner der Autoren an, einen verbesserten Heilungsverlauf im Vergleich zur konventionellen Knochenchirurgie durch den Einsatz eines Er:YAG-Lasers erreicht zu haben.

Unter den Versuchsbedingungen von Nelson et al. 1989 (S. 370) kam es nach Er:YAG-Laserosteotomien an Kaninchen im Vergleich zu der Sägeosteotomie aufgrund mikroskopisch sichtbarer Schädigungen des Knochens zu einer Verlängerung der Heilungsphase. Bei tieferen Schnitten kann es durch Austrocknung des Gewebes zu einer höheren thermischen Belastung des Gewebes kommen, die zu einer Heilungsverzögerung von mehreren Wochen führen kann.

Im Gegensatz zu Nelson et al. (1989 S. 370) entspricht der zeitliche Knochenheilungsverlauf nach Keller et al. (1991 S. 199) weitgehend der zeitlichen Abfolge der normalen sekundären Frakturheilung. Durch eine adäquate Kühlung mit Ringerlösung konnte ein guter Heilverlauf erzielt werden.

Die knöcherne Heilung nach Er:YAG-Laserosteotomie am Kaninchen und am Schaf ergab dagegen bei Siebert (1993 S.149ff) ähnlich gute Heilungsergebnisse wie nach Verwendung der oszillierenden Säge. Auch Lutz (1997 S. 14) zufolge weist die Knochenheilung zeitlich den gleichen Verlauf auf wie nach mechanischer Bearbeitung mit Fräse und Säge.

Eine In-vivo Studie der Knochenheilung nach Er:YAG-Laserosteotomie an 26 Ratten von Devlin et al. (1994 S. 240ff) im Vergleich mit einer konventionellen Fräse fiel zugunsten des Lasers aus. Aufgrund von thermischen Schäden, die bei der Laserosteotomie histologisch erkennbar waren, kam es vorübergehend zu einer

Verzögerung der Wundheilung, aber bereits nach wenigen Tagen glich sie sich der Wundheilung nach Sägeosteotomien an.

Der Einsatz des Lasers hat zudem zu einer starken Minimierung des smear layers geführt (Ertl und Romanos 1999 S. 193). Dies stellt eventuell einen Beitrag zur verbesserten Heilung dar.

Es ist schwierig, aus den Untersuchungen ein Resümee zu ziehen. Zum einen gibt es Differenzen in der Bewertung zwischen menschlichem und tierischem Untersuchungsmaterial, zum anderen in der Übertragung von Ergebnissen an avitalem auf vitales Gewebe. Ein Grund für die unterschiedlichen Ergebnisse in der Literatur muss immer in der möglichen Dehydrierung des Knochens in einem In-vitro-Versuch gesehen werden. So wird die thermische Leitfähigkeit des menschlichen Knochens durch Dehydrierung um den Faktor 4 - 5 verkleinert (Grunder und Strub 1986 S. 960). Dieser Aspekt wird in der Untersuchung von Chen und Saha (1987 S. 457ff) aufgegriffen, in deren Rahmen sie auf Untersuchungsergebnisse mit zwei unterschiedlichen Absorptionsverläufen für trockene und nasse Knochenoberflächen hinweisen. Es muss berücksichtigt werden, dass die Zusammensetzung des Knochens bzw. seine Oberflächenmorphologie einen Einfluss auf das Absorptionsspektrum und damit auf das korrelierende Ablations- und Temperaturverhalten hat (Keller 1998 S. 117). So werden Variablen der zu bearbeitenden Gewebe wie bsw. Dicke, Wassergehalt, Farbe und Mineralisationsgehalt in den Arbeiten zahlreicher Autoren aufgeführt (Izatt et al. 1991 S. 239, Nuss et al. 1988 S. 382, und Grothues-Spork 2004 S. 3f, Visser et al. 1991 S. 248, Walsh 1992 S. 337f).

Die Literatur zeigt, dass der Einsatz eines Er:YAG-Lasers zur Bearbeitung von Knochen mit wenigen Nebenwirkungen möglich ist. Die bisherigen Ergebnisse sind viel versprechend und bilden Ansätze, die weiter verfolgt werden sollten. Schwierigkeiten ergeben sich jedoch bei der Effizienz. Zurzeit kann der Er:YAG-Laser in der Implantologie die konventionellen Instrumente zur Knochenpräparation daher nicht ersetzen. Es werden Anstrengungen unternommen, die klinisch üblichen Abtragsraten bei Osteotomien auch mit dem Laser möglichst ohne Erhöhung des Traumas zu erreichen.

Neuere Ansätze zur Entwicklung von Applikationssystemen, mit denen in der Klinik die Effektivität der Knochenbearbeitung gesteigert werden kann, stellen Astigmatismuslinsen oder **Scannersysteme** zur flächigen bzw. geometrieorientierten Ablation dar (Zahn et al. 1997 S. 34). Damit können Ablationsraten über $0,1 \text{ mm}^3$ pro Sekunde erreicht werden. Mit Hilfe von Scannern wird der Laser zeilenweise geführt, und auf diese Weise können rechteckige Ablationsareale erzeugt werden. Das gleiche lässt sich mit einer Astigmatismuslinse durch die Verschiebung der erzeugten Brennpunkte erreichen. Die Idee, mit einem Scanner tiefere Schnitte ($> 2 \text{ mm}$) z.B. in Kompakta zu erzielen, beruht im Wesentlichen darauf, dass die Ablation an der Knochenoberfläche wesentlich größer ist als im tiefen Schnittkrater. Der Materialabtrag nimmt also ohne Scannerverfahren mit steigender Tiefe immer weiter ab, bis eine Maximaltiefe erreicht wird. Energieverluste in Form von Wärmeleitung und diffuser Reflexion an den Schnittflächen schwächen den Ablationsprozess.

Zusammenfassend kann man sagen, dass der Einsatz des Scannerverfahrens zwei grundlegende Vorteile gegenüber bisherigen Schneidverfahren bietet. Erstens entstehen weniger Verluste an den Schnittwänden und die Ablationsprodukte können in einem größeren räumlichen Winkel austreten. Dadurch wird der Laserstrahl wesentlich weniger mit der Schnitttiefe abgeschwächt, was sich in der maximalen Schnitttiefe und der spezifischen Ablationsenergie deutlich bemerkbar macht. Zweitens ist es somit möglich, den Fokusort an die Schnitttiefe anzupassen und dadurch permanent eine optimale Intensität am momentanen Bearbeitungsort einzustellen. Mit einem gütegeschalteten Er:YAG-Laser und leichtem Verkippen des Strahls nach jedem Umlauf des Drehtellers wurde erstmals ein Laserknochenschnitt von 1 cm Tiefe erreicht (Mitra 2002 S. 93ff).

Zukünftig könnte eine weitere Verkürzung der Pulsdauer Vorteile bringen. Zahn et al. (1997 S. 33) haben Knochengewebe mit Er:YAG-Laserimpulsen gleicher Energie, aber unterschiedlicher Zeitdauer bearbeitet. Bei längeren Impulsen wurde weniger Gewebe abgetragen, wobei die Schnittländer eine starke Karbonisation aufzeigten, während mit kürzeren Impulsen ein gleichmäßiger Gewebeabtrag, verbunden mit deutlich weniger Gewebsschäden, erzielt werden konnte (Zahn et al. 1997 S. 35). Die meisten kommerziell erhältlichen Lasersysteme haben den Nachteil, dass sie mit relativ langen Pulsdauern arbeiten (etwa $80\text{-}400 \text{ }\mu\text{s}$). Ultrakurze Laserpulse haben dagegen eine Dauer im Bereich von mehreren ps (Pikosekunde = Millionstel einer

Millionstel Sekunde) bis hinunter zu wenigen fs (Femtosekunden = ein Tausendstel einer Pikosekunde) und noch kürzer. Der Vorteil ultrakurzer Laserpulse für die Gewebeablation liegt in ihrem vergleichsweise vernachlässigbaren Wärmeeintrag ins Gewebe und ihrer hohen Präzision beim Abtrag selbst. Kann mit einem herkömmlichen Puls von 200 μ s bei einer Pulsenergie von 300 mJ eine mittlere Pulsleistung von 1,5 W erreicht werden, erzielt man mit einem 700-fs-Puls bei 100 mJ Pulsenergie eine mittlere Pulsleistung von etwa 430 MW. So hohe Leistungen führen zu einem völlig anderen Ablationsmechanismus, nämlich zu der plasmainduzierten Ablation. Es wird in kürzeren Impulsen jedoch auch eine mögliche Gefahr der mechanischen Gewebeschädigung durch Stosswellen befürchtet (Zahn et al. 1997 S. 35). Zurzeit ist der notwendige technische Aufwand zu hoch, um Abtragsraten anderer Systeme zu erzielen. Es sind dafür extrem hohe Repetitionsraten und Scanvorrichtungen notwendig. In Zukunft könnten jedoch in Folge von technischen Entwicklungsprozessen Lasersysteme zur Praxisreife gebracht werden, die mit einer kürzeren Pulsdauer ausgestattet sind.

Die vorliegenden Ergebnisse über die Vorteile Er:YAG-lasergestützter Osteotomien sollten weiter integriert und für die Implantattherapie genutzt werden. Es sind in jedem Fall weitere Untersuchungen notwendig, um genauere Aussagen zu optimalen Parametereinstellungen auf Basis von ultrastrukturellen Morphologien für den effektiven und sicheren Einsatz des Er:YAG-Lasers in der Knochenchirurgie treffen zu können. Einen Ansatz hierfür bildet die Arbeit von Eyrich (2004 S. 26), in der eine optimale Frequenz von 8 – 10 Hz für den Er:YAG-Laser ermittelt werden konnte. Der aktuelle Kenntnisstand über Navigationssysteme und Laserosteotomie lässt die Zusammenführung und weitere Erforschung beider Technologien sinnvoll erscheinen.

7 Zusammenfassung

Ein grundsätzliches Ziel implantationsbezogener oralmedizinischer Eingriffe ist eine optimale Planung und Knochenpräparation durch die bestmögliche Auswahl und Anwendung der zur Verfügung stehenden technischen Arbeitsmittel. In der vorliegenden Arbeit wurde aus diesem Grund eine Literaturanalyse der laser- und navigationsgestützten oralen Implantologie vorgenommen. Es wurden hierzu konventionelles, navigations- und lasergestütztes Vorgehen in der Implantologie dargestellt und im Vergleich diskutiert.

Die konventionelle Planung basiert auf dem Informationsgehalt von zweidimensionalen Röntgenaufnahmen und Planungsmodellen. Diese Planung kann sich nur auf eine eingeschränkte Ansicht beziehen. Das heißt, die horizontale Dimension des Kieferknochens sowie die Tiefe der im Knochen befindlichen Strukturen können bei diesem Verfahren nicht berücksichtigt werden. Trotz dieser Ungenauigkeiten zeigt die Literatur, dass bei ausreichendem Knochenangebot die konventionelle Planung eine erfolgreiche Implantattherapie ermöglicht.

Bei schwierigen anatomischen Verhältnissen oder umfangreichen Implantatplanungen wird auf dreidimensionales Datenmaterial zurückgegriffen, welches auch die Grundlage einer rechnergestützten Planung bildet. Hier lässt sich das Knochenangebot und die geplante Implantatposition exakt darstellen. Diesen Vorteilen steht ein höherer technischer Aufwand, verbunden mit einer stärkeren Strahlenbelastung, gegenüber.

Es haben sich zur Umsetzung von Implantatplanungen Bohrungen mit Bohrschablonen im Vergleich zu Freihand-Bohrungen als präziser erwiesen. Die Planung kann bei Letzteren nur durch die visuelle Einschätzung des Behandlers auf den Patienten übertragen werden. Trotz der aufgeführten Nachteile von Bohrschablonen (Hygiene, Fixierung, Zugänglichkeit, Kühlung) finden sie im Vergleich zu navigierten Systemen eine weite Verbreitung. Die Genauigkeit ist im hohen Maße abhängig von der korrekten Lagefixierung der Schablone und der sicheren Führung des Bohrers durch die Bohrlöcher. Leider sind verlässliche Daten über die Transfergenauigkeit von Bohrschablonen unzureichend belegt. Eine

Weiterentwicklung der konventionellen Bohrschablone stellen Bohrschablonen mit rechnergestützter Bohrung auf Basis dreidimensionaler Bilddaten dar. Sie erhöhen, wie Navigationssysteme auch, die Sicherheit der Implantation bei gleichzeitig geringerem technischen und finanziellen Aufwand.

In der oralen Implantologie haben sich Navigationssysteme bislang nicht in der klinischen Anwendung etabliert. Die Zukunft wird zeigen, ob sich Nachteile wie hohe Strahlenbelastung, unzureichende Präzision und Ergonomie beheben lassen. Zudem müssten die Kosten und der technische Aufwand weiter reduziert werden, um zu einer größeren Verbreitung der Navigationssysteme zu führen. Qualitäts- und Sicherheitsstandards in der Implantologie können in Zukunft durch Navigationssysteme eine Optimierung erfahren.

Für den Erfolg der oralen Implantattherapie stellt die Osseointegration eine *conditio sine qua non* dar. Die konventionelle Implantatbettbohrung wird mit einem normierten, rotierenden Instrumentarium vorgenommen. Die Literatur zeigt, dass hierbei thermische Nebenwirkungen auftreten können, die eine Einheilung des Implantats stören oder sogar verhindern können. Es wurden Einflüsse auf die Temperaturentwicklung im Knochen (Bohrgeschwindigkeit, Vorschub, Kühlung und Bohrerform) beschrieben und diskutiert. Die Parameter können nicht unabhängig voneinander beurteilt werden, da es sich bei der Temperaturentwicklung im Knochen um ein komplexes Zusammenspiel dieser Faktoren handelt. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass sich die konventionelle Implantatbettbohrung über viele Jahre bewährt hat, was durch erfolgreiche Implantateinheilungen belegt wird.

Die Literatur zeigt, dass die positiven Berichte über Osteotomien mit dem Er:YAG-Laser mit nur geringen Nebenwirkungen im Knochengewebe letztlich in die Implantologie führten. Die bisherigen Ergebnisse der Studien zur Anwendung des Er:YAG-Lasers in der Knochenchirurgie sind hinsichtlich der auf wenige μm beschränkten Breite der Schädigungszone und der positiven Wundheilung vielversprechend und bilden Ansätze, die weiter verfolgt werden sollten. Schwierigkeiten ergeben sich jedoch bei der Effizienz der Knochenbearbeitung. Zurzeit stellt der Er:YAG-Laser in der Implantologie klinisch keine Alternative zu den konventionellen Instrumenten der Knochenpräparation dar.

Eine Beurteilung der klinischen Wertigkeit und Indikation von Laser- und Navigationstechnologien in der Implantologie ist noch nicht abschließend möglich. Eine ausführliche theoretische und praktische Diskussion auf Basis weiterer klinischer und histologischer Daten zur Effektivität und Sicherheit im Vergleich und Verlauf zu konventionellen Methoden sind dazu erforderlich.

8 Literaturverzeichnis

1. Abouzgia, M.B., Symington, J.M.: Effect of drill speed on bone temperature. *Int J Oral Maxillofac Surg* 25 (1996) 394-399
2. Abouzgia, M.B., James, D.F.: Temperature rise during drilling through bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12 (1997) 342-353
3. Adams, L., Knepper, A., Krybus, W., Meyer-Ebrecht, D., Pfeiler, G., Ruger, R., Witte, M.: Orientation aid for head and neck surgeons. *Innov Tech Biol Med* 13 (1992) 410-424
4. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, R., Brånemark, P.-I.: A 15 year old study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 10 (1981) 387-416
5. Albrektsson, T., Eriksson, A.R.: Thermally induced bone necrosis in rabbits: relation to implant failure in humans. *Clin Orthop Relat Res* 33 (1985) 311-312
6. Amet, E.M., Ganz, S.D.: Implant treatment planning using a patient acceptance prosthesis, radiographic record base, and surgical template. Part I presurgical phase. *Implant Dent* 6 (1997) 193-197
7. Ando, Y., Aoki, A., Watanabe, H., Ishikawa, I.: Bactericidal effect of Erbium:YAG Laser on periodontopathic bacteria. *Lasers Surg Med* 17 (1996) 190-200
8. Aoki, A., Ando, Y., Watanabe, H., Ishikawa, I.: In vitro studies on laser scaling of subgingival calculus with an Er:YAG laser. *J Periodontol* 65 (1994) 1097-1106
9. Aoki, A., Miura, M., Akiyama, F., Nagakawa, N., Tanaka, J., Oda, S., Watanabe, H., Ishikawa, I.: In vitro evaluation of Er:YAG laser scaling of subgingival calculus in comparison with ultrasonic scaling. *J Periodont Res* 35 (2000) 266-277

10. Arai, Y., Tammissalo, E., Iwai, K., Hashimoto, K., Shinoda, K.: Development of a compact computer tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 28 (1999) 245-248
11. Aro, H., Kallioniemi, H., Aho, A.J., Kellokumpu-Lehtinen, P.: Ultrasonic device in bone cutting. A histological and scanning electron microscopical study. *Acta Orthop Scand* 52 (1981) 5-10
12. Asvanund, C., Morgano, S.M.: Restoration of unfavorably positioned implants for a partially edentulous patient by using an overdenture retained with a milled bar and attachments: a clinical report. *J Prosthet Dent* 54 (2004) 6-10
13. Bachus, K.N., Rondina, M.T., Hutchinson, D.T.: The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Med Eng Phys* 22 (2000) 685-691
14. Barnett, G.H., Kormos D.W., Steiner, C.P., Weisenberger, J.: Intraoperative localization using an armless, frameless stereotactic wand. Technical note. *J Neurosurg* 50 (1993) 510-514
15. Barnett, G.H.: Surgical management of convexity and falcine meningeomas using interactive image-guided surgery systems. *Neurosurg Clin N Am* 7 (1996) 279-284
16. Bauer, J., Schaich, M., Kaus, T., Grunert, T., Fleiter, T., Niemeier, R., Huppert, P.E., Claussen, C.D.: Erzeugung anatomischer Modelle durch Verarbeitung tomographischer Bilddaten mit einem CAD-System. *Minimal Invasive Medizin* 4 (1995) 171-175
17. Beniashvili, R.: Die Panoramaschichtaufnahme- Regionenabhängige Vergrößerungs- und Verzerrungsfaktoren in Abhängigkeit von der Patientenpositionierung und ihre Bedeutung für die Implantologie. *Med. Dissertation, Tübingen, 1997*

18. Benington, I.C., Biagioni, P.A., Crossey, P.J., Hussey, D.L., Sheridan, S., Lamey, P.J.: Temperature changes in bovine mandibular bone during implant site preparation: an assessment using infra-red thermography. *J Dent* 24 (1996) 263-267
19. Benington, I.C., Biagioni, P.A., Briggs, J., Sheridan, S., Lamey, P.-J.: Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clin Oral Implants Res* 13 (2002) 293-297
20. Besimo, C.E., Graber, G., Lambrecht, J.T.: Bildgebende Verfahren zur prächirurgisch-prothetischen Planung implantatgetragener Suprastrukturen. *Implantologie* 3 (1995a) 193-207
21. Besimo, Ch.: „Abnehmbarer Zahnersatz auf osseointegrierten Implantaten“, Planungs- und Konstruktionsprinzipien für den zahnlosen Unterkiefer. Quintessenz, Berlin, 1995b, 95-113
22. Besimo, C.E., Lambrecht, J.T., Jahn, M.: Präzision implantatprothetischer Planung bei schablonengeführter digitaler Auswertung von Computertomogrammen. *Z Zahnärztl Impl* 14 (1998) 167-173
23. Besimo, C.E., Lambrecht, J.T., Guindy, J.S.: Accuracy of implant treatment planning utilizing template guided reformatted computer-tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 29 (2000) 46-51
24. Besl, P.J., McKay, H.D.: A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 14 (1992) 239-256
25. Bettega, G., Dessenne, V., Raphael, B., Cinquin, P.: Computer-assisted mandibular condyle positioning in orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 54 (1996) 553-558
26. Bier, J., Lüth, T.: Navigation in der Implantologie. *Z Zahnärztl Impl* 21 (2005) 232-237

27. Bill, J.S., Reuther, J.F., Dittmann W., Kübler, N., Meier, J.L., Pistner, H., Wittenberg, G.: Stereolithography in oral and maxillofacial operation planning. *Int J Oral Maxillofac Surg* 24 (1995) 98-103
28. Brånemark, P.-I.: "The osseointegration book." Why Osseointegration would work and how it did in the first patients treated. Basic facts and philosophical thoughts. Quintessenz, Berlin, 2005, 19-114
29. Brief, J.S., Redlich, T., Ziegler, C., Pernozzoli, A., Krempien, R., Mühling, J., Münchenberg, J., Daueber, S., Boesecke, R.: Robot assisted insertion of dental implants- a clinical evaluation. *CARS* (2000) 932-937
30. Brisman, D.L.: The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11 (1996) 35-37
31. Campelo, L.D., Camara, J.R.D.: Flapless implant surgery: a 10-year clinical retrospective analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17 (2002) 271-276
32. Carls, F.R., Schuknecht, B., Sailer, H.F.: Value of three-dimensional computed tomography in craniomaxillofacial surgery. *J Craniofacial Surg* 5 (1994) 282-288
33. Catone, G.A.: Lasers in periodontal surgery. In: "Laser application in oral and maxillofacial surgery", Catone, G.A., Alling, C.C. (eds.), Saunders, Philadelphia 1997a, 181-196
34. Catone, G.A.: Laser management of intraoral surface lesions. In: "Laser application in oral and maxillofacial surgery", Catone, G.A., Alling, C.C. (eds.), Saunders, Philadelphia 1997b, 97-114
35. Charlton, A., Dickinson, M.R., King, T.A., Freemont, A.J.: Erbium:YAG und Holmium:YAG laser ablation of bone. *Lasers Med Sci* 5 (1990) 365-373
36. Chen, I.I., Saha, S.: Thermal analysis of the bone surface induced by laser radiation. *Ann Biomed Eng* 16 (1987) 457-466

37. Chryssikopoulos, S.A.: Transgingivale Implantation im Unterkiefer mit einem Erbium:YAG-Laser. *Implantologie Journal* 7 (2003a) 46-48
38. Chryssikopoulos, S.A.: Er:YAG and CO₂ lasers in implantology: A study on 83 implants. *J Oral Laser Applic* 3 (2003b) 97-103
39. Clayman, L., Fuller, T., Beckman, H.: Healing of continuous-wave and rapid superpulsed, carbon-dioxide, laser induced bone defects. *J Oral Surg* 14 (1978) 932-937
40. Cordioli, G., Majzoub, Z.: Heat generation during implant site preparation: an In vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12 (1997) 186-193
41. Deppe, H., Horch, H.-H., Hiermer, T., Lebelt, G., Milatovic, D., Henke, J., Erhardt, W.: Die Periimplantitistherapie mit dem CO₂-Swiftlase-Lasersystem. Eine in-vitro und in-vivo Studie. *Biomed Tech* 42 (1997a) 224-226
42. Deppe, H., Zeilhofer H.F., Sader, R., Horch, H.H., Lenz, M.: Stereolithographie in der dentalen Implantologie. *Z Zahnärztl Impl* 13 (1997b) 79-82
43. Deppe, H., Horch H.-H., Hiermer, T., Lebelt, G., Milatovic, D., Willamowski, U., Haller, D.: Zur Wirkung von CO₂-Laserstrahlen an TPS-Implantaten. *Z Zahnärztl Impl* 14 (1998) 91-95
44. Deppe, H., Horch, H.-H., Henke, J., Donath, K.: Peri-implant care of ailing implants with the carbon dioxide laser. *Int J Oral Maxillofac Impl* 16 (2001) 659-667
45. Deppe, H., Greim, H., Brill, Th., Wagenpfeil, S.: Titanium deposition after peri-implant care with the CO₂ laser. *Int J Oral Maxillofac Impl* 17 (2002) 707-714
46. Deppe, H., Horch, H.-H., Wagenpfeil, S.: CO₂-Laser-assistierte versus konventionelle Implantat-Dekontamination. *Z Zahnärztl Impl* 19 (2003) 74-81

47. Devlin, H., Dickinson, M., Freemont, A.J., King, T., Lloyd, R.: Healing of bone defects prepared using the Erbium-YAG Laser. *Lasers Med Sci* 9 (1994) 239-242
48. Dobberstein, H., Dobberstein, H., Zuhrt, R., Thierfelder, C.: Laserbearbeitung von Dentalkeramik und Dentallegierungen, In: „Angewandte Laserzahnheilkunde. Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik“, Müller, G., Ertl, T. (Hrsg.), Losebl.-Ausg., Ecomed, Landsberg, 1995, III-3.1: 1-6
49. Dula, K., Mini, R. van der Stelt, P.F., Buser, D.: The radiographic assessment of implant patients: decision-making criteria. *Int J Oral Maxillofac Implants* 16 (2001) 80-89
50. Edinger, D.: Intraoperative Navigation in Verbindung mit implantatprothetischer Planung. *Dtsch Zahnärztl Z* 56 (2001) 415-418
51. Ehrl, P.A.: Implantatnavigationserfahrungen nach einem Jahr Anwendung. *Implantologie Journal* 7 (2003) 14-19
52. Eichler, J., Seiler, T.: „Lasertechnik in der Medizin. Grundlagen, Systeme, Anwendungen“, Springer Verlag, Berlin, New York, 1991
53. El-Montaser, M., Devlin, H., Dickinson, M.R., Sloan, P., Lloyd, R.E.: Osseointegration of titanium metal implants in Erbium:YAG laserprepared bone. *Implant Dent* 8 (1999) 79-82
54. Ellies, L.G.: Altered sensation following mandibular implant surgery: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 42 (1992) 664-671
55. Engelmann, M.J., Sorensen, J.A., Moy, P.: Optimum placement of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 38 (1988) 467-473

56. Ercoli, C., Funkenbusch, Paul, D., Lee, H.-J., Moss, M.E., Graser, G.N.: The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19 (2004) 335-349
57. Eriksson, A.R., Albrektsson, T.: Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 33 (1983) 101-107
58. Eriksson, A.R., Albrektsson, T.: The effect of heat on bone regeneration. *J Oral Maxillofac Surg* 42 (1984a) 705-711
59. Eriksson, A.R., Albrektsson, T., Albrektsson, B.: Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand* 55 (1984b) 629-631
60. Eriksson, A.R., Adell, R.: Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg* 44 (1986) 4-7
61. Ertl, T., Müller, G.: Überblick zu Lasertypen und deren Anwendungsprinzipien in der Zahnheilkunde. In: „Angewandte Laserzahnheilkunde. Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik“, Müller, G., Ertl, T. (Hrsg.), Losebl.-Ausg., Ecomed, Landsberg, 1995 III-1: 1-11
62. Ertl, T., Romanos, G.: Laseranwendung am Knochen. In: „Atlas der chirurgischen Laserzahnheilkunde“, Romanos, G. (Hrsg.), Urban & Fischer, München-Jena, 1999, 1. Auflage, 193-196
63. Ewers, R., Schicho, K., Truppe, M., Seemann, R., Reichwein, A., Figl, M., Wagner A.: Computer-aided Navigation in Dental Implantology: 7 years of clinical experience. *J Oral Maxillofac Surg* 62 (2004) 329-334

64. Ewers, R., Schicho, K., Undt, G., Wanschitz, M., Truppe, R., Seemann, A.: Basic research and 12 years of clinical experience in computer-assisted navigation technology: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg* 34 (2005) 1-8
65. Eyrich, G.: Hard-tissue drilling and cutting with a 9.6 μm -CO₂-laser. *Med. Habilitation, Universität Zürich, 2004*
66. Floyd, P., Palmer, R., Barrett, V.: Treatment planning for implant restorations. *Br Dent J* 97 (1999) 297-305
67. Frederiksen, N.L.: Diagnostic imaging in dental implantology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 48 (1995) 540-554
68. Fried, N.M., Fried D.: Comparison of Er:YAG and 9.6- μm TE CO₂-Lasers for Ablation of Skull Tissue. *Lasers Surg Med* 22 (2001) 335-343
69. Gaggl, A., Schultes, G., Karcher, H.: Navigational precision of drilling tools preventing damage to the mandibular canal. *J Craniomaxillofac Surg* 29 (2001) 271-275
70. Gannot, I., Calderon, S., Ertl, T., Tschepe, J., Dror, J., Mueller, G., Croitoru, N.: The use of Er:YAG- und CO₂-Laser in Implant Exposure- An In-Vitro study. *Lasermedizin* 10 (1994) 165-168
71. Ganz, C.H.: Evaluation of the safety of the carbon dioxide laser used in conjunction with root form implants: a pilot study. *J Prosthet Dent* 44 (1994) 27-30
72. Garber, D.A.: The esthetic dental implant: letting restoration be the guide. *J Am Dent Assoc* 83 (1995) 319-325
73. Gertzbein, S.D., de Demeter, D., Cruickshank, B., Kapasouri, A.: The effect of laser osteotomy on bone healing. *Lasers Surg Med* 2 (1981) 361-373

74. Gibbs, C.H., Mahan, P.E., Mauderli, A., Lundeen, H.C., Walsh, E.K.: Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 36 (1986) 226-229
75. Gilde, H.: Physik und Strahlenschutz der Lasertechnik. In: „Laser in der Zahnmedizin“, Vahl, J., van Benthem, H. (Hrsg.), Quintessenz, Berlin, 1992, 13-38
76. Gleason, P.L., Kikinis, R., Altobelli, D., Wells, W., Alexander, E.III, Black, P.M., Jolelesz, F.: Video registration virtual reality for nonlinkage stereotactic surgery. *Stereotact Funct Neurosurg* 57 (1994) 139-143
77. Gonzales, C., van de Merwe, W.P., Smith, M., Reinisch, L.: Comparison of the erbium-yttrium aluminium garnet and carbon dioxide lasers for in vitro bone and cartilage ablation. *Laryngoscope* 95 (1990) 14-17
78. Grimson, W.E., Ettinger, G.J., White S.J., Lozano-Perez, T., Wells, W.M., Kikinis, R.: An automatic registration method for frameless stereotaxie, image guided surgery, and enhanced reality visualization. *IEEE Trans Med Imaging* 15 (1996) 129-140
79. Grossmann, Y., Madjar, D.: Prosthetic treatment for severely misaligned implants: a clinical report. *J Prosthet Dent* 52 (2002) 259-262
80. Grunder, U., Strub, J.R.: Die Problematik der Temperaturerhöhung beim Bearbeiten des Knochens mit rotierenden Instrumenten- eine Literaturübersicht. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 96 (1986) 956-969
81. Gutknecht, N.: Lasertherapie in der Zahnheilkunde. Die Anwendung unterschiedlicher Lasertypen in ihren jeweiligen Spezialgebieten. Quintessenz, Berlin, Chicago, London, Paris, Barcelona, Sao Paulo, Tokio, Moskau, Prag, Warschau, 1999
82. Haider, R., Watzek, G., Plenk, H.: Effects of drill cooling and bone structure on IMZ Implant fixation. *Int J Oral maxillofac Implants* 8 (1993) 83 -91

83. Harris, D., Buser, D., Dula, K., Gröndahl, K., Harris, D., Jacobs, R., Lekholm, U., Nakielny, R., van Steenberghe, D., van der Stelt, P.: E.A.O. Guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry. *Clin Oral Implants Res* 13 (2002) 566-570
84. Haßfeld, S., Muehling, J., Zoeller, J.: Intraoperative navigation in oral and maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 24 (1995) 111-119
85. Haßfeld, S., Streib, S., Sahl, H., Stratmann, U., Fehrentz, D., Zöller, J.: Low-dose-Computertomographie des Kieferknochens in der präimplantologischen Diagnostik. Grenzen der Dosisreduzierung und Genauigkeit von Längenmessungen. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2 (1998) 188-193
86. Haßfeld, S., Brief, J., Stein, W., Ziegler, C., Redlich, T., Raczkowsky, J., Krempien, R., Mühling, J.: Navigationsverfahren in der Implantologie - Stand der Technik und Perspektiven. *Implantologie* 8 (2000a) 373-390
87. Haßfeld, S., Mühling, J.: Der Einsatz von Computer- und Robotertechnik in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. *Zahnärztl Mitt* 90 (2000b) 58-69
88. Haßfeld, S.: Rechnergestützte Planung und intraoperative Instrumentennavigation in der Mund-Kiefer- und Gesichtschirurgie. Habilitationsschrift der Zahn, Mund- und Kieferheilkunde, Universität Heidelberg, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin 2000c
89. Haßfeld, S., Mühling, J.: Comparative examination of the accuracy of a mechanical and an optical system in CT and MRT based instrument navigation. *Int J Oral Maxillofac Surg* 29 (2000d) 400-407
90. Helfmann, J.: Thermo-mechanische Ablation, In: „Angewandte Lasermedizin. Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik“, Berlin, H.P., Müller, G. (Hrsg.), Losebl.-Ausg., Ecomed, Landsberg, 2000, II-3.4.1: 1-5

91. Heurich, T., Brief, J., Wörtche, R., Marmulla, R., Hassfeld, S.: Computergestützte Implantatplanung. Quintessenz 53 (2002) 867-873
92. Heurich, T., Brief, J., Hassfeld, S.: Perfektion in der Implantologie durch computergestützte Implantatplanung und deren operative Umsetzung – Möglichkeiten und Grenzen. Implantologie 11 (2003) 9-25
93. Held, U., Metzger, M., Schmelzeisen, R.: Das “Teeth-in-an-Hour”-Konzept – Eine Fallpräsentation. Quintessenz 56 (2005) 1105-1109
94. 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 10 (1989) 338-344
95. Hibst, R., Arnhold-Schneider, M., Pfalz, R.: Mechanical and thermal effects of Er:YAG laser bone ablation. Lasers Surg Med (Suppl) 11 (1990) 8
96. Hibst, R.: Mechanical effects of Erbium:YAG Laser bone ablation. Lasers Surg Med 13 (1992) 125-130
97. Hibst, R.: Technik, Wirkungsweise und medizinische Anwendung von Holmium- und Erbium-Lasern. In: „Fortschritte in der Lasermedizin“, Müller, G. J., Berlien, H.P. (Hrsg.), Ecomed, Landsberg, 1997, Band 15
98. Hibst, R.: Laser: aktueller Stand und neue Entwicklungen. Zahnärztl Mitt 91 (2001) 54-60
99. Hildebrand, D., Gollner, M., Schermeier, O., Nelson, K.: Orale Implantologie in Zeiten der OP-Navigation. Quintessenz Team-Journal 32 (2002) 523-530
100. Hobkirk, J.A., Rusiniak, K.: Investigation of variable factors in drilling bone. J Oral Surg 13 (1977) 968-973
101. Horch, H.-H.: Die Laser-Chirurgie im Mund-Kiefer-Gesichtsbereich. Zahnärztl Mitt 75 (1985) 2554-2568

102. Horch, H.-H.: Laser in der Mund-Kiefer-Gesichts-Chirurgie. In: "Laser in der Zahnmedizin", Vahl, J., van Benthem, H. (Hrsg.), Quintessenz, Berlin, (1992), 43-78
103. Horch, H.-H., Deppe, H.: Laser in der Zahnärztlichen Chirurgie und Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. In: "Angewandte Lasermedizin. Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik", Berlien, H.-P., Müller, G. (Hrsg.), Losebl.-Ausg., 19. Ergänzungslieferung, Ecomed, Landsberg, 2004, III-3.3.1, 1-27
104. Hruska, A.R.: Intraoral welding of pure titanium. Quintessence Int 10 (1987) 683-688.
105. Iyer, S., Weiss, C., Mehta, A.: Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part I: relationship between drill speed and heat production. Int J Prosthodont 10 (1997a) 411-414
106. Iyer, S., Weiss, C., Mehta, A.: Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part II: relationship between drill speed and healing. Int J Prosthodont 10 (1997b) 536-540
107. Izatt, J.A., Albagli, D., Britton, M., Jubas, J.M., Itzkan, I., Feld, M.S.: Wavelength dependence of pulsed laser ablation of calcified tissue. Lasers Surg Med 12 (1991) 238-249
108. Jackowski, J., Jöhren, P., Hartmann, N., Grimm, W.-D., Wenz, K.: Wertigkeit der Computertomographie in der präimplantologischen Diagnostik schwieriger anatomischer Situationen. Z Zahnärztl Impl 13 (1997) 83 -87
109. Jacobs, R., Adriansens, A., Verstreken, K., Suetens, P., van Steenberghe, D.: Predictability of a three-dimensional planning system for oral implant surgery. Dentomaxillofac Radiol 28 (1999) 105-111

110. Kalitzki, P.: Präzise Handnavigation in der Implantologie. *Implantologie Journal* 7 (2003) 36-42
111. Kappert, H.F.: Titan als Werkstoff für die zahnärztliche Prothetik und Implantologie. *Dtsch Zahnärztl Z* 49 (1994) 573-783
112. Kaufmann, R., Hibst, R.: Pulsed Erbium:YAG Laser Ablation in Cutaneous Surgery. *Lasers Surg Med* 17 (1996) 324-330
113. Kaus, T., Bauer, J., Schaich, M., Grunert, T., Claussen, C.D, Weber, H.: CT data-based construction of a surgical template for dental implant surgery. *J Dent Res* 78-IADR (1999) 375
114. Keller, U., Hibst, R., Mohr, W.: Tierexperimentelle Untersuchungen zur Laserosteotomie mit dem Erbium:YAG-Laser. *Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir* 15 (1991) 197-199
115. Keller, U., Hibst, R.: Wirkungsweise und Indikation des Er:YAG Lasers in der Zahn-Mund-Kieferheilkunde. *ZMK* 8 (1992) 6-10
116. Keller, U., Hibst, R.: Therapeutischer Einsatz des Erbium-YAG-Lasers in der Mundhöhle. *Lasermedizin* 9 (1993) 41-47
117. Keller, U., Hibst, R.: Lasersysteme für die orale Hart- und Weichgewebeschirurgie- Gewebewirkungen und Indikationen. *Lasermedizin* 10 (1994) 208-214
118. Keller, U., Hibst, R.: Er:YAG-laser effects on oral hard and soft tissues. In: "Lasers in Dentistry", Miserendino, L.J., Pick, R.M. (eds.), Quintessenz, Chicago, 1995a, 161-172
119. Keller, U., Hibst, R., Mohr, W.: Tierexperimentelle Untersuchungen zur Wundheilung der Mundschleimhaut nach Laserbehandlung. *Dtsch Zahnärztl Z* 50 (1995b) 58-60

120. Keller, U.: Erbium-Yag-Laser in der Oralchirurgie, In: „Deutscher Zahnärztekalendar“, Heidemann, D. (Hrsg.), Carl Hanser Verlag, 1998, 113-129
121. Keller, U.: Laser in der Oralchirurgie. ZWR 1-2 (Sonderdruck) (1999) 32-35
122. Khadem, R., Yeh, C.C., Sadeghi-Tehrani, M., Bax, M.R., Johnson, J.A., Nerney Welch, J., Wikinson, E.P., Shahidi, R.: Comparative Tracking Error Analysis of Five Different Optical Tracking Systems. *Comput Aided Surg* 5 (2000) 98-107
123. Kikinis, R., Gleason, P.L., Moriarty, T.M., Moore, M.R., Alexander, E., Stieg, P., Matsumae, M., Lorensen, W.E., Cline, H.E., Black, P.M., Jolesz, F.A.: Computer-assisted interactive three-dimensional planning for neurosurgical procedures. *Neurosurgery* 20 (1996) 640-649
124. Kimmel, K.: Optimale Knochenpräparation als Grundlage der Qualitätssicherung. *Dtsch Zahnärztl Z* 57 (2002) 179-182
125. Kirschner, H., Meyer, W.: Entwicklung einer Innenkühlung für chirurgische Bohrer. *Dtsch Zahnärztl Z* 30 (1975) 436-438
126. Kirschner, H., Meyer, W., Bolz, U., Kalweit, K.: Innengekühlte Bohrer und Fräsen für die Knochenchirurgie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. *Electromedica* 10 (1976) 110-114
127. Kirschner, H., Bolz, U., Michel, G.: Thermometrische Untersuchungen mit innen- und ungekühlten Bohrern an Kieferknochen und Zähnen. *Dtsch Zahnärztl Z* 39 (1984) 30-32
128. Klein, M., Abrams, M.: Computer-guided surgery utilizing a computer-milled surgical template. *Pract Proced Aesthet Dent* 1 (2001) 165 -169
129. Kneubühl F.K., Sigrist, M.W.: Laser. B.G. Teubner Verlag, Stuttgart, 2005, 6. Auflage, 338-379

130. Königsman, G., Karbe, E., Beck, R.: Application of the CO Laser and the Ho Laser as a surgical instrument compared with other IR lasers and conventional instruments. Proc Symp Laser Med Biol, GSF-Bericht, BPT 5, contribution 38 (1977) 1-10
131. Komori, T., Yokoyama, K., Takato, T., Matsumoto, K.: Clinical application of the Erbium:YAG laser for apicoectomy. J Endod 23 (1997) 748-750
132. Kondo, S., Okada, Y., Iseki, H., Hori, T., Takakura, K., Kobayashi, A., Nagata, H.: Thermological study of drilling bone tissue with a high-speed drill. Neurosurgery 24 (2000) 1162-1168
133. Kondziolka, D., Lunsford, L.D.: Intraoperative navigation during resection of brain metastases. Neurosurg Clin N Am 7 (1996) 267-277
134. Kosugi, Y., Watanabe, E., Goto, J., Watanabe, T., Yoshimoto, S., Takakura, K., Ikebe, J.: An articulated neurosurgical navigation system using MRI and CT Images. IEEE Trans Biomed Eng 25 (1988) 147-152
135. Kreisler, M., d'Hoedt, B.: Laser in der Parodontologie. ZWP 7 (2001) 104-106
136. Kreuzsch, Th., Hezel, J., Fleiner, B.: Die klinische Anwendung des Denta-CT in der radiologischen Diagnostik. Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir 17 (1993) 243-245
137. Lakos, G.: Neuartiges Osteometer – Münchner Modell. Z Zahnärztl Impl 7 (1991) 268-270
138. Lambrecht, J.Th., Wangerin, K.: Entstehung und Abbildung von Ghost-images bei Panoramaschichtaufnahmen. Dtsch Zahnärztl Z 40 (1985) 853-855
139. Lambrecht, J.Th., Besimo, C.E., Guindy, J.S.: Standortbestimmung der zahnärztlichen Implantologie in der Schweiz. Schweiz Monatsschr Zahnmed 109 (1999) 19-24

140. Lambrecht, J.Th., Besimo, C.E.: Diagnostik, Planung, Aufklärung. In: „Implantologie“, Koeck, B., Wagner, W. (Hrsg.), Urban & Fischer München, 2004, 28-44
141. Lavallee, S.: Registration for Computer-Integrated Surgery: Methodology, State of the Art. In: “Computer Integrated Surgery“, Taylor, S.L. R.H., Burdea, G., Mosges, R., (Ed.), The MIT Press: Cambridge, MA, 1996, 77-97
142. Lavelle, C., Wedgewood, D.: Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. J Oral Surg 16 (1980) 499-503
143. Legett, W.B., Greenberg, M.M., Gannon, W.E., Dekel, D., Gabe, C.J.: Surgical Technology. The Viewing Wand: A new system for three-dimensional computed tomography-correlated intraoperative localization. Curr Surg 48 (1991) 674-678
144. Lenrodt, J., Bull, H.G.: Tierexperimentelle Untersuchungen zur Frage der Gewebsschädigung durch höchsttouriges Bohren und Fräsen im Knochen. Dtsch Zahnärztl Z 29 (1974) 230-236
145. Li, Z., Reinisch, L., Van de Merwe, W.: Bone ablation with Er:YAG and CO₂ Laser: Study of thermal and acoustic effects. Lasers Surg Med 13 (1992) 79-85
146. Lill, W., Solar, P., Watzek, G., Blahout, R., Matejka, M.: Reproducibility of three-dimensional CT-assisted model production in the maxillofacial area. Br J Oral Maxillofac Surg 30 (1992) 233-236
147. Lindorf, H.H., Müller-Herzog, R.: Navigationstechnik in der Implantologie – passgenaue Umsetzung der computergestützten Implantatplanung. ZMK 18 (2002) 188-197
148. Luckey, R.: Implantatpositionierung mit dem Navigationssystem RoboDent in der Oberkieferprämolarenregion. Quintessenz 57 (2006) 229-237
149. Lutz, D.: Laseranwendung in der Zahnheilkunde. ZMK 13 (1997) 6-14

150. Maciunas, R.J., Berger, M.S., Copeland, B., Mayberg M.R., Selker,R., Allen, G.S.: A technique for interactive image-guided neurosurgical intervention in primary brain tumors. *Neurosurg Clin N Am* 7 (1996) 245-266
151. Markwalder, T.: Implantologie-Planung und vorbereitende Massnahmen. *Swiss Dent* 9 (1988) 7-8
152. Marmulla, R., Hilbert, M., Niederdellmann, H.: Inherent precision of mechanical, infrared and laser-guided navigation systems for computer-assisted surgery. *J Craniomaxillofac Surg* 25 (1997) 192-197
153. Marmulla, R., Hilbert, M., Niederdellmann, H.: Intraoperative Präzision mechanischer, elektromagnetischer, infrarot- und lasergeführter Navigationsysteme in der computergestützten Chirurgie. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2 (1998) 145-148
154. Marmulla, R., Hirschmann T.: Computersysteme übernehmen Navigationsfunktionen in der Chirurgie. *Blick in die Wissenschaft* 13 (2001) 14-20
155. Marmulla, R., Brief, J., Heurich, T., Mühling, J., Hassfeld S.: Perspektiven in der rechnergestützten Implantologie, *Z Zahnärztl Impl* 18 (2002) 152-157
156. Marxkors, R., Meiners, H.: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Hanser, München 1993, 4. Auflage
157. Mason, M.L.: Using the laser for implant maintenance. *Dentistry Today* 11 (1992) 74-75
158. Matthews, L.S., Hirsch, C.: Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg* 54 (1972) 297-308
159. Mitra,T.: Ablation biologischen Hartgewebes mit gepulsten IR-Lasern. Dissertation FB Physik, Universität Düsseldorf, 2002

160. Mitterwald, F.: Von der computergestützten Planung zur operativen Umsetzung im zahnlosen Oberkiefer. *Implantologie Journal* 7 (2003) 26-29
161. Möbes, O., Becker, J., Schnelle, C., Ewen, K., Kemper, J., Cohnen, M.: Strahlenexposition bei der digitalen Volumetomographie, Panoramaschichtaufnahme und Computertomographie. *Dtsch Zahnärztl Z* 55 (2000) 336-339
162. Mösges, R.: Computergestützte Chirurgie (CAS) der Schädelbasisregion. „Ergänzung, Revolution oder Science-fiction?“. *Eur Arch Otorhinolaryngologie* 250 (1993) 373-383
163. Müller, A.: Laser – Eine Einführung. In: „Anwendungen der Laser“, Schäfer, F.P. (Hrsg.), Verlag Spektrum der Wissenschaft, Heidelberg, 1988, 9-21
164. Mushabac, D.R.: Mechanical Support for handheld dental medical instrument. US5017139, US-Patent
165. Nabavi, A., Manthei, G., Blömer, U., Kumpf, L., Klinge, H., Mehdorn H.M.: Neuronavigation-Computergestütztes Operieren in der Neurochirurgie. *Radiologe* 35 (1995) 573-577
166. Nelson, J.S., Orenstein, A., Liaw, L.H., Berns, M.W.: Mid-infrared Erbium:YAG laser ablation of bone: the effect of laser osteotomy on bone healing. *Lasers Surg Med* 10 (1989) 362-374
167. Nentwig, G.K.: Präoperative Planung der Spätversorgung von Einzellücken mit Implantaten. *Dtsch Zahnärztl Z* 38 (1983) 689-691
168. Niemz, M.H.: Laser tissue interactions. Fundamentals and applications. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2002, 2. Auflage
169. Nkenke, E.: Computerassistierte Sofortversorgung von Implantaten. *Quintessenz Zahntech* 31 (2005) 866-874

170. Nuss, R.C., Fabian, R.L., Sarkar, R., Puliafito, C.: Infrared Laser Bone Ablation. *Lasers Surg Med* 9 (1988) 381-391
171. O'Donnell R.J., Deutsch, T.J., Lorente, C.A., Tomford, W. W., Mankin, H.J., Schomacker, K.T.: Effect of Er:YAG laser holes on osteoinduction in demineralized rat calvarial allografts. *J Orthop Res* 14 (1996) 108-113
172. Olivier, W.: Er:YAG-lasergeführte (2,94 μm) Wurzelspitzenresektion und Zystektomie. *Laser Journal* 5 (2002) 47-50
173. Palti, A.: Zukunftschancen der 3-D-Computernavigation in der Implantologie. *Implantologie J* 7 (2003) 6-12
174. Parr, G. P., Steflik, D. E., Sisk, A.L.: Histomorphometric and histologic observations of bone healing around immediate implants in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8 (1993) 534-540
175. Pasler, F.A., Visser, H.: Taschenatlas der zahnärztlichen Radiologie, Panoramaschichtaufnahme, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2003, 2-39
176. Paghdwala, A.F.: Root resection of endodontically treated teeth by Erbium:YAG laser radiation. *J Endod* 19 (1993) 91-94
177. Pingitore, G., Chrobak, V., Petrie, J.: The social and psychologic factors of bruxism. *J Prosthet Dent* 41 (1991) 443-446
178. Ploder, O., Wagner, A., Enislidis, Ewers, R.: Computergestützte intraoperative Visualisierung von dentalen Implantaten. *Augmented Reality in der Medizin. Radiologe* 35 (1995) 569-572
179. Purucker, P., Romanos, G.E., Bernimoulin, J.-P., Nentwig, G.-H.: Effect of cw-CO₂-laser irradiation on the viability of two pathogenic bacteria covering titanium implants. *J Dent Res* 77 (1998) 967

180. Queck, J.: Ein navigierter mobiler Computertomograph für medizinische Anwendungen. Med. Dissertation, Technische Universität Berlin, 2002
181. Raab, S.: Faro Technology, Inc (1998): Computer-aided surgery apparatus, US5748767, US-Patent.
182. Reingewirtz, Y., Szmukler-Moncler, S., Senger, B.: Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. Clin Oral Impl Res 8 (1997) 189-197
183. Reinhardt, H.F., Horstmann, G.A., Gratzl, O.: Mikrochirurgische Entfernung tiefliegender Gefäßmißbildungen mit Hilfe der Sonar-Stereometrie. Ultraschall Med 12 (1991) 80-84
184. Reinhardt, H.F., Horstmann, G.A., Gratzl, O.: Sonic stereometry in microsurgical procedures for deep-seated brain tumors and vascular malformations. Neurosurgery 17 (1993) 51-57
185. Reinhardt, H.F.: Neuronavigation: A Ten-Year Review. In: „Computer-integrated Surgery“, Taylor, R.H., Lavallée S., Burdea, G.C. Mösges, R. (Eds.), The MIT Press, Cambridge Massachusetts, London, 1996, 329-341
186. Reissmann, D.: Indikationserweiterung und Gefahrenpotential des Einsatzes von Nd:YAG und Co²-Lasern am Alveolarknochen im Rahmen einer Parodontalbehandlung im Vergleich zu chirurgischen Handinstrumenten. Med. Dissertation, Technische Universität Aachen, 1997
187. Richter, E.-J., Jansen, V.K., Spiekermann, H., Jovanovic, S.A.: Langzeitergebnisse von IMZ- und TPS-Implantaten im interforaminalen Bereich des zahnlosen Unterkiefers. Dtsch Zahnärztl Z 47 (1992) 449-454
188. Richter, U., Bollack, W.: Schablonengeführte Navigation. Implantologie Journal 7 (2003) 20-24

189. Roberts, D.W., Strohbehn, J.W., Hatch, J.F., Murray, W., Kettenberger, H.: A frameless stereotactic integration of computerized tomographic imaging and the operating microscope. *J Neurosurg* 43 (1986) 545-549
190. Romanos, G.E., Everts, H., Nentwig, G.H.: Implant surface alterations after application of lasers. *J Dent Res* 76 (1997) 1138
191. Romanos, G.E.: Lasersysteme in der modernen dentalen Implantologie. *Laser Zahnheilkunde* 1 (2004) 51-55
192. Salama, H.: Prosthodontics, Periodontics, and Orthodontics: A multidisciplinary approach to implant dentistry – Part I. *Dental Implantology Update* 6 (1995) 65-68
193. Sasaki, K.M., Aoki, A., Ichinose, S., Yoshino, T., Yamada, S., Ishikawa, I.: Scanning electron microscopy and Fourier transformed infrared spectroscopy analysis of bone removal using Er:YAG and CO₂ lasers. *J Periodontol* 73 (2002) 643-652
194. Schermeier, O.: „Ein Navigationssystem für die dentale Implantologie“, Dissertation FB Elektrotechnik und Informatik, Technische Universität Berlin, VDI Verlag, Düsseldorf, 2002a
195. Schermeier, O., Lüth, T.: The precision of the RoboDent System - an in-vitro study. In : „Computer assisted radiology and surgery“, Lemke, H.U. (Hrsg.), Springer Verlag Berlin, 2002b, 947-952
196. Schlee, M.: Ultraschallgestützte Chirurgie - Grundlagen und Möglichkeiten. *Z Zahnärztl Impl* 21 (2005) 48-59
197. Schlieper, J., Brinkmann, B.: Computergestützte Planung in der Implantatprothetik. *Z Zahnärztl Impl* 16 (2000) 95-100

198. Schmitt, W., Weber, H.J., Jahn, D.: Thermische Untersuchungen beim Bohren in kortikalem Knochen unter Verwendung verschiedener Kühlsysteme. Dtsch Zahnärztl Z 43 (1988) 802-805
199. Schneider, M., Eckelt, U., Hietschold, V.: Accuracy tests for the computer-assisted insertion of dental implants at the phantom model of the lower jaw. CARS (2000) 939-944
200. Schneider, M.: Einsatz der Operationsnavigation (Image Guided Surgery) in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Präzisionsanalyse zur navigationsgestützten dentalen Implantologie – Eine experimentelle und klinische Studie. Med. Dissertation, Technische Universität Dresden, 2001
201. Scholz, C., Grothues-Spork, M.: Knochenbearbeitung. In: „Angewandte Lasermedizin. Lehr- und Handbuch für Klinik und Praxis“, Berlien, H.-P, Müller, G. (Hrsg.), Losebl.-Ausg., Ecomed, Landsberg, 2000, III-3.11.1, 1-21
202. Schönborn, K.H.: Lichtwellenleiter. In: „Angewandte Laserzahnheilkunde. Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik“, Müller, G., Ertl, T. (Hrsg.), Losebl.-Ausg., Ecomed, Landsberg, 1995, II-5.2.2:1-9
203. Schründer, S.: Gepulste Festkörperlaser im nahen IR mit Thulium, Holmium und Erbium dotierten Laserkristallen. In: „Angewandte Lasermedizin. Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik“, Berlien, H.-P, Müller, G., (Hrsg.), Losebl.-Ausg., Ecomed, Landsberg, 2000, II-2.4.7, S. 1-4
204. Schubert, R., Bomans, M., Höhne, K.H., Pommert, A., Riemer, M., Schiemann, Th., Tiede, U., Lierse, W.: A new method for representing the human anatomy. Comput Med Imaging Graph 17 (1993) 243-249
205. Sethi, A., Kaus, Th.: Praktische Implantologie. Diagnostische, chirurgische, restaurative und technische Aspekte ästhetischer und funktioneller Harmonie. Quintessenz Berlin, 1. Auflage, 2006

206. Sharawy, M., Misch, C.E., Weller, N., Tehemar, S.: Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *J Oral Maxillofac Surg* 60 (2002) 1160-1169
207. Siebert, W.E.: Osteotomie mit experimentellen Lasersystemen. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 38 (1993) 149-151
208. Siervo, S., Ruggli-Milic, S., Radici, M., Siervo, P., Jäger, K.: Piezoelektrische Chirurgie. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 114 (2004) 365-372
209. Sießegger, M., Schneider, B.T., Mischkowski, R.A., Lazar, F., Krug, B., Klesper, B., Zoller, J.E.: Use of an image-guided navigation system in dental implant surgery in anatomically complex sites. *J Cranio Maxillofac Surg* 29 (2001) 276-281
210. Small, I.A., Osborn, Th. P., Fuller, T., Hussain, M., Kobernick, S.: Observations of carbon dioxide laser and bone bur in the osteotomy of the rabbit tibia. *J Oral Surg* 15 (1979) 159-166
211. Spiekermann, H.: *Implantologie, Farbatlanten der Zahnmedizin*. Thieme, Stuttgart, 1994
212. Spörlein, E., Mrochen, N., Tetsch, P.: Entwicklung einer zweidimensionalen Schiebelehre (Mainzer Modell). *Z Zahnärztl Impl* 2 (1986) 277-280
213. van Steenberghe, D., Glauser, R., Blombäck, U., Andersson, M., Schutyser, F., Pettersson, A., Wendelhag, I.: A Computed Tomographic Scan- Derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res* 7 (2005) 111-120
214. Streckbein, R., Flach, M.: Optimierte Primärstabilität und Kortikalisierung des knöchernen Implantatlagers mit Hilfe des neu entwickelten COMPRESS®- Implantatsystems. *Implantologie* 6 (1998) 123-136

215. Streckbein, R., Hassenpflug, R., Streckbein, P.: COMPRESS®-Implantatsystem-Chirurgie. Produktbeschreibung Implantologische Genossenschaft für Zahnärzte EG (IGZ) 2001
216. Stoker N.G., Mankovich N.J., Valentino D.: Stereolithographic models for surgical planning. J Oral Maxillofac Surg 50 (1992) 466-471
217. Sutter, F., Krekeler, G., Schwammberger, A.E., Sutter, F.J.: Atraumatic surgical technique and implant bed preparation. Quintessence Int 23 (1992) 811-816
218. Szabo, G., Keck, B., d'Hoedt, B.: Präimplantologische Diagnostik mit individuellen Röntgenschablonen im Orthopanthomogramm. Z Zahnärztl Impl 7 (1991) 33-36
219. Tal, H., Moses, O.: A comparison of panoramic radiography with computed tomography in the planning of implant surgery. Dentomaxillofac Radiol 20 (1991) 40-42
220. Tangermann, K., Uller, J.: Einsatz eines Er:YAG-Lasers in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie. Laseropto 33 (2001) 40-45
221. Technische Daten Smart 2940 D. In: www.deka-dls.de
222. Tetsch, J., Tetsch, P.: Augmentationen im Rahmen implantologischer Eingriffe Scriptum zum Curriculum Implantologie der DGI/APW, 2003
223. Vahl, J.: Kritische Würdigung bisheriger Forschungsaktivitäten zur Lasererprobung und –anwendung in ausgewählten Arbeitsbereichen der Zahnmedizin. In: "Laser in der Zahnmedizin". Vahl, J., van Benthem, H. (Hrsg.). Quintessenz, Berlin, 1992, 225-246
224. Vercellotti, T., Obermair, G.: Einführung Piezosurgery. Dentale Implantologie & Parodontologie 7 (2003) 270-274

225. Verschueren, R.C.J., Oldhoff, J.: The Carbone-Dioxide Laser a new surgical tool. Arch Chir Neerl 27 (1975) 199-207
226. Verstreken, K., van Cleynenbreugel, J., Martens, K., Marchal, G., van Steenberghe, D., Suetens, P.: An image-guided planning system for endosseous oral implants. IEEE Trans Med Imaging 17 (1998) 842-852
227. Visser, H., Mausberg, R., Hornecker, E.: HF-Chirurgie vs. Laser- Chirurgie. Experimentelle Untersuchungen zur Anwendbarkeit in der Parodontologie. ZWR 100 (1991) 240-249
228. Wagner, W.: Operatives Vorgehen. In: „Implantologie. Praxis der Zahnheilkunde“, Koeck, B., Wagner, W. (Hrsg.), Urban & Schwarzenberg München, Wien, Baltimore, 1996a, Band 13, 119-173
229. Wagner, A., Ploder, O., Enislidis, G., Truppe, M., Ewers, R.: Image-guided surgery. Int J Oral Maxillofac Surg 25 (1996b) 147-151
230. Walsh, J.T., Flotte, T.J., Deutsch, T.F.: Er:YAG Laser ablation of tissue: effect of pulse duration and tissue type on thermal damage. Lasers Surg Med 10 (1989) 314-326
231. Walsh, L.J.: The use of lasers in implantology. J Oral Implantol 18 (1992) 335-340
232. Walton, J.N.: Altered sensation associated with implants in the anterior mandible: a prospective study. J Prosthet Dent 50 (2000) 443-449
233. Walton, J.N., Huizinga, S.C., Peck, C.C.: Implant angulation: a measurement technique, implant overdenture maintenance and the influence of surgical experience. Int J Prosthodont 14 (2001) 523-530
234. Watanabe, E., Watanabe, T., Manaka, S., Mayanagi, Y., Takakura, K.: Three-dimensional digitizer (neuronavigator): new equipment of computed tomography-guided stereotactic surgery. Surg Neurol 15 (1987) 543-547

235. Watanabe, E., Watanabe, T., Manaka, S., Mayanagi, Y., Takakura, K.: Open surgery assisted by the neuronavigator, a stereotactic, articulated, sensitive arm. *Neurosurgery* 15 (1991) 792-799
236. Watanabe, F., Tawada, Y., Komatsu, S., Hata, Y.: Heat distribution in bone during preparation of implant sites: heat analysis by real-time thermography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7 (1992) 212-219
237. Watzek, G., Mailath-Pokorny, G.: Zahnärztliche Implantate, In: „Zahnärztliche Chirurgie“, Schwenzer, N., Ehrenfeld, M. (Hrsg.), Thieme Verlag Stuttgart, New York, 2000, 127-167
238. Watzinger, F., Birkfellner, W., Wanschitz, F., Millesi, W., Schopper, C., Sinko, K., Huber, K., Bergmann, H., Ewers, R.: Positioning of dental implants using computer-aided navigation and an optical tracking system: case report and presentation of a new method. *J Craniomaxillofac Surg* 27 (1999) 77-81
239. Weibrich, G., Wagner, W.: Operatives Vorgehen, In: “Implantologie“, Koeck, B., Wagner, W. (Hrsg.), Urban & Fischer, München, Jena, 2004, 101-155
240. Weingart, D., Düker, J.: Röntgentomographische Technik zur Darstellung des atrophierten Alveolarfortsatzes vor enossaler Implantation. *Z Zahnärztl Impl* 7 (1991) 271-274
241. Weng, D.: Bildgebende Verfahren in der Implantologie. *Implantologie* 2 (1994) 73-78
242. von Wenz zu Niederlahnstein, Reichert, T.: CT-basierte Offline-Navigation in der Implantologie- praxisnah, kostengünstig, minimalinvasiv. *Implantologie Journal* 10 (2006) 26-32
243. Willebrand, K.: Langzeitstudien in der zahnärztlichen Implantologie: Vergleich und Bewertung. Med. Dissertation, Universität Frankfurt am Main, 2000

244. Wilson, D.J.: Ridge-mapping for determination of alveolar ridge width. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4 (1989) 41-43
245. Wittschier, M.: Laser in der Implantologie. *Laser Journal* 4 (2001) 37-41
246. Wittschier, M.: Laser in der Implantologie-Teil 2. *Laser Journal* 5 (2002) 22-24
247. Wyatt, C.C., Bryant, S.R., Avivi-Arber, L., Chaytor, D.V., Zarb, G.A.: A computer-assisted measurement technique to assess bone proximal to oral implants on intraoral radiographs. *Clin Oral Implants Res* 12 (2001) 225-229
248. Yacker, M., Klein, M.: The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11 (1996) 634-638
249. Yildirim, M., Liebe, J., Charrat, A., Spiekermann, H.: Sofortversorgung des zahnlosen Kiefers "Teeth in an Hour". *Implantologie* 12 (2004) 341-358
250. Zahn, H., Jungnickel, V., Ertl, T., Schmid, S., Müller, G.: Knochenchirurgie mit dem Er:YAG-Laser. *Lasermedizin* 13 (1997) 31-36
251. de Zeeuw, L.M.: Materials and Instrumentation. In: "Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis. Miniplates, Microplates, and Screws", Härle, F., Champy, M., Terry, B.C. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1999, 27-30
252. Zharikov; E.V., Zhekow, V.I.: Stimulated Emission from 3+-ions in yttrium aluminium garnet crystals at 2.94 μm . *Sov Quantum Electron* 4 (1975) 1039-1040
253. Zitzmann N.U., Schärer, P.: Die prothetisch determinierte Implantatplanung. *Quintessenz. Implantologie* 6 (1998) 363-379

9 Danksagung

Mein Dank gilt vor allem meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Deppe, der die vorliegende Arbeit nicht nur ermöglichte, sondern auch die Entwicklung der Arbeit mit hilfreichen Gesprächen und entscheidenden Anregungen konstruktiv begleitet hat. Seine wissenschaftliche Kompetenz stellte stets eine wertvolle Unterstützung bei der Durchführung dieser Arbeit dar.

Danken möchte ich auch Herrn Prof. Dr. Morgenroth, dem ehemaligen Direktor des Instituts für Pathologie der Ruhruniversität Bochum, für die pathohistologischen Untersuchungen und ihre Auswertung.

Herrn Dr. Olivier möchte ich für die Einführung in die Themen „Laser“ und „Navigation“ in der Zahnheilkunde herzlich danken. Die in dieser Dissertation beschriebenen Anwendungsbeispiele wurden unter seiner Anleitung durchgeführt.

Ich danke meiner Familie und allen Freunden, die alle auf ihre Weise zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. Besonders danke ich meinem Mann Lukas für seine Geduld und seinen liebevollen Zuspruch.

10 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Rosi Lewandowski, geb. Kandalajt
Geburtsdatum: 09.09.1976
Geburtsort: Kattowitz, Polen
Familienstand: verheiratet mit Lukas Lewandowski
Eltern: Maha Kandalajt, geb. Baghdane, Romanistin
Dr. med. Sami Kandalajt, Arzt für Orthopädie

Schulbildung

1982 – 1985: Grundschule Erichshof, Weyhe
1985 – 1987: Lourdes-Privatschule, Damaskus, Syrien
1987 – 1996: Andreas-Vesalius-Gymnasium, Wesel
1996: Abitur

Studium

1996 – 2001: Studium der Zahnmedizin an der Universität Witten/Herdecke
17.03.1999: Zahnärztliche Vorprüfung
10.12.2001: Staatsexamen der Zahnmedizin
14.01.2002: Approbation als Zahnärztin

Berufserfahrung

2002 – 2004: Vorbereitungsassistentin in der Zahnarztpraxis
Dr. Winand Olivier in Oberhausen
Seit 2005: Niedergelassen in eigener Gemeinschaftspraxis in Düsseldorf