Technische Universität München
Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik
Univ.-Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth

Ein integriertes System für die Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie und Implantologie

Sebastian Stopp

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

Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Kristina Shea, Ph.D.

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth

2. Univ.-Prof. Dr. med. dent., Dr. med. dent. habil. Herbert Deppe

Die Dissertation wurde am 05.03.2008 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Maschinenwesen am 06.06.2008 angenommen.

Vorwort

Diese Arbeit über Assistenzsysteme in der dentalen Implantologie entstand während meiner Tätigkeit im Team von Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth an der Technischen Universität München.

Herrn Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth (Ordinarius des Lehrstuhls für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik an der Technischen Universität München) danke ich sehr herzlich für die fachliche Betreuung und die Möglichkeit, in einem hervorragend ausgestatteten Forschungsinstitut wissenschaftlich zu arbeiten.

Herrn Prof. Dr. Herbert Deppe (Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie - MKG der Technischen Universität München Fachgebiet Zahnärztliche Chirurgie und Implantologie) danke ich für zahlreiche fachliche Diskussionen und Anregungen und sein stetes Interesse an dieser Arbeit. Des Weiteren danke ich ihm für die Betreuung der Arbeit als Zweitgutachter.

Herrn Dr. Emanuel v. Kienlin danke ich für sein Interesse an der Forschungsarbeit und für seine Unterstützung. Die von ihm ermöglichte Leihstellung eines Lasersystems hat einen großen und entscheidenden Teil der Arbeit erst ermöglicht.

Ich danke allen Kollegen für die Unterstützung, für fachliche und nicht fachliche Diskussionen sowie für ihre Anregungen. Mein besonderer Dank gilt Dr. Stefan Weber und Stephan Nowatschin für die Durchsicht und Kontrolle der Arbeit. Des Weiteren danke ich meinen Kollegen Dr. Kirill Koulechov und Daniel Günther für viele Diskussionen und Anregungen. Meinen Kollegen Mario Strauss, Matthias Markert, Yuichiro Honda und meinem ehemaligen Kollegen Dr. Ralf Tita und Andreas Rose danke ich für ihre stetige Hilfsbereitschaft.

Außerdem danke ich den Studenten Daniel Svejdar, Thomas Wolff, Jiaxi Shi und Martin Sekura für ihre engagierte Arbeit.

Besonders herzlich danke ich meiner Familie, insbesondere meinen Eltern für den steten Rückhalt sowie die Korrektur der Arbeit. Allen Menschen, die mich auf meinem Weg bis hierhin begleitet haben und so ihren Teil zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben, gilt mein Dank.

Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG 1

1.1 MEDIZINISCHE PROBLEMSTELLUNG 1
1.2 TECHNISCHE PROBLEMSTELLUNG 7
1.3 ZIELSETZUNG DER ARBEIT 9

2. STAND DER TECHNIK 11

2.1 OPERATIVES VORGEHEN 11
2.2 INDIKATION FÜR DEN LASEREINSATZ IN DER KNOCHENBEARBEITUNG 13
2.3 FUNKTIONSPRINZIP DES LASERS 16
2.4 MODELLIERUNG DES ABTRAGS 21
2.5 UMSETZEN EINER PRÄOPERATIVEN PLANUNG - NAVIGATIONSSYSTEME 26
2.6 ASSISTENZSYSTEME ZUR LASER-KNOCHENBEARBEITUNG 30
2.7 MESSEN UND DOKUMENTIEREN DER POSTOPERATIVEN SITUATION 31
2.8 DEFIZITE STAND DER TECHNIK 32
2.9 ZUSAMMENFASSUNG DER UNGELÖSTEN PROBLEME 34

3. EIN INTEGRIERTES SYSTEM FÜR DIE MUND-, KIEFER- UND GESICHTSCHIRURGIE UND IMPLANTOLOGIE 36

3.1 EIGENER ANSATZ 36
3.2 ABGRENZUNG 37

4. KONZEPT UND SYSTEMENTWURF 40

4.1 LEISTUNGSGESTEUERTE LASER-KNOCHENBEARBEITUNG 41
4.2 STRAHLUNGSFREIE IMPLANTATVERMESSUNG 52

5. REALISIERUNG LEISTUNGSGESTEUERTER LASERABTRAG 59

5.1 ERMITTLUNG DER POSITION DES LASERHANDSTÜCKS GEGENÜBER DEM KNOCHEN 59
5.2 MATHEMATISCHE MODELLIERUNG DES ABTRAGS 61
5.3 VOLUMETRISCHE MODELLIERUNG DES ABTRAGS 63
5.4 VISUALISIERUNG 72
5.5 SYSTEMVERHALTEN BEI NICHT-EINHALTEN DER PLANUNG 75
5.6 LEISTUNGSTEUERUNG 78

6. REALISIERUNG STRAHLUNGSFREIE IMPLANTATVERMESSUNG 80

6.1 VERMESSEN DER IMPLANTATLAGE 80
6.2 MESSWERTDARSTELLUNG 82
6.3 EIGNUNG DES MESSVERFAHRENS 85

7. EXPERIMENTE 86

7.1 LASER-MATERIALABTRAG 86
7.2 EIGNUNG DES VERFAHRENS ZUR IMPLANTATVERMESSUNG 102
7.3 KLINISCHER EINSATZ - VERMESSUNG DER IMPLANTATLAGE 112

8. ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK 115

9. ANHANG - NOTATION 117

10. LITERATUR 118

1. Einleitung

Das Bearbeiten von Knochen ist in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie ein häufig notwendiger Arbeitsschritt. Dabei kann die Bearbeitung darin bestehen, Kavitäten für Implantate zu bohren oder Sägeschnitte zu setzen. Problematisch sind hierbei die geringe Größe der zu bearbeitenden Strukturen und der stets nahe Verlauf von Risikostrukturen wie Nerven, die keinesfalls beschädigt werden dürfen.

Zur präoperativen Planung der Eingriffe stehen unterschiedliche diagnostische Verfahren zur Verfügung, welche zumeist auf Röntgenbildgebung basieren. Anfang der 80er Jahre setzte sich die Computertomographie (CT) als 3D-Bildgebung durch und ergänzte die bis dahin üblichen Durchleuchtungsbilder. Auf Basis dieser 3D-Bildgebung war eine genaue Diagnose des Operationsgebietes möglich. Zusätzlich ermöglichte die Entwicklung von computerbasierten Planungssystemen die exakte Planung des Eingriffs.

Für die genaue und sichere Umsetzung von Planungen wurden neben Schablonensystemen und robotischen Ansätzen Anfang bis Mitte der 90er Jahre die ersten Navigationssysteme für mechanische Instrumente wie Bohrer oder Fräsen entwickelt. Diese ermöglichten eine Ausrichtung des Instruments anhand der präoperativen Planung.

Neben Bohrern, Fräsen und Sägen können auch spezielle Laser für den Knochenabtrag eingesetzt werden. Die Laserbearbeitung von Knochen bietet neben den Vorteilen der freien Wahl der Schnittgeometrie und des berührungslosen Arbeitens seit der Nutzung des Ablationseffektes die Möglichkeit der schädigungsarmen Knochenbearbeitung. Dabei wird der Knochen weniger durch Hitze geschädigt als es bei mechanisch rotierenden Instrumenten der Fall ist. Dies ermöglicht kürzere Einheilzeiten von Implantaten. Jedoch konnte sich der Laser für die Knochenbearbeitung aufgrund seiner prinzipbedingten Nachteile wie dem Verlust des haptischen Feedbacks und der Kontrolle über den Materialabtrag nicht in der klinischen Routine durchsetzen.

Die Zielsetzung dieser Arbeit war es, ein System zu entwickeln, welches die Vorteile der in den letzten Jahren neu entwickelten Technologien für die Anwendung in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie nutzbar macht. Dabei soll der Lasereinsatz zur Knochenbearbeitung durch Kombination mit positionsabhängiger Leistungssteuerung sowie mathematischer und volumetrischer Modellierung mit sicherer Einhaltung einer präoperativen Planung ermöglicht werden. Für die anschließende postoperative Kontrolle und Dokumentation der mit den neuen Ansätzen ermöglichten Eingriffe soll weiterhin ein neues Verfahren zum strahlungsfreien dreidimensionalen Vermessen der Implantatlage entwickelt werden.

1.1 Medizinische Problemstellung

Im Folgenden wird die medizinische Problemstellung für die Implantologie und die Osteotomie erläutert.

1.1.1 Implantologie

Das Setzen dentaler Implantate ist ein sehr häufig durchgeführter Eingriff. Dieser Eingriff stellt die beste Methode für den Zahnerzsatz dar. So werden beispielsweise allein in Deutschland jährlich ca. 500.000 Dentalimplantate gesetzt (Yildirim und Liebe, 2005). Das Einsetzen

dentaler Implantate stellt die natürlichste und langzeitstabilste Methode des Zahnersatzes dar. Die Aufgabe des Arztes ist es hierbei, den Ansprüchen der Patienten nach schneller Einheilung des Implantats und einer dokumentierten Behandlung nachzukommen. Für den Arzt ist es in erster Linie wichtig, eine präoperative Planung intraoperativ genau umsetzen zu können. Die intraoperative Umsetzung der Planung muss für den Chirurgen messbar und nachweisbar sein.

Der Chirurg hat bei der dentalen Implantologie folgende Ziele:

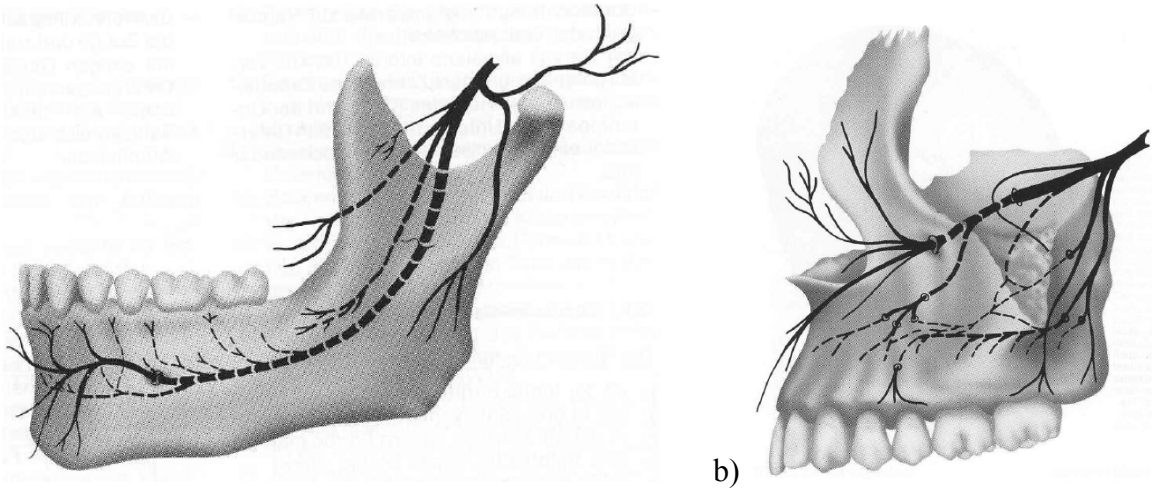
- Gewährleisten einer schädigungsarmen Knochenbearbeitung.
- Vermeidung mechanischer Erschütterungen.
- Präzises Umsetzen einer präoperativen Planung mit Schutz der Risikostrukturen.
- Messen der Implantatlage und Dokumentieren der Ergebnisse.

Standardmäßig werden zur Knochenbearbeitung mechanisch rotierende Instrumente wie Fräser oder Bohrer eingesetzt. Diese Instrumente haben den Nachteil, dass sie durch die prinzipbedingt entstehende Reibungswärme den umliegenden Knochen schädigen. Diese Schädigung kann auch durch Kühlung des Instruments nicht vollständig vermieden werden. Bei ambulant durchgeführten Eingriffen mit lokaler Anästhesie haben die rotierenden Instrumente den Nachteil, dass sie für den Patienten Vibrationen verursachen. Die Abtragung von Knochen mit Lasern bietet erhebliche Vorteile gegenüber der Abtragung mit herkömmlichen Instrumenten. So ist beispielsweise eine schädigungsarme Knochenbearbeitung möglich. Primär kann die Osseointegration durch traumatisierende Präparationstechniken oder präoperative Bestrahlung verhindert werden (Albrektsson, 1985). Die bei der chirurgischen Präparation erzeugte Reibungswärme führt zur Nekrose der umgebenden Zellen und stellt somit eine Primärursache für eine fehlgeschlagene Osseointegration dar. Im Tierversuch am Kaninchen beobachteten Eriksson und Albrektsson bei der Insertion schraubenförmiger Titanimplantate in die Tibia und Erwärmung des Implantats auf *50°C* für die Dauer von einer Minute, dass dieser thermische Insult ausreichte, um die Integration des Implantats für einen Beobachtungszeitraum von 4 Wochen zu verhindern (Albrektsson und Eriksson, 1985; Eriksson und Albrektsson, 1984).

Einer der häufigsten Gründe für die irreversible bindegewebige Verankerung von Implantaten ist wahrscheinlich die ungenügende Reduzierung des chirurgischen Traumas (Albrektsson, 1985). Trotz schonender Arbeitsweise bedingen konventionelle Bohrsysteme aus Stahl oder Titan immer einen thermischen Gewebsschaden, der selbst bei optimaler Kühlung im engen Bohrstollen nicht vermeidbar ist (Jochum und Reichart, 2000).

Das Ziel des Chirurgen beim Einsetzen eines Implantats ist es, einen möglichst stabilen Halt im Knochen und eine optimale Ausrichtung und Positionierung des Implantats zu gewährleisten. Die Position des auf das Implantat gesetzten künstlichen Zahns ist dabei durch die Restbezahnung vorgegeben. Der Chirurg muss die Position und Ausrichtung des Implantats so wählen, dass für den Aufbiss auf den künstlichen Zahn eine optimale Kraftverteilung gegeben ist. Um einen stabilen Halt des Implantats zu erreichen, muss die Oberfläche zwischen Implantat und Knochen so groß wie möglich sein. Deshalb versucht der Chirurg ein möglichst langes Implantat mit großem Durchmesser zu verwenden. Dabei muss allerdings das gegebene Knochenangebot des Patientenkiefers und der Verlauf sensibler Strukturen wie beispielsweise der Nervus mandibularis beachtet werden. Für die Beurteilung des Knochenangebots

und der Lage der sensiblen Strukturen werden präoperativ zumeist CT-Bilddaten des Patienten aufgenommen. Damit kann die Situation dreidimensional beurteilt werden.



a) b)

Abbildung 1.1: a) Nervus mandibularis: Der Unterkieferast ist ein gemischter Nerv mit einem sensiblen und einem motorischen Anteil. Er versorgt die Dura mater, die Haut des Kinns, der Unterlippe, der unteren Wangenabschnite, des vorderen Teils der Ohrmuschel, der Schläfe, die Schleimhaut der Wange, des Mundbodens, des vorderen Zungenbereiches, die Zähne des Unterkiefers und das Kiefergelenk. b) Nervus. maxillaris: Der Oberkieferast führt nur sensible Fasern. Sein Innervationsgebiet sind die Dura mater, die Haut des unteren Augenlides, der Wange, der Oberlippe und des Nasenflügels, die Schleimhaut der Nasenhöhle, des Gaumens, der Oberlippe und der Kieferhöhle sowie die Zähne des Oberkiefers (Hohmann und Hielscher, 2004a).

Der Chirurg bestimmt anhand dieser Bilddaten die optimale Lage und Form des Implantats. Intraoperativ ist es das Ziel, die Planung möglichst genau umzusetzen. Dafür ist eine Genauigkeit von unter *1 mm* notwendig. Neben den patientenabhängigen Faktoren wie Knochenqualität, Begleiterkrankungen, Nikotinkonsum und Mundhygieneverhalten sind die korrekte Planung und Umsetzung der Planung wesentlich für optimale Langzeitresultate (McDermott *et al.*, 2003). Risikostrukturen beim Bohren im Kiefer sind beispielsweise die Nervenverläufe. Die Nervenverläufe für Ober- und Unterkiefer sind in Abbildung 1.1 dargestellt. Die Achsenrichtung der Implantate muss in der Positionierung mesiodistal und orovestibulär ausgerichtet und zusätzlich in der Neigung der Bohr- bzw. Implantationsrichtung in allen drei Richtungen des Raumes orientiert werden (Weibrich und Wagner, 2004).

Nach dem Einsetzen des Implantats muss die Lage des Implantats und der Zustand der sensiblen Strukturen überprüft und dokumentiert werden. Ziel ist es dabei, die Implantatlage möglichst dreidimensional zu beurteilen, ohne den Patienten erneut der Strahlenbelastung einer CT-Aufnahme auszusetzen. Des Weiteren ist es wünschenswert, die Lage des Implantats sowohl direkt im Anschluss an das Einsetzen des Implantats als auch nach einigen Wochen Einheilzeit zu überprüfen. Für die Dokumentation des Eingriffs ist es wichtig, die Lage des gesetzten Implantats sowohl im Patientenknochen als auch gegenüber der präoperativen Planung zu verifizieren.

Die ideale Knochengewebsreaktion nach der Insertion eines Implantats stellt die Osteogenese und die allmähliche Anpassung des Empfängergewebes auf funktionelle Belastungen dar. In der ersten Phase dieser Gewebsreaktion kommt es zum Ersatz des nekrotischen Gewebes, das das Implantat sofort nach seiner Insertion umgibt. In der zweiten Phase, die sich im Allgemeinen über Jahre erstreckt, kommt es zum allmählichen Umbau des Implantatlagers und zur

Verdichtung des periimplantären Knochengewebes, dessen Stabilität im Idealfall mit zunehmender Verweildauer des Implantats ansteigt (Albrektsson, 1985; Buch *et al.*, 2003).

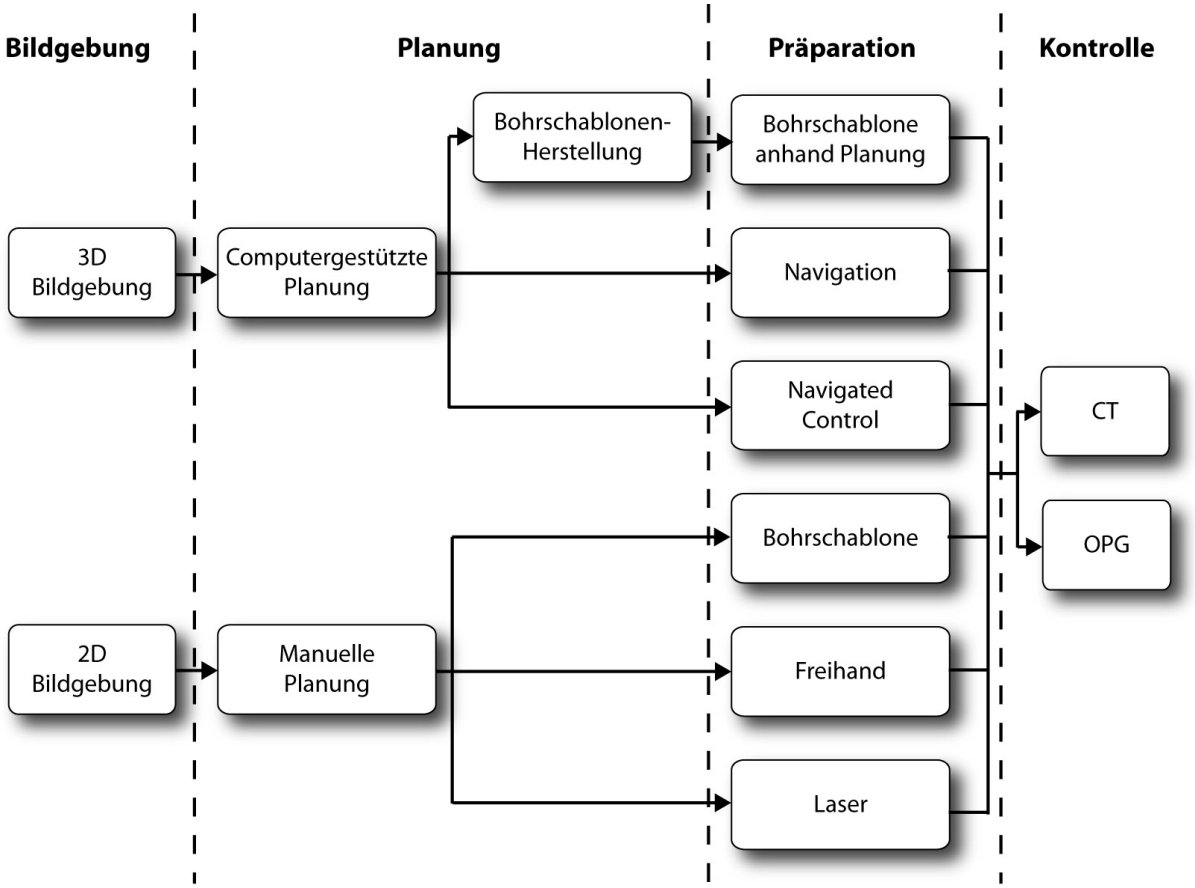


Abbildung 1.2: Ablauf in der dentalen Implantologie

Je nach dem verwendeten Bildgebungsverfahren stehen dem Chirurgen in der dentalen Implantologie unterschiedliche Behandlungsmethoden und Werkzeuge zur Auswahl (Abbildung 1.2). Für den computergestützten Eingriff und die genaue Umsetzung einer präoperativen Planung müssen 3D-Bilddaten aufgenommen und verwendet werden. Soll der Eingriff mit einer Bohrschablone anhand der computerbasierten Planung durchgeführt werden, so ergibt sich der zusätzliche Schritt der Bohrschablonenfertigung.

Alternativ stehen die Verfahren der Navigation und in der Forschung der navigierten Leistungssteuerung zur Verfügung. Für die anschließende Vermessung der Implantatlage werden zumeist zweidimensionale Orthopantomogrammaufnahmen (OPG-Aufnahmen) eingesetzt. Für eine dreidimensionale Beurteilung der Implantatlage und einen Vergleich zur präoperativen Planung müssen jedoch dreidimensionale Bilddaten verwendet werden.

Die Präparation des Implantatbetts kann auf verschiedene Weise erfolgen. Die Kavität kann freihand oder unter Verwendung von Bohrschablonen oder Navigationssystemen gefertigt werden. Des Weiteren kann anstelle des klassischen Bohrers auch ein Laser für den Knochenabtrag eingesetzt werden. Die Vor- und Nachteile der Verfahren und Systeme sind in Tabelle 1.1 dargestellt.

Tabelle 1.1: Übersicht über Vor- und Nachteile der bekannten Verfahren zur Präparation eines Implantatbetts (+ vorteilhaft, - nachteilig).

	Freihand	Bohr-schablone	Navigation	Navigated Control	Laser
Genauigkeit	-	+	+	+	-
Umsetzung anhand präoperativer Planung	-	+	+	+	-
Möglichkeit der schädigungsarmen Bearbeitung	-	-	-	-	+
Dokumentation	-	-	+	+	-
Zusätzlicher Zeitaufwand	+	-	-	-	-

1.1.2 Osteotomie

Die Entnahme von Knochen im Beckenbereich und das anschließende Einsetzen im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich sind beispielsweise bei Entwicklungsstörungen des Kiefergelenks oder zur Kieferkammdistraktion nötig. Dabei wird aus einem Spendeareal wie dem Beckenkamm oder dem Tibiakopf Knochen entnommen (Zöller *et al.*, 2007)

Ziele bei der Osteotomie sind:

- Gewährleisten einer schädigungsarmen Knochenbearbeitung.
- Vermeidung mechanischer Erschütterungen und damit Vermeidung von Knochenabsplitterungen.
- Präzises Umsetzen einer präoperativen Planung mit Schutz der Risikostrukturen.
- Berührungsloses Arbeiten (Keimfreiheit).
- Schmale und geometrisch komplexe Schnittführung.
- Vermeidung von Knochenmehl und Metallabrieb und damit Vermeidung der Behinderung diagnostischer Verfahren wie Kernspintomographie.

Der Einsatz von Lasern für das Schneiden von Knochen kann die meisten Zielvorgaben erfüllen. So ist durch den Einsatz von Lasern eine berührungslose, präzise, schädigungsfreie Knochenbearbeitung mit komplexer Schnittführung möglich (Engelhardt und Bimberg, 1972; Fried und Fried, 2001; Horch und Deppe, 2007; Ivanenko und Hering, 1998; Mitra, 2002).

Jedoch stehen den enormen Vorteilen des Lasereinsatzes einige Nachteile gegenüber. So ist die Schnittqualität beispielsweise stark von den eingestellten Laserparametern und der Handhabung abhängig. Eine falsche Handhabung, beispielsweise defokussierte Anwendung, kann zu Karbonisationen des Knochen und damit zu Verzögerungen der Heilung führen (Horch

und Deppe, 2007; Mitra, 2002). Die Auswirkungen einer defokussierten Anwendung eines Lasers ist in Abbildung 1.3 dargestellt.

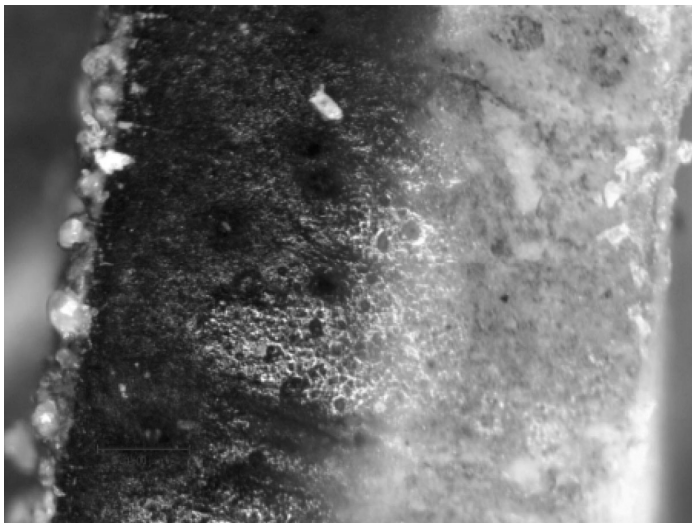


Abbildung 1.3: Thermische Schädigung durch defokussierten Laserstrahl an der Kompakta eines Bullenfemur. Ein defokussierter Laserstrahl mit *80 µs* Pulsdauer, *110 W* mittlerer Leistung, *10,6 µm* Wellenlänge und *2 kHz* Pulswiederholfrequenz, Maßstab: *1 mm* (Mitra, 2002).

Die bestehenden Probleme können wie folgt zusammengefasst werden:

- Knochenbearbeitung:
    - Die Verwendung von mechanischen Instrumenten erzeugt Reibungswärme und damit eine Schädigung des umliegenden Gewebes, welche zu einer fehlgeschlagenen Osseointegration führen kann.
    - Die erzeugten mechanischen Kräfte und Vibrationen verursachen Schmerzen.
    - Ein berührungsloses Arbeiten ist mit mechanischen Instrumenten nicht möglich.
    - Die Schnittführung bei Verwendung mechanischer Sägen in der Osteotomie ist sehr begrenzt und kann nicht individuell angepasst werden.
    - Der Einsatz von Lasersystemen ist nur begrenzt möglich, da eine falsche Handhabung zu starken irreversiblen Knochenschädigungen führt.
    - Des Weiteren verliert der Chirurg beim Lasereinsatz das haptische Feedback und die Tiefenkontrolle beim Materialabtrag.
- Umsetzen einer Planung:
    - Die Planung muss in dreidimensionalen Bilddaten vorgenommen werden.
    - Das chirurgische Instrument muss intraoperativ exakt anhand der Planung ausgerichtet werden.
    - Sensible Strukturen dürfen nicht verletzt werden.

- Beurteilung und Dokumentation der Implantatlage:
    - Die Lage eines gesetzten Implantats muss postoperativ dreidimensional beurteilt werden.
    - Die Lage des Implantats muss relativ zu den Planungsdaten ermittelt und dokumentiert werden.
    - Zusätzliche Röntgenbestrahlung (CT) sollte aus Gründen des Strahlenschutzes vermieden werden.

1.2 Technische Problemstellung

Im Folgenden sind die technischen Probleme beim Umsetzen der Planung, der Knochenbearbeitung und beim Vermessen der Implantatlage beschrieben.

1.2.1 Knochenbearbeitung

Den medizinischen Vorteilen beim Einsatz von Lasersystemen für die Knochenbearbeitung stehen prinzipbedingte technische Probleme bei der Anwendung gegenüber. So wird dem Chirurgen durch die fehlende Haptik während des Lasereinsatzes die Kontrolle des Knochenabtrages erschwert. Eine falsche Handhabung kann zu starken, nicht reversiblen Knochenschäden führen. Die Auswirkungen einer Laseranwendung in unterschiedlichen Abständen zwischen Laserfokus und Knochenoberfläche sind in Abbildung 1.4 dargestellt. Bereits bei einem Abstand von *4 mm* zwischen Laserfokus und Knochenoberfläche können Karbonisationen festgestellt werden. Mit steigender Entfernung nehmen die Karbonisationen zu (Stopp *et al.*, 2007b).

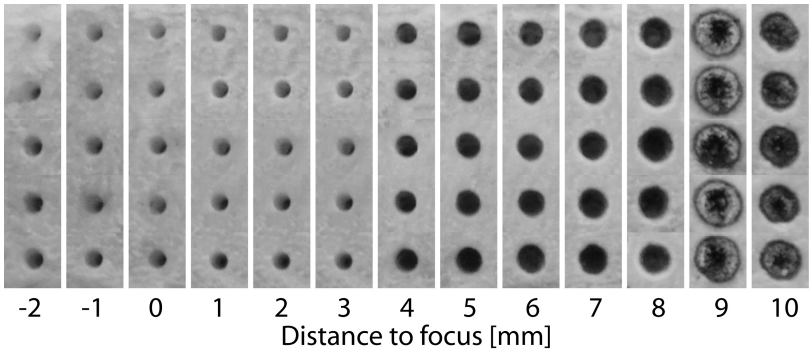


Abbildung 1.4: Auswertung des Einflusses des Abstandes zwischen Laserfokus und Knochenoberfläche auf den Knochenzustand. Ab einer Entfernung von *4 mm* zwischen Laserfokus und Knochenoberfläche sind Karbonisationen zu erkennen (Stopp *et al.*, 2007b).

Der Grund für den Einfluss des Abstandes auf das Ergebnis ist die Geometrie des Laserstrahls. Da für die Knochenbearbeitung hohe Leistungsdichten benötigt werden, kommen Laser mit einer Fokussierung zum Einsatz. Der Fokuspunkt liegt in einigen Millimetern Entfernung zum Laserhandstück. Mit zunehmender Entfernung zwischen Laserfokus und Knochenoberfläche sinkt die Energiedichte. Mit sinkender Energiedichte verschlechtert sich das Verhältnis zwischen eingebrachter thermischer Energie, welche zu Schädigungen des Knochens führt, und Energie, welche in den Abtragsprozess einfließt. Wird eine bestimmte Schwellenergiedichte unterschritten, findet kein Abtragsprozess mehr statt. Die eingebrachte Energie führt dann vollständig zur Erwärmung und damit zur Schädigung des Knochengewebes.

Der Chirurg verwendet den Laser freihand geführt. Während des Einsatzes ist der Abstand zwischen dem Laserbrennpunkt und der Knochenoberfläche für den Chirurgen unbekannt (Abbildung 1.5). Des Weiteren kann er durch die fehlende Haptik nur visuell bestimmen, wie viel Knochen abgetragen wurde (Abbildung 1.5). Bei schmalen Kavitäten, wie sie für das Einsetzen von Implantaten erforderlich sind, ist auch keine visuelle Kontrolle mehr möglich.

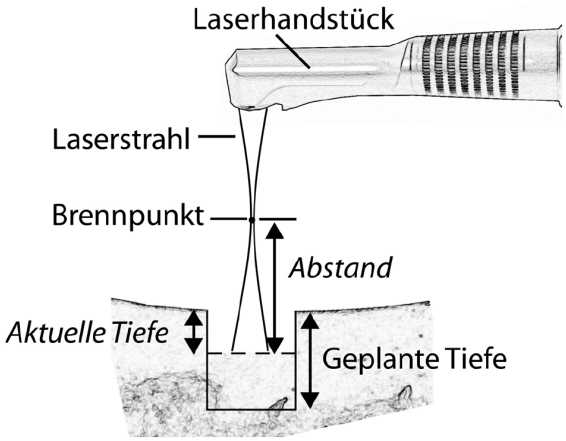


Abbildung 1.5: Freihandführung eines fokussierten Lasers über einen Knochen. Der Abstand zwischen Knochenoberfläche und Brennpunkt, sowie die aktuell erreichte Tiefe sind für den Chirurgen unbekannt.

1.2.2 Umsetzen einer Planung

Soll ein Eingriff anhand einer präoperativen Planung erfolgen, muss in einer Planungsphase eine Planung erstellt werden. Für das Erstellen einer Planung wird ein dreidimensionaler Bilddatensatz des Patientenkiefers erzeugt. Je nach Ziel des Einsatzes müssen Kavitäten oder Schnittführungen dreidimensional in den Bilddaten des Patienten geplant werden. Dafür muss die Planungssoftware dem Chirurgen entsprechende Ansichten zur Verfügung stellen.

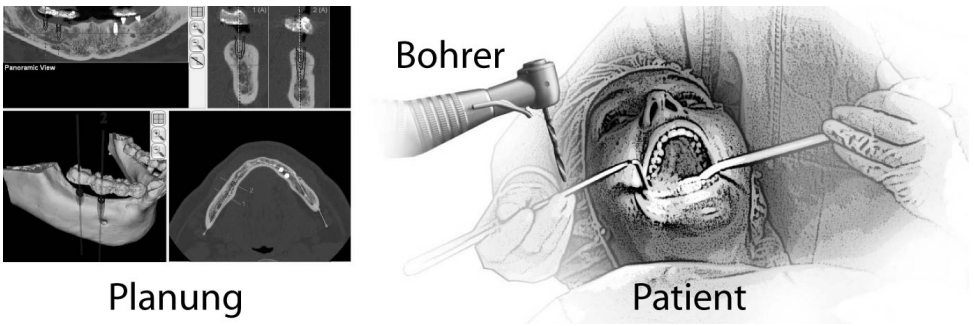


Abbildung 1.6: Das Problem beim Umsetzen einer erstellten Planung besteht darin, dass der Chirurg intraoperativ keinen Bezug zu den Planungs- und Bilddaten hat, aber das Instrument entsprechend der Planung ausrichten muss.

Für die Umsetzung der Planung muss dem Chirurgen intraoperativ ein Ausrichten seines Instrumentes ermöglicht werden. Das Problem besteht darin, dass die geplanten Daten in einer Planungssoftware zwar relativ zu den Bilddaten des Patienten dreidimensional ausgerichtet sind, der Chirurg intraoperativ aber keinen exakten Bezug zwischen den Bild- und Planungsdaten und der intraoperativen Situation hat.

1.2.3 Beurteilung und Dokumentation der Implantatlage

Für die Beurteilung der Lage des gesetzten Implantats und für einen Vergleich mit der Planung muss die Lage des Implantats dreidimensional vermessen werden. Der Chirurg muss beurteilen, ob die Tiefe, die Position und die Ausrichtung des Implantats mit der Planung übereinstimmen. Da Strahlenbelastungen im abheilenden Gewebe ungünstige Reaktionen hervorrufen können (Strid, 1985) und die Knochenheilung gehemmt wird (Weibrich und Wagner, 2004), sollten möglichst wenige Röntgenaufnahmen gemacht werden. Schon eine relativ geringe Winkelabweichung des Implantats kann über die gesamte Implantatlänge an der Implantatspitze zu einer Verschiebung von mehreren Millimetern führen. Die Planungsdaten allein sind für eine Dokumentation unzureichend, da sie das tatsächliche Ergebnis der Behandlung nicht widerspiegeln.

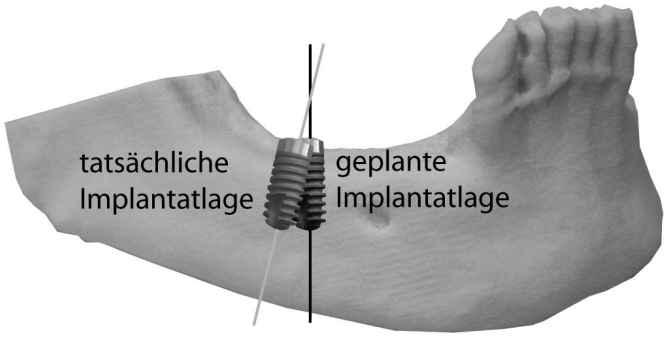


Abbildung 1.7: Abweichungen zwischen der geplanten Implantatlage und dem tatsächlichen Ergebnis. Geringe Winkelabweichungen des Implantats können über die gesamte Implantatlänge an der Implantatspitze zu einer Verschiebung von mehreren Millimetern führen.

1.3 Zielsetzung der Arbeit

Ziel der Arbeit ist es, durch neue Ansätze moderne Technologien für bessere Behandlungsmethoden in der Mund- Kiefer- und Gesichtschirurgie zu nutzen. Durch die Kombination eines Lasers zur Knochenbearbeitung mit einem Navigationssystem und Modellen des Laserabtrags soll eine gewebeschonende Knochenbearbeitung mit freier Wahl der Schnittgeometrie und kürzeren Einheilzeiten von Implantaten ermöglicht werden. Des Weiteren soll durch den Einsatz optischer Messsysteme erstmals eine strahlungsfreie dreidimensionale Vermessung der Lage der eingesetzten Implantate realisiert werden.

Die Ziele lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- **Tiefenbegrenzte Kavitätenpräparation mit einem Laser:** Anhand der Kombination eines chirurgischen Lasers mit einem Navigationssystem soll die Möglichkeit untersucht werden, die Nachteile bei der Handhabung von Lasern in der Knochenbearbeitung durch das Zur-Verfügung-Stellen zusätzlicher Informationen zu minimieren. Der Laser soll dann navigiert mittels Planung ausgerichtet werden können. Das Prinzip soll für einen frei fokussierenden Laser realisiert werden. Das Prinzip kann dann auf Laser mit Scanner oder Laser im Kontaktmodus (Saphirspitze) übertragen werden, da diese Vereinfachungen des frei fokussierten Abtrags darstellen.

- **Modellierung und Visualisierung des Materialabtrages bei der Laserbearbeitung von Knochen:** Anhand der Informationen eines mathematischen und eines Volumenmodells soll der Materialabtrag des Lasers abgeschätzt und visualisiert werden. Damit soll die ge-

fertigte Struktur virtuell abgebildet werden ohne auf zusätzliche Sensoren zurückzugreifen. Die maximal erreichte Tiefe kann somit berechnet und angegeben werden. Durch den bekannten Materialabtrag sollen umliegende sensible Strukturen besser geschützt werden.

- **Navigierte Leistungssteuerung eines Lasers:** Das Prinzip der navigierten Leistungssteuerung soll im Rahmen dieser Arbeit erstmals für Laser und damit für nicht-mechanische Instrumente realisiert werden. Durch Kombination mit der Navigationstechnologie soll die Nutzung der Vorteile der Lasertechnologie für die Knochenbearbeitung erreicht werden. Durch die Leistungssteuerung soll verhindert werden, dass Gewebe außerhalb eines geplanten Bereichs abgetragen oder der Knochen durch eine ungeeignete Ausrichtung des Lasers geschädigt wird.

- **Strahlungsfreies Vermessen der postoperativen Implantatlage:** Für die intra- und postoperative Vermessung der dreidimensionalen Lage eines eingesetzten Implantats soll ein geeignetes System entwickelt und verifiziert werden. Ziel ist es dabei auf Röntgenstrahlung bei der Vermessung zu verzichten und die Messung mit einem optischen Messsystem durchzuführen. Die Lage des eingesetzten Implantats soll dann mit der durchgeführten Planung vergleichbar und dokumentierbar sein.

2. Stand der Technik

In diesem Kapitel werden der Stand der Technik und der Stand der Forschung dargestellt. Dabei wird auf die Entwicklungen in der Lasertechnik und der medizinischen Navigation und deren Anwendungen bei der Knochenbearbeitung sowie auf die postoperative Vermessung von Implantaten in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie eingegangen.

2.1 Operatives Vorgehen

Im Folgenden wird das operative Vorgehen für Eingriffe in der dentalen Implantologie und der Osteotomie erläutert.

2.1.1 Implantologie

Das operative Vorgehen bei der Implantation ist entsprechend der Vielfalt der Systeme und Indikationen sehr variabel bzw. heterogen. Neben dem angewandten Implantatsystem und der Implantatindikation bestimmen vor allem die individuellen lokalen und allgemeinen Voraussetzungen und gegebenenfalls zusätzlich notwendige operative Maßnahmen wesentlich den Ablauf der Implantation.

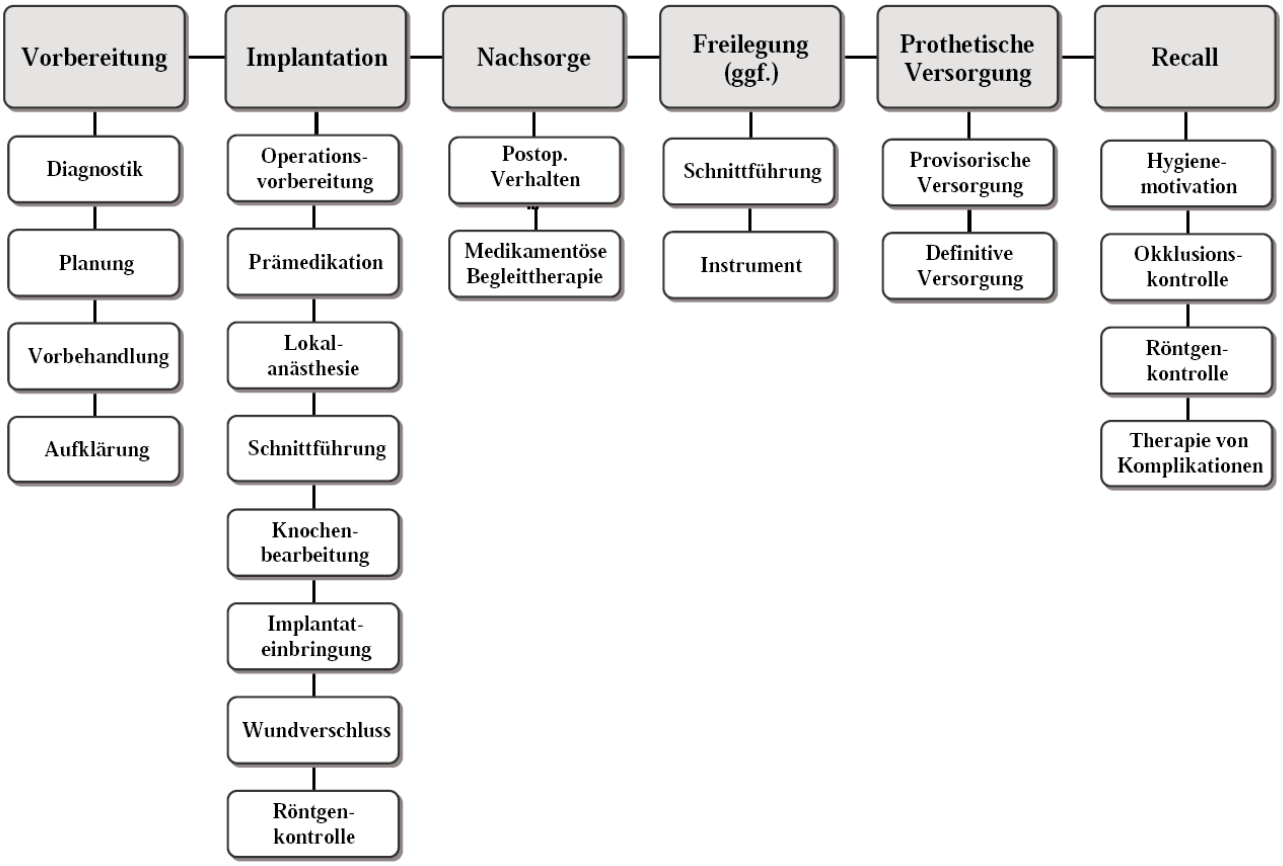


Abbildung 2.1: OP-Ablauf in der dentalen Implantologie. Vor der Operation wird eine CT-Aufnahme des Patientenkiefers erstellt. Anhand der CT-Daten wird die Planung durchgeführt. Für das Einsetzen der Implantate werden, anhand der Planung, Löcher in den Kiefer gebohrt. Die Kontrolle der Implantatlage erfolgt postoperativ. Wünschenswert ist dabei ein Vergleich mit der Planung (nach Weibrich und Wagner, 2004).

Tabelle 2.1: Ziele, Probleme und verwendete Instrumente beim operativen Vorgehen zur Einbringung von Zahnimplantaten (Weibrich und Wagner, 2004).

Schritt	Ziel	Instrumente	Probleme
Vorbohrung	Festlegung der Implantatposition, Ankörnung der Kortikalis	Kleiner Rosenbohrer (ca. 2 mm), dünner Spiralbohrer	Positionierung
Pilotbohrung	Orientierende Festlegung der Implantatrichtung Orientierende Festlegung der Implantatlänge	Kleine Spiral-/Drillbohrer (ca. 1,5 -2 mm) Parallelisierungsstifte mit/ohne Tiefenmarkierung	Perforationen Zahnverletzungen Implantatneigung Achsenrichtung Implantatparallelität Instrumentenfraktur
Aufbohren	Aufweitung des Implantatlagers, Festlegung des Implantatdurchmessers	Hohlfräsen Drillbohrer Normfräsen Stufenbohrer Parallelisierungspfosten Tiefenmesslehren	Thermische und mechanische Lagerschäden Definitive Festlegung von Implantatlänge und -durchmesser
Form-aufbereitung	Kongruenz von Implantat und Knochenlager Anpassung an Makro-strukturierungen	Gewindeschneider Normfräsen Implantat	Festlegung der definitiven Implantatform
Implantat-insertion	Versenken in geplanter Höhe Primärstabilität	Implantat mit Gewindeschneider Setzinstrumente Einbringpfosten	Kontamination, Austausch bei Instabilität

Da gewisse chirurgische Grundprinzipien der Implantologie, wie z.B. bestmögliche Schonung des Lagerknochens, möglichst passgenaue Aufbereitung und das Ziel einer hohen Primärstabilität, sich bei fast allen Implantatsystemen durchgesetzt haben, können allgemeine Ablaufschemata entwickelt werden (Weibrich und Wagner, 2004). In Abbildung 2.1 ist das operative Vorgehen bei der Implantation in den Grundzügen dargestellt.

Die Ziele, Probleme und verwendeten Instrumente für die Durchführung der einzelnen Schritte sind in Tabelle 2.1 aufgeführt.

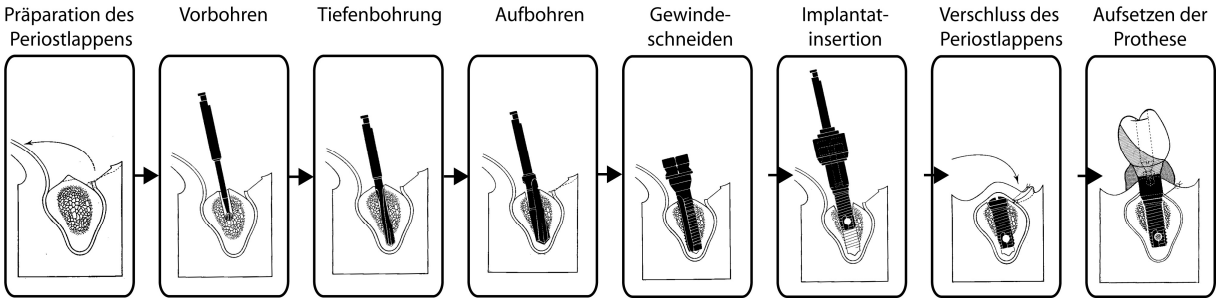


Abbildung 2.2: Operative Schritte zum Setzen eines Dentalimplantats (Quelle: Adell et al., 1985).

In Abbildung 2.2 sind die wesentlichen Schritte: Schnittführung, Knochenbearbeitung, Implantateinbringung, Wundverschluss und definitive Versorgung ausführlicher grafisch dargestellt.

2.1.2 Osteotomie

Das operative Vorgehen in der Osteotomie soll beispielhaft an einer Vorverlagerung des Unterkiefers in der Dysgnathiechirurgie beschrieben werden. Nach der Spaltung des Unterkiefers im Kieferwinkel sind das distale Segment (der Unterkieferkörper) und die beiden gelenktragenden Anteile mobil. Diese drei Fragmente des Unterkiefers sind dann zueinander gut beweglich und müssen in die geplante Position zueinander mit entsprechender Verlagerung des Unterkieferkörpers gebracht werden. Hierzu wird ein interokklusaler Splint benötigt, der im Vorfeld anhand einer Modelloperation hergestellt wurde. In dieser Modelloperation wurde die tatsächliche Operation simuliert. In dieser Position wird eine Positionierungsplatte am aufsteigenden Unterkieferast und am Jochbein angebracht (Abbildung 2.3b). Nach sagittaler Spaltung und Einstellung des Unterkiefers über einen Okklusionssplint in der gewünschten Position wird der aufsteigende Kieferast über dieselbe Positionierungsplatte fixiert, der Unterkiefer in der gewünschten Position intermaxillär fixiert und dann eine Miniosteosyntheseplatte zur Sicherung des Unterkiefers im horizontalen Unterkieferast angebracht (Abbildung 2.3c). Anschließend kann die Positionierungsplatte mit Splint entfernt werden.

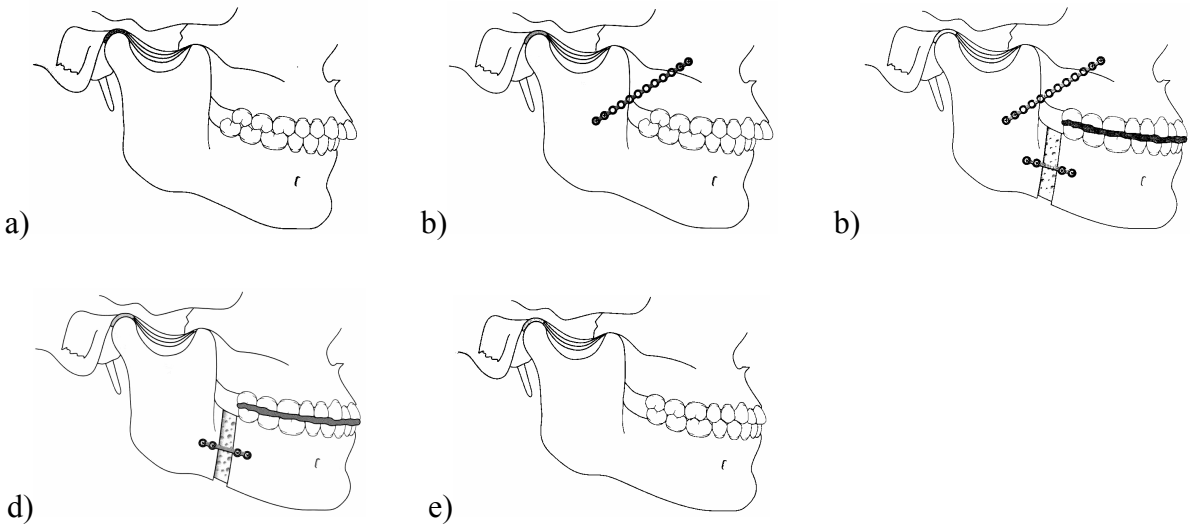


Abbildung 2.3: Schematische Darstellung des typischen Behandlungsverlaufs bei einer Dysgnathie und geplanter Einstellung mit Vorverlagerung des Unterkiefers nach sagittaler Spaltung in Verbindung mit intraoperativer Fixation des aufsteigenden Unterkieferastes (Quelle: Hoffmeister, 2007; Zöller et al., 2007).

2.2 Indikation für den Lasereinsatz in der Knochenbearbeitung

Beim Knochenabtrag mit mechanischen Instrumenten entsteht Reibung (Davidson und James, 2003). Die entstehenden thermischen Effekte können den Knochen irreversibel schädigen (Horch, 1983). So kann bereits die bei der chirurgischen Präparation erzeugte Reibungswärme zur Nekrose führen. Dieser Umstand stellt eine Primärursache für eine fehlgeschlagene Osseointegration dar. Trotz schonender Arbeitsweise bedingen konventionelle Bohrsysteme aus Stahl oder Titan immer einen thermischen Gewebsschaden (Allan *et al.*, 2005), der selbst bei optimaler Kühlung (Benington *et al.*, 2002; Cavalcanti *et al.*, 2003; Chacon *et al.*, 2006) im engen Bohrstollen nicht vermeidbar ist (Jochum und Reichart, 2000). Nach einer konventionellen Knochenpräparation mit rotierenden Instrumenten entsteht eine nekrotische Randzone

von mindestens 500 µm (Albrektsson, 1985). Bei einer Resorptionsgeschwindigkeit der Osteoklasten von ca. 50 µm am Tag kann demzufolge die periimplantäre Osteogenese frühestens nach 10 Tagen einsetzen. Beim Menschen wird für die Bildung von Geflechtknochen eine Rate von 30 bis 50 µm am Tag angegeben. Die Bildungsrate von lamellärem Knochen beträgt dagegen ca. 0,6 µm täglich, so dass bis zum vollständigen Ersatz des nekrotischen Gewebes mit neu gebildetem Knochen etwa 3 Monate vergehen müssen (Zablotsky *et al.*, 1991).

Schon 1964 unternahmen Stern und Sognnaes (Stern und Sognnaes, 1965) mit einem Rubin-Laser erste Versuche zum Hartgewebeablation. Seither gehört dieses Gebiet zu den am meisten untersuchten in der Laserzahnheilkunde und wurde besonders in den letzten Jahren durch Schlagworte wie Schmerzfreiheit und Minimal-Invasive Therapie auch in großem Maße in das Blickfeld des medialen und öffentlichen Interesses gerückt (Moritz *et al.*, 2005).

Die Abtragung von Knochen durch einen Laser kann gegenüber der konventionellen Technik den Vorteil haben, dass der umliegende Knochen weniger durch Hitze geschädigt wird (Bornstein, 2004; Ohmi *et al.*, 2006; Siebert, 2003). Die Abtragung von Knochen durch einen Laser kann damit auch zur Kavitätenpräparation für Implantate geeignet (Gannot *et al.*, 1994; Schwarz *et al.*, 2007). In wissenschaftlichen Arbeiten wurde die Eignung des Lasers hinsichtlich Einfluss auf die Osseointegration (el-Montaser *et al.*, 1999; Schwarz *et al.*, 2007) und die Einbringung thermischer Energie auf die Knochenheilung (Charlton *et al.*, 1990) untersucht.

Auch für die Osteotomie kann der Laser an Stelle mechanischer Instrumente eingesetzt werden (Deppe und Horch, 2007). Hierfür wurden bereits wissenschaftliche Untersuchungen zur Schnittgeschwindigkeit (Afilal *et al.*, 2003; Werner *et al.*, 2005), zur Schnitttiefe (Ivanenko *et al.*, 2005b), zum Ablationsprozess (Fried und Fried, 2001) und zu thermischen Effekten auf das umliegende Gewebe (Frentzen *et al.*, 2003) durchgeführt. Des Weiteren wurde die Knochenheilung in Tierversuchen ausgewertet (Gertzbein *et al.*, 1981; Ivanenko *et al.*, 2005a).

Für die medizinische Knochenbearbeitung mit Lasern ist der Er:YAG Laser aufgrund seiner Wellenlänge von *2,940 µm* besonders geeignet (Apel *et al.*, 2002; Frank und Wondrazek, 2003; Ivanenko *et al.*, 2005a; Nuss *et al.*, 1988). Diese Wellenlänge koppelt in das im Knochen eingelagerte Wasser ein und sprengt somit den Knochen heraus. Dieser Effekt wird Ablation genannt und hat seine Vorteile in der geringen Schädigung des Knochens durch thermische Energie (Berlien *et al.*, 1991). Die Oberflächen von lasergefertigten Kavitäten wurde untersucht (Hossain *et al.*, 2002). Es wurde gezeigt, dass mit einem Laser gefertigte Kavitäten besser für die Knocheneinheilung von Implantaten geeignet sind als durch Bohren gefertigte (Schwarz *et al.*, 2007).

Untersuchungen zur Qualität des Knochenabtrags mit einem Er:YAG-Laser zeigten keine Anhaltspunkte von Morphologieänderungen im Knochengewebe auf Grund thermischer oder mechanischer Irritationen (Lewandowski, 2006). Des Weiteren wurden Implantatbettpräparationen mit einem Er:YAG-Laser durchgeführt (Abbildung 2.4). 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 Scannersytem auf eine leicht subkongruente Dimension eingestellt. Anhand dieses klinischen Falles konnte gezeigt werden, dass mit dem Er:YAG-Laser eine vollständige transgingivale Implantatbettaufbereitung und eine primärstabile Verankerung eines Compress®-Implantats möglich ist (Lewandowski, 2006).

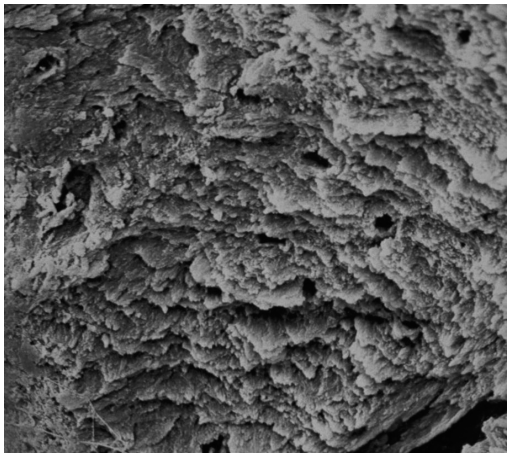
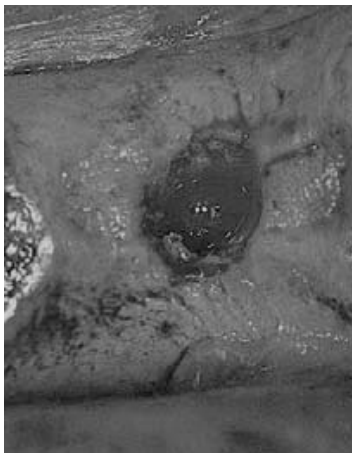
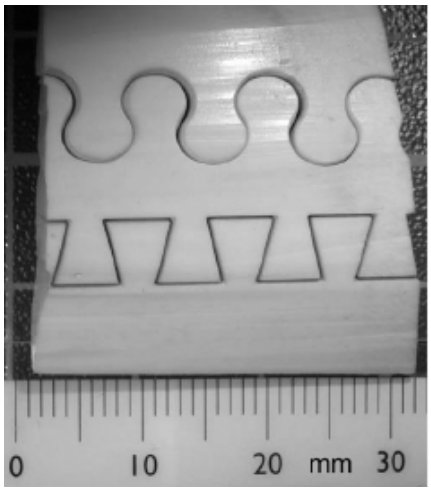
a)  b) 

Abbildung 2.4: a) Knochenoberfläche nach Kavitätenpräparation mit einem Er:YAG-Laser. REM x 1000 (Lewandowski, 2006); b) Er:YAG-Laserpräparation einer Implantatkavität (Lewandowski, 2006).

Der Vorteil des Einsatzes eines Lasers besteht in der Osteotomie neben der Berührungslosigkeit, der Asepsis und der exakten Richtbarkeit des Laserstrahls (Horch und Deppe, 2007) in der freien Wahl der Schnittgeometrie (Afilal *et al.*, 2003; Ivanenko *et al.*, 2005a).

Die Laserosteotomie, d.h. das Schneiden, oder allgemeiner das Abtragen von Knochen wird seit den 70er Jahren erforscht (Engelhardt und Bimberg, 1972). Die Laserosteotomie verspricht viele Vorteile gegenüber der Sägeosteotomie (Ivanenko und Hering, 1998). Da der Laserstrahl berührungslos arbeitet, werden mechanische Erschütterungen vermieden, die bei Gebrauch konventioneller Werkzeuge zu Knochenabsplitterungen führen können (Fried und Fried, 2001). Des Weiteren wird Keimfreiheit (Asepsis) gewährleistet. Die Laserparameter können so gewählt werden, dass kleine Blutgefäße durch die thermische Wirkung des Strahls geschlossen werden oder empfindliches Gewebe wie Knochen nahezu ohne Erwärmung abgetragen wird. Dabei ist eine schmale, geometrisch komplexe und genaue Schnittführung auch bei großer Schnitttiefe möglich. Eine Vielzahl komplizierter Operationen in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (Mitra, 2002) sind heutzutage durch die vorhandenen mechanischen Werkzeuge wie Sägen, Bohrer und Fräsen technisch beschränkt.

a) 

b)

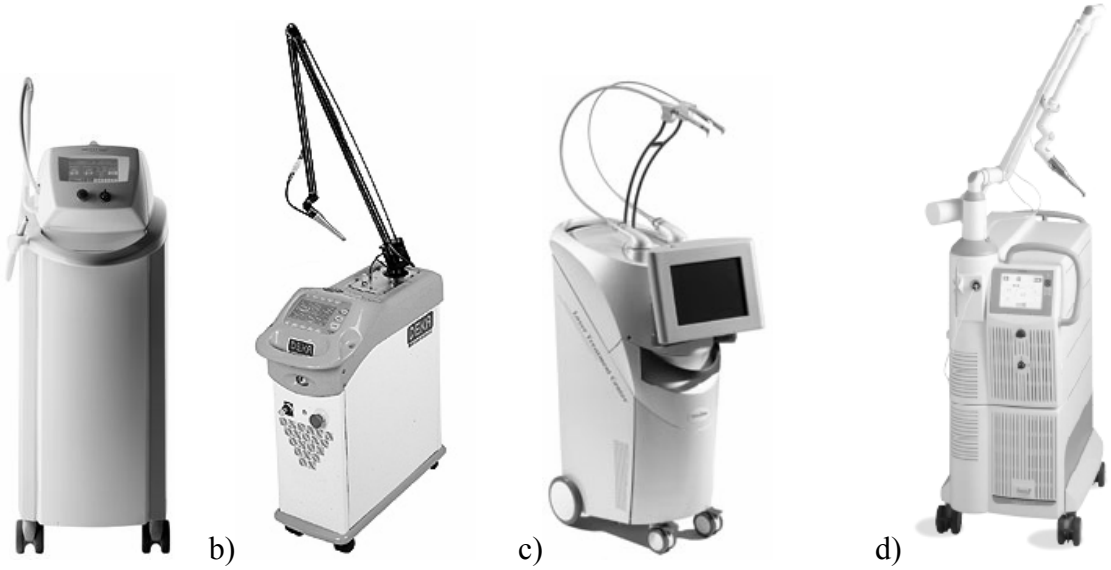
Abbildung 2.5: a) Freie Wahl der Schnittgeometrie bei der Osteotomie mit einem fokussierten CO_2–Laser (Quelle: Ivanenko et al., 2005b); b) (Quelle: Afilal et al., 2003)

Der Vorteil der freien Wahl der Schnittgeometrie ist anhand einer Schwalbenschwanzverzahnung in Abbildung 2.5 dargestellt. Die Laserosteotomie verursacht kein Knochenmehl in situ und keinen Metallabrieb, die diagnostische Verfahren wie die Kernspintomographie für die Neurochirurgie durch Bildverzerrungen stören. Weiterhin erlaubt die Laserosteotomie eine freie Sicht auf das Operationsfeld (Mitra, 2002).

Ein weiterer Vorteil der Laserosteotomie gegenüber mechanischen Werkzeugen besteht darin, dass keine mechanischen Kräfte durch die Knochenprobe auf das Werkzeug ausgeübt werden. Die Laserosteotomie eignet sich daher für den Einsatz in der *computer aided surgery* (CAS), der Kombination aus bildgebenden Verfahren, computergestützter Operationsplanung und exakter Schnittführung (Mitra, 2002).

2.2.1 Kommerziell erhältliche Lasersysteme

Lasersysteme für die Knochenbearbeitung sind von mehreren Herstellern erhältlich und zumeist für die Knochenbearbeitung in der Kieferchirurgie optimiert. Die Systeme verfügen alle über einen Er:YAG Laser mit Handstück (Abbildung 2.6). Der Lumenis Opus Duo hat zusätzlich einen CO_2-Laser (Abbildung 2.6d). Bei dem Gerät von Kavo (Abbildung 2.6a) und von Lumenis wird der Laserstrahl über eine flexible Faser in das Handstück eingekoppelt, während die beiden anderen Systeme starre Armkonstruktionen verwenden.



a) b) c) d)

Abbildung 2.6: Kommerziell erhältliche Lasersysteme für Knochenbearbeitung im Dentalbereich. a) Kavo Key Laser 3 (© KaVo); b) Deka Smart 2940 plus (© DEKA); c) Lumenis Opus Duo (© Lumenis); d) Fotona Fidelis Plus III (© Fotona).

2.3 Funktionsprinzip des Lasers

Im Folgenden werden die Grundlagen der Erzeugung und die Eigenschaften von Laserlicht beschrieben. Des Weiteren wird auf den prinzipiellen Aufbau von Lasern für medizintechnische Anwendungen eingegangen.

2.3.1 Eigenschaften von Laserlicht

Im Unterschied zur Strahlung einer thermischen Lichtquelle sind für Laserlicht insbesondere drei Eigenschaften charakteristisch (Albrecht *et al.*, 2007; Dörschel, 2003c):

- Kohärenz: Laserstrahlung hat eine bestimmte räumliche und zeitliche Ordnung (feste Phasenbeziehungen).

- Kollimation: Die Strahlung des Lasers ist sehr gut gebündelt (geringe Divergenz).

- Monochromasie: Ein schmales („einfarbiges“) Spektralband hoher Intensität wird emittiert.

Diese drei Eigenschaften erlauben die gute Fokussierbarkeit zur Erreichung hoher Energiedichten und machen damit auch ein exaktes Arbeiten mit einem Strahl kleinster Querschnittsfläche möglich.

2.3.2 Aufbau und Prinzip des Lasers

Die Wirkungsweise des Lasers basiert auf der Lichtemission von Molekülen des Lasermediums in einem angeregten Zustand. Die Aussendung von Strahlung wird dabei durch Lichtquanten (Photonen) stimuliert. Die Wahrscheinlichkeit der stimulierten Lichtemission kann durch den mehrfachen Durchgang von Photonen durch das Lasermedium erhöht werden. Dies wird durch Reflexion von Photonen an beidseitig angeordneten Spiegeln erreicht. Einer der Spiegel ist dabei teildurchlässig, um die Aussendung der Strahlung zu ermöglichen. Der Laser (light amplification by stimulated emission of radiation) basiert somit auf der Lichtverstärkung durch stimulierte Emission von Strahlung (Raulin und Greve, 2003).

Die drei Grundelemente des Lasers sind (Raulin und Greve, 2003):

- die Pumpquelle (Energiequelle zur Anregung des Lasermediums),

- das Lasermedium (aktives Medium),

- der Resonator (Spiegelanordnung).

Die Pumpquelle kann dabei ein weiterer Laser sein (Pumplaser), eine Blitzlampe oder eine elektrische, chemische oder nukleare Energiequelle.

Als Lasermedien kommen alle Stoffe in Frage, bei denen eine Besetzungsinversion erzeugt werden kann. Dies ist bei vielen der folgenden Stoffe möglich (Dörschel, 2003b):

- Freie Atome, Ionen, Moleküle, Molekülionen in Gasen oder Dämpfen,

- Farbstoffmoleküle gelöst in Flüssigkeiten,

- Atome, Ionen, eingebaut in einem Festkörper,

- dotierte Halbleiter.

Nach der Art des Lasermediums werden Gas-, Flüssigkeits-, Halbleiter- und Festkörperlaser unterschieden.

Der Resonator besteht in einfachen Lasersystemen aus zwei Spiegeln, kann jedoch auch, wie beim Farbstofflaser oder beim Titan-Saphir-Laser, mehr als fünf Spiegel enthalten. Alle Resonatorspiegel verfügen über nahezu *100%* Reflexionsvermögen. Lediglich der Endspiegel

(Auskoppelspiegel) weist ein geringeres Reflexionsvermögen auf und lässt einen Teil der Photonen als räumlich gebündelten Laserstrahl austreten (Raulin und Greve, 2003).

2.3.3 Anregungsmechanismen

Eine Lasertätigkeit kann nur erreicht werden, wenn eine Besetzungsinversion zweier Energieniveaus vorliegt. Um diese Besetzungsinversion zu erzeugen, muss dem Lasermedium Energie in geeigneter Form zugeführt werden. Dies kann auf verschiedenen Wegen erreicht werden, die im Prinzip unabhängig vom speziellen Laserprozess sind. Trotzdem muss das jeweilige Anregungsverfahren sehr speziell für den jeweiligen Lasertyp ausgewählt und optimiert werden. Die wesentlichen Verfahren sind das Anregen durch sehr intensives Licht, das so genannte optische Pumpen, und das Anregen in einer elektrischen Gasentladung. Bei den Halbleiterlasern erfolgt die Anregung direkt durch elektrischen Strom. Auch chemische Reaktionen können zum Anregen genutzt werden (Dörschel, 2003b).

Optisches Pumpen

Wird ein Lasermedium mit intensivem Licht bestrahlt, dann können durch Absorption höhere Energieniveaus besetzt werden. Dieser Vorgang wird als „optisches Pumpen“ bezeichnet. Als Lichtquellen kommen meist sehr intensive Blitzlampen bzw. kontinuierlich strahlende Hochdrucklampen oder auch Laser selbst in Frage (Albrecht *et al.*, 2007). Da Lampen in breiten Spektralgebieten Strahlung abgeben, sind Lasermedien mit einer Vielzahl von Anregungsniveaus bzw. sogar von Anregungsbändern besonders geeignet, durch optisches Pumpen angeregt zu werden. Es tragen nämlich nur die Wellenlängen zum Pumpen bei, die genau der Energiedifferenz zwischen zwei Niveaus entsprechen. Mit Pumplasern (Argonlasern) können deshalb praktisch nur Lasermedien mit Anregungsbändern gepumpt werden. Da der Laserübergang nur einen Teil der Anregungsenergie ausnutzt, ist die erzeugte Laserwellenlänge immer langwelliger als die Pumpwellenlänge (Berlien *et al.*, 1991; Wintner und Straßl, 2005).

Gasentladungen

Zur Herstellung der Besetzungsinversion können bei gas- oder dampfförmigen Lasermedien Gasentladungen benutzt werden. In der Gasentladung zerfällt das neutrale Gas teilweise in Ionen und Elektronen. Durch die in der Entladung herrschende Feldstärke werden die Elektronen beschleunigt und stoßen mit Atomen oder Ionen zusammen. Dabei wird die kinetische Energie der Elektronen auf den Stoßpartner übertragen. Die Energie kann direkt oder indirekt zur Besetzung der oberen Laser-Niveaus benutzt werden. Die verwendeten Stromdichten in den Gasentladungen können sehr hohe Werte erreichen (Argon-Laser, > 100 A/cm²). Dadurch werden aufwendige Kühlungen des Entladungsrohres notwendig. Um die Entladungen in sehr enge Kanäle einzuschließen, werden auch größere Magnetfelder benötigt, deren Spulen ebenfalls gekühlt werden müssen (Berlien *et al.*, 1991).

2.3.4 Medizinische Lasergeräte

Die wesentlichen Komponenten medizinischer Lasersysteme sind der Laserresonator mit Pumpquelle, die Stromversorgung und die Kühlung sowie der Detektor für Leistungsmessung, der Sicherheitsshutter zur Freigabe der Laserstrahlung und die Einkopplung eines Pilot- oder Zielstrahls bei Laserwellenlängen im unsichtbaren UV- oder IR-Bereich (Albrecht *et al.*, 2007).

Lasertypen in der Medizin

Der Laser hat sich in einer Reihe von medizinischen Fachgebieten seinen festen Platz erworben, z.B. in der Ophthalmologie, Dermatologie, Neurochirurgie, HNO, Pulmologie, Gastroenterologie, Allgemeinchirurgie, Urologie, Gynäkologie und Orthopädie. Entsprechend den jeweils gewünschten Gewebewirkungen müssen die spezifischen Eigenschaften unterschiedlicher Lasersysteme herangezogen werden. Eine gängige Einteilung der Lasertypen erfolgt im Wesentlichen nach dem Aggregatzustand des Lasermediums in (Albrecht *et al.*, 2007):

- Festkörperlaser (z. B. Rubin-, Nd:YAG-, Er:YAG-, Ho:YAG-, Alexandritlaser),
- Diodenlaser, Gaslaser (z. B. CO_2-, Argon- und Krypton-Ionen-, Excimer-, HeNe-Laser) und
- Flüssigkeitslaser (Farbstofflaser). Ein Exot in dieser Hinsicht ist der Freie-Elektronen-Laser (FEL).

2.3.5 Anwendungsmethoden

Berührungsloser Einsatz

Beim berührungslosen Einsatz von medizinischen Lasern wird die Laserstrahlung über ein Strahlführungssystem an das Gewebe gebracht, ohne dass dabei das Gewebe berührt wird. Strahlführungssysteme, die für den berührungslosen Einsatz in Frage kommen, sind Spiegelgelenkarme und Quarz- bzw. Glasfasern. Gegenüber Spiegelgelenkarmen erlauben Lichtleitfasern eine flexiblere Anwendung. Eine typische Kombination von Strahlführungssystem und Endglied für den berührungslosen Einsatz sind Spiegelgelenkarm und Fokussierhandstücke. Die Fokussierung auf den gewünschten Applikationsort erfolgt unter optischer Kontrolle mit Hilfe eines Zielstrahls. Als Zielstrahl dient bei Lasern, die im Sichtbaren emittieren meist der abgeschwächte Laserstrahl selbst, bei Lasern, die im Ultravioletten oder im Infraroten emittieren, der koaxiale Strahl eines HeNe-Ziellasers (Berlien *et al.*, 1991).

Kontaktmethode

Das zu behandelnde Gewebe wird in direkten Kontakt mit dem Faserende (bare fibre) bzw. auf das Faserende aufgesetzten Saphirspitzen (hot tips) gebracht. Der Durchmesser handelsüblicher Lichtleiter (*0,05 mm - 1 mm*) erlaubt den endoskopischen Einsatz. Durch die heiße Faserspitze wird das Gewebe vaporisiert (verdampft) und eine scharf begrenzte, homogene Karbonisationszone bleibt als Schnittkante. Für diese Anwendungen werden auch Fasern mit speziell präparierten, fokussierenden Spitzen (sculptured fibres) angeboten (Albrecht *et al.*, 2007).

2.3.6 Biophysikalische Wirkung auf das Gewebe

Für medizinische Behandlungen können in Abhängigkeit von Einwirkdauer und Leistungsdichte drei Hauptklassen von Wirkprinzipien unterschieden werden (Albrecht *et al.*, 2007):

- Photochemische Effekte (*10-1000 s: 10^{-3}-1 W/cm²*)
- Photothermische Effekte (*1 ms -100 s: 1-10^{6} W/cm²*)
- Photodekompositionseffekte (*10 ps – 100 ns: 10^{8}-10^{12} W/cm²*)

Photochemische Effekte

Zu den photochemischen Effekten gehören die Photoinduktion oder Photoaktivierung, gewöhnlich Biostimulation genannt und die Photobestrahlung. Dabei ist die photodynamische Therapie (PDT) oder Photosensitivierung mit eingeschlossen. Die Laserenergie wird dazu benutzt, durch Absorption in entweder körpereigenen oder körperfremden Farbstoffen oder chromophoren Gruppen an Biomolekülen photochemische Reaktionen auszulösen (Albrecht *et al.*, 2007).

Photothermische Effekte

Bis zu einer Temperatur von *45 °C* ist keine irreversible Gewebeschädigung zu erwarten. Die Koagulation (Gerinnung) des Gewebes beginnt bei *60 °C*. Bei Temperaturen von über *300 °C* wird das Gewebe vaporisiert und kann somit geschnitten werden (Helfmann, 2003). Die Gewebereaktion hängt aber auch von der Dauer der Temperatureinwirkung ab. Die Gewebezerstörung ist die gleiche nach einer kurzen Zeit (*1 s*) bei *70 °C* wie bei einer längeren Erwärmung (*10 s*) auf *58 °C* (Helfmann, 2003).

Zusätzlich muss beachtet werden, dass sich die optischen, thermischen und mechanischen Eigenschaften des Gewebes während der Laserbestrahlung verändern. Die Karbonisation (Verkohlung) wirkt sich beispielsweise auf die Strahlungsabsorption des Gewebes aus. Bei einer Karbonisation steigt die Absorption an und führt zu schnellen Temperaturanstiegen. Der gleiche Effekt kann bei einer Trocknung des Gewebes beobachtet werden. Die Trocknung bewirkt eine Verschlechterung der Leitfähigkeit und führt dazu, dass die eingebrachte Hitze sich lokal staut. Die verschiedenen thermischen Effekte während des Laserns treten nie einzeln auf, sondern wie beim Schneiden von Gewebe gemeinsam.

Wenn Laserstrahlung auf homogenes Gewebe trifft, nimmt die Strahlungsleistung mit zunehmender Tiefe ab. Die Strahlung wird teilweise gestreut und absorbiert. Dementsprechend bildet sich ein Temperaturverlauf in dem bestrahlten Gewebe aus. In den Bereichen des Gewebes, in denen die Temperatur *300 °C* übersteigt, wird das Gewebe vaporisiert (verdampft). Daneben bildet sich eine Zone, in der eine Temperatur über *150 °C* herrscht. Dort wird das Gewebe karbonisiert (verkohlt). Die darauf folgende Gewebeschicht wird koaguliert (Gerinnung). Die weiter entfernten Gewebeschichten werden nur gering erwärmt und damit nicht irreversibel geschädigt.

Photodekompositionseffekte

Im Bereich kurzer Pulsdauern und damit hoher Leistungsdichte tritt eine weitere Klasse von Prozessen auf, die sich von den rein thermischen oder photochemischen Wirkungen der Laserstrahlung auf Materie deutlich unterscheidet. Es handelt sich hierbei um den Prozess der Photoablation (Photodekomposition), der seine Bedeutung im Abtragen unter sehr geringer thermischer Belastung des umliegenden Gewebes erlangt hat. Dieser Prozess findet bei Energiedichten im Bereich *0,1* bis *10 J/cm²* und Laserpulsdauern im ns- und µs-Bereich statt. Bei noch höheren Leistungsdichten (ca. 10^{11} *W/cm²*) tritt als weiterer Prozess der optische Durchbruch“ (Photodisruption) auf (Berlien *et al.*, 1991).

Photoablation

Die Ablation kann in drei Zonen unterteilt werden. Bei kleinen Energiedichten (Zone I) führt die eingestrahlte Laserstrahlung nur zu geringem Aufheizen des Gewebes. Dieser Effekt ist dem Erwärmen von Gewebe mit cw-Lasern vergleichbar. Beim Überschreiten der Ablati-

onsschwelle I_S fliegt das bestrahlte Volumen explosionsartig weg (Zone II) unter Mitnahme fast der gesamten eingestrahlten Energie. Die thermischen Schäden des zurückbleibenden Gewebes sind deshalb gering und beschränken sich auf eine Zone, die etwa der Eindringtiefe der Laserstrahlung entspricht. Bei noch höheren Energiedichten flacht die Kurve ab, weil nicht mehr die gesamte Laserstrahlung zur Wirkung kommt. Diese „Sättigung“ (Zone III) wird durch ein Plasma verursacht, das sich über der Oberfläche bildet und einen Teil der Strahlung absorbiert und damit nicht auf dem Gewebe zur Ablation führt. Die Ablation wird im Wesentlichen charakterisiert durch die Ablationsschwelle und den Anstieg der Ablationsrate. Diese Größen hängen vom Ablationskoeffizienten bzw. der Eindringtiefe in das Gewebe bei der benutzten Laserwellenlänge ab. Der exakte Mechanismus der Ablation, der Anteile sowohl einer thermischen Abtragung als auch eines Aufbrechens von molekularen Bindungen beinhaltet, ist noch nicht vollständig aufgeklärt (Berlien *et al.*, 1991).

2.4 Modellierung des Abtrags

Der Betrag einer Ablation und somit der Gewebeabtrag pro Laserpuls kann anhand eines mathematischen Modells berechnet werden (Bäuerle, 1996b). Dazu wird mittels bekannter Laserparameter die Energiedichte berechnet, die auf das Gewebe auftrifft. In Verbindung mit den Materialparametern kann aus dieser Energiedichte die Schnitttiefe und Schnittbreite eines Laserpulses berechnet werden. Zusätzlich kann die Schichtdicke einer eventuell aufgetretenen thermischen Schädigung berechnet werden.

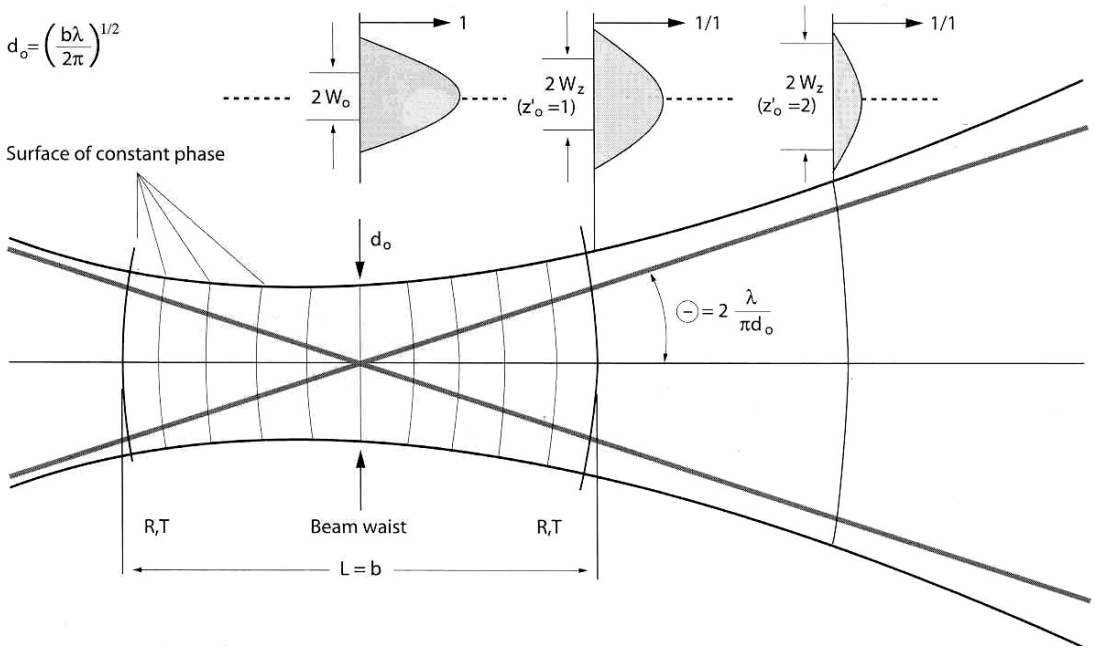


Abbildung 2.7 - Darstellung der Ausbreitung eines Gaußschen Strahls. Der Strahl besitzt im Fokus den Fokusradius w_0 und divergiert mit zunehmenden Abstand z vom Fokus mit dem Winkel Θ. Dadurch vergrößert sich der Strahlradius $w(z)$ (Quelle: Dörschel, 2003b).

Zur Berechnung der Energiedichte, Schnitttiefe und thermischen Schädigung werden folgende Laser- und Materialparameter benötigt:

- Laserparameter:
  - Wellenlänge λ [µm]
  - Fokusradius w_0 [mm]
  - Distanz zum Fokus z [mm]

  - Beugungsmaßzahl M^2
  - Rayleigh-Länge z_R [mm]
  - Räumliches Strahlprofil
  - Zeitliches Pulsprofil
  - Pulsdauer τL [s]
  - Pulsenergie PE [mJ]
  - Pulsfrequenz [Hz]
  - Pulsanzahl auf gleiche Stelle
  - Wasserspray
- Materialparameter:
  - Absorptionskoeffizient α [cm^{-1}]
  - Abschwächung durch Ablationsprodukte μ [cm^{-1}]
  - Reflektivität der Gewebeoberfläche R [%]
  - Spezifische Wärmekapazität c [J/kgK]
  - Thermische Diffusivität κ [cm^2/s]
  - Relaxationszeit τ_T [s]
  - Spezifische Ablationsenergie H_{abl} [J/mm^3]
  - Ablationsschwelle Φ_S [J/cm^2]
  - Gewebehomogenität

Ein Laserstrahl hat, nachdem er von einer Linse fokussiert wurde, in einem bestimmten Abstand von der Linse einen Brennpunkt, in dem seine Intensität und Energiedichte am größten ist. Der Radius in diesem Brennpunkt wird als Fleckradius w_0 bezeichnet. Der Fleckradius ist derjenige Abstand rechtwinklig von der Strahlachse, bei dem die Leistungsdichte auf den Bruchteil 1/e bzw. $1/e^2$ (je nach Definition) gefallen ist (Bauer, 1991). Vor und nach dem Brennpunkt öffnet sich der Strahl in einem bestimmten Divergenzwinkel Θ. Dies folgt jedoch nicht der geometrischen Optik sondern der Gaußschen Optik. Je weiter man sich vom Brennpunkt entlang der Strahlachse im Abstand z wegbewegt, desto größer wird die Fläche und somit deren Radius w(z).

Eine Veränderung der bestrahlten Fläche bedeutet auch, dass sich die Energiedichte in dieser Fläche verändert. Dabei ist die Energiedichte nicht gleichmäßig über die Fläche verteilt, sondern ist von den TE-Moden (= Resonanzschwingungen) des Lasers abhängig (Bauer, 1991). Je nach TEM_{xy} verändert sich die Energiedichte in der bestrahlten Fläche. Höchste Fokussierbarkeit eines Lasers kann nur im Grundmode TEM_{00} erreicht werden. Diese Mode ist auch die einfachste zu berechnende Mode. Bei dieser Mode herrscht im Zentrum der Bestrahlungsfläche (Abstand von der Strahlachse gleich 0) die höchste Energiedichte und nimmt mit wachsendem Radius r (Abstand von der Strahlachse) kontinuierlich ab.

2.4.1 Energiedichte

Zur Berechnung der auf dem Gewebe auftreffenden Energiedichte wird der Strahlradius im Kontaktpunkt benötigt. Für Gleichung (2.1) wird die Distanz z, die Rayleigh-Länge z_R und der Fokusradius w_0 benötigt. Dadurch wird der Strahlradius im Abstand $z \neq 0$ zum Fokus berechnet (Bauer, 1991; Bäuerle, 1996a; Latham *et al.*, 2001; Mitra, 2002).

$$w(z) = w_0 \cdot \sqrt{1 + \left(\frac{z}{z_r}\right)^2} \tag{2.1}$$

Mit Hilfe dieses Radius aus Gleichung (2.1) lässt sich in Kombination mit der Pulsenergie P_E die maximale Energiedichte in der Strahlachse eines TEM_{00}-Strahls bestimmen. Energiedichte in der Strahlachse bedeutet dabei Energiedichte bei rechtwinkligem Abstand zur Strahlachse $r = 0$ (Bäuerle, 1996a; Ivanenko und Hering, 1998; Mitra, 2002).

$$\Phi(z) = \frac{2 \cdot P_E}{\pi \cdot w(z)^2} \tag{2.2}$$

Anschließend lässt sich (2.2) so erweitern, dass sich die Energiedichte für jede beliebige Stelle $z \neq 0$ und $r \neq 0$ in der bestrahlten Fläche berechnen lässt (Bäuerle, 1996a; Ivanenko und Hering, 1998; Mitra, 2002).

$$\Phi(z,r) = \Phi(z) \cdot e^{-2\frac{r^2}{w(z)^2}} = \frac{2 \cdot P_E}{\pi \cdot w(z)^2} \cdot e^{-2\frac{r^2}{w(z)^2}} \tag{2.3}$$

Mittels (2.3) wird die Berechnung jeder theoretischen Energiedichte $\Phi(z, r)$ in jedem beliebigen Punkt der bestrahlten Fläche für einen TEM_{00}-Strahl möglich.

2.4.2 Schnitttiefe

Mit den bestehenden Informationen über die Materialeigenschaften (Ablationsschwelle Φ_S, Absorptionskoeffizient α, Abschwächungskoeffizient μ) und auftreffender theoretischer Energiedichte $\Phi(z,r)$ kann die theoretische Schnitttiefe Δh pro Laserpuls berechnet werden (Afilal, 2004; Forrer *et al.*, 1993; Majaron *et al.*, 1998; Mitra, 2002; Stock *et al.*, 1997).

$$\Delta h = \frac{1}{\mu} \ln\left(\frac{\mu}{\alpha}\left(\frac{\Phi(z,r)}{\Phi_S} - 1\right) + 1\right) \tag{2.4}$$

2.4.3 Schnittbreite

Die Schnittbreite wird über den Schwellenradius r_S berechnet. Ein Laser ablatiert nicht über die gesamte Bestrahlungsfläche, sondern nur über den Bereich, in dem die Energiedichte über der Ablationsschwelle liegt. Da bei einem TEM_{00}-Strahl die Energiedichte mit steigendem rechtwinkligen Abstand r von der Strahlachse abnimmt, gibt es einen Radius r_S, bei dem die Energiedichte genau der Ablationsschwelle entspricht, so dass $\Phi(z,r) = \Phi(z,r_S) = \Phi_S$ gesetzt werden kann. Mit (2.7) wird der Radius r_S, bis zu dem bei gewählter Pulsenergie ablatiert wird, berechnet (Mitra, 2002).

$$\Phi(z,r) = \Phi(z,r_S) = \Phi_S = \Phi(z) \cdot e^{-2\frac{r_S}{w(z)^2}} \tag{2.5}$$

$$\frac{\Phi_S}{\Phi(z)} = e^{-2\frac{{r_S}^2}{w(z)^2}} \tag{2.6}$$

Aufgelöst nach r_S:

$$r_S = \sqrt{\frac{w(z)^2}{2} \cdot ln\left(\frac{\Phi(z)}{\Phi_S}\right)} = \sqrt{\frac{w(z)^2}{2} \cdot ln\left(\frac{2 \cdot P_E}{\Phi_S \cdot \pi \cdot w(z)^2}\right)} \tag{2.7}$$

2.4.4 Thermische Schädigung

Die Zonen möglicher thermischer Belastung können in bestrahlte Fläche und Tiefe aufgeteilt werden. Durch den Vergleich von Strahlradius *w(z)* und Ablationsradius r_S wird der Betrag der thermisch belasteten Fläche ermittelt. Für die thermische Belastung von Gewebe in der Tiefe gibt es bereits bestehende Arbeiten in der Literatur. So hängt laut Dörschel (Dörschel, 2003a) die Größe der thermisch betroffenen Gebiete mutmaßlich nicht vom Ablationsprozess sondern von der Energieabsorption ab. Die betroffenen Zonen können durch zwei Prozesse thermisch belastet werden. Zum einen durch optische Penetration der Strahlung in die Tiefe und zum anderen durch Wärmediffusion von bereits erwärmten Gewebe in das Nachbargewebe. Dadurch ergeben sich zwei Schichtdicken x_{opt} und x_{therm} mittels derer die Gesamtdicke der thermisch belasteten Schicht berechnet werden kann.

Die Schichtdicke x_{opt}, die von der Strahlung optisch durchdrungen wird und demzufolge aufgrund von Absorptionen erwärmt wird, berechnet sich aus dem Kehrwert des Absorptionskoeffizienten α.

$$x_{opt} = \frac{1}{\alpha} \tag{2.8}$$

x_{opt} ergibt sich daraus, dass die Laserstrahlung mit steigender Tiefe aufgrund von Absorptionen exponentiell abnimmt und dabei auch in Tiefen vordringt, in denen die Strahlung nicht mehr für eine Ablation ausreicht. Die übrige Strahlungsenergie erwärmt somit den Bereich von x_{opt}. Aufgrund von Wärmediffusionen diffundiert die dort erzeugte Wärme auch in tiefere Schichten. Diese Schicht x_{therm} wird ebenfalls thermisch belastet, obwohl die Strahlung des Lasers gar nicht so tief hinab reicht.

$$x_{therm} = k_{Tm} \cdot \sqrt{4 \cdot \chi \cdot \tau_L} \tag{2.9}$$

x_{therm} ist abhängig von der Pulsdauer τ_L. Je kürzer die Pulsdauer, desto kleiner ist x_{therm}. Bei genügend kurzen Pulsen tendiert x_{therm} gegen 0. Für Pulsdauern von 100 µs ergibt sich ein x_{therm} = 7,2 µm. Damit ergibt sich die gesamte Schichtdicke x_{tot}, die einer thermischen Belastung während eines Laserpulses ausgesetzt wurde. Diese Zone ist größer als die optische Durchdringung der Strahlung.

$$x_{tot} = x_{opt} + x_{therm} \tag{2.10}$$

Durch Verwendung von kurzen Pulsdauern lässt sich x_{therm} minimieren. x_{opt} kann durch einen hohen Absorptionskoeffizienten verringert werden.

2.4.5 Zeitliches Pulsprofil

Neben dem räumlichen Strahlprofil besitzt ein gepulster Laser ein zeitliches Pulsprofil. Das zeitliche Pulsprofil beeinflusst die Gewebeablation (Apel *et al.*, 2002). Dieses Profil stellt den Verlauf der erzeugten Energie während der Dauer eines einzigen Pulses dar. Während eines Pulses von 200 – 500 µs wird die Energie nicht kontinuierlich gleich abgegeben. Bei einer steil ansteigenden Flanke wird möglichst viel Energie akkumuliert auf einen Schlag ins Ge-

webe eingebracht, während bei einer langsam ansteigenden Flanke die bereits deponierte Energie durch Wärmediffusion wieder verloren geht.

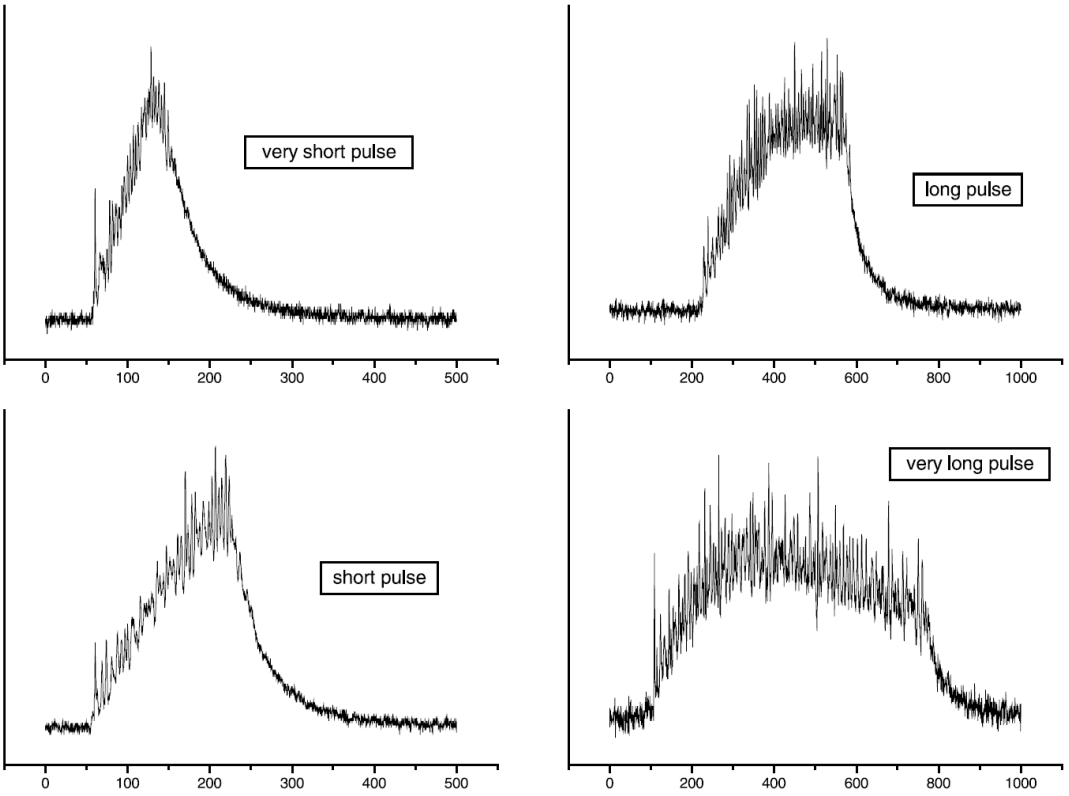


Abbildung 2.8: Zeitlicher Verlauf eines Laserpulses (Quelle: Apel et al., 2002).

Es kommt zu keiner Akkumulation, die die Ablationsschwelle übersteigt. Falls die Energie ausreicht, die Ablation in der Mitte eines Pulses auszulösen, so wird die am Ende einer langsam auslaufenden Pulsflanke, eingebrachte Energie nicht mehr für eine weitere Ablation ausreichen und verbleibt als schädigende Wärmeenergie im Gewebe (Forrer *et al.*, 1993). Der Verlauf unterschiedlicher zeitlicher Pulsprofile ist in Abbildung 2.8 dargestellt.

2.4.6 Räumliches Pulsprofil

Neben den Merkmalen Kohärenz, Kollimation und Monochromasie ist es bei der Beschreibung eines Laserstrahls wichtig, den Einfluss von optischen Elementen wie Linsen bzw. Spiegeln auf die Strahlform zu kennen. Da der Laserstrahl ein Abbild der Laserstrahlung im Laserresonator ist, findet man die Intensitätsverteilung der transversalen elektromagnetischen Moden (TEM) des Resonators auch im Laserstrahl wieder (Abbildung 2.9) (Berlien *et al.*, 1991).

Ein im Grundmode (TEM_{00}) schwingender Resonator emittiert also auch einen Laserstrahl mit einem Grundmode TEM_{00} usw. Der Laserstrahl hat in diesem Fall an jeder Stelle ein Intensitätsprofil in Form einer Gaußschen Glockenkurve. Um bei einer solchen Intensitätsverteilung von einem Strahldurchmesser sprechen zu können, definiert man als Durchmesser den Wert, bei dem die Intensität der Laserstrahlung auf den $1/e^2 = 0{,}14$ ten Teil abgenommen hat. Bei höheren Moden TEM_{ln} ist die Durchmesserdefinition nicht mehr so klar formulierbar, aber man kann davon ausgehen, dass ein höherer TEM_{ln}-Mode etwa um den Wert $\sqrt{l}$ bzw. $\sqrt{n}$ größere Abmessungen hat, wenn er vom gleichen Resonator erzeugt wurde.

Stellt man eine Linse in einen Laserstrahl, so liefern die Gesetze der geometrischen Optik nur annähernd richtige, teilweise sogar erheblich falsche Ergebnisse bei der Beschreibung des Strahlverlaufs nach der Linse. Hier muss man auf die Theorie zur Abbildung von Gaußschen Strahlen bzw. bei Multimode-Laserstrahlen auf kompliziertere Theorien zurückgreifen (Gori, 1994). Wichtigster Unterschied bei der Abbildung von Gaußschen Bündeln im Gegensatz zur geometrischen Optik ist die Tatsache, dass eine Strahltaille im Abstand *f* vor einer Linse zu einer neuen, gleich großen Strahltaille im Abstand *f* nach der Linse führt, im Gegensatz zur geometrischen Optik, bei der eine 1:1 Abbildung von 2*f* nach 2*f* erfolgt. Da man die Strahltaille oft weder von der Lage noch vom Durchmesser her kennt, kann man den Durchmesser der Strahltaille d_0 nach einer Linse mit der Brennweite *f* abschätzen, wenn man die Divergenz Θ des Strahls bestimmt (Berlien *et al.*, 1991).

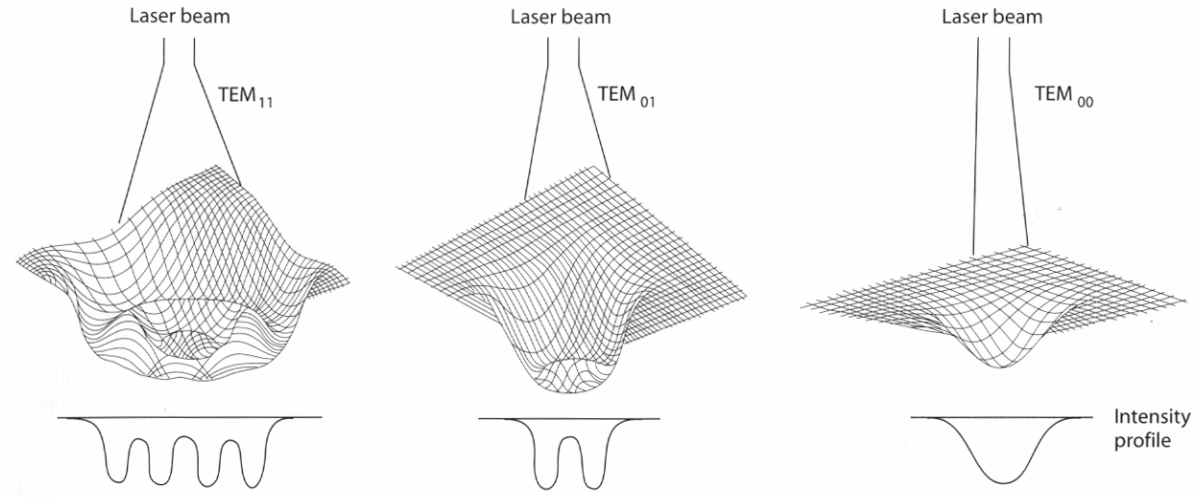


Abbildung 2.9: Schematische Darstellung der Intensitätsverteilung von Transversalmoden, wenn keine feste Vorzugsrichtung im Resonator vorgegeben ist (Quelle: Dörschel, 2003c).

Der Intensitätsverlauf bestimmt, wie sich die Strahlenergie auf einer bestrahlten Fläche verteilt. Dieser Verlauf ist dreidimensional und wird als räumliches Strahlprofil bezeichnet. Das räumliche Strahlprofil bestimmt die Form der Kerbe, die ein Laserpuls in biologischem Gewebe hinterlässt. Das ist vergleichbar mit einem festen Gegenstand, der in Ton gedrückt wird. Entsprechend der Form des Gegenstands entsteht ein Negativabdruck. Das räumliche Strahlprofil wird durch die Energiedichteverteilung bestimmt. In Bereichen mit hoher Energiedichte wird mehr Gewebe abgetragen, als in Bereichen mit niedriger Neben dem glockenförmigen Gaußschen Strahlprofil mit einem einzigen Maximum und stetig abfallenden Flanken gibt es viele verschiedene Strahlprofile, die durch transversale elektromagnetische Moden (TEM_{ln}) erzeugt werden. TEM_{ln} sind Schwingungen senkrecht zur Ausbreitungsrichtung des Strahls und sorgen für unterschiedliche Energiedichteverteilungen in der bestrahlten Fläche (Bauer, 1991; Dörschel, 2003c; Eichler *et al.*, 2004; Meister *et al.*, 2003; Meister *et al.*, 2004). Diese Schwingungen können radial- oder rechtecksymmetrisch sein. In Abbildung 2.9 werden drei verschiedene Strahlprofile dargestellt. Zum Beispiel herrscht beim TEM_{01}-Profil außen an den Strahlflanken eine hohe Energiedichte und im Strahlzentrum nur eine extrem niedrige.

2.5 Umsetzen einer präoperativen Planung - Navigationssysteme

Für das präzise und sichere Umsetzen einer präoperativen Planung in der Implantologie stehen Navigationssysteme und Bohrschablonen zur Verfügung. Sowohl Navigationssysteme als auch Bohrschablonen sind in der klinischen Praxis erprobt und haben einen nachgewiesenen

Nutzen für den Chirurgen und den Patienten hinsichtlich der Genauigkeit der Umsetzung einer präoperativen Planung.

2.5.1 Navigationssysteme

Die existierenden Navigationssysteme für das Fertigen von Kavitäten wurden z.B. für die dentale Implantologie entwickelt (Schermeier, 2001). Die Systeme verwenden optische Messsysteme mit jeweils passiven und aktiven Markern (Koulechov, 2006). Die Tracker sind am Patienten und am chirurgischen Bohrer angebracht (Abbildung 2.10). Planung und Navigation in der dentalen Implantologie laufen in folgenden Schritten ab (Lüth und Bier, 2007):

1. Planung der Prothetik
2. Präoperative Bildgebung
3. Präoperative Eingriffsplanung
4. Kameraausrichtung und Registrierung
5. Navigation und Bohrerwechsel
6. Eingriffsdokumentation

Der Implantologe führt auf präoperativ akquirierten Bilddaten (CT, DVT) eine Planung der Implantatlage im Kiefer durch. Die Planungsdaten werden zu dem Patienten registriert (Schermeier *et al.*, 2002).

Die Patientenregistrierung erfolgt über eine Bissschiene mit Titanmarkern. Dadurch ist eine genaue, automatische Patientenregistrierung möglich. Intraoperativ wird die Position des Instruments in den CT-Daten dargestellt. Der Arzt muss die Abweichung der Bohrerspitze von der Implantatachse, die Auslenkung des Bohrers sowie die Tiefe der Bohrung beim Bohren überwachen, um die präoperative Planung optimal umzusetzen und die Risikostrukturen zu schützen (Koulechov, 2006). Zur Verifikation des Systems wurden Testkörper entworfen und Genauigkeitsuntersuchungen durchgeführt. Es konnte gezeigt werden, dass unter Berücksichtigung der gesamten Fehlerkette eine Genauigkeit von $< 1\ mm$ erreicht wird (Schermeier, 2001). Durch die hohe Genauigkeit und das intuitive Bedienkonzept ist das System praxistauglich einsetzbar (Kah *et al.*, 2002). Die Gesamtgenauigkeit der Systeme hängt vom Zustand der am Patienten und am Instrument angebrachten optischen Trackergeometrien ab. Zur Überprüfung dieser Messkörper sind automatische Verfahren bekannt (Stopp *et al.*, 2006).

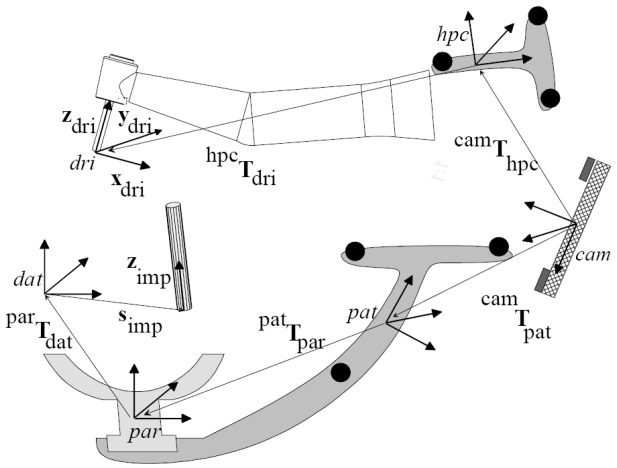
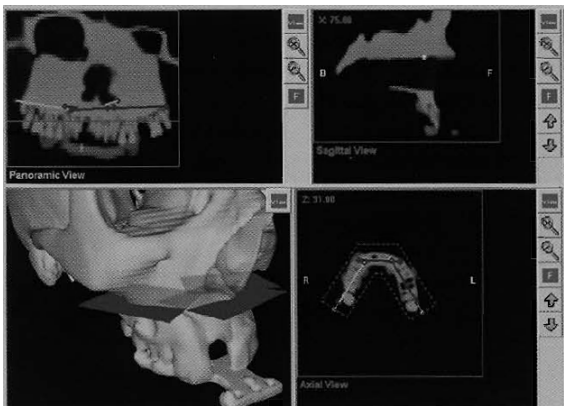


Abbildung 2.10: Bestandteile eines Navigationssystems: Die Lage des Patienten *pat* und des Handstückes *hpc* werden über ein optisches Messsystem *cam* zueinander vermessen. Es kann die Lage des Bohrers *dri* relativ zu der geplanten Implantatlage *imp* angegeben werden. (Schermeier *et al.*, 2001)

Auch für die Osteotomie sind Navigationsverfahren bekannt (Lüth und Bier, 2007). Hierbei werden die Sägeschnitte ebenfalls präoperativ in einer Planungssoftware definiert. Intraoperativ wird dann die Lage der navigierten Säge zu den Planungsdaten visualisiert. Die Planungs- und Navigationssoftware für die navigierte Osteotomie ist in Abbildung 2.11 dargestellt.

a) 

b)

Abbildung 2.11: Planung von Sägeschnitten für die navigierte Osteotomie: a) Darstellung der Planung am Bildschirm; b) 3D-Darstellung eines Unterkiefers mit eingezeichnetem Nervenverlauf und geplantem Sägeschnitt (Lüth und Bier, 2007).

2.5.2 Kommerziell erhältliche Navigationssysteme im Dentalbereich

Der Markführer bei Navigationssystemen für die dentale Implantologie ist die Firma RoboDent. Ein weiterer Hersteller ist die Firma DenX (Casap *et al.*, 2004a; Casap *et al.*, 2004b; Palti, 2003). Die Systeme sind in Abbildung 2.12 dargestellt.

a)

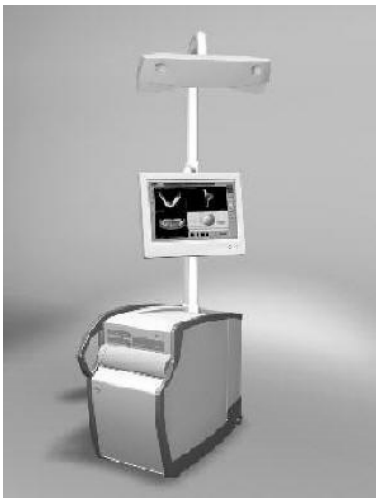
b) 

Abbildung 2.12: Navigationssysteme für die dentale Implantologie der Firmen a) RoboDent b) DenX (© DenX)

Die kommerziell erhältlichen Systeme verwenden optische Messsysteme für die Lagebestimmung des Patienten und des chirurgischen Handstücks (Lüth und Bier, 2007). Durch Trackergeometrien, welche lagestabil am Patientenkiefer und am chirurgischen Handstück befestigt sind, kann die Lage des Patienten relativ zum Handstück berechnet werden.

Durch eine Patientenregistrierung können präoperative CT- und Planungsdaten (Abbildung 2.13a) in das Koordinatensystem des optischen Messsystems transformiert werden. Intraope-

rativ wird dem Chirurgen über eine Zielkreuzansicht die aktuelle Positionierung des chirurgischen Handstückes relativ zu einer geplanten Implantatposition angezeigt (Abbildung 2.13b).

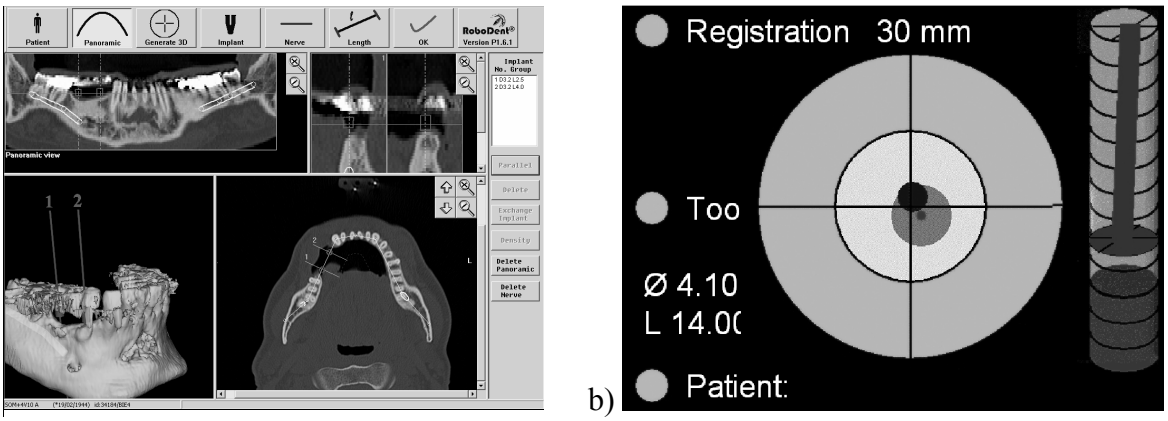


Abbildung 2.13: Navigationssystem RoboDent: a) die Planungsansichten der CT Daten; b) Zielkreuzdarstellung während des navigierten Bohrens.

2.5.3 Navigierte Leistungssteuerung

Eine Erweiterung der Navigationssysteme sind Systeme mit positionsabhängiger Leistungssteuerung (Navigated Control). Einen Bedarf für dieses Verfahren gibt es in folgenden Situationen (Lüth und Bier, 2007):

- Der Bohrer oder Fräser befindet sich nicht mehr an der richtigen Position.
- Die Bohrachse weicht zu stark ab.
- Die gewünschte Bohrtiefe wurde erreicht.
- Der Bohrer nähert sich einer sensiblen Struktur (Nerv) zu sehr.
- Das definierte Gewebevolumen wurde bereits abgetragen.
- Der Fräser verlässt das Arbeitsgebiet oder erreicht ein Sicherheitsgebiet.

Der Vorteil dieses Verfahrens ist die Sicherheitserhöhung für den Patienten und die Komforterhöhung für den Chirurgen. Der Chirurg ist nicht mehr allein auf die visuelle Darstellung der Navigationsdaten angewiesen, sondern kann sich auf den Situs konzentrieren. Auf Basis der Navigationsdaten wird bei diesen Systemen die Leistung eines chirurgischen Instrumentes gesteuert. Das System verringert beispielsweise die Drehzahl einer Fräse, wenn sie sich einer sensiblen Struktur nähert. Systeme zum Fertigen von Kavitäten mit positionsabhängiger Leistungssteuerung werden von Kneissler und Koulechov beschrieben (Kneissler, 2005; Koulechov, 2006). Beide Systeme basieren auf dem Prinzip Navigated Control. Navigated Control ist ein Verfahren, bei dem die Leistung eines aktiven Instruments in Abhängigkeit von seiner Position gesteuert wird (Lüth *et al.*, 2001).

In (Kneissler, 2005) wurde ein neuartiges System für das manuelle Fräsen entwickelt sowie Untersuchungen zu den Grundlagen, zum dynamischen Verhalten und zu den Einflussgrößen von Navigated Control durchgeführt. Das System ermöglicht es dem Bediener, einen optimalen Materialabtrag nach einer vorab festgelegten Zielgeometrie mit einer Fräse zu realisieren. Die wichtigste Eigenschaft des Systems ist die positions- und geschwindigkeitsabhängige

Leistungssteuerung eines manuell geführten Werkzeuges. Dabei wurde der Einfluss verschiedener Parameter wie die Geschwindigkeit der Handbewegung beim Fräsen, die Drehgeschwindigkeit der Fräse sowie die verwendeten abgetragenen Stoffe auf die Genauigkeit beim Fräsen einer Geometrie untersucht.

Für optimales Abtragen einer Geometrie muss der Nachlauf der Fräse nach dem Abschalten berücksichtigt werden, insbesondere bei hohen Drehgeschwindigkeiten der Fräse und hohen Bewegungsgeschwindigkeiten (Koulechov, 2006). Das von Koulechov beschriebene System basiert auf einem optischen Navigationssystem und ist durch eine zusätzliche Steuerungselektronik in der Lage, die Leistung des navigierten chirurgischen Instrumentes zu steuern. In Abhängigkeit von der Phase des Eingriffs, von den Planungsdaten, von der Bohrrichtung und der Bohrgeschwindigkeit wird z.B. die Drehzahl eines Bohrers gesteuert.

Navigierte Leistungssteuerung wurde ferner für Bohrer, Sägen und Fräsen in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie implementiert (Koulechov, 2006; Stopp *et al.*, 2005; Strauss *et al.*, 2006; Strauss *et al.*, 2005). Die Operationen wurden auf verschiedene Phasen hin analysiert. Das Ankörnen wurde dabei als eine vom Bohrvorgang getrennte Phase identifiziert. Beim Ankörnen werden Einkerbungen im Knochen gebohrt, die sehr genau positioniert werden. Beim Bohrvorgang benutzt der Chirurg diese Einkerbung als Stützhilfe und richtet das Instrument erst während des Bohrvorgangs genau aus.

2.6 Assistenzsysteme zur Laser-Knochenbearbeitung

Für mechanische Systeme zur Knochenbearbeitung wurden in den letzten Jahren Assistenzsysteme entwickelt. Diese Systeme unterstützen den Chirurgen beim intraoperativen Umsetzen einer präoperativen Planung. Die Planung erfolgt anhand präoperativer 3D-Bildgebung wie CT oder MRT. Dem Chirurgen werden intraoperative Navigationsinformationen visualisiert.

Auch für den Einsatz von Lasergeräten sind Assistenzsysteme zur Umsetzung einer präoperativen Planung bekannt. Dabei wird entweder die Lage eines Lasers über ein optisches Messsystem errechnet oder der Laser von einem Roboter geführt.

a)

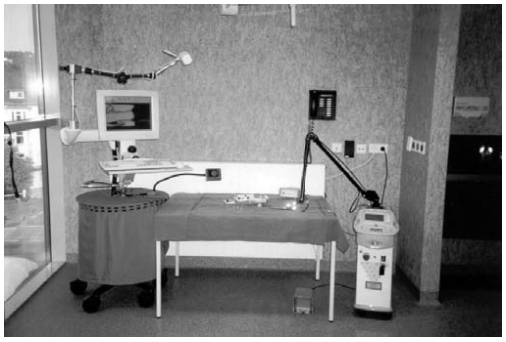
b) 

Abbildung 2.14: a) Laserhandstück eines Er:YAG Lasers mit einem optischen Tracker für die Navigation (Olivier, 2003); b) Versuchsaufbau zum navigierten in vitro Setzen von Dentalimplantaten mit einem Er:YAG Laser (Olivier, 2003).

Bereits im Jahr 2003 wurde die Navigation eines chirurgischen Lasers realisiert (Kah *et al.*, 2003; Olivier, 2003). Der chirurgische Laser wurde zum Fertigen von Kavitäten in Knochen eingesetzt. Es wurden drei extraorale Implantate im Bereich des Ohres gesetzt. In Abbildung 2.14a ist die Befestigung eines optischen Trackers an einem Laserhandstück dargestellt.

Abbildung 2.14b zeigt den Systemaufbau. Auf der linken Seite ist das optische Navigationssystem aufgestellt, rechts der chirurgische Laser.

Selektives Abtragen von Knochen mit einem Laser wurde bereits 1995 von Kowalyk (Kowalyk und Myers, 1995) beschrieben. Bei der vorgestellten Methode kann durch Auftragen einer Flüssigkeit karieshaltiges Knochengewebe durch einen Laser abgetragen werden, ohne das umliegende gesunde Gewebe stark zu schädigen. Ähnliche Methoden werden auch von Wolbarsht (Wolbarsht und Gomes, 1993) und Steiner (Steiner *et al.*, 1990) beschrieben. Ein schonender Abtrag von Gewebe kann auch durch geeignete Parametereinstellungen des Lasers erreicht werden (Levy, 1999; Neev, 2002).

Rupprecht *et al.* (2003) stellen ein Lasersystem zum Knochenabtrag mit Leistungssteuerung vor. Das System kann durch eine Rückkopplung der Beschleunigungen und des Lichtes mit Sensoren verschiedene Gewebearten unterscheiden, wie zum Beispiel Kortikal und Spongiosa (Rupprecht *et al.*, 2003; Rupprecht *et al.*, 2004).

Zwei weitere Möglichkeiten der Tiefenkontrolle eines Laserstrahlabtrags befinden sich in der Entwicklung. Eine Tiefenkontrolle mittels akustischer Kontrolle wurde von Bongartz, Buzug und Rätzer-Scheibe (Bongartz *et al.*, 2004; Buzug *et al.*, 2004b; Buzug *et al.*, 2004a; Rätzer-Scheibe *et al.*, 2005) beschrieben. Dabei sollen die durch den Abtrag entstehenden akustischen Signale ausgewertet werden. Die Auswertung soll Rückschlüsse über die aktuelle Tiefe erlauben. Der navigierte Einsatz von Lasern zur Zerstörung von Tumoren wurde von Hoffmann (Hoffmann *et al.*, 2004) beschrieben. Für die Navigation der kanülenartigen Lasersonde wurde ein optisches Navigationssystem eingesetzt.

Der Einsatz eines Roboters in der Laserchirurgie wurde von Wörn (Wörn *et al.*, 2005) beschrieben. Es wurde das chirurgische Robotersystem RobaCKa (Engel *et al.*, 2001; Engel *et al.*, 2002) erweitert. Der End-Effektor des Systems wurde durch eine Laseroptik und ein Scannersystem ersetzt. Mit dem RobaCKa System kann eine Planung mit einer Genauigkeit von unter *1 mm* umgesetzt werden (Peters *et al.*, 2004). Dabei wurde eine Schnittgeometrie anhand präoperativer CT-Daten geplant und mit dem System an einem Schweineschädel umgesetzt.

2.7 Messen und Dokumentieren der postoperativen Situation

Die postoperative Kontrolle der Lage von Dentalimplantaten erfolgt zumeist durch die Aufnahme von radiologischen Daten mittels Orthopantomogramm (OPG), Computertomograph (CT) oder digitalem Volumentomograph (DVT). Ein Vergleich mit der präoperativen Planung ist dabei nur eingeschränkt möglich.

Abbildung 2.15: Postoperative OPG-Aufnahme eines Patienten. Im Unterkiefer sind drei gesetzte Implantate zu erkennen.

Das CT und das DVT ermöglichen eine dreidimensionale Bewertung der Implantatlage. Das OPG liefert nur 2D-Informationen und ist das am weitesten verbreitete bildgebende Verfahren in der dentalen Implantologie (Solar und Gahleitner, 1999). Um den Verzerrungsfehler des OPG richtig berechnen zu können, kann der Patient während der Aufnahme eine Schablone mit eingearbeiteten, größennormierten Objekten im Mund tragen. Der Chirurg kann anhand der OPG-Aufnahme und des ermittelten Maßstabes Abstandsmessungen mit einem Lineal vornehmen. Der wesentliche Nachteil des Verfahrens liegt in seiner Zweidimensionalität (Solar und Gahleitner, 1999).

Für die intraoperative Dokumentation des Bohrvorgangs wurde von (Szymanski und Lüth, 2004) ein Protokollierungssystem vorgestellt. Das System speichert die Lage des Instrumentes relativ zum Patienten auf Basis der Navigationsinformationen.

In der Forschung werden zur Auswertung von Implantatpositionen zumeist postoperative CT-Aufnahmen verwendet. Diese werden dann mit den präoperativen CT-Daten überlagert (Maes *et al.*, 1997; Pluim *et al.*, 2003b). Somit kann die postoperative Situation mit der präoperativen verglichen werden (Hoffmann *et al.*, 2005; Meyer *et al.*, 2003; Sarment *et al.*, 2003; Valente *et al.*, 2007; van Steenberghe *et al.*, 2003c; Wanschitz *et al.*, 2002). Ein Vergleich zwischen geplanter Position und postoperativ vermessener Implantatposition in CT-Daten ist in Abbildung 2.16 dargestellt.

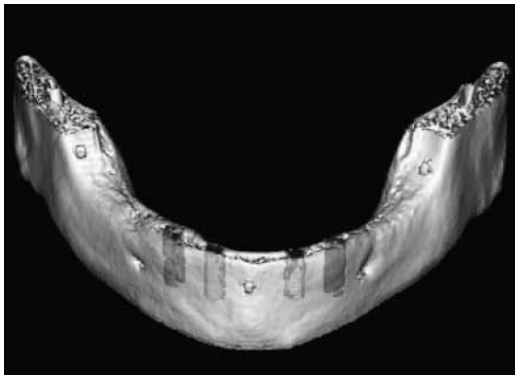
a)  b)

Abbildung 2.16: a) Modell des Unterkiefers mit transparent eingezeichneten geplanten Implantatpositionen. b) Der gleiche Kiefer mit den ermittelten Implantatpositionen (Quelle: Valente et al., 2007).

Die aus der Literatur bekannten Verfahren zur dreidimensionalen Implantatvermessung beruhen auf postoperativen CT-Daten. Hierbei wird postoperativ ein CT des Patientenkiefers aufgenommen und mit den präoperativen Planungsdaten verglichen. Diese Methode wurde beispielsweise zur Verifizierung der Implantatlage nach einer bohrschablonen- (Sarment *et al.*, 2003; van Steenberghe *et al.*, 2003a) oder navigationsgestützten (Hoffmann *et al.*, 2005) Implantation eingesetzt. Für den Vergleich der CT-Daten existieren Softwarelösungen. Der Abgleich basiert hierbei auf dem so genannten „Mutual Information Algorithmus“ (Maes *et al.*, 1997; Pluim *et al.*, 2003a; Wells, III *et al.*, 1996a).

2.8 Defizite Stand der Technik

Im Folgenden werden die Nachteile der bekannten Verfahren zur Laserknochenbearbeitung, zur Leistungssteuerung von Instrumenten und zur anschließenden Vermessung der postoperativen Implantatlage dargestellt.

2.8.1 Laser zur Knochenbearbeitung

Den Vorteilen beim Einsatz von Lasern zum Knochenabtrag stehen funktionsprinzipbedingte Nachteile gegenüber:

- *Fehlende Haptik:* Durch die fehlende Haptik ist der Chirurg während der Laserbearbeitung nicht in der Lage, die momentane Abtragegeschwindigkeit und die Knochenhärte zu bestimmen.

- *Fehlende Tiefenkontrolle:* Durch die unbekannte Größe des Abtragbereiches des Lasers ist eine Tiefenkontrolle der gelaserten Kavität nur visuell möglich und fehlt bei schmalen Kavitäten vollständig. Die Gefahr der Verletzung einer sensiblen Struktur ist daher wesentlich höher als bei herkömmlichen mechanischen Bohrern.

- *Fehlende Kontrolle der eingebrachten Energie:* Der Arzt hat keine Kenntnis über die aktuell eingebrachte Energiedichte aufgrund fehlender Informationen über die Distanz *z* zwischen Laserbrennpunkt und Knochenoberfläche. Dadurch ist eine thermische Gewebeschädigung möglich. Eine exakte Ausrichtung des Brennpunkts auf die Knochenoberfläche ist nur schwer möglich.

Als Nachteile der bereits realisierten Assistenzsysteme für die Laser-Knochenbearbeitung sind zu nennen:

- *Zusätzliche Sensoren:* Zusätzliche Sensoren werden auf den Knochen aufgebracht, welche über Kabel mit einem Messsystem verbunden werden müssen.

- *Navigation:* Bei der vorgestellten Navigation eines Lasers wurde nur die Achse des Laserstrahls relativ zu den Planungsdaten dargestellt. Die Navigation der Lage des Brennpunktes erfolgte nicht. Des Weiteren konnte durch eine fehlende Modellierung auch nicht auf den erfolgten Abtrag geschlossen werden.

- *Roboter:* Das vorgestellte Robotersystem erreicht Genauigkeiten, die den erreichbaren Genauigkeiten in der navigierten Chirurgie entsprechen. Die Integration eines Robotersystems in den OP ist jedoch aufwendig. Die Arbeitsabläufe des Chirurgen müssen verändert werden.

2.8.2 Leistungssteuerung chirurgischer Instrumente

Als Nachteile der beschriebenen Assistenzsysteme mit positionsabhängiger Leistungssteuerung sind zu nennen:

- *Keine Realisierung für Laser:* Die bekannten Systeme sind nur für mechanische Instrumente wie Bohrer und Fräser realisiert.

- *Rucken durch Leistungsverringerung:* Bei den leistungsgesteuerten mechanischen Systemen kann die Verringerung der Leistung zu problematischen Nebeneffekten führen. So lässt das abrupte Abschalten einer Fräse beispielsweise das Handstück rucken.

- *Verklemmungen durch Leistungsverringerung:* Wird ein Bohrer innerhalb einer Bohrung abgeschaltet, so kann es zu Verklemmungen kommen.

2.8.3 Postoperative Vermessung der Implantatpositionen

Für die postoperative Vermessung der Implantatpositionen werden zumeist OPG-Aufnahmen verwendet.

- Mit den OPG-Aufnahmen kann die Lage des Implantats nur zweidimensional betrachtet werden.
- Ein Vergleich zur präoperativen Planung ist nicht möglich.
- Die Verzerrung und Skalierung in den OPG-Aufnahmen ist ein weiteres Problem bei der Beurteilung der genauen Lage eines Implantats.

Die postoperative Kontrolle der Implantatlage anhand von zusätzlichen CT-Aufnahmen hat den entscheidenden Nachteil, dass der Patient ein zweites Mal der Strahlenbelastung eines CT ausgesetzt wird. Es ist anzunehmen, dass Strahlenbelastungen im abheilenden Gewebe ungünstige Reaktionen hervorrufen können (Strid, 1985) und die Knochenheilung gehemmt wird (Weibrich und Wagner, 2004). Deshalb sollten in der Zeit zwischen Insertion der Implantate und Anschluss der Pfeiler möglichst keine CT-Aufnahmen angefertigt werden (Strid, 1985).

Das beschriebene System zur intraoperativen Auswertung der Bohrerposition hat den Nachteil, dass dabei nicht die Lage des eingesetzten Implantats vermessen wird, sondern nur die des Bohrers während des Bohrvorgangs.

2.9 Zusammenfassung der ungelösten Probleme

Ausgehend von den Defiziten am Stand der Technik können die Nachteile der existierenden Ansätze zusammengefasst werden.

- **Kontrolle der Abtragsqualität:** Der Einsatz von Lasern für den Knochenabtrag kann gegenüber der Abtragung mit Bohrern und Fräsen den Vorteil haben, dass der Knochen weniger durch Reibungswärme geschädigt wird. Jedoch kann ein Laser, welcher nicht optimal über dem Knochen ausgerichtet ist, starke irreversible Schädigungen verursachen. Die optimale Höhenausrichtung des Laserhandstücks ist aber für den Chirurgen nicht erkennbar. Beim Fertigen einer Kavität für ein Implantat muss Knochen in der Tiefe abgetragen werden. Um eine optimale Abtragsqualität mit minimaler Knochenschädigung zu erreichen, muss der Laser ständig nachgeführt werden. Auch die Nachführgeschwindigkeit ist für den Chirurgen nicht erkennbar.

- **Tiefenkontrolle beim Laser-Knochenabtrag:** Ein weiterer prinzipbedingter Nachteil des Lasereinsatzes besteht im Verlust des haptischen Feedbacks und damit dem Verlust der Tiefenkontrolle während des Knochenabtrags. Durch den kontaktlosen Einsatz kann der Chirurg, im Gegensatz zum mechanischen Bohren mit Tiefenmarkierungen, die Tiefe nur visuell beurteilen. Bei schmalen, tiefen Kavitäten, wie sie beispielsweise in der dentalen Implantologie gefertigt werden, ist eine visuelle Kontrolle der Tiefe unmöglich.

- **Assistenzsysteme für die Laserknochenbearbeitung:** Die bekannten Ansätze für Assistenzsysteme für die Knochenbearbeitung mit Lasern dienen der präzisen Fertigung von definierten Strukturen im Knochen oder der Abschätzung des Materialabtrags während der Bearbeitung. Hierfür ist eine reine Visualisierung der Laserachse in den Bilddaten ungenügend, da weder die Lage des Brennpunkts des Lasers noch der Materialabtrag bekannt sind. Des Weiteren wird der Abtrag des Lasers weder berechnet noch visualisiert.

Die Systeme zur Bestimmung des Materialabtrags verwenden zusätzliche Sensoren, welche gemeinsam mit den zugehörigen Kabeln auf den zu behandelnden Knochen aufgebracht werden müssen. Der Ansatz mit einem Roboter zur Positionierung des Lasers hat hinsichtlich der Genauigkeit der Positionsbestimmung des Lasers keinerlei Vorteil gegenüber der optischen Positionsvermessung, da bei diesem Ansatz ein zusätzliches optisches Messsystem zu Lagebestimmung eingesetzt wird. Der Aufbau ist zudem im klinischen Einsatz schwer realisierbar.

- **Postoperative Diagnose mit Röntgenbildgebung:** Die Standardmethode zur Kontrolle der postoperativen Implantatlage mit dem Orthopantomogramm (OPG) hat den Vorteil der relativ geringen Strahlenbelastung für den Patienten. Allerdings ist aufgrund der Zweidimensionalität des Verfahrens keine dreidimensionale Auswertung möglich. Auch ein Vergleich zu einer dreidimensionalen bildbasierten Planung ist nicht durchführbar. Der Einsatz von CTs zur Beurteilung der postoperativen Implantatlage ermöglicht zwar nach Registrierung der postoperativen Bilddaten zu den präoperativen Bilddaten einen dreidimensionalen Vergleich, jedoch wird der Patient ein zweites Mal der Röntgenstrahlung ausgesetzt. Neben den bekannten Schäden durch Röntgenstrahlung wird auch das Knochenwachstum in der entscheidenden Einheilphase gehemmt.

3. Ein integriertes System für die Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie und Implantologie

Im Folgenden werden die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Ansätze zur Realisierung eines integrierten Systems für die Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie und Implantologie vorgestellt. Durch das System soll eine sichere Bearbeitung von Knochen und ein Vermessen der postoperativen Implantatposition in der dentalen Implantologie realisiert werden. Das Gesamtsystem und seine Teilsysteme sind in Abbildung 3.1 dargestellt.

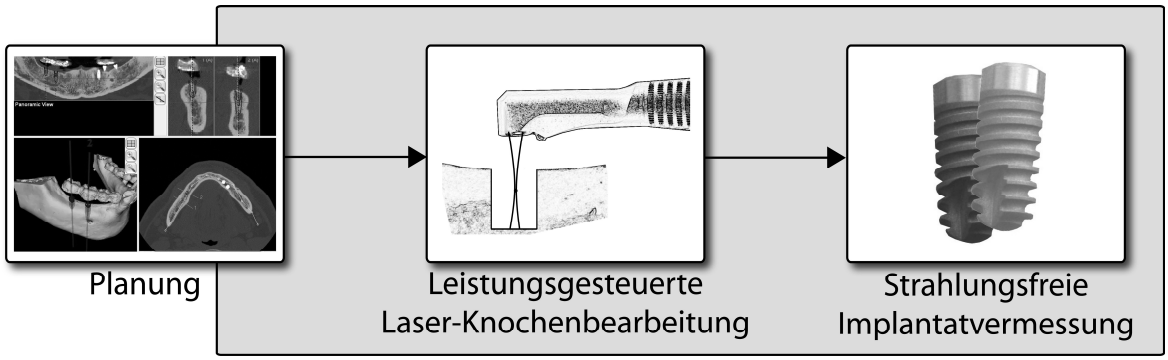


Abbildung 3.1: Gesamtsystem mit den einzelnen Teilsystemen. Für die Planung der jeweiligen Eingriffsart wurde die bestehende Planungssoftware angepasst. Das Umsetzen der Planung erfolgt mit einem navigierten Laser. Ein gesetztes Implantat kann anschließend strahlungsfrei dreidimensional vermessen und mit der Planung verglichen werden. Das im Rahmen dieser Arbeit erstellte Gesamtsystem ist grau hinterlegt.

3.1 Eigener Ansatz

Das in dieser Arbeit vorgeschlagene und entwickelte System zeichnet sich durch folgende neuartige Eigenschaften aus:

- **Modellbasierte Berechnung der Laserenergie:** Für die Abtragsqualität ist die Ausrichtung des Lasers zur Knochenoberfläche entscheidend. Zur Kompensation der Eigenschaften eines Lasers bei der Freihandführung bezüglich haptischem Feedback werden zusätzliche Lageinformationen zwischen Laserhandstück und Patienten mit einem Navigationssystem ermittelt. Damit wird dem Chirurgen die Möglichkeit gegeben, den Laserbrennpunkt exakt auf die Knochenoberfläche auszurichten und somit eine optimale Behandlung zu gewährleisten. Basierend auf den zur Verfügung stehenden Lageinformationen wird qualitativ das Verhältnis zwischen der Energie für den Knochenabtrag und schädlicher thermischer Energie berechnet und visualisiert. Der Ansatz der Navigation des Lasers erlaubt es, die sich in Abhängigkeit von der Ausrichtung des Laser gegenüber dem Zielgewebe verändernde eingebrachte Energie anhand bekannter mathematischer Modelle zu berechnen.

- **Modellbasierte Berechnung des Lasermaterialabtrags:** Während des Knochenabtrags verändert sich die Knochenoberfläche. Dies hat Einfluss auf den Abtrag durch den Laser. Für sehr präzise Anforderungen muss diese Änderung berücksichtigt werden. Des Weiteren muss dem Chirurg visualisiert werden, welche geplanten Bereiche noch nicht mit dem Laser abgetragen wurden. Durch die modellbasierte Abschätzung des Materialabtrages und die bekannten Lageinformationen kann in einem Volumenmodell das abgetragene

Material berechnet und visualisiert werden. Das Volumenmodell ermöglicht parallel zum Lasermaterialabtrag eine Beurteilung der aktuellen Situation. Damit kann auch die Tiefe des Laserabtrags beurteilt werden.

- **Definierter Materialabtrag mit einem handgeführten Laser:** Für das exakte und sichere Einhalten der Grenzen einer geplanten Geometrie und zum Schutz sensibler Strukturen wie Nerven wird zusätzlich zur Navigation eine Steuerung der Laserleistung realisiert. Befindet sich der Laser außerhalb der geplanten Geometrie oder ist er zu stark defokussiert auf die Knochenoberfläche gerichtet, kann keine Laserleistung mehr freigegeben werden. Ist die Ausrichtung des Lasers entsprechend der Planung, kann die Leistung des Lasers durch den Chirurgen freigegeben werden. Das System gibt niemals von selbst Leistung frei.

- **Strahlungsfreie dreidimensionale Vermessung der Implantatlage:** Zur Vermessung der postoperativen dreidimensionalen Lage der eingesetzten Implantate ohne zusätzliche Röntgenstrahlung wird ein neuer Ansatz mit einem Messadapter und einem optischen Messsystem gewählt. Die Messung kann dabei unabhängig von der Durchführung des Eingriffs (Freihand, Navigation, Bohrschablone) angewendet werden. Über die bekannten Planungsinformationen und Bilddaten kann die Lage des eingesetzten Implantats vermessen und dargestellt werden. Neben der Beurteilung und Dokumentation der dreidimensionalen Implantatlage ist ein Vergleich zwischen präoperativer Planung und tatsächlichem Ergebnis möglich. Dies erlaubt eine quantifizierbare Aussage über die Genauigkeit der Umsetzung einer präoperativen Planung ohne zusätzliche Strahlenbelastung.

3.2 Abgrenzung

Die im Folgenden beschriebenen Bestandteile des Systems sind nicht im Rahmen dieser Arbeit entwickelt worden:

- **Radiologische Bildgebung:** Das Standardverfahren für Bildgebung in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie ist die radiologische Bildgebung. Für computerassistierte Eingriffe werden zumeist dreidimensionale Datensätze mit dem Computertomographen (CT) erzeugt und im DICOM-Format gespeichert. Die Daten werden schichtweise erzeugt und verfügen je nach Bedarf über unterschiedliche Schichtabstände. Dem CT kommt unter den radiologischen Verfahren eine besondere Rolle zu, da es kalibrierte Werte liefert. Daher kann jedem Grauwert in einem CT-Volumendatensatz eine bestimmte Dichte des Materials zugeordnet werden. Knochen kann damit beispielsweise sicher und automatisch von Titan unterschieden werden.

- **Rekonstruktion und Visualisierung der radiologischen Bilddaten:** Aus den CT-Daten können mit bekannten Algorithmen 3D-Volumendaten erstellt und visualisiert werden. Dabei können auch individuelle Schnitte durch das Volumen betrachtet werden. Für die intuitive Betrachtung der Bilddaten durch einen Arzt werden zumeist Standardansichten (Coronar, Sagital, Axial und Panorama) dargestellt. Der Arzt kann zwischen den einzelnen Schichten wechseln. Das 3D-Modell kann beliebig gedreht und verschoben werden.

- **Optisches Messverfahren:** Für die Lageerfassung des Patienten und des Laserhandstückes wird ein optisches Messsystem Vicra der Firma NDI verwendet. Das Messsystem arbeitet passiv mit Infrarotlicht. Es sendet mit einer Frequenz von *20 Hz* Lichtpulse aus, welche durch optische Trackergeometrien reflektiert werden. Über die bekannten Geometrien der optischen Tracker kann die Position und Orientierung relativ zum optischen

Messsystem angegeben werden. Die Geometrien der verwendeten optischen Tracker werden dem Messsystem bei der Initialisierung übergeben.

- **Optische Messkörper für Patient und Instrument**: Für die Lageerfassung des Patienten und des chirurgischen Laserhandstückes werden optische Tracker eingesetzt. Der Patiententracker und der Tracker für das Laserhandstück besitzen jeweils drei Reflektorkugeln. Die beiden Tracker unterscheiden sich aber in der Anordnung der Reflektorkugeln. Die Tracker sind aus V4A-Stahl gefertigt. Die Reflektoren selbst bestehen aus speziellen Glaskugeln mit einem Durchmesser von ca. *5 mm*. Der Patiententracker wird an einem Navigationsbogen mit Titanmarkern befestigt. Der Navigationsbogen mit dem Tracker wird dann über eine Bissschiene am Patienten lagestabil und reproduzierbar fixiert. Der Tooltracker wird am Laserhandstück befestigt. Beide Tracker müssen so konstruiert sein, dass beim intraoperativen Einsatz möglichst keine Überdeckungen zwischen den Trackern entstehen, so dass die Sichtachse des optischen Messsystems freie Sicht auf beide Tracker hat und dass die Ebenen der Reflektorkugeln möglichst senkrecht zum optischen Messsystem ausgerichtet ist. Die Berechnung der Lage der präoperativen CT-Daten und des Patienten zum Patiententracker erfolgt über die Patientenregistrierung.

- **Planung von Implantatpositionen:** Für die Navigation eines chirurgischen Instruments ist eine Planung der Implantatpositionen notwendig. Dabei werden die entsprechenden Implantate aus einer Implantatdatenbank ausgewählt und in den CT-Daten des Patienten ausgerichtet. Des Weiteren ermöglicht die Planung die Betrachtung des Patientendatensatzes in unterschiedlichen Ansichten. Zusätzlich kann der Nervverlauf eingezeichnet und Abstände zwischen anatomischen Landmarken und geplanten Implantaten gemessen werden. Die Planung kann anschließend gespeichert und exportiert werden.

- **Patientenregistrierung:** Um die präoperativen CT-Daten des Patienten für einen navigierten Einsatz verwenden zu können, muss die Lage der CT-Daten relativ zum Patienten und zum optischen Messsystem bekannt sein. Dafür wird eine automatische Patientenregistrierung mit einem Navigationsbogen verwendet (Lüth und Bier, 2007; Schermeier *et al.*, 2002). In den Navigationsbogen sind 6 Titanmarker eingelassen, welche in den CT-Daten automatisch segmentiert werden. Der Navigationsbogen ist lagestabil an einer Bissschiene befestigt, welche während der CT-Aufnahme vom Patienten getragen wird. Während des navigierten Einsatzes trägt der Patient die Bissschiene. Dabei wird zusätzlich der Patiententracker an dem Navigationsbogen befestigt. Über die aus den Konstruktionsdaten bekannten Titanmarker im Navigationsbogen und optischen Reflektoren auf dem Patiententracker kann der Übergang zwischen präoperativen Bilddaten und optischen Messdaten berechnet werden. Somit kann die Lage des am Tooltracker befestigten Instrumentes relativ zu den präoperativen CT-Daten und der aktuellen Behandlungssituation dargestellt werden.

- **Mathematisches Modell zur Bestimmung der Laserenergie**: Für die Berechnung der Energie in Abhängigkeit vom Fokusabstand des Lasers werden mathematische Modelle verwendet. Dabei wird ein bestimmtes zeitliches und räumliches Strahlprofil des Lasers angenommen. Das räumliche Strahlprofil und damit die Energieverteilung innerhalb des Laserstrahls ändern sich mit der Distanz zum Brennpunkt. Die bekannten mathematischen Modelle stellen eine starke Vereinfachung der Realität dar und berücksichtigen Parameter mit teils deutlichem Einfluss auf die tatsächliche Energie nicht. Des Weiteren ist für eine Modellierung genaue Kenntnis über die Eigenschaften des verwendeten Lasersystems notwendig. Für das im Rahmen dieser Arbeit implementierte System wurde ein einfaches

mathematisches Modell verwendet, welches von einer Gaußverteilung der Energie innerhalb des Laserstrahls ausgeht.

- **Exakte Bestimmung der Laserparameter:** Wie bereits erwähnt, wird der Laserabtrag von einer Vielzahl von Faktoren beeinflusst. Im Vordergrund dieser Arbeit stand aber nicht die exakte mathematische Modellierung des Laserabtrages, sondern die Untersuchung zur Abschätzung des Materialabtrages durch Kombination eines Lasersystems mit einem Navigationssystem und einem Volumenmodell. Für die statischen Laserparameter wie beispielsweise der gewebeabhängigen Ablationsschwelle wurden Werte aus der Literatur übernommen. Des Weiteren wurden Angaben zu Divergenzwinkel, Brennfleckposition, Brennfleckgröße, räumlichem Strahlprofil aus Herstellerangaben des Lasersystems (KaVo) übernommen. Es wird angenommen, dass durch eine exakte Bestimmung der Parameter eine weitere Steigerung der Berechnungsgenauigkeit erreicht werden kann.

- **Zulassung nach Medizinproduktegesetz:** Für den klinischen Einsatz des entwickelten Systems muss eine Zulassung nach dem Medizinproduktegesetz (MPG) durchgeführt werden. Das System wurde zwar hinsichtlich der späteren Zulassung entwickelt (z.B. durch Berücksichtigung geeigneter Materialien und Einsatz eines medizinisch zugelassenen Lasersystems), jedoch wurden die benötigten Dokumente (Funktionsbeschreibung, Systembeschreibung, Risikoanalyse, Verifikation, Teileliste, Sterilitätsprüfung, Gebrauchsanweisung) nicht erstellt.

4. Konzept und Systementwurf

Im Folgenden werden die Komponenten des Systems und der einzelnen Teilsysteme beschrieben. Die Komponenten des gesamten Systems sind in Abbildung 4.1 dargestellt. Das System kann entsprechend des definierten Benutzungsablaufs in drei Teilsysteme gegliedert werden. Die Unterteilung wird durch die Baumstruktur in Abbildung 4.1 verdeutlicht.

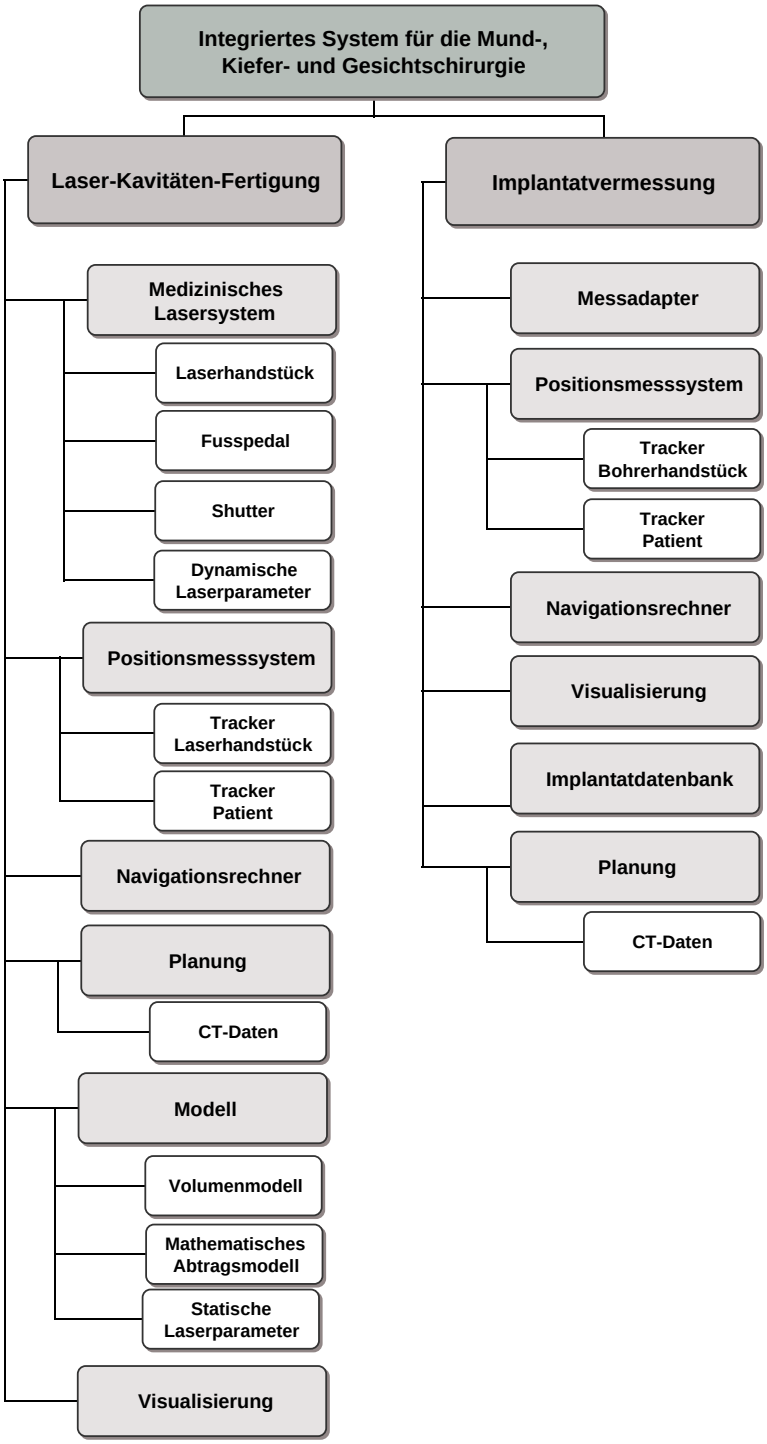


Abbildung 4.1: Hierarchische Darstellung der Teilsysteme und der einzelnen Komponenten.

Im Folgenden werden die einzelnen Komponenten der Teilsysteme vorgestellt.

4.1 Leistungsgesteuerte Laser-Knochenbearbeitung

In diesem Kapitel wird der Benutzungsablauf, sowie die statische und dynamische Systembeschreibung des Teilsystems für die Laser-Knochenbearbeitung vorgestellt. Die Eingliederung in das Gesamtsystem ist in Abbildung 4.2 dargestellt.

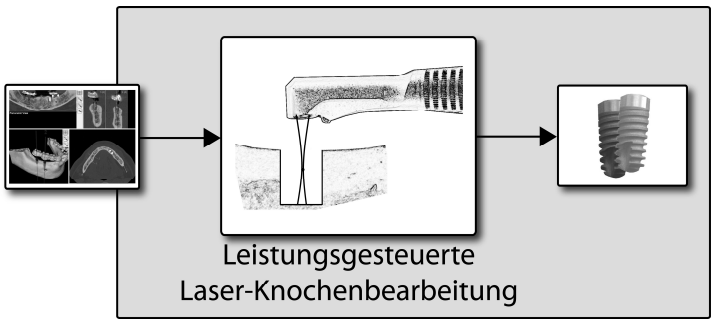


Abbildung 4.2: Teilsystem Leistungsgesteuerte Laser-Knochenbearbeitung.

4.1.1 Benutzungsablauf

Der navigierte und lageabhängig gesteuerte Einsatz eines Lasers zur Fertigung von Kavitäten kann auf Komponenten und Abläufe aus der bekannten navigierten dentalen Implantologie zurückgreifen. Bei der lageabhängigen Leistungssteuerung eines Lasers, die in dieser Arbeit erstmals vorgestellt und untersucht wird, unterscheiden sich jedoch wesentliche Benutzungsschritte und Komponenten. Der Ablauf ist in Abbildung 4.3 dargestellt und untergliedert sich wie folgt:

Präoperativ

1. **Vorbereitung**: Als Grundlage für die Planung wird der zu behandelnde Kiefer des Patienten in einem Computertomographen gescannt. Während des Scannens trägt der Patient eine Bissschiene mit daran befestigtem Navigationsbogen. Es ist darauf zu achten, dass der gesamte Kiefer und der Navigationsbogen vollständig in der Aufnahme abgebildet sind. Auf Basis der CT-Daten werden in der Planungssoftware die unterschiedlichen Ansichten generiert und die Planung der Implantate durchgeführt. Um Bildartefakte durch eventuell im Kiefer eingebrachte Metalle zu vermeiden, sollte der Kiefer bei der Aufnahme parallel zur Bildaufnahmeebene ausgerichtet sein.

2. **Planung:** Die aufgenommenen CT-Daten werden in die Planungssoftware importiert. Der Behandler kann jetzt unterschiedliche Kavitätengeometrien aus einer Datenbank auswählen. Die Kavitäten sind zylindrisch und unterscheiden sich in Durchmesser und Länge. Eine aus der Datenbank ausgewählte Kavität kann anschließend in den unterschiedlichen Ansichten der Bilddaten ausgerichtet werden. Zumeist werden hierfür die axiale Ansicht, die Panoramaansicht, das 3D-Modell und ein cross-sektionaler Schnitt durch den Kiefer verwendet. Ist die Planung abgeschlossen, kann sie gespeichert und ggf. exportiert werden. Während des Generierens des 3D-Modells wird die automatische Patientenregistrierung durchgeführt. Hierfür ist im Normalfall keine zusätzliche Interaktion mit dem System notwendig. Es wird überprüft, ob eine ausreichende Anzahl von Markern des Navigationsbogens in der CT-Aufnahme gefunden wird. Anschließend ist die Transformation zwischen CT-Daten und dem intraoperativ eingesetzten optischen Messsystem bekannt.

3. **Aufbau der Systemkomponenten:** Für den leistungsgesteuerten Einsatz des chirurgischen Lasers muss das Navigationssystem mit dem Laser verbunden werden. Hierfür sind zwei Schnittstellen, Kommunikationsschnittstelle und Steuerungsschnittstelle, mit jeweils einem Kabel zu verbinden. Für das Auslesen der am Laser eingestellten Laserparameter und für die Informationen über eine Pulsfreigabe durch den Chirurgen wird der Laser über eine Kommunikationsleitung mit dem Navigationssystem verbunden. Eine zusätzliche Steuerleitung dient der Leistungssteuerung des Lasers durch das Navigationssystem.

Intraoperativ:

1. **Vorbereitung des OP-Gebietes:** Einsetzen der Bissschiene: Nach der Lagerung des Patienten wird die örtliche Betäubung oder Narkose eingeleitet. Anschließend wird ein Mukoperiostlappen gebildet. Die während der CT-Aufnahme vom Patienten getragene Bissschiene wird mit einer Schraube fest mit dem Patiententracker verbunden. Anschließend wird die Bissschiene mit dem Patiententracker auf dem Kiefer fixiert.

2. **Ausrichten des Systems:** Das Navigationssystem wird hinter dem Kopfende des Behandlungsstuhls oder der OP-Liege aufgebaut. Die schlanke Bauweise ermöglicht dabei auch in kleinen Behandlungsräumen eine gute Positionierbarkeit. Nachdem in den Navigationsmodus gewechselt wurde, erscheint ein Ausrichtedialog. Anhand des Ausrichtedialogs kann das optische Messsystem optimal auf den Patienten ausgerichtet werden. Anschließend wählt der Chirurg die von ihm gewünschten Ansichten aus. Dies sind in der Regel: die *3D-Cavity-View* zur Darstellung des Materialabtrags, die *Distance and Energy-View* zur Darstellung des Abstands zwischen Laserfokus und Knochenoberfläche und die *Target-View* zur intuitiven Darstellung der Position des Laserfokus und der Orientierung der Laserachse gegenüber der geplanten Kavität.

3. **Kalibrieren des Laserhandstücks:** Das Laserhandstück, der Trackeradapter und der Handstücktracker werden vor dem Einsatz zerlegt und einzeln sterilisiert. Sie werden vom Chirurgen oder einer sterilen Schwester aus der Verpackung entnommen und montiert. Dabei muss auf festen Sitz des Trackers am Laserhandstück geachtet werden. Anschließend kann die Laserachse eingemessen werden. Hierfür wird das Laserhandstück auf den Kalibrieradapter am Patiententracker gesteckt. Das System beginnt dann automatisch mit der Kalibrierung des Laserhandstücks und teilt eine erfolgreiche Kalibrierung und Registrierung durch ein akustisches Signal mit.

4. **Ausrichten des Lasers anhand der Navigation:** Nach dem Einmessen kann das Laserhandstück anhand der Darstellung in den Navigationsansichten ausgerichtet werden. Hierfür wird zuerst die Position und anschließend die Orientierung des Lasers anhand der *Target-View* zu der geplanten Lage der Kavität ausgerichtet. Anschließend kann die Höhe des frei fokussierten Lasers gegenüber der Knochenoberfläche anhand der *Distance and Energy-View* justiert werden.

5. **Lasern mit Navigated Control:** Ist eine optimale Ausrichtung erreicht, kann der Laser über den Fußschalter im Pulsmodus eingesetzt werden. Der Chirurg orientiert sich dabei hauptsächlich an der 3D-Cavity-View, um einen gleichmäßigen Materialabtrag zu erzielen. Die aktuell erreichte maximale Kavitätentiefe wird ebenfalls visualisiert. Für einen gleichmäßigen Tiefenabtrag des Knochens innerhalb der Kavität empfiehlt sich ein kreisförmiges Verfahren des Laserhandstückes anhand der *Target-View* oder der *Cavity3D-View*. Während des Laserns muss der Chirurg immer wieder die Ausrichtung überprüfen. Dafür wird wie vorher beschrieben vorgegangen. Sollte der Chirurg die geplante Geomet-

rie der Kavität verlassen oder der Abstand zwischen Laserbrennpunkt und Knochenoberfläche zu groß werden, schaltet die Leistungssteuerung den Laser ab.

6. **Einsetzen des Implantats:** Ist die Kavität fertig gestellt, wird je nach verwendetem Implantatsystem ein Gewinde geschnitten oder das Implantat direkt eingesetzt.

7. **Nachbereitung des OP-Gebiets:** Nachdem die Implantate eingesetzt wurden, wird die Schleimhaut vernäht. Das System kann von der OP-Liege entfernt werden. Die verwendeten Geräte werden gereinigt und desinfiziert.

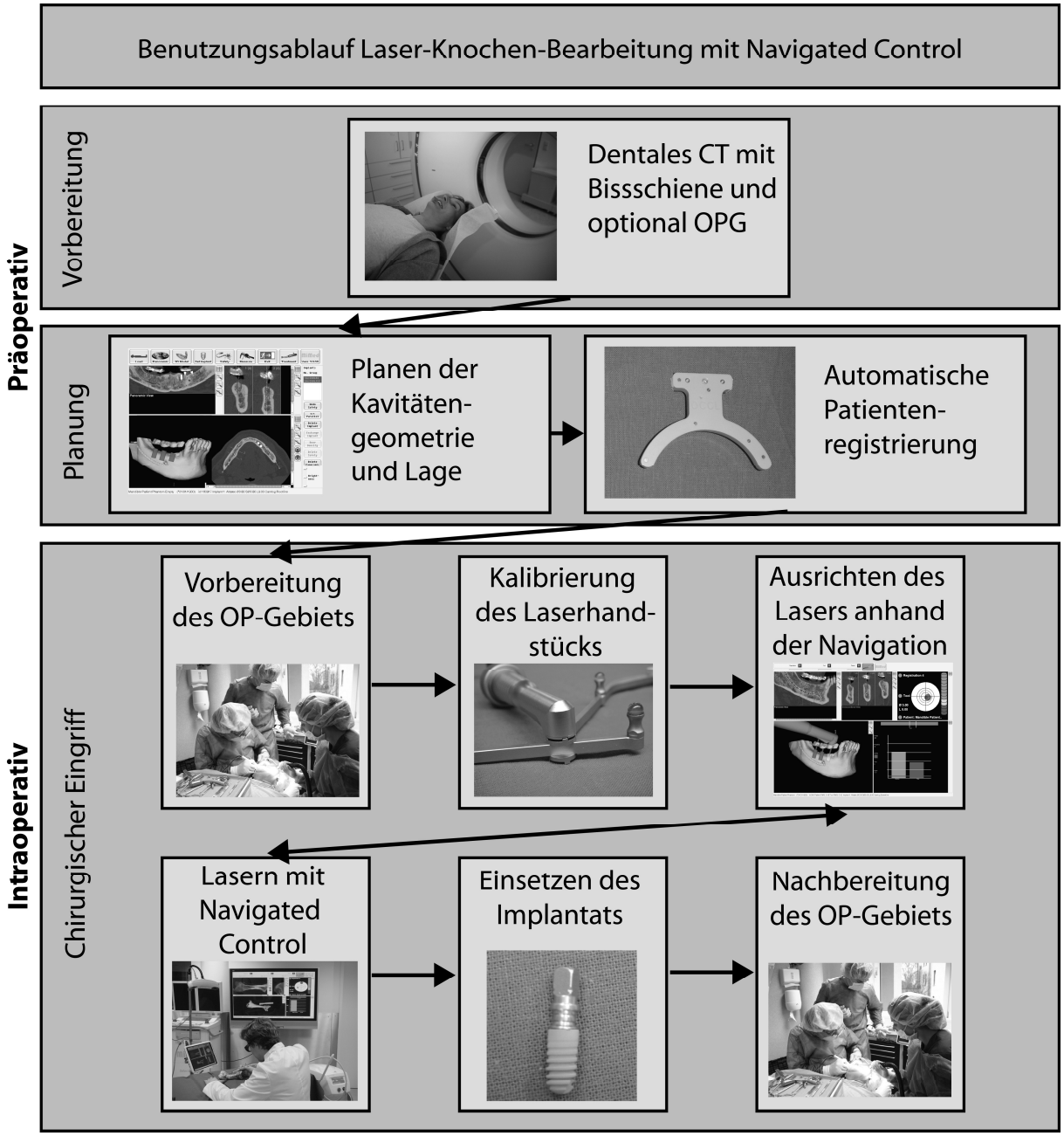


Abbildung 4.3: Benutzungsablauf der Laserbearbeitung von Knochen zur Implantatbettaufbereitung.

4.1.2 Statische Systembeschreibung

Das System besteht aus folgenden Komponenten:

Hardware	Software
Navigationssystem mit Panel PC und optischem Messsystem Medizinisches Lasersystem mit Fußpedal Laserhandstück mit Tracker Patiententracker Steuerelektronik	Patientenregistrierung Planung Mathematisches Modell Volumenmodell Abtragsberechner Entscheider

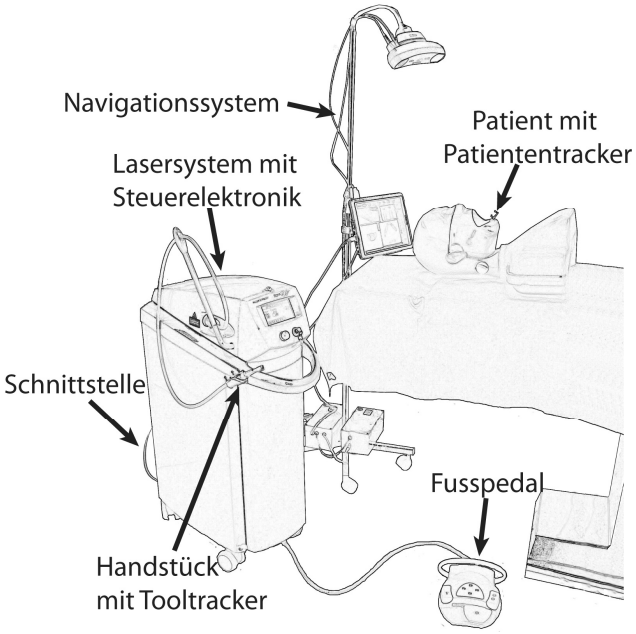


Abbildung 4.4: Bestandteile des Systems zur Laser-Bearbeitung von Knochen mit Navigated Control. Die Hauptbestandteile der Hardware sind das Lasersystem mit Handstück und Steuerelektronik und das Navigationssystem mit Panel PC und optischem Messsystem. Patient und Laserhandstück werden mit einem optischen Tracker versehen.

Die einzelnen Komponenten des Systems zur lageabhängigen Leistungssteuerung eines navigierten Lasers sind in Abbildung 4.4 dargestellt. Im Folgenden werden die Hardware und Softwarekomponenten des Systems einzeln aufgeführt und näher beschrieben. Für die Beschreibung räumlicher Zusammenhänge werden Koordinatensysteme und Matrizen, wie in Kapitel 9 „Anhang - Notation“ nach Lüth (Lüth, 2006) beschrieben, verwendet.

Navigationssystem mit optischem Positionsmesssystem: Als Plattform für die Navigation wird ein Panel PC mit einem optischen Messsystem Vicra (Firma NDI, Canada) verwendet. Das optische Messsystem und der Panel-PC sind zusammen mit einer Box für Elektronik an einem Rollstativ befestigt. Als Softwarebasis wird die Navigationssoftware der Firma RoboDent verwendet. Über das optische Messsystem kann die Position und Orientierung des Patiententrackers und des Handstücktrackers ermittelt werden. Die Messdaten werden als 4x4-Matrizen in Bezug auf das optische Messsystem mit einer Frequenz von *20 Hz* übertra-

gen. Durch das optische Messsystem kann die Lage des Patiententrackers *pat* und des Handstücktrackers *hpc* relativ zu dem optischen Messsystem *cam* bestimmt werden (Abbildung 4.5). Damit sind folgende Beziehungen bekannt:

$$ {}^{cam}\mathbf{T}_{hpc} \tag{4.1} $$

$$ {}^{cam}\mathbf{T}_{pat} \tag{4.2} $$

$$ {}^{pat}\mathbf{T}_{hpc} = \left[{}^{cam}\mathbf{T}_{pat} \right]^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}_{hpc} \tag{4.3} $$

Die Koordinatensysteme der optischen Messkörper an Patient und Handstück sowie des optischen Messsystems sind in Abbildung 4.5 dargestellt.

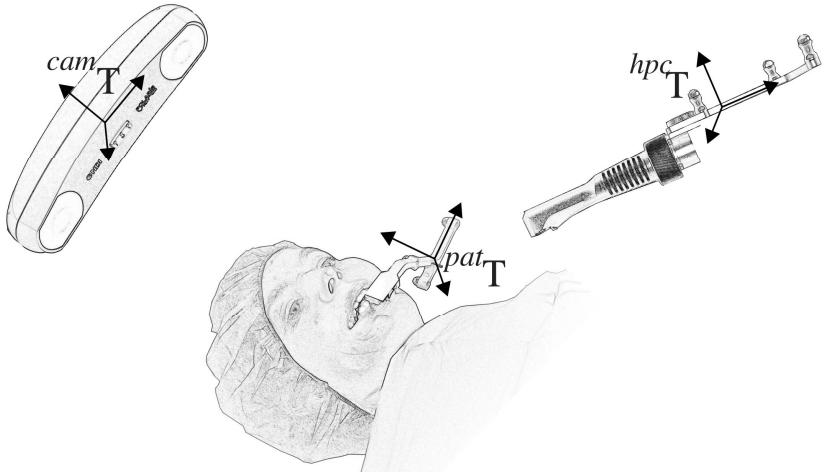
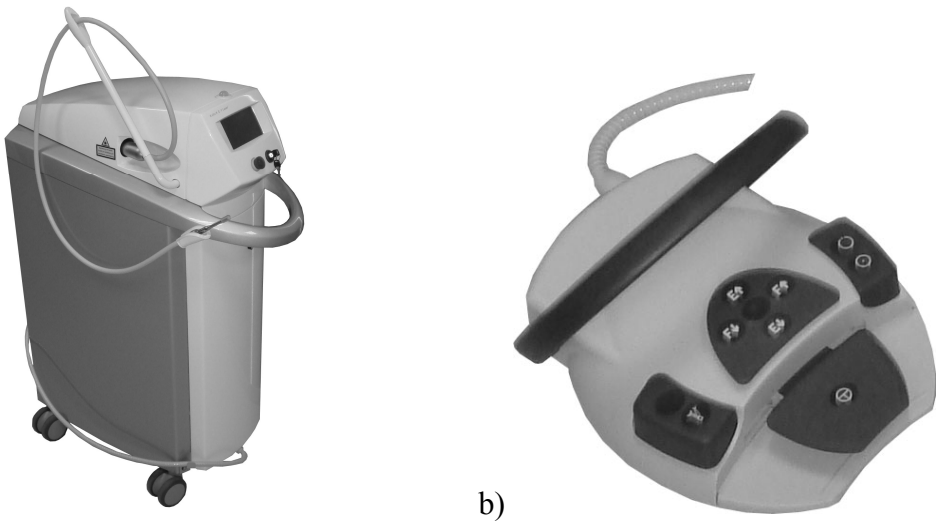


Abbildung 4.5: Über das optische Messsystem des Navigationssystems kann die Lage des Laserhandstücks relativ zum Patienten ermittelt werden. Der Patient trägt eine Bissschiene mit Navigationsbogen. An dem Navigationsbogen ist der optische Patiententracker *pat* angebracht. Am Handstück ist der Tracker *hpc* befestigt. Über das Messsystem *cam* kann die Beziehung ${}^{pat}\mathbf{T}_{hpc}$ ermittelt werden.

Medizinisches Lasersystem: Als Lasersystem wird der Er:YAG-Laser KaVo Key III verwendet (Abbildung 4.6). Der KEY III Laser wurde von der Firma KaVo Dental GmbH zur Verfügung gestellt. Es handelt sich dabei um einen Er:YAG-Laser der Laser Klasse 4 mit einer Wellenlänge von *2,94 µm*. Er emittiert eine gepulste Strahlung mit einer Pulsenergie von *40-600 mJ* bei einer Frequenz von *1-25 Hz*. Die Pulsdauer liegt im Bereich von *200-500 µs* und ist von der Kombination aus Pulsenergie und -frequenz abhängig. Das Licht wird über eine flexible Glasfaser vom Resonator zum Handstück übertragen. Über das Handstück wird neben dem Laser selbst ein Wasserspray auf die bestrahlte Stelle aufgetragen. Für die Einstellung der Leistung und der Frequenz wird der Touch-Bildschirm am Gerät verwendet. Die flexible Faser wird von einem Haltearm geführt.

Die Laserleistung kann nur freigegeben werden, wenn der Haltearm nach vorn geklappt ist und der Laser in den *Bereit*-Modus gesetzt wurde. Der Laser wird hauptsächlich in der Dentalmedizin verwendet. Das Fußpedal des Lasersystems ist fest mit dem Lasersystem verbunden. Über das Fußpedal kann der Laser in den Bereit-Modus gesetzt werden. Wenn sich der Laser im Bereit-Modus befindet, kann über das Fußpedal der Laser gestartet werden. Es werden solange Laserpulse mit den eingestellten Parametern abgeben, wie das Fußpedal gedrückt ist.



a) b)

Abbildung 4.6: a) Verwendetes Lasersystem KaVo Key III mit optischer Faser. Der Er:YAG-Laser arbeitet mit einer Wellenlänge von *2,940 µm* und kann Pulsfrequenzen von *25 Hz* und eine maximale Energie von *600 mJ* erzeugen. b) Fußpedal des KaVo Lasersystems. Über das Fußpedal kann der Laser in den Bereit-Modus gebracht werden. Über den großen Schalter wird dann die Laserleistung freigegeben.

Laserhandstück mit Tracker: Für diese Arbeit wird das frei fokussierende Laserhandstück von KaVo mit der Bezeichnung 2061 verwendet. Dessen Linse fokussiert den Brennpunkt ca. *9 mm* von der Linse entfernt. Dieses Handstück verfügt über eine kleine Düse, durch die ein unterstützendes Wasser- und Luftspray in einem bestimmten Winkel auf die zu operierende Stelle aufgetragen wird. Durch den Sprühwinkel ergibt sich ein natürlicher Abstand zum Brennpunkt, in dem noch gelasert werden kann.

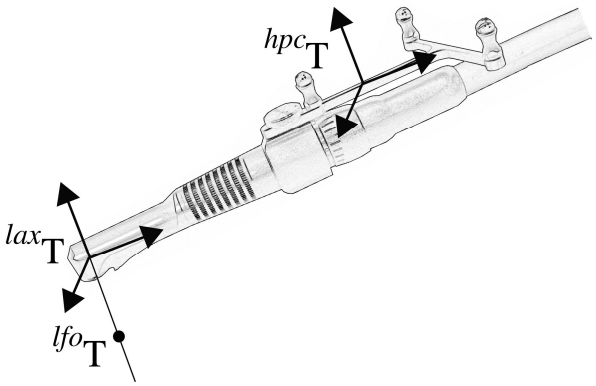


Abbildung 4.7: Für das optische Tracken des Laserhandstücks mit dem optischen Messsystem des Navigationssystems wird ein Tracker am Laserhandstück angebracht. Der Tracker wird über einen Adapterflansch angebracht. Die Lage des Laserfokus *lfo* zum Handstück *hpc* und der Laserachse *lax* zum Handstück *hpc* sind zunächst nicht bekannt.

Ist der Abstand zu groß, sprüht das Spray an der bestrahlten Fläche vorbei und das Gewebe wird aufgrund der fehlenden Kühlung massiv beschädigt. Für die Navigation des Laserhandstückes wird ein optischer Tracker verwendet. Das Trackerdesign orientiert sich dabei an den aus der Bohrernavigation bekannten Systemen der Firma RoboDent (Lüth und Bier, 2007). Der Tracker verfügt über drei beschichtete Glaskugeln mit einem Durchmesser von *5 mm*. Der Tracker selbst ist aus zertifiziertem V4A-Stahl gefertigt. Der Tracker wird über eine Befestigungsschelle am Laserhandstück lagestabil angebracht. Die Befestigung des Trackers muss jeweils für die Ober- und Unterkieferbehandlung angepasst werden. Für die Navigation

wird die Lage der Laserachse *lax* und die Position des Laserbrennpunktes *lfo* relativ zu dem befestigten Tracker *hpc* benötigt (Abbildung 4.7).

Patiententracker: Der Patiententracker ist ebenfalls aus V4A-Stahl gefertigt und besitzt drei reflektierende Glaskugeln. Das Trackerdesign orientiert sich dabei an den aus der Bohrernavigation bekannten Systemen der Firma RoboDent (Lüth und Bier, 2007). Die Anordnung der Kugeln auf dem Patiententracker unterscheidet sich von der Anordnung der Kugeln auf dem Handstücktracker. Des Weiteren verfügt der Patiententracker über einen kreisförmigen Adapter zur Kalibrierung des Laserhandstücks. Der Adapter wurde dem von KaVo zum aufschrauben des Laserhandstücks verwendeten Werkzeug nachempfunden. Dadurch passt der Adapter exakt in die Kerben des Kopfes des verwendeten Laserhandstücks. Die Lage des Koordinatensystems des Kalibrieradapters *cal* ist durch die Konstruktionsdaten relativ zum Koordinatensystem des Patiententrackers *pat* bekannt. Außerdem verfügt der Patiententracker über eine Befestigungsmöglichkeit für einen Navigationsbogen. Die Lage des Koordinatensystems der in den Navigationsbogen eingelassenen Titanmarken *mrk* ist ebenfalls durch die Konstruktionsdaten relativ zum Koordinatensystem des Patiententrackers *pat* bekannt.

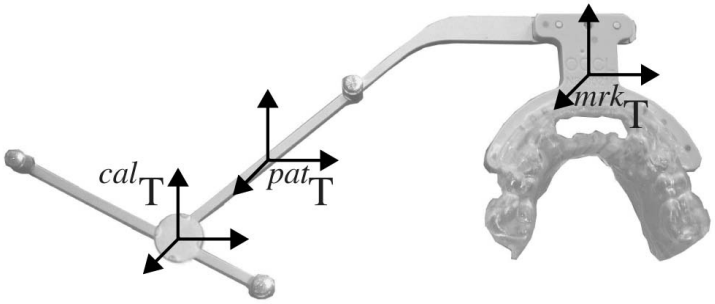


Abbildung 4.8: Der Patiententracker verfügt über einen kreisförmigen Adapter zur Kalibrierung des Laserhandstücks und eine Befestigungsmöglichkeit für einen Navigationsbogen. Die geometrischen Beziehungen zwischen den Titanmarken *mrk* im Navigationsbogen und dem Patiententrackerkoordinatensystem *pat* sind ebenso bekannt wie die relative Lage des Kalibrieradapters *cal*.

Durch diese Befestigungsmöglichkeit kann der Patiententracker über den Navigationsbogen mit der patientenindividuellen Bissschiene verbunden werden. Im Koordinatensystem *pat* des Patiententrackers sind folgende Transformationen bekannt (Abbildung 4.8):

$$ {}^{pat}\mathbf{T}_{cal} \tag{4.4} $$

$$ {}^{pat}\mathbf{T}_{mrk} \tag{4.5} $$

Patientenregistrierung: Für die Patientenregistrierung wird die bewährte automatische Markerregistrierung der Firma RoboDent genutzt (Schermeier *et al.*, 2002). Für dieses Verfahren werden sechs Titanmarker verwendet, welche in den Navigationsbogen eingelassen sind. Die Titanmarker sind dabei in einer bestimmten bekannten Geometrie angeordnet. Aufgrund der Eigenschaften der CT-Bildgebung können die Titanmarken anhand ihres Grauwerts in den Aufnahmen gefunden werden (Abbildung 4.9). Über den bekannten geometrischen Bezug zwischen den einzelnen Titanmarker und den am Patiententracker befestigten Reflektorkugeln kann die Transformation zwischen optischem Messsystem *cam* und den CT-Daten *ima* hergestellt werden. Aus den automatisch in den CT-Daten gefundenen Titanmarkern ist der Bezug ${}^{ima}\mathbf{T}_{mrk}$ bekannt.

Damit lässt sich der Bezug zwischen Bilddaten und optischem Messsystem wie folgt berechnen:

$$ {}^{pat}\mathbf{T}_{ima} = {}^{pat}\mathbf{T}_{mrk} \cdot \left[{}^{ima}\mathbf{T}_{mrk} \right]^{-1} \tag{4.6} $$

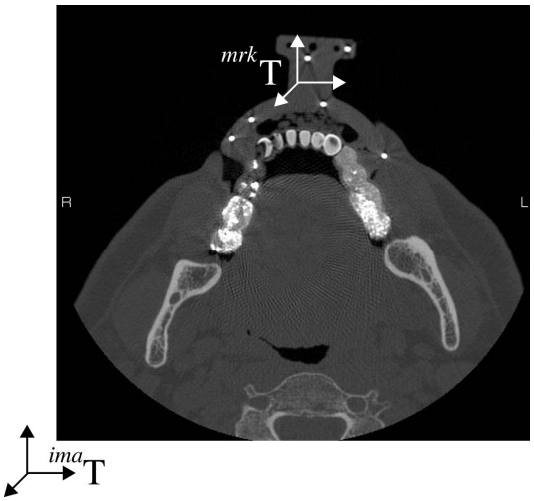


Abbildung 4.9: Für die Patientenregistrierung muss der Zusammenhang zwischen präoperativen Bilddaten und dem während der Navigation bekannten Koordinatensysteme hergestellt werden. Dafür wird der Navigationsbogen der Firma RoboDent verwendet. Die in den Navigationsbogen eingelassenen Titanmarker können in den Bilddaten automatisch erkannt werden. Damit kann der Bezug zwischen den Titanmarkern im Navigationsbogen und dem Bilddatenkoordinatensystem ${}^{ima}\mathbf{T}_{mrk}$ hergestellt werden.

Planung: Für das Einlesen der CT-Daten und die Planung des Eingriffs wurde die aus der navigierten dentalen Implantologie bekannte Software der Firma RoboDent verwendet und angepasst.

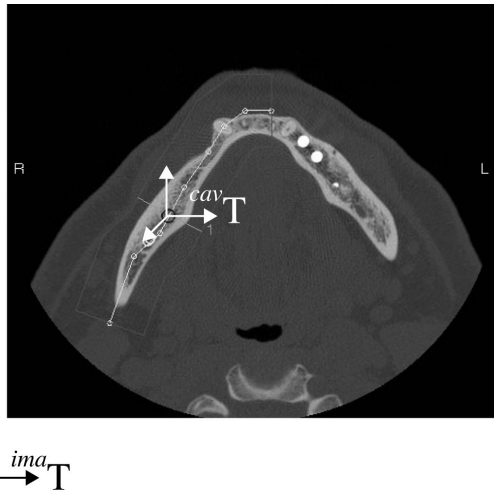


Abbildung 4.10: In der Planungsphase werden in den präoperativ aufgenommenen Bilddaten die Geometrien und Lagen der zu fertigenden Kavitäten definiert. Damit ist die Lage ${}^{ima}\mathbf{T}_{cav}$ der einzelnen Kavitäten relativ zu den Bilddaten bekannt.

Während der Planung wird die Geometrie von Kavitäten aus einer Datenbank ausgewählt. Die Kavitäten sind zylindrisch und unterscheiden sich in Länge und Durchmesser. Die Lage der Kavitäten kann dann relativ zu den CT-Daten des Patienten ausgerichtet werden. Damit ist für jede Kavität *cav* die Beziehung ${}^{ima}\mathbf{T}_{cav}$ bekannt (Abbildung 4.10).

Mathematisches Modell: Als mathematisches Modell für den Abtrag wird ein einfaches aus der Literatur bekanntes Modell verwendet (Bäuerle, 1996a; Ivanenko und Hering, 1998; Mitra, 2002). Damit lässt sich die auftreffende Energie (Abbildung 4.11a) nach (2.3) und damit die erwartete Tiefe und Breite der Mulde nach einem Laserpuls mit (2.4) und (2.7) für jeden Punkt im Abstand *z* zum Laserfokus (Abbildung 4.11b) und Abstand *r* zur Strahlachse berechnen. Hierfür werden aus der Literatur bekannte Werte für

- Ablationsschwelle Φ_S,
- Absorptionskoeffizient α und
- Abschwächungskoeffizient μ

verwendet.

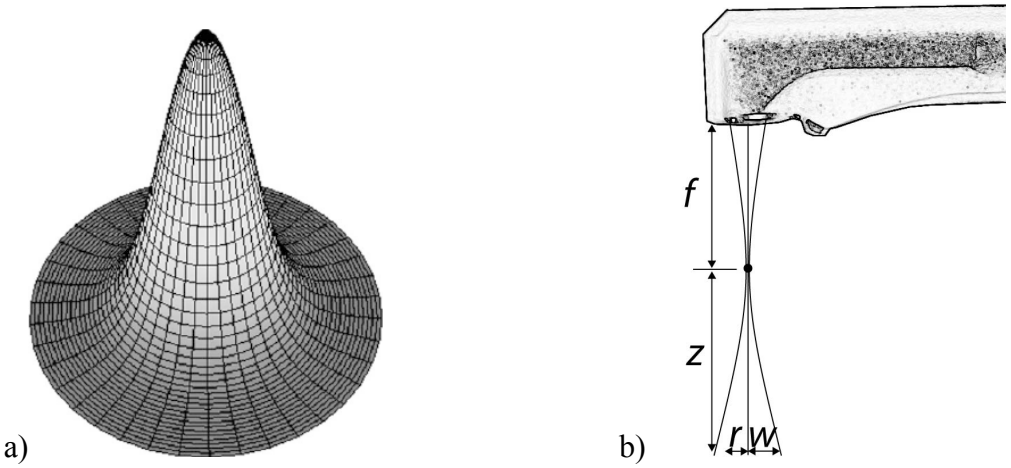


Abbildung 4.11: a) Räumliches Pulsprofil eines Laserstrahls mit gaußscher Energieverteilung. (Meister *et al.*, 2004), b) Für die Berechnung der Energie im Laserstrahl müssen die charakteristischen Werte des Strahls bekannt sein. Damit kann für jeden Punkt mit Abstand *z* zum Brennpunkt und Abstand *r* zur Strahlachse die Energie berechnet werden.

Für die Berechnung der notwendigen Parameter sind folgende konstante Werte bekannt:

- Abstand des Fokuspunktes des Lasers zur Linse des Laserhandstücks $f = 9\ mm$
- Divergenzwinkel des Handstückes $\Theta = 5\ °$

Volumenmodell: Das Volumenmodell dient der Berechnung des durch den Laser verursachten Materialabtrags. Auf Basis der Informationen des Volumenmodells kann der erfolgte Materialabtrag parallel zum Abtragsprozess mit dem Laser visualisiert werden. Das Modell besteht aus Volumenelementen (Voxel) mit festen Kantenlängen (Abbildung 4.12a). Da die Volumenelemente innerhalb des Zielvolumens mit dem Systemzyklus von *20 Hz* berechnet werden, ist die maximale Auflösung durch die zur Verfügung stehende Rechenleistung beschränkt. Für das im Rahmen dieser Arbeit realisierte System wurde eine Voxelgröße von *0,3 mm³* verwendet. Die einzelnen Volumenelemente verfügen über eine Energiereserve. Diese Energiereserve beträgt vor der Laserbestrahlung *100%*. Wird ein Volumenelement von Laserenergie getroffen (Abbildung 4.12b), sinkt der Energievorrat. Beträgt der Energievorrat *0%* oder weniger, wird das Volumenelement als entfernt gekennzeichnet. Für die Oberflächenberechnung nach jedem Systemzyklus k werden nur die Voxel mit einem Energievorrat > *0%* berücksichtigt.

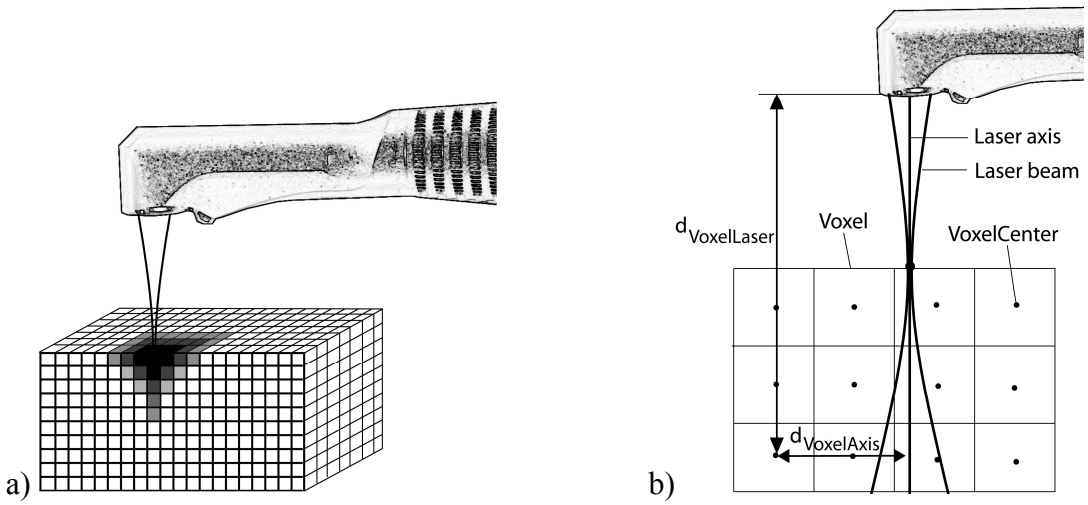


Abbildung 4.12: a) Volumenmodell mit einzelnen Volumenelementen (Voxel) des Knochens. Für jedes Voxel wird die auftreffende Energie berechnet. Die auftreffende Energie ist in Grauwerten dargestellt. b) Vereinfachte 2D-Darstellung der Berechnung der getroffenen Volumenelemente (Voxel). Es wird die Entfernung zwischen Voxelmittelpunkt und Strahlachse ermittelt. Für die ermittelten Voxel wird die jeweils auftreffende Energie unter Berücksichtigung von Verdeckungen berechnet, Quelle: (Stopp *et al.*, 2008b).

Abtragsberechner: In jedem Systemzyklus k wird überprüft, ob und wo ein Materialabtrag stattgefunden hat. Der Abtragsberechner benötigt dafür die Daten des mathematischen Modells, des Volumenmodells und des optischen Messsystems. In Abhängigkeit von der Ausrichtung des Lasers, den Laserparametern und dem Zustand des Zielgebiets wird der Abtrag berechnet.

Entscheider: Der Entscheider bekommt für jeden Systemzyklus k die Informationen aus der Navigation und aus dem Volumenmodell. Der Entscheider berechnet, ob ein weiterer Laserpuls zum Zeitpunkt k freigegeben werden darf.

Steuerelektronik:. Die Steuerelektronik hat die Aufgabe eines Schalters. Mit ihr soll die Laserleistung nur freigegeben werden, wenn ein entsprechendes Signal vorliegt. In allen anderen Fällen unterbricht die Steuerelektronik die Laserleistung. Die Unterbrechung ist in Serie zu den restlichen vorhandenen Sicherheitsabschaltern des Lasers geschaltet. Wenn ein einzelner Unterbrecher aktiv wird, kann die Laserleistung nicht mehr freigegeben werden.

4.1.3 Dynamische Systembeschreibung

Im Gegensatz zu den aus dem Stand der Technik bekannten Realisierungen von Navigated Control für mechanische Instrumente mit einer Regelung der Leistung wird hier ein Ansatz mit nur zwei Zuständen umgesetzt. Es wird entweder die Leistung des Lasers mit den durch den Chirurgen eingestellten Parametern freigegeben oder die Freigabe wird gesperrt und es tritt keine Leistung aus (Stopp *et al.*, 2007a). Der Grund für diesen Ansatz ist der Einfluss der auf der Knochenoberfläche auftreffenden Laserleistungsdichte auf den Abtragprozess. So kann eine Reduzierung der Leistung dazu führen, dass das Gewebe nicht abgetragen, sondern thermisch geschädigt wird. Die Gründe für eine Implementierung einer Leistungsteuerung bei mechanischen Instrumenten sind unter anderem das Nachlaufen des Instruments nach der Abschaltung und ein Rucken des Handstücks bei schlagartigen Leistungsänderungen. Diese Eigenschaften entfallen bei der Steuerung eines Lasers. In Abbildung 4.13 sind die dynamischen Prozesse des Systems dargestellt.

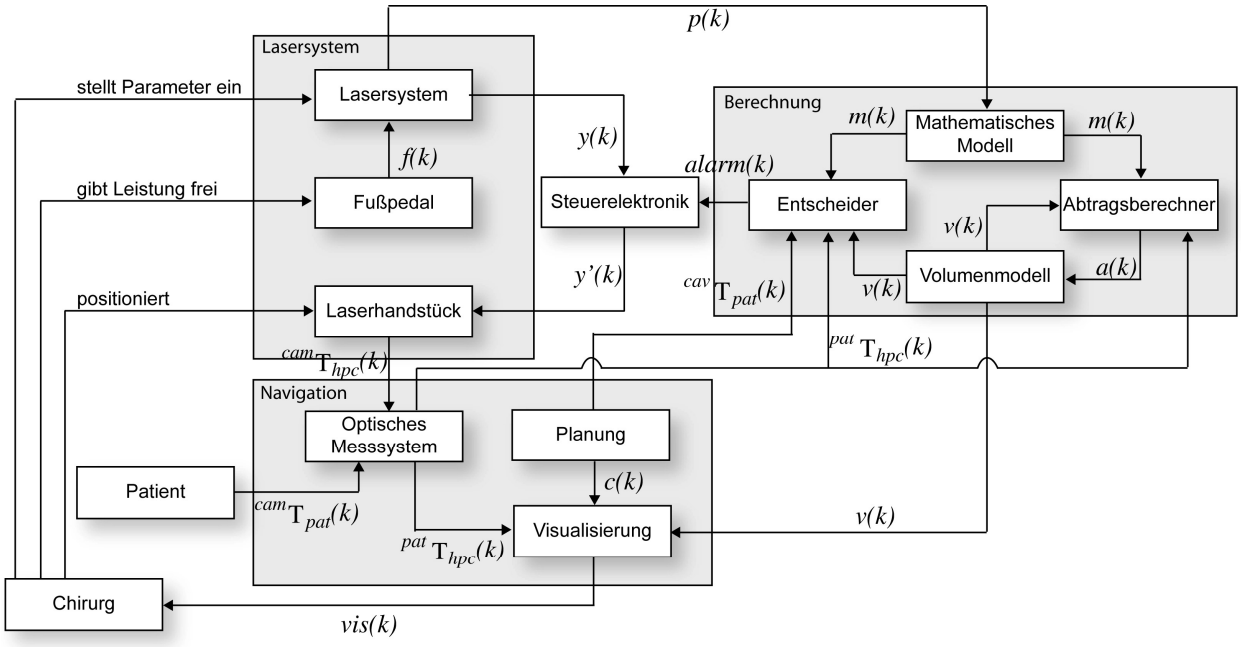


Abbildung 4.13: Dynamische Beschreibung der Prozesse im System.

Während des Eingriffs unter Verwendung des Systems positioniert der Chirurg das Laserhandstück relativ zum Patienten. Dabei orientiert er sich an den Visualisierungsinformationen *vis(k)*. Die momentane Lage des Patienten ${}^{cam}\mathbf{T}_{pat}(k)$ wird über das optische Messsystem *cam* bestimmt. Hierfür werden aus der Planung die Informationen der Patientenregistrierung einbezogen, um den CT-Patientendatensatz mit der intraoperativen Situation zu verknüpfen. Die Lage des Laserhandstückes ${}^{cam}\mathbf{T}_{hpc}(k)$ wird ebenfalls für jeden Systemzyklus *k* über das optische Messsystem bestimmt. Der Chirurg stellt die gewünschten Laserparameter (Pulsfrequenz, Pulsenergie) am Lasersystem ein und kann über das Fußpedal die Leistung freigeben. Im Normalfall wird dann der Stellwert *y(k)* einfach durchgeschaltet und die Leistung wird als *y'(k)* weitergeleitet. Die Laserleistung tritt dann am Laserhandstück aus. Bei einer Implementierung des Systems als reines Navigationssystem wäre dieses Verhalten unabhängig von der Ausrichtung des Laserhandstückes relativ zum Patienten immer der Fall. Das in dieser Arbeit realisierte System mit Leistungssteuerung kann den Stellwert *y'(k)* aber beeinflussen und eine Freigabe der Leistung verhindern. Dafür werden die am Lasersystem eingestellten Parameter *p(k)* über eine Schnittstelle an das mathematische Modell weitergegeben. Das mathematische Modell basiert auf den bekannten statischen Parametern des Lasers und berechnet anhand dieser und der übermittelten dynamischen Parameter die Leistungsdichteverteilung *m(k)*. Diese wird dann an den Abtragsberechner weitergegeben. Der Abtragsberechner benötigt zusätzlich für die Berechnung des Materialabtrags den aktuellen Zustand des Volumenmodells *v(k)* und die relative Lage des Laserhandstückes zum Patienten ${}^{pat}\mathbf{T}_{hpc}(k)$. Damit kann für einen Laserpuls ermittelt werden, welche Volumenelemente wie viel Energie abbekommen haben. Diese Abtragsinformation *a(k)* wird dann an das Volumenmodell zurückgegeben. Im Volumenmodell wird anschließend geprüft, welche Elemente aus dem Volumen entfernt werden müssen. Auf Basis des Volumenmodells wird die Ansicht in der Visualisierung dargestellt. Der Entscheider erhält für jeden Systemzyklus *k* die Informationen aus dem mathematischen Modell und dem Volumenmodell. Anhand der Planungsinformationen ${}^{cav}\mathbf{T}_{pat}(k)$ und der momentanen Lage des Laserhandstückes ${}^{pat}\mathbf{T}_{hpc}(k)$ entscheidet er, ob eine Freigabe des Laserpulses erfolgen soll oder nicht. Dafür kann er über die Steuerelektronik die Freigabe blockieren.

4.2 Strahlungsfreie Implantatvermessung

In diesem Kapitel wird der Benutzungsablauf sowie die statische und dynamische Systembeschreibung des Teilsystems für die strahlungsfreie Implantatvermessung vorgestellt. Die Eingliederung in das Gesamtsystem ist in Abbildung 4.14 dargestellt.

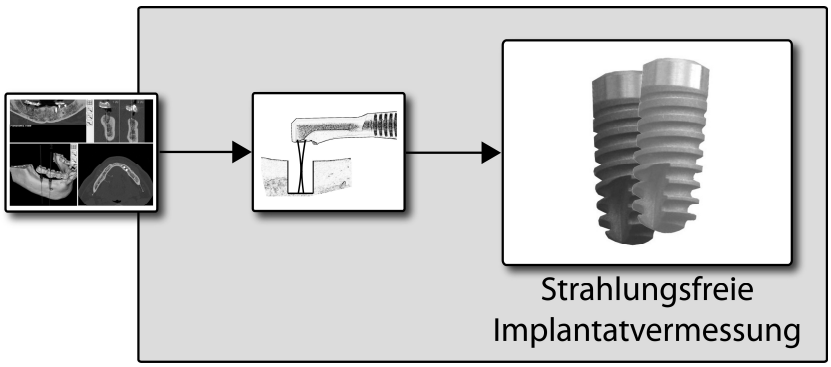


Abbildung 4.14: Teilsystem Strahlungsfreie Implantatvermessung.

4.2.1 Benutzungsablauf

Das strahlungsfreie Vermessen der intra- oder postoperativen Implantatlage kann erfolgen, nachdem ein Implantat gesetzt wurde. Der Ablauf ist in Abbildung 4.15 dargestellt. Mit welchem Verfahren das Implantat eingesetzt wurde, spielt dabei keine Rolle. Vorraussetzung für die Vermessung ist jedoch, dass ein CT-Datensatz des Patienten mit einer Bissschiene und daran befestigtem Navigationsbogen aufgenommen wurde. Der Ablauf hierfür kann dem vorigen Abschnitt entnommen werden. Des Weiteren muss eine Planung der gewünschten Implantatlage durchgeführt worden sein. Im Folgenden wird nur auf den Vorgang der eigentlichen Vermessung des Implantats eingegangen.

Präoperativ

1. **Vorbereitung:** CT-Aufnahme mit Bissschiene und Navigationsbogen.

2. **Planung:** Die aufgenommenen CT-Daten werden in die Planungssoftware importiert. Der Arzt kann jetzt unterschiedliche Implantate aus einer Datenbank auswählen. Es müssen die Implantate ausgewählt werden, welche in der Operation eingesetzt werden. Die Implantate werden in den unterschiedlichen Ansichten ausgerichtet.

Intraoperativ:

1. **Fertigen der Implantatkavitäten:** Die Kavitäten für die einzusetzenden Implantate werden gefertigt. Welches Verfahren für das Fertigen der Kavitäten eingesetzt wird, spielt für die anschließende Vermessung keine Rolle.

2. **Einsetzen des Implantats:** Ist die Kavität fertig gestellt, wird je nach verwendetem Implantatsystem ein Gewinde geschnitten oder das Implantat direkt eingesetzt.

3. **Ausrichten des Messsystems:** Das Navigationssystem wird hinter dem Kopfende des Behandlungsstuhls oder der OP-Liege aufgebaut. Anhand des Ausrichtedialogs kann das optische Messsystem optimal auf den Patienten ausgerichtet werden.

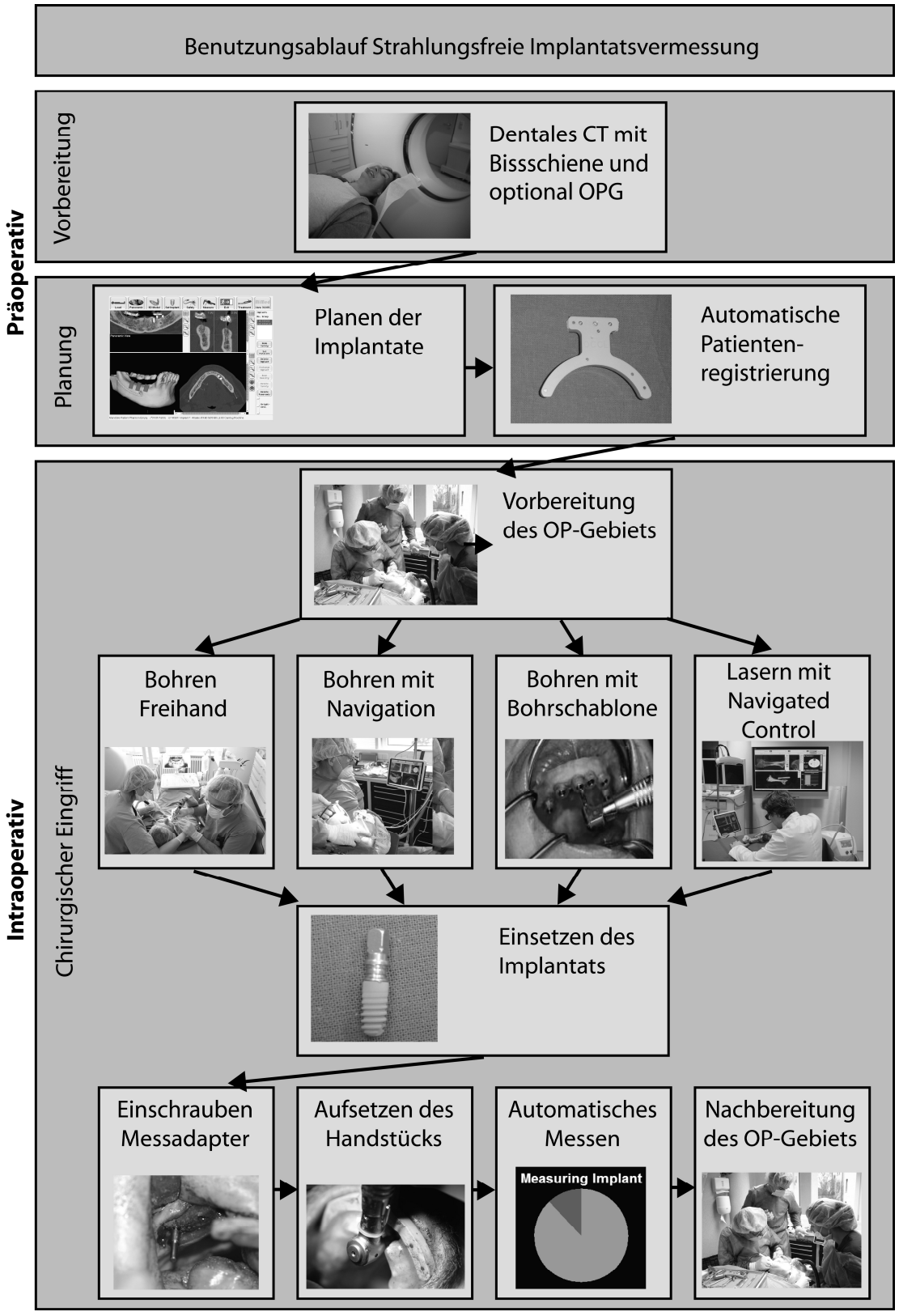


Abbildung 4.15: Benutzungsablauf zur strahlungsfreien Vermessung der Lage gesetzter Implantate.

4. **Kalibrieren des navigierten dentalen Bohrerhandstücks:** Der optische Handstücktracker wird am Bohrer befestigt. Anschließend wird das Bohrerhandstück auf den Kalibrierstift am Patiententracker aufgesteckt. Die Bohrerachse wird automatisch eingemessen.

5. **Einsetzen der Bissschiene mit Navigationsbogen:** Für die Vermessung der Implantatlage wird dem Patienten die Bissschiene mit Navigationsbogen, welche auch während der CT-Aufnahme getragen wurde, eingesetzt.

6. **Registrieren des Messadapters:** Der Messadapter wird in das Bohrerhandstück eingesetzt und an der Registriermulde des Navigationsbogens registriert. Das System erkennt den Messadapter automatisch und wechselt in den Messmodus.

7. **Einschrauben des Messadapters:** Der Messadapter wird aus dem Handstück entnommen und in das Innengewinde eines eingesetzten Implantats eingeschraubt. Die Konstruktion des Adapters ist so ausgelegt, dass auch Implantate zwischen zwei Zähnen vermessen werden können, ohne mit dem Kopf des Bohrerhandstückes an die benachbarten Zähne zu stoßen.

8. **Aufsetzen des Handstücks und automatisches Messen:** Für die Vermessung des Implantats wird das navigierte Bohrerhandstück auf den eingeschraubten Messadapter aufgesetzt und ruhig gehalten Die Messung startet automatisch. Nach erfolgter Vermessung werden die Unterschiede zwischen der Planung und der tatsächlich gemessenen Implantatlage hinsichtlich Tiefen-, Positions- und Winkelabweichung in einer Tabelle angezeigt.

4.2.2 Statische Systembeschreibung

Die Hardwarekomponenten des Systems sind in Abbildung 4.16 dargestellt. Da die Komponenten Navigationssystem, Navigationsbogen, Tracker und Planungssoftware bereits im vorigen Abschnitt erläutert wurden, wird hier nur auf die Komponenten Messadapter, Bohrerhandstück mit Tracker und Messsoftware eingegangen.

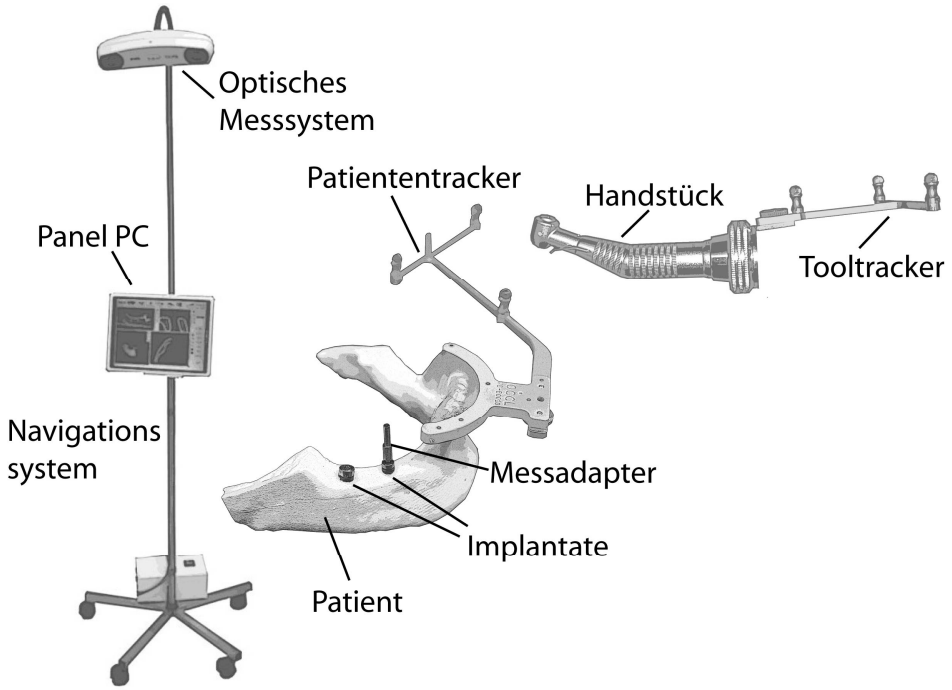


Abbildung 4.16: System zur strahlungsfreien Implantatvermessung. Dargestellt sind die Hauptkomponenten des Systems. Über das Navigationssystem mit Panel-PC und optischem Messsystem kann die Lage des Bohrerhandstücks relativ zum Patienten vermessen werden. Dafür werden jeweils optische Tracker verwendet. Über das Handstück wird mit einem Messadapter die Lage des Implantats im Patientenkiefer vermessen.

Das System besteht aus folgenden Komponenten:

Hardware	Software
Navigationssystem mit Panel-PC und optischem Messsystem Messadapter Dentales Bohrerhandstück mit Tracker Patiententracker Navigationsbogen	Planungssoftware Messsoftware

Messadapter: Für die dreidimensionale Vermessung der Implantatposition relativ zu einer Planung oder dem Patiententracker muss das gesetzte Implantat mit dem navigierten Bohrerhandstück verbunden werden. Über den Messadapter kann das navigierte Bohrerhandstück lagestabil mit dem Implantat verbunden werden. Der Messadapter besitzt auf der Unterseite ein Gewinde. Mit dem Gewinde kann der Messadapter in das Innengewinde des zu vermessenden Implantats eingeschraubt werden (Abbildung 4.17). Der Adapater wurde speziell für Implantate vom Typ Degussa Friadent konzipiert. In das Innengewinde des Implantats wird nach der Vermessung mit dem Messadapter der Aufbaupfosten für die Prothese eingeschraubt. In der Mitte besitzt der Messadapter eine Verdickung. Die Verdickung dient beim Aufsetzen des Bohrerhandstückes und beim Einschrauben in das Implantat als Anschlag. Durch die bekannten Konstruktionsdaten des Messadapters ist die Lage der Handstückseite des Messadapters *mah* (oben) relativ zur eingeschraubten Implantatseite *mai* bekannt. Mit der aus der Planung bekannten Länge der Implantate kann die Beziehung ${}^{mah}\mathbf{T}_{imp}$ zwischen der Handstückseite des Messadapters *mah* und der Implantatspitze *imp* berechnet werden.

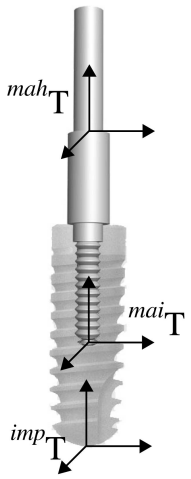


Abbildung 4.17: Der Messadapter wird für die Vermessung in das Innengewinde des zu vermessenden Implantats eingeschraubt. Aus den Konstruktionsdaten ist die Beziehung zwischen Messadapter-Handstückseite (oben) und Messadapter-Implantatseite (unten) ${}^{mah}\mathbf{T}_{mai}$ bekannt. Über die Implantatdaten aus der Planung ist auch die Lage der Implantatspitze ${}^{mai}\mathbf{T}_{imp}$ bekannt.

Bohrerhandstück mit Tracker: Für die Vermessung des in das Implantat eingeschraubten Messadapters wird ein navigiertes Dentalhandstück verwendet (Lüth und Bier, 2007; Schermeier und Lüth, 2002). Am Handstück ist mit einer speziellen Überwurfmutter und einem

Adapter ein optischer Tracker angebracht. Das Handstück besitzt eine Nut, wodurch der aufgesetzte Adapter in zwei Positionen befestigt werden kann. Eine Position dient der Oberkiefer-, die andere der Unterkieferbehandlung und -vermessung.

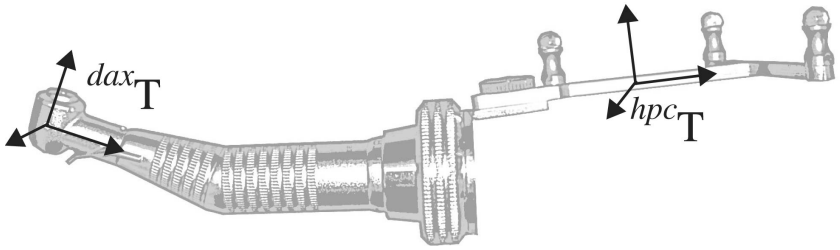


Abbildung 4.18: Für die optische Lagevermessung des Bohrerhandstücks wird ein optischer Tracker über einen Adapterflansch befestigt. Die Lage des optischen Trackers ${}^{hpc}\mathbf{T}_{dax}$ wird über eine Kalibrierung relativ zu Bohrachse des Handstücks bestimmt.

Aus der Kalibrierung der Bohrerachse mit einem Kalibrierstift am Patiententracker ist die Transformation ${}^{hpc}\mathbf{T}_{dax}$ zwischen dem Koordinatensystem des optischen Trackers *hpc* zum Bohrerachsenkoordinatensystem im Handstückkopf *dax* bekannt (Abbildung 4.18).

Messsoftware: Für die Vermessung der Implantatlage wurde die Navigationssoftware der Firma RoboDent verwendet und angepasst (Abbildung 4.19). Die Software vermisst die Lage des navigierten Bohrerhandstückes relativ zu den präoperativen Bilddaten und der geplanten Implantatpositionen. Wird eine Bohrerregistrierung zur Längenmessung eines eingesetzten Bohrers vorgenommen, wird gleichzeitig überprüft, ob es sich bei dem eingesetzten Bohrer um den Messadapter handelt. Ist die Software im Zustand „Messung", wird die beobachtergesteuerte Implantatvermessung aktiviert. In jedem Systemzyklus wird überprüft, ob die Lage des Bohrerkopfkoordinatensystems *dax* dem Koordinatensystem auf der Handstückseite des Messadapters *mah* entspricht. Im Idealfall gilt:

$$ {}^{dax}\mathbf{T}_{mah} = \mathbf{E} \tag{4.7}$$

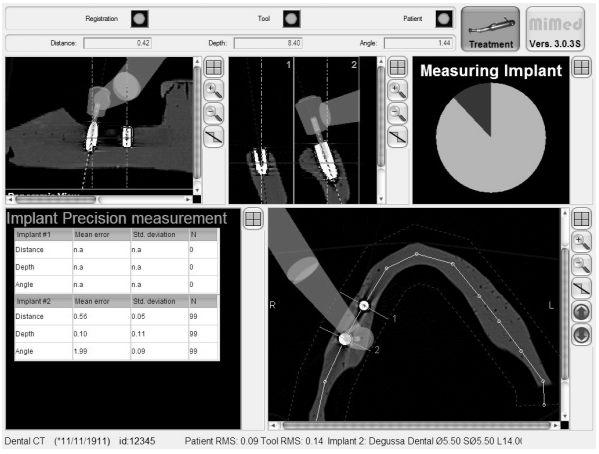


Abbildung 4.19 In den Bilddaten ist die Lage des Bohrerhandstücks relativ zur Planung visualisiert. Beim Aufsetzen des navigierten Bohrerhandstücks auf den Messadapter wird eine Messuhr (oben rechts) gestartet und N=100 Messwerte werden aufgenommen. Das Ergebnis der Vermessung wird tabellarisch für jedes vermessene Implantat dargestellt (unten links).

Die Bedingung zum Start einer Messung ist erfüllt, wenn im Zustand *k* die Positionsabweichung zwischen Bohrerkopfkoordinatensystem *dax* und dem Messadapter *mah* kleiner als *3 mm* und die Winkelabweichung kleiner als *20°* ist.

$$\left| {}^{dax}\mathbf{p}_{mah}(k) \right| < 3\,mm \tag{4.8}$$

$$\left| acos\left({}^{dax}\mathbf{e}_{mah,x}(k) \cdot \begin{pmatrix} -1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \right) \right| < 20° \tag{4.9}$$

Um die Bedingungen zu überprüfen, wird angenommen, die zu messende Implantatposition *imp,mess* entspricht der geplanten Implantatposition *imp,plan*. Mit

$${}^{imp,plan}\mathbf{T}_{imp,mess} = \mathbf{E} \tag{4.10}$$

kann die Bedingung überprüft werden.

$${}^{cam}\mathbf{T}_{dax} = {}^{cam}\mathbf{T}_{hpc} \cdot {}^{hpc}\mathbf{T}_{dax} \tag{4.11}$$

$${}^{cam}\mathbf{T}_{mah} = {}^{cam}\mathbf{T}_{pat} \cdot {}^{pat}\mathbf{T}_{ima} \cdot {}^{ima}\mathbf{T}_{imp,plan} \cdot {}^{imp,plan}\mathbf{T}_{imp,mess} \cdot \left[{}^{mah}\mathbf{T}_{imp,mess} \right]^{-1} \tag{4.12}$$

$${}^{dax}\mathbf{T}_{mah} = \left[{}^{cam}\mathbf{T}_{dax} \right]^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}_{mah} \tag{4.13}$$

4.2.3 Dynamische Systembeschreibung

Der Einsatz des beschriebenen Messadapters zusammen mit einem Navigationssystem ermöglicht die dreidimensionale Vermessung der Implantatposition und einen Vergleich zur präoperativen Planung. Die Vermessung kann dabei sowohl intraoperativ als auch postoperativ durchgeführt werden. Der Vorteil dieses Verfahrens besteht darin, dass der Patient keiner zusätzlichen Strahlenbelastung ausgesetzt wird. In Abbildung 4.20 sind die dynamischen Prozesse innerhalb des Systems dargestellt.

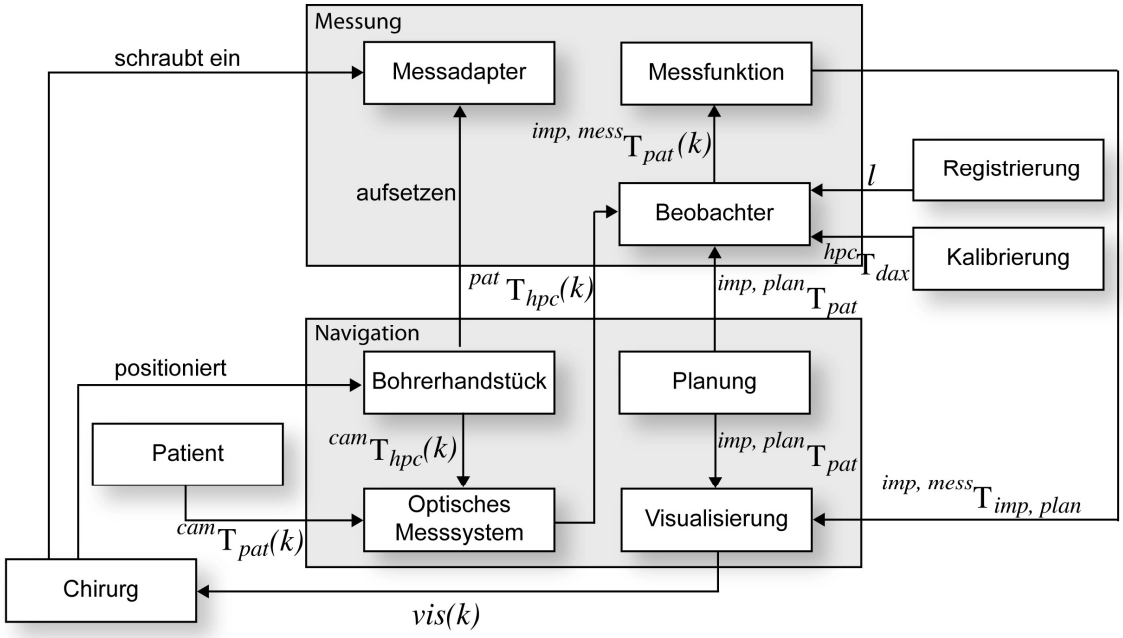


Abbildung 4.20: Dynamische Beschreibung der Prozesse im System.

Nachdem der Chirurg den Messadapter registriert und in das gesetzte Implantat eingeschraubt hat, positioniert er das navigierte dentale Bohrerhandstück über dem Messadapter und setzt es auf den Messadapter. Über das optische Messsystem kann die Lage des Patienten ${}^{cam}\mathbf{T}_{pat}(k)$

und des Handstücks ${}^{cam}\mathbf{T}_{hpc}(k)$ für jeden Systemzyklus k gemessen werden. Die daraus berechnete Transformation ${}^{pat}\mathbf{T}_{hpc}(k)$ wird zusammen mit den Planungsinformationen der Implantate ${}^{imp,plan}\mathbf{T}_{pat}$ und den Kalibrierungsdaten des Handstücks ${}^{hpc}\mathbf{T}_{dax}$ an den Beobachter übergeben. Voraussetzung für eine Messung ist, dass die von der Registrierung übergebene Länge l des registrierten Bohrers, bzw. Messadapters der definierten Länge des verwendeten Messadapters entspricht. Der Beobachter entscheidet anhand der vorliegenden Daten, ob die Messung eines Implantats vorgenommen werden soll oder nicht. Erkennt der Beobachter anhand der Daten eine Messabsicht des Benutzers, startet er die Messfunktion und übergibt dieser die gemessene Lage des aktuellen Implantats ${}^{imp,mess}\mathbf{T}_{pat}(k)$ für 100 Systemzyklen. Während der Aufnahme der 100 Messwerte kann der Beobachter auch auf Abbruch der Messung entscheiden, wenn eine der für die Messung notwendigen Bedingungen (Winkel- und Positionsabweichung zwischen Handstück und Implantat) nicht mehr erfüllt ist. Ist die Messung erfolgreich abgeschlossen, wird das Ergebnis der Messung, nämlich die Lage des gemessenen Implantats relativ zu den Planungsdaten ${}^{imp,mess}\mathbf{T}_{imp,plan}$, an die Visualisierung übergeben.

5. Realisierung leistungsgesteuerter Laserabtrag

Für die Realisierung eines Systems zum leistungsgesteuerten Laser-Materialabtrag und damit zur sicheren und präzisen Umsetzung von geplanten Geometrien muss neben der optischen Einmessung der Lasereigenschaften ein mathematisches und ein volumetrisches Modell erstellt werden. Durch die Einmessung kann die Lage der Laserachse und die Position des Laserbrennpunkts relativ zu den Patientendaten ermittelt werden. Über die Modelle wird dann pulsweise der erfolgte Abtrag berechnet und in einer Visualisierung dargestellt. Auf Basis dieser Daten wird der Laser lageabhängig gesteuert.

5.1 Ermittlung der Position des Laserhandstücks gegenüber dem Knochen

Um den Laserabtrag positionsabhängig modellbasiert zu berechnen, muss die Lage des Laserhandstücks relativ zu dem zu bearbeitenden Knochen ermittelt werden. Damit kann dann die Entfernung des Brennpunktes zur Knochenoberfläche, die auftreffende Energie und damit der Abtrag pro Puls berechnet werden.

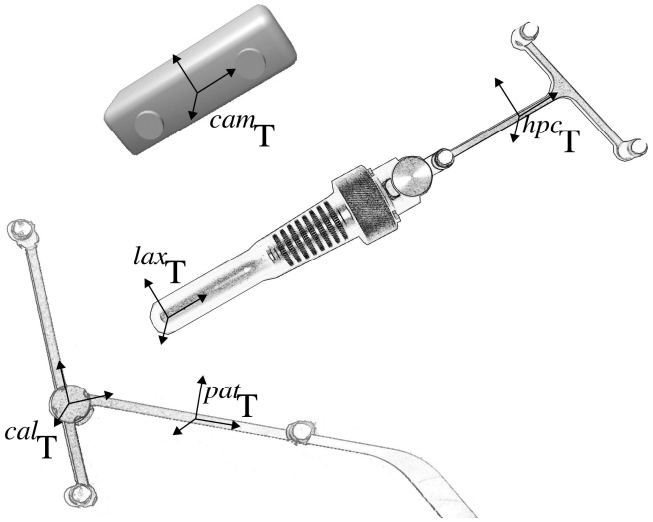


Abbildung 5.1: Kalibrierung der Laserachse relativ zu dem am Laserhandstück befestigten optischen Messkörper. Für die Kalibrierung wird ein Kalibrieradapter verwendet. Das Laserhandstück wird während des Kalibriervorgangs auf den Kalibrieradapter aufgesteckt (Stopp *et al.*, 2007c; Stopp *et al.*, 2008b).

Um die Lage der Laserachse und des Laserbrennpunktes relativ zum optischen Messkörper am Laserhandstück bestimmen zu können, wird ein Kalibrieradapter verwendet (Stopp *et al.*, 2007c). Der Kalibrieradapter ist auf dem Patiententracker angebracht. Die Lage des Kalibrieradapters auf dem Patiententracker ist bekannt. Damit ist auch die Lage des Kalibrieradapters *cal* relativ zum optischen Messsystem *cam* gegeben.

$$ {}^{cam}\mathbf{T}_{cal} = {}^{cam}\mathbf{T}_{pat} \cdot {}^{pat}\mathbf{T}_{cal} \tag{5.1} $$

Wird das Laserhandstück auf den Kalibieradapter *cal* aufgesteckt, so wird angenommen, dass der Übergang zwischen dem Koordinatensystem der Laserachse *lax* und dem Kalibrieradapter *cal* der Einheitsmatrix entspricht.

$$ {}^{lax}\mathbf{T}_{cal} = \mathbf{E} \tag{5.2} $$

Mit dieser Annahme kann die Laserachse *lax* relativ zum optischen Messkörper *hpc* am Handstück angegeben werden.

$$ {}^{cam}\mathbf{T}_{lax} = {}^{cam}\mathbf{T}_{cal} \cdot \left[{}^{lax}\mathbf{T}_{cal} \right]^{-1} \tag{5.3} $$

$$ {}^{hpc}\mathbf{T}_{lax} = \left[{}^{cam}\mathbf{T}_{hpc} \right]^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}_{lax} \tag{5.4} $$

Da die Entfernung d_{foc} des Brennpunktes vom Austrittsfenster des Laserhandstücks bekannt ist, kann auch die Lage des Brennpunktes relativ zum optischen Messkörper am Laserhandstück angegeben werden.

$$ {}^{lax}\mathbf{p}_{lfo} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ d_{foc} \end{pmatrix} \tag{5.5} $$

$$ {}^{hpc}\mathbf{p}_{lfo} = {}^{hpc}\mathbf{T}_{lax} \cdot {}^{lax}\mathbf{p}_{lfo} \tag{5.6} $$

Damit wird die Lage der Laserachse und die Position des Laserbrennpunktes relativ zum Patienten und zu der geplanten Zielkavität bestimmt. Die Zusammenhänge sind in Abbildung 5.2 dargestellt.

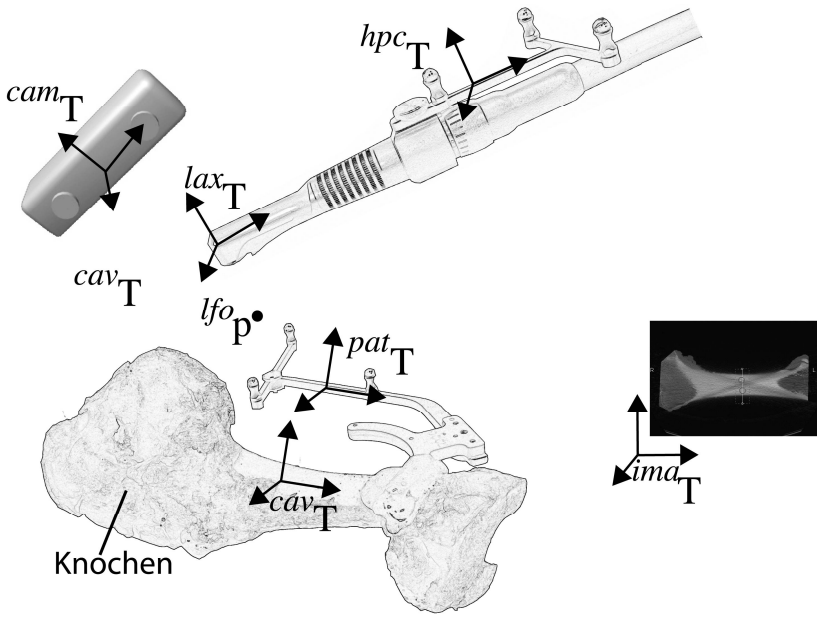


Abbildung 5.2: Navigation des Laserbrennpunktes relativ zur Knochenoberfläche (Stopp *et al.*, 2008b).

Aus der Patientenregistrierung ist der Zusammenhang zwischen den präoperativen Bilddaten und dem Tracker am Patienten bekannt. Die Lage der in den Bilddaten geplanten Kavitäten ist ebenfalls relativ zu den Bilddaten bekannt. Damit wird die Lage der geplanten Kavitäten relativ zu dem am Patienten befestigten Tracker bestimmt.

$$ {}^{pat}\mathbf{T}_{cav} = {}^{pat}\mathbf{T}_{ima} \cdot {}^{ima}\mathbf{T}_{cav} \tag{5.7} $$

Die Lage des Laserbrennpunktes kann somit in Bezug zu der geplanten Kavität gebracht werden.

$$ {}^{cav}\mathbf{p}_{lfo} = \left[{}^{pat}\mathbf{T}_{cav} \right]^{-1} \cdot \left[{}^{cam}\mathbf{T}_{pat} \right]^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}_{hpc} \cdot {}^{hpc}\mathbf{p}_{lfo} \tag{5.8} $$

5.2 Mathematische Modellierung des Abtrags

Ziel ist, den Gewebeabtrag eines freihand geführten Lasers durch mathematische und volumetrische Modellierung in Kombination mit Navigationsinformationen zu untersuchen. Es soll ein Vergleich zwischen aktuell erreichter Tiefe und der in der Planung definierten Tiefe erreicht werden (Abbildung 5.3).

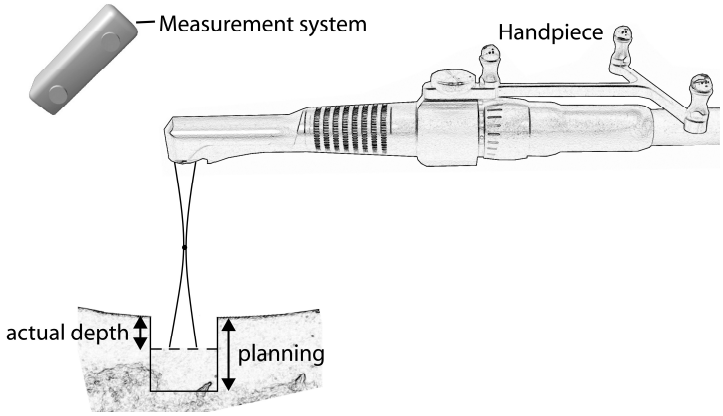


Abbildung 5.3: Durch die Kopplung des Lasers mit einem Navigationssystem sollen dem Chirurgen zusätzliche Informationen zu Tiefe und Materialabtrag zur Verfügung gestellt werden.

Die exakte mathematische Modellierung des Laserabtrags stand dabei nicht im Vordergrund. Für die Modellierung wurden einfache bekannte Ansätze verwendet. Bei dieser einfachen Modellierung werden zahlreiche Einflussfaktoren nicht berücksichtigt. Um dennoch realitätsnahe Ergebnisse zu erhalten, wurden die Ergebnisse des mathematischen Modells mit experimentell ermittelten Werten abgeglichen. Im Folgenden sind die bekannten, aber vernachlässigten Einflussfaktoren dargestellt.

- **Räumliches Strahlprofil:** Das verwendete Modell basiert auf der Annahme eines Gaußschen TEM_{00} Strahlprofils. Der Divergenzwinkel wurde vom Hersteller des Lasersystems mit 5° angegeben. Der Radius des Laserstrahls beträgt *0,3 mm* bei einem Intensitätslevel von $1/e^2$. Beim Strahlprofil handelt es sich um ein angenähertes Flattop-Profil. Es wurde idealisiert ein rechteckiges Strahlprofil angenommen, somit wird über die gesamte bestrahlte Fläche die gleiche Schnitttiefe berechnet. Ein Flattop-Profil besitzt zumeist eine geringere Maximalintensität als ein Gaußsches TEM_{00} Strahlprofil.

- **Zeitliches Pulsprofil:** Die zeitliche Verteilung der Energie wurde nicht berücksichtigt. Das zeitliche Pulsprofil ändert sich jedoch für unterschiedliche Kombinationen aus Frequenz und Energie.

- **Wasserspray:** Für den sauberen Ablationsprozess mit dem KaVo Key III Laser ist zur Vermeidung thermischer Gewebeschäden unbedingt der Einsatz des Wassersprays erforderlich (Attrill *et al.*, 2004). Das Wasserspray schwächt jedoch die Laserleistung ab. Bereits bevor der Laserstrahl auf der Knochenoberfläche auftrifft, geht Energie im Wasserspray verloren. Des Weiteren bildet das Wasser auf der Knochenoberfläche und in den Kavitäten Pfützen. Dabei geht bei einer Bestrahlung durch den Laser wiederum Energie verloren. Dieser Abschwächungsprozess ist sehr schwer modellierbar.

- **Linsenverunreinigung:** Der durch den Laserpuls erzeugte Ablationsprozess verursacht ein Heraussprengen des Knochen. Dadurch lagert sich auch nasses Knochenmaterial auf der Linse des Laserhandstücks ab. Diese Verschmutzung der Linse absorbiert einen Teil

der austretenden Laserenergie. Auch dieser Prozess ist in einem Modell nur schwer zu erfassen.

- **Wellenfront:** Es wurde eine gerade Wellenfront angenommen, so dass über die gesamte bestrahlte Fläche die Energie gleichzeitig auftrifft. In der Realität ist die Wellenfront gekrümmt, so dass die Energie in der Strahlachse zuerst auftrifft.

- **Pulsüberlappungen:** Bei hohen Frequenzen spielen Pulsüberlappungen eine wichtige Rolle. Der verwendete KaVo Key III Laser kann maximal mit einer Frequenz von *25 Hz* betrieben werden. Daher treten keine Pulsüberlappungen auf.

- **Oberflächenstruktur:** Für die Berechnung des Ablationsprozesses spielt die Struktur der Oberfläche, auf die der Laser auftrifft, eine Rolle. Beispielsweise geht in engen tiefen Kavitäten ein Teil der Energie an den Wänden verloren. Diese Energie fehlt dann am Boden der Kavität.

- **Knochenhomogenität:** Für die Modellierung wurde eine homogenes Knochengewebe angenommen. In der Realität unterscheidet sich das Knochengewebe ortsabhängig aber in Dichte und Wasseranteil.

- **Wechselwirkungen:** Beim Auftreffen von Licht auf Gewebe kann es zu Absorption, Transmission, Reflexion und Streuung kommen. Aufgrund der hohen Absorption der Wellenlänge des verwendeten Lasers wurden Intensitätsverluste durch Transmission, Reflexion und Streuung wegen ihres sehr niedrigen Betrages vernachlässigt.

- **Wärmeleitungsverluste:** Einhergehend mit dem zeitlichen Pulsprofil wird bereits während eines Laserpulses deponierte Energie wieder durch Wärmeleitung in das Nachbargewebe abgeführt und steht somit nicht mehr für den Ablationsprozess zu Verfügung, was sich in einer geringeren Schnitttiefe auswirkt. Aufgrund des angenommenen zeitlichen Pulsprofils steht die Energie sofort komplett zur Verfügung und geht somit auch nicht teilweise über Wärmeleitungsverluste verloren.

- **Dynamik der Ablation:** Der Vorgang der Ablation kann in statisch und dynamisch unterschieden werden. Bei der statischen Ablation wird davon ausgegangen, dass erst die gesamte Energie eines Pulses im Gewebe deponiert wird, bevor die Ablation ausgelöst wird. Bei der dynamischen Ablation kann der Vorgang bereits während der Deponierung beginnen. Dies hat zur Folge, dass später eingebrachte Energie möglicherweise nicht mehr für einen weiteren Ablationsprozess ausreicht und somit als schädigende Wärmeenergie im Gewebe verbleibt. Vereinfachend wurde angenommen, dass die gesamte Energie eingebracht wird, bevor der Ablationsprozess beginnt.

Um trotz der großen Anzahl von Vereinfachungen im Modell eine ausreichend präzise Vorhersage über den Materialabtrag treffen zu können, wurden die im Modell ermittelten Werte mit experimentellen Werten über einen Transformationsfaktor angepasst.

Die Schnitttiefe kann damit wie folgt angegeben werden:

$$\Delta h = \frac{1}{\mu} \cdot \ln\left(\frac{\mu}{\alpha} \left(\frac{\Phi(z,r) \cdot F_{Trans}}{\Phi_S} - 1 \right) + 1 \right) \tag{5.9}$$

Die Schnittbreite ergibt sich zu:

$$r_S = \sqrt{\frac{w(z)^2}{2} \cdot \ln\left(\frac{\Phi(z) \cdot F_{Trans}}{\Phi_S}\right)} \tag{5.10}$$

Da die im Modell nicht berücksichtigten Einflüsse zumeist eine Abschwächung der Energiedichte verursachen, ist die errechnete Energiedichte größer als die reelle Energiedichte. Damit ist auch die reelle Schnitttiefe eines Laserpulses geringer als die berechnete. In einem Experiment wurde die tatsächliche Schnitttiefe für einen einzelnen Laserpuls für unterschiedliche Energieeinstellungen vermessen. Das Ergebnis ist in Abbildung 5.4 dargestellt. Die Ergebnisse wurden mit den Berechnungen des mathematischen Modells verglichen. Die Ergebnisse der Berechnung sind ebenfalls in Abbildung 5.4 dargestellt. Während der Verlauf der Kurven sehr ähnlich ist, sind die Kurven zueinander verschoben. Diese Verschiebung wurde über den Transformationswert F_{Trans} minimiert. Die Annäherung der Kurven ist im gleichen Diagramm zu sehen.

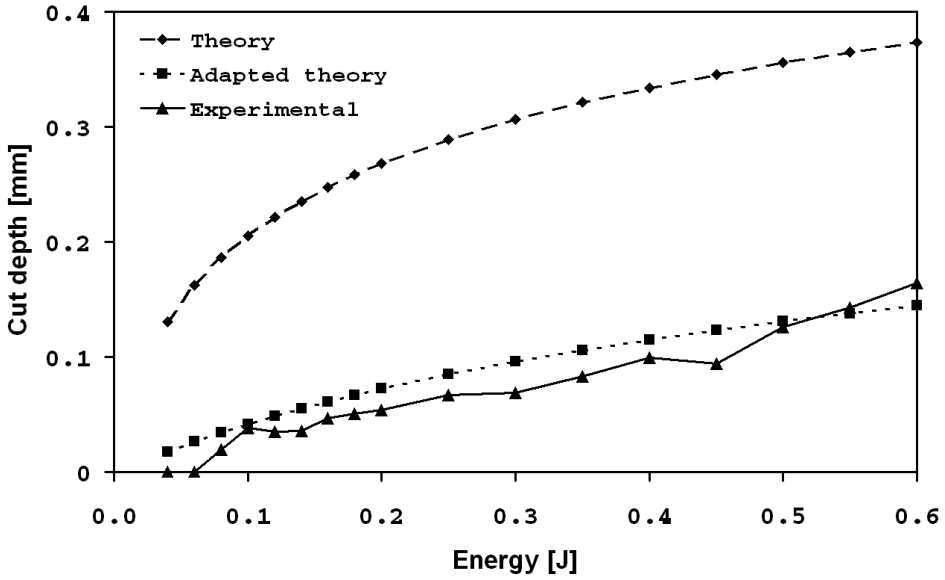


Abbildung 5.4: Vergleich zwischen berechneter Schnitttiefe des mathematischen Modells (Theory) und experimentell gemessener Schnitttiefe (Experimental). Der Kurvenverlauf ist zwar ähnlich, jedoch gegeneinander verschoben. Durch den ermittelten Transformationsfaktor F_{Trans} (Adapted theory) können die Unterschiede minimiert werden (Stopp *et al.*, 2008b).

5.3 Volumetrische Modellierung des Abtrags

Um das Lasern von Kavitäten in den im Planungsmodus geplanten Kavitätenregionen im Navigationsmodus parallel zum wirklichen Abtrag zu simulieren, wurden ein mathematisches Modell und ein Volumenmodell implementiert. Im Bereich der geplanten Kavitäten wird dabei eine Knochenoberfläche als Volumenmodell simuliert. Um die Rechenanforderung gering zu halten, wird nicht das gesamte Knochenvolumen simuliert, sondern nur der direkte Bereich um eine Kavität.

5.3.1 Simulation der Knochenoberfläche zur Distanzberechnung

Für die Distanzberechnung werden die einzelnen Volumenelemente (Voxel) betrachtet. Die Kantenlängen x und y des Voxels werden durch die Auflösung der CT-Aufnahme bestimmt.

Die Höhe z der Voxel wird durch den Abstand zwischen den einzelnen CT-Schichten festgelegt. Ein Voxel hält als Information einen Grauwert. Dieser Grauwert orientiert sich am Hounsfield-Wert. Der Hounsfield-Wert gibt in CT-Aufnahmen die Dichte des gescannten Gewebes anhand von Grauabstufungen an. Ab einem Wert von ca. 600 wird die Dichte von Knochen repräsentiert. Kleinere Werte stellen weicheres Gewebe dar. Dieser Grauwert wird später in der Abtragsberechnung und OpenGL-Darstellung genutzt. Beim Aktivieren des Navigationsmodus wird pro geplanter Kavität ein eigenes Volumenmodell erstellt.

Das Volumen ist definiert durch

$$f : \underline{M} \times \underline{N} \times \underline{O} \rightarrow \underline{V} \tag{5.11}$$

mit $\underline{M} = \{0,1,\ldots,M\text{-}1\}$, $\underline{N} = \{0,0,\ldots,N\text{-}1\}$, $\underline{O} = \{0,1,\ldots,O\text{-}1\}$ und $\underline{V} = \{-1000,-999,\ldots,1500\}$. Damit entspricht das Volumen einer Abbildungsfunktion auf Hounsfieldwerte. Hounsfieldwerte sind definiert für Luft (-1000 HE) und Wasser (0 HE). *M*, *N* und *O* definieren die Breite, Höhe und Tiefe des Volumens in Voxeln.

Jedes Volumenmodell besteht dabei aus ca. 30.000 Voxeln. Ein Voxel entspricht einem Volumen von ca. *0,22 mm* x *0,22 mm* x *0,32 mm* hat. Zusätzlich wird pro Volumenmodell ein Container *C* erstellt, der mit weiteren Informationen über jedes einzelne Voxel dieses Volumens gefüllt wird. Der Container hält von jedem Voxel einen Index, um später eine eindeutige Identifikation eines jeden Voxels zu ermöglichen. Für jedes Voxel werden des Weiteren die Positionskoordinaten des Voxel *vox* im Bezugskoordinatensystem *pat* abgespeichert.

$$C(i) \rightarrow \left\{ {}^{pat}\mathbf{T}_{vox}, H, HE, size \right\} \tag{5.12}$$

Ein Voxel hält also folgende Informationen:

Voxel:

- Index	i
- Lageinformation:	${}^{pat}\mathbf{T}_{vox}$
- Hounsfieldwert	HE
- Gesundheitszustand:	H
- Größe:	*size (witdh, height, depth))*

Die Koordinaten eines Voxel im Volumen *vol* sind bekannt. Des Weiteren ist die Lage der geplanten Kavität *cav* relativ zum Patienten und das Volumen *vol* relativ zu dem die Kavität umgebenden Volumen bekannt. Damit kann die Lage der Voxel relativ zu dem Patienten angegeben werden

$${}^{pat}\mathbf{T}_{cav} \tag{5.13}$$

$${}^{cav}\mathbf{T}_{vol} \tag{5.14}$$

$${}^{vol}\mathbf{T}_{vox} \tag{5.15}$$

$${}^{pat}\mathbf{T}_{vox} = {}^{pat}\mathbf{T}_{cav} \cdot {}^{cav}\mathbf{T}_{vol} \cdot {}^{vol}\mathbf{T}_{vox} \tag{5.16}$$

Zusätzlich hält der Container Informationen über den Gesundheitszustand *H* eines Voxel. Diese Kondition zeigt im Bereich von *0* bis *100%* an, ob und wie stark ein Voxel später in der Abtragsberechnung von einem Laserpuls getroffen wurde. Ein Voxel mit einer Kondition von < 0 gilt für den Algorithmus als eliminiert.

Dies entspricht in der Realität einem abgetragenen Knochenstück. Die Information, ob es sich um ein eliminiertes oder ein gesundes Voxel handelt, wird weiterhin als boolescher Wert im Container abgespeichert.

Initialisiert werden die Volumenmodelle und damit die Voxel bei der Aktivierung des Navigationsmodus mit einem Grauwert von 2000. Gleichzeitig wird im Container jedes Voxel mit einer Kondition von 100, einem positiven Gesundheitsstatus und den Koordinaten im Bezugskoordinatensystem *pat* initialisiert. Dies geschieht einmalig und muss zur Laufzeit des Navigationsmodus nicht wiederholt werden. Bei drei geplanten Kavitäten werden im Navigationsmodus drei Volumenmodelle, bestehend aus je ca. 30.000 Voxeln und jeweils zugehörigem Container für erweiterte Voxelinformationen konstruiert.

Im Navigationsmodus wird anhand der Laser- und Kavitätentkoordinaten die am nächsten zur Laserachse gelegene Kavität und somit deren Volumenmodell inklusive Container ausgewählt. Die Strahlachse ist definiert als Gerade mit dem Aufpunkt ${}^{cam}\mathbf{p}_{lax}$ und dem Richtungsvektor ${}^{lax}\mathbf{p}_{lfo}$.

$$G : \vec{x} = {}^{cam}\mathbf{p}_{lax} + t \cdot {}^{lax}\mathbf{p}_{lfo} \text{ mit } t \in R \tag{5.17}$$

Der Abstand der Strahlachse wird relativ zu den Koordinatensystemen der Kavitäten ${}^{cam}\mathbf{T}_{cav}$ berechnet.

$${}^{cam}\mathbf{T}_{cav} = {}^{cam}\mathbf{T}_{pat} \cdot {}^{pat}\mathbf{T}_{cav} \tag{5.18}$$

Der Abstand d_{cav} ergibt sich damit zu

$$d_{cav} = \frac{\left| {}^{lax}\mathbf{p}_{lfo} \times \left({}^{cam}\mathbf{p}_{cav} - {}^{cam}\mathbf{p}_{lax} \right) \right|}{\left| {}^{lax}\mathbf{p}_{lfo} \right|} \tag{5.19}$$

Aus der Menge der geplanten Kavitäten K wird diejenige ausgewählt, die die Bedingung erfüllt, den minimalen Abstand zwischen Laserachse und Kavitätenboden zu haben.

$$K_{active} = \left\{ x \in K \left| \min(d_{cav}) \right. \right\} \tag{5.20}$$

Dieser Container wird verwendet, um alle nicht eliminierten Voxel zu finden, die innerhalb der Strahlausdehnung liegen, und daraus die simulierte Knochenoberfläche zu ermitteln. Alle Voxel innerhalb des Strahls könnten theoretisch durch die Laserenergie getroffen und abgetragen werden.

Der aktive Laserstrahl hat eine bestimmte Strahlrichtung und Ausdehnung. Die Ausdehnung *w(z)* ist dabei von der Entfernung *z* zum Laserbrennpunkt abhängig.

Aufgrund dieser Tatsache wird entschieden, welche Voxel theoretisch getroffen wurden und welche nicht. Dazu wird von jedem Voxel im Container der Abstand d_{Lens} zwischen Voxelmittelpunkt und Linse parallel zur Strahlachse berechnet. Das Voxelkoordinatensystem *vox* liegt in einer Ecke des Voxels. Daher muss mit den bekannten Dimensionen des Voxels der Voxelmittelpunkt *voxel,center* bestimmt werden.

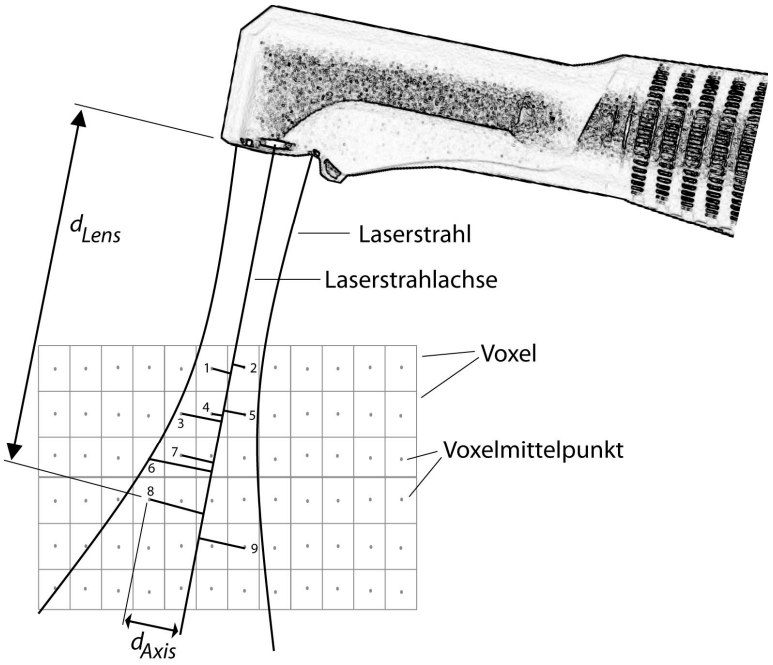


Abbildung 5.5: Für jedes Voxel wird der Mittelpunkt betrachtet. Ab diesem Mittelpunkt wird die Distanz zur Linse d_{Lens} parallel zur Strahlachse und die rechtwinklige Distanz d_{Axis} zur Strahlachse berechnet. Anhand dieser Distanzen kann ermittelt werden, ob das Voxel innerhalb der Strahlausdehnung liegt und somit theoretisch getroffen sein könnte.

$$ {}^{vol}\mathbf{T}_{vox,center} = \begin{pmatrix} & & & {}^{vol}\mathbf{p}_{vox} \cdot \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} + \frac{voxel.height}{2} \\ & {}^{vol}\mathbf{R}_{vox} & & {}^{vol}\mathbf{p}_{vox} \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} + \frac{voxel.width}{2} \\ & & & {}^{vol}\mathbf{p}_{vox} \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} + \frac{voxel.depth}{2} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{5.21} $$

Damit kann dann die Lage des Voxelmittelpunktes relativ zu den Koordinaten des Messsystems angegeben werden.

$$ {}^{cam}\mathbf{T}_{vox,center} = {}^{cam}\mathbf{T}_{pat} \cdot {}^{pat}\mathbf{T}_{vol} \cdot {}^{vol}\mathbf{T}_{vox,center} \tag{5.22} $$

$$ d_{Lens} = \frac{\left| {}^{lax}\mathbf{p}_{lfo} \times \left({}^{cam}\mathbf{p}_{vox} - {}^{cam}\mathbf{p}_{lax} \right) \right|}{\left| {}^{lax}\mathbf{p}_{lfo} \right|} \tag{5.23} $$

Aufgrund dieses Abstandes d_{Lens} wird die Ausdehnung des Strahls (Strahlradius) auf Höhe des betrachteten Voxels berechnet. Von dem Voxelmittelpunkt wird nun wiederum das Lot auf die Strahlachse gefällt und der Abstand d_{Axis} berechnet. Der Schnittpunkt *int* des Lots auf den Voxelmittelpunkt kann angegeben werden mit:

$$ {}^{cam}\mathbf{p}_{int} = {}^{cam}\mathbf{p}_{lax} + t \cdot {}^{lax}\mathbf{p}_{lfo} \text{ mit } t = \frac{\left({}^{cam}\mathbf{p}_{vox,center} - {}^{cam}\mathbf{p}_{lax}\right) \cdot {}^{lax}\mathbf{p}_{lfo}}{\left({}^{lax}\mathbf{p}_{lfo}\right)^2} \tag{5.24} $$

$$ {}^{lax}\mathbf{p}_{int} = \left[{}^{cam}\mathbf{T}_{lax}\right]^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{p}_{int} \tag{5.25} $$

$$ d_{Axis} = \left| {}^{lax}\mathbf{p}_{int} \right| \tag{5.26} $$

Ist dieser Abstand d_{Axis} kleiner als der Strahlradius, dann liegt das Voxel in der Strahlausdehnung und gilt als getroffen. Ist das Voxel noch nicht eliminiert, so wird es mit all seinen Informationen in einen weiteren neuen Buffer *T* kopiert.

$$ T = \left\{ x \in C \middle| d_{Axis} < w(z) \right\} \tag{5.27} $$

Dieser Buffer wird nach der Distanz d_{Lens} sortiert, wobei die kleinste Distanz am Anfang steht und die Größte am Ende.

$$ L = \left[x_1 \in T, x_2 \in T, ..., x_n \in T \right] \text{ wobei gilt: } d_{Lens}(x_1) \le d_{Lens}(x_2) \text{ usw.} \tag{5.28} $$

Dieser Vorgang wird für alle im Container enthaltenen Voxel wiederholt. Dadurch werden die vormals ca. 30.000 Voxel auf wenige nicht eliminierte Voxel reduziert, die alle theoretisch abgetragen werden könnten.

Durch die Sortierung nach d_{Lens} in der Liste *L* wird grob vorgegeben, welche Voxel in Strahlrichtung über anderen Voxeln liegen. Dieser Sachverhalt ist für die spätere Abtragssimulation wichtig. Nach Abbildung 5.5 ergibt sich im Buffer eine Sortierreihenfolge für alle Voxel von 2, 1, 5, 4, 3, 7, 6, 8, 9.

Für die Berechnung der Energiedichte wird eine Distanz *z* zwischen Brennpunkt und simulierter Knochenoberfläche benötigt. Dazu muss das Voxel gefunden werden, das in Strahlrichtung am nächsten zur Linse liegt, noch nicht eliminiert ist und direkt von der Strahlachse getroffen wird.

$$ v_{Surf} = \left\{ x \in L \middle| x.H > 0 \wedge d_{Axis} < x.size \wedge \min(d_{Lens}(x)) \right\} \tag{5.29} $$

Dazu wird in einer Schleife der neu gefüllte Buffer nach diesem Voxel durchsucht. Das erste Voxel, dessen Ausdehnung direkt von der Strahlachse getroffen wird, repräsentiert die Position der Knochenoberfläche. Aufgrund der Sortierung des Buffers ist sichergestellt, dass kein beliebiges Voxel mitten im Volumen ausgewählt werden kann, sondern eines, das direkt an der Oberfläche liegt und in Strahlrichtung keine anderen Voxel über sich hat. Abbildung 5.6 zeigt einen vergrößerten Ausschnitt von Abbildung 5.5. In diesem Ausschnitt repräsentiert Voxel Nr. 2 die simulierte Knochenoberfläche.

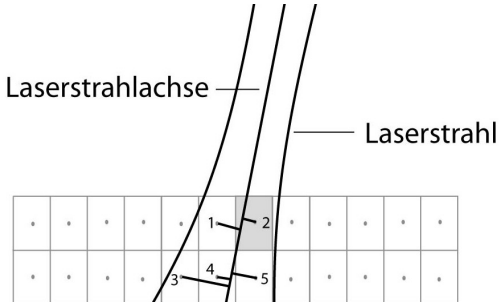


Abbildung 5.6: Ausschnitt aus Abbildung 5.5. Voxel Nr. 2 repräsentiert die Knochenoberfläche anhand derer die Distanz z zur Berechnung der Energiedichte ermittelt wird.

Über die Positionskoordinaten und die Kondition des Voxels wird nun die exakte Position des Gewebekontaktpunkts der Strahlachse mit der simulierten Knochenoberfläche ermittelt (Svejdar, 2007). Die aktuelle Höhe d_h des Voxels x kann mit

$$d_h = \frac{x.size.depth}{100} \cdot x.H \tag{5.30}$$

angegeben werden. Mit der Entfernung zwischen Voxelmittelpunkt und Brennpunkt kann auch die Entfernung zwischen Brennpunkt und Voxeloberfläche angegeben werden.

$${}^{lax}\mathbf{T}_{vox,center} = \left[{}^{pat}\mathbf{T}_{lax} \right]^{-1} \cdot {}^{pat}\mathbf{T}_{vox,center} \tag{5.31}$$

$$d_{vox,surf} = \sqrt{\left(\left| {}^{lax}\mathbf{p}_{vox,center} \right| - \left| {}^{lax}\mathbf{p}_{lfo} \right| \right)^2 \cdot {d_h}^2} \cdot \alpha \tag{5.32}$$

$$\text{mit } \alpha = acos\left(\frac{{}^{cam}\mathbf{e}_{vox,z} \cdot {}^{cam}\mathbf{e}_{lax,z}}{\left| {}^{cam}\mathbf{e}_{vox,z} \right| \cdot \left| {}^{cam}\mathbf{e}_{lax,z} \right|} \right) \tag{5.33}$$

Die Positionen von Kontakt, Brennpunkt und Linse liegen in der Strahlachse. Durch Subtraktion der aus der Schnittstelle erhaltenen Distanz zwischen Linse und Brennpunkt von der Distanz zwischen Gewebekontakt und Linse wird die Distanz z zwischen Gewebekontakt und Brennpunkt ermittelt. Anhand des mathematischen Modells wird auf Basis der ermittelten Distanz z und den übergebenen Parameter die auftreffende Energiedichte $\Phi(z, r)$ berechnet. Distanz und Energiedichte werden für die spätere Visualisierung abgespeichert. Die Simulation der Knochenoberfläche und der daraus resultierenden Entfernungsberechnung läuft synchronisiert mit der Frequenz des optischen Messsystems. Dieses arbeitet mit einer Frequenz von *20 Hz*. Dadurch wird alle *50 ms* die Entfernung zwischen Brennpunkt und Knochenoberfläche und damit die Energiedichte unabhängig vom Aktivitätsstatus des Lasers neu berechnet.

5.3.2 Simulation des Gewebeabtrags parallel zum tatsächlichen Abtrag

Wird der Laser nach erfolgter Ausrichtung aktiviert, wird dies über die serielle Schnittstelle des Laser übertragen, der Aktivitätsstatus auf true gesetzt und mit der Simulation des Gewebeabtrags begonnen. Die Frequenz des Gewebeabtrags ist dabei von der Frequenz der Simulation der Knochenoberfläche entkoppelt. Die Simulation des Gewebeabtrags orientiert sich an der am Laser eingestellten Pulsfrequenz. Dazu wurde ein Timer implementiert, der anhand der Pulsfrequenz die Zeit in Millisekunden zwischen zwei Pulsen berechnet. In diesem Abstand erfolgt dann die Berechnung des Gewebeabtrags.

$$f_{calc} = f_{pulse} \tag{5.34}$$

Dieser Timer ist notwendig, da der Laser nicht exakt jeden einzelnen Puls über die Schnittstelle mitteilt. Der Timer realisiert eine Simulation der Pulsfrequenz, aber er ermöglicht es nicht, den exakten Zeitpunkt eines Pulses zu simulieren. Somit sind Simulation und Realität immer um ein paar Millisekunden außer Phase. Pro Laserpuls erfolgt ein Durchlauf der nachfolgend beschriebenen Simulation des Gewebeabtrags.

Der Buffer L aus der Simulation der Knochenoberfläche wird hier weiter genutzt. Aufgrund seiner Sortierung wird grob vorgegeben, welche Voxel in Strahlrichtung über anderen Voxeln liegen und diese somit vor der Einwirkung der Laserstrahlung schützen. Simulation des Gewebeabtrags bedeutet, dass die Kondition aller getroffenen Voxel entsprechend der Lasereinwirkung jeweils aktualisiert wird.

Das bedeutet, dass einige Voxel komplett eliminiert werden, einige nur zu einem bestimmten Prozentteil abgetragen werden und andere aufgrund des Schutzes durch andere Voxel überhaupt nicht tangiert werden. Zur Simulation des Gewebeabtrags muss deshalb exakt bestimmt werden, welche Voxel durch andere Voxel geschützt werden und welche nicht. Dazu wird wie in Abbildung 5.8 dargestellt vorgegangen.

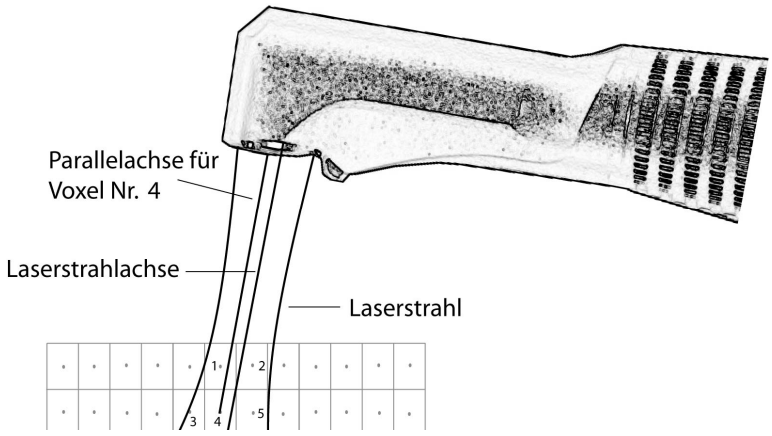


Abbildung 5.7: Anhand der parallelen Linie zur Laserachse zwischen dem jeweiligen Voxelmittelpunkt und dem Laser wird bestimmt, ob ein Voxel durch andere Voxel verdeckt ist oder nicht.

Zur Simulation des Gewebeabtrags ist es erforderlich, zu ermitteln, welche Voxel durch den Laserpuls eliminiert werden könnten und welche nicht. Die Sortierung des Buffers alleine reicht nicht aus, um zu entscheiden, ob Voxel x über Voxel y liegt und es deshalb schützt. So haben aus obigem Beispiel die Voxel 1, 4, 3, 7, 6 und 8 eine kleinere Distanz d_{lens} als Voxel Nr. 9, liegen aber trotzdem nicht schützend darüber. Deshalb werden über eine äußere Schleife alle im sortierten Buffer enthaltenen Voxel durchgegangen. Für jedes Voxel dieser äußeren Schleife wird eine Parallele zur Strahlachse G_{vox} durch den jeweiligen Voxelmittelpunkt konstruiert. Anschließend wird in einer weiteren, inneren Schleife der sortierte Buffer noch einmal vom Anfang bis zum betrachteten äußeren Voxel durchsucht. Alle diese inneren Voxel könnten theoretisch schützend über dem in der äußeren Schleife betrachteten Voxel liegen.

$$G_{vox} : \vec{x} = {}^{cam}\mathbf{p}_{vox,center} + t \cdot \frac{{}^{cam}\mathbf{p}_{lax} - {}^{cam}\mathbf{p}_{lfo}}{\left| {}^{cam}\mathbf{p}_{lax} - {}^{cam}\mathbf{p}_{lfo} \right|} \text{ mit } t \in R \tag{5.35}$$

Im verwendeten Beispiel für Voxel Nr. 4 könnten theoretisch die Voxel 2, 1 und 5 schützend darüber liegen. Alle im Buffer dahinter sortierten Voxel liegen definitiv neben oder unter dem aktuell betrachteten äußeren Voxel und brauchen nicht weiter beachtet werden. Für jedes dieser inneren Voxel wird überprüft, ob sie aufgrund ihrer Ausdehnung von der Parallelachse des äußeren Voxels geschnitten werden.

In diesem Fall wird nur Voxel Nr. 1 von der Parallelen geschnitten und liegt somit als einziges schützend über Voxel Nr. 4. Die Überprüfung der darüber liegenden Voxel nach Schnittmenge mit einer Parallelen zur Strahlachse stellt einen Idealfall für Voxel nahe der Strahlachse dar.

Für Voxel weiter weg von der Strahlachse wäre eine der Strahldivergenz folgende Parabel durch den Voxelmittelpunkt die exaktere Methode zur Bestimmung der darüber liegenden Voxel. Aufgrund der Sortierung des Buffers werden zuerst die Voxel durchgegangen, die direkt an der simulierten Knochenoberfläche liegen.

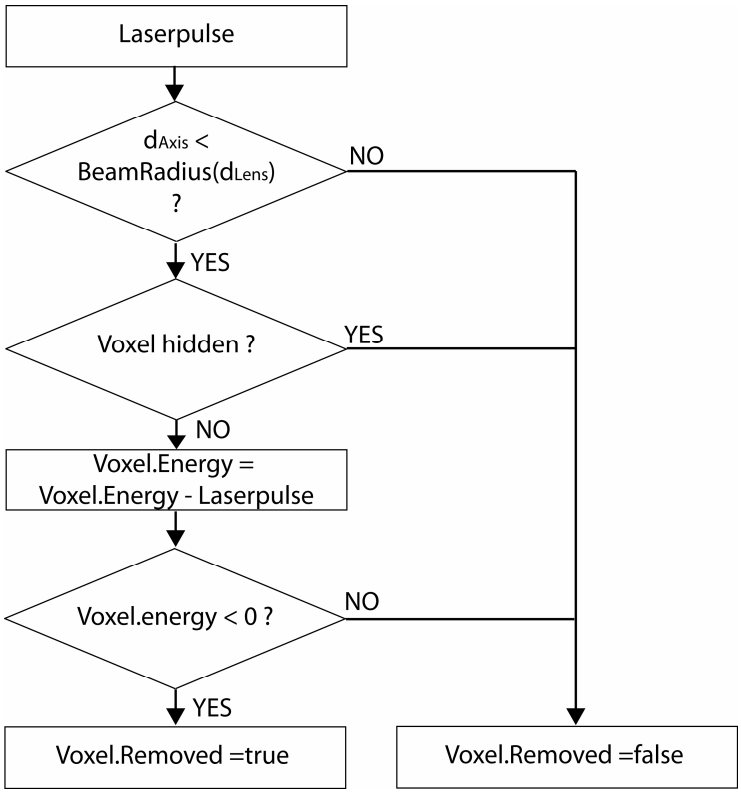


Abbildung 5.8: Flussdiagramm zur Berechnung, ob ein Voxel aus dem Volumen entfernt werden muss. Nach einem Laserpuls werden die Voxel, die theoretisch nah genug an der Strahlachse liegen, um getroffen zu sein, sortiert in eine Liste eingetragen. Dann wird für die einzelnen Voxel geprüft, ob sie eventuell von anderen verdeckt sind oder Laserenergie abbekommen haben. Liegen Voxel über dem aktuell betrachteten Voxel, wird geprüft, ob deren Energie kleiner ist als Null. Ist die Energiereserve der darüber liegenden Voxel kleiner als Null, muss der Betrag dieser Energie von der eigenen abgezogen werden. Ist die Energiereserve des darüber liegenden Voxels größer als Null, wird das aktuelle Voxel nicht von der Laserenergie getroffen (Stopp *et al.*, 2008b).

Für Voxel an der Oberfläche existieren keine Voxel, die von der Parallelachse getroffen werden könnten. Diese Voxel sind somit vor einem Laserpuls ungeschützt und erfahren den vollen Abtrag. Anhand der Distanz z

$$z = d_{Lens} - \left| {}^{lax}\mathbf{p}_{lfo} \right| \tag{5.36}$$

des Voxels zum Brennpunkt wird nun mit den Gleichungen (5.23), (5.26) und (5.9) die Energiedichte und somit die Schnitttiefe berechnet.

$$\Delta h = \frac{1}{\mu} \cdot \ln\left(\frac{\mu}{\alpha} \left(\frac{\Phi\left(z, d_{Axis}\right) \cdot F_{Trans}}{\Phi_S} - 1 \right) + 1 \right) \tag{5.37}$$

Die Energiedichte wird für jedes Voxel noch einmal extra berechnet, um eine höhere Genauigkeit zu erreichen. Die Schnitttiefe an dieser Stelle bestimmt den Betrag der Konditionsänderung des Voxels. Aus der Höhe des Voxels und der berechneten Schnitttiefe lässt sich die prozentuale Konditionsänderung berechnen. Bei einer Voxelhöhe von *0,32 mm* und einer Schnitttiefe von *0,24 mm* ergibt sich eine Konditionsänderung von *75%*.

$$H(k) = H(k-1) - \frac{c}{h} \cdot 100 \tag{5.38}$$

Diese Änderung wird von der bestehenden Kondition abgezogen. Wurde das Voxel zum ersten Mal getroffen, besitzt es somit noch eine Restkondition von *100%-75% = 25%.* Als Rest bleibt eine positive Kondition. Sollte das Voxel vorher nur noch eine Kondition von *34%* gehabt haben, so bleibt eine negative Kondition von *-41%.* Mit fortschreitendem Durchlauf der äußeren Schleife werden auch Voxel betrachtet, die andere schützende Voxel über sich haben. Wird ein Voxel aus der inneren Schleife von der Parallelachse eines Voxels der äußeren Schleife getroffen, so wird die Kondition dieses inneren Voxels abgespeichert. Die innere Schleife arbeitet sich auf diesem Wege weiter bis zum äußeren Voxel vor. Die Kondition des letzten inneren Voxels vor dem äußeren Voxel ist ausschlaggebend, denn dieses innere Voxel liegt direkt über dem äußeren Voxel. Ist die Kondition des direkt darüber liegenden Voxels positiv, dann war dementsprechend für diesen Laserpuls der Schutz ausreichend. Der Gewebeabtrag dringt somit nicht bis zu diesem Voxel vor. Seine Kondition bleibt unverändert. Sollte die Kondition negativ gewesen sein, so wird diese Restkondition zur eigenen Kondition hinzu addiert. Bei obigem Beispiel würde zu der eigenen Kondition von *100%* die Restkondition von *-41%* addiert werden. Damit ergibt sich eine eigene Kondition von *59%.* Auf diese Weise kann ein Laserpuls auch mehrere Voxelschichten auf einmal eliminieren. In Abbildung 5.9 wird ein Beispiel dargestellt.

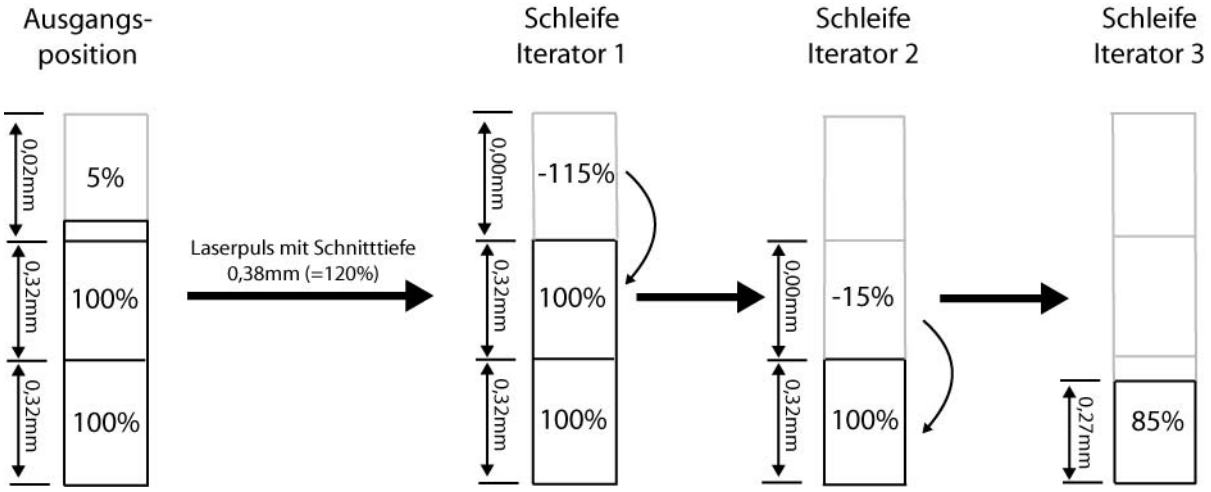


Abbildung 5.9: Beispielhafte Darstellung für das Durchreichen des Gewebeabtrags von der Oberfläche in tiefere Voxelschichten. Das oberste Voxel repräsentiert die Knochenoberfläche und bekommt den vollen Laserpuls ab. Dessen negative Restkondition wird bei der nächsten Schleifeniteration an die darunter liegende Schichten weiter gegeben, bis nur noch positive Restkonditionen übrig bleiben und der Betrag des Laserpulses somit aufgebraucht ist.

Wenn die oberste Schicht nur noch eine Kondition von *5%* hat, der Puls aber einen Betrag von *120%* abziehen würde, dann wird die erste Schicht eliminiert und bekommt eine Restkondition von *-115%.* Die direkt darunter liegende Schicht verrechnet die negative Kondition mit seiner eigenen und erhält ebenfalls eine negative Kondition von *-15%.* Die wiederum direkt tiefer liegende Schicht bekommt dann die *-15%* hinzu addiert und besitzt nun eine Restkondition von *85%.* Auf diese Weise wird der Abtrag eines Laserspulses über die Voxelkondition iterativ in die Tiefe durchgereicht, bis nur noch positive Konditionen übrig bleiben und die Pulswirkung somit erschöpft ist. Alle Voxel, die im Laufe der äußeren Schleife eine negative Kondition erhielten, wurden von dem Laserpuls vollständig abgetragen. Ihr Status wird auf eliminiert gesetzt. Durch Abgleich des im Container und Buffer gespeicherten Voxelindex mit dem Index im Volumenmodell kann dort der Grauwert des entsprechenden Voxels auf *0* gesetzt werden. Eliminierte Voxel werden während der nächsten Pulssimulation nicht mehr in den Buffer aufgenommen und sind somit für den zukünftigen Gewebeabtrag nicht existent.

5.4 Visualisierung

Für die Darstellung der Navigationsparameter werden vier Ansichten verwendet:

- Kavitätenzielansicht
- 3D-Modellansicht
- Energiedarstellung
- 3D-Kavitätenansicht

5.4.1 Die Kavitätenzielansicht

In der Kavitätenzielansicht wird die geplante Kavität zweidimensional als Draufsicht dargestellt. Die Position des Laserstrahls wird über zwei Kreise dargestellt. Ein Kreis zeigt die Position des Laserstrahls auf der Kavitätenoberfläche, der andere den Winkel. Diese Art der Darstellung ist aus der navigierten dentalen Implantologie bekannt (Schermeier *et al.*, 2001). Der kleinere dunklere Punkt symbolisiert die Position des berechneten Schnittpunktes des Laserstrahls mit der Knochenoberfläche. Der hellere Kreis mit dem größeren Durchmesser zeigt den Winkel des Laserstrahls an. Unten links sind die Informationen zur Geometrie der geplanten Kavität angezeigt. In Abbildung 5.10 wird also eine Kavität mit einem Durchmesser von *5 mm* und einer Tiefe von *9 mm* gelasert. Die Säule auf der rechten Seite stellt die bisher erreichte Tiefe dar.

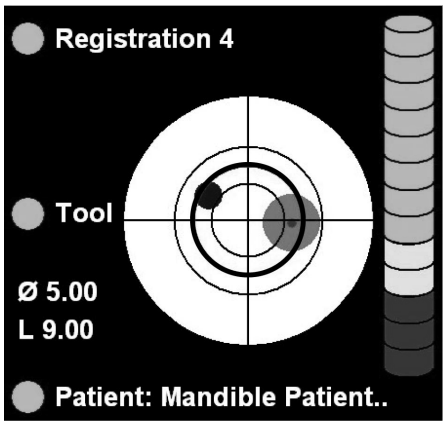


Abbildung 5.10: Die Kavitätenzielansicht. Die Zielkavität als Draufsicht dargestellt. Der dickere Ring stellt den Rand der Kavität dar. Die Position des Laserstrahls auf der Knochenoberfläche ist durch den kleineren dunklen Kreis dargestellt. der größere helle Kreis zeigt die Orientierung.

Das Ziel ist, anhand der Darstellung dieser Ansicht möglichst gleichförmig in kreisförmigen Bewegungen die Kavität abzufahren und damit einen gleichmäßigen Tiefenabtrag zu ermöglichen. Dafür sollte der Punkt für die Orientierung möglichst in der Mitte der Ansicht geführt werden, um den Laserstrahl möglichst senkrecht auf die Knochenoberfläche auszurichten.

Im Gegensatz zur Verwendung der Zielkreuzansicht für das navigierte Bohren von Implantaten muss hier die Position (kleinerer Kreis) nicht direkt auf die Mitte des Zielkreuzes ausgerichtet und dort gehalten werden. Vielmehr wird der Laser und damit der Positionskreis innerhalb der Kavitätengeometrie bewegt, um einen flächigen Abtrag zu erreichen. Der Rand der geplanten Kavität ist mit einem dicken Kreis in der Ansicht dargestellt. Innerhalb dieses Kreises muss der Laserstrahl bewegt werden.

5.4.2 Die 3D-Modellansicht

Für die 3D-Modellansicht wurde die bestehende Ansicht erweitert. In der 3D-Ansicht wird ein Oberflächenmodell der CT-Daten zusammen mit dem eingezeichneten Nervverlauf dargestellt. Anstelle eines Dentalbohrers wird ein Modell des navigierten Laserhandstückes visualisiert. Zusätzlich ist die Laserachse und die Lage des Laserbrennpunkts dargestellt. Die geplanten Kavitäten werden durch dunkle Zylinder im 3D-Modell gekennzeichnet. Zusätzlich zu den Informationen aus den CT-Daten und der Planung wird während der Laserbearbeitung der Abtrag innerhalb der geplanten Kavitäten dargestellt. Dabei wird die dunkle Färbung der Zylinder entsprechend der maximal erreichten Tiefe verringert. Nachteilig dabei ist, dass nur die maximal erreichte Tiefe zu erkennen ist. An welcher Stelle der Kavität die maximale Tiefe erreicht wurde und wo in der Kavität noch Material abgetragen werden muss, kann nicht erkannt werden. In Abbildung 5.11 ist der Verlauf der Kavitätenfertigung in der 3D-Ansicht dargestellt. Im Bild (unten rechts) ist der Zylinder vollständig hell gefärbt. Das bedeutet, dass an mindestens einer Stelle die geplante Tiefe erreicht wurde.

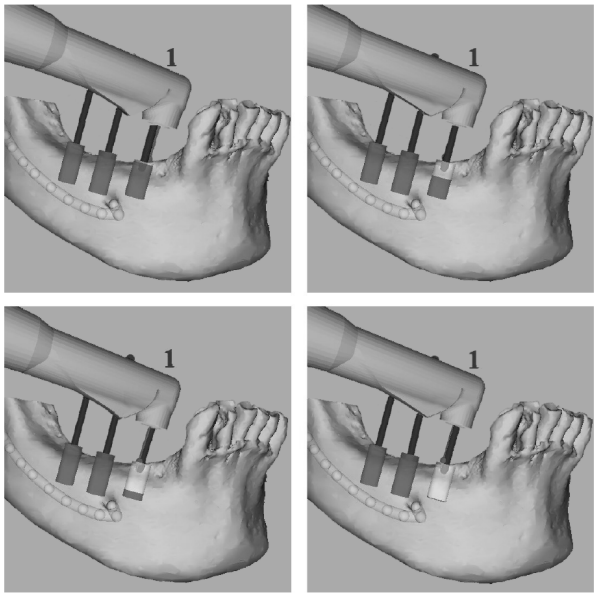


Abbildung 5.11: Die 3D-Modellansicht: Neben dem 3D-Modell des Patienten ist die Lage des Laserhandstücks und die der geplanten Kavitäten als Zylinder dargestellt. Die Füllung des jeweiligen Zylinders zeigt die maximal erreichte Tiefe für die Kavität an.

5.4.3 Die Energiedarstellung

In der Energiedarstellung wird neben dem errechneten Verhältnis von Ablations- und Wärmeenergie der Abstand des Laserfokus zur Knochenoberfläche dargestellt. Damit wird dem Anwender das Nachführen des Laserhandstückes entsprechend der erreichten Tiefe ermöglicht. Die Ausrichtung des Laserbrennpunktes auf die Knochenoberfläche ist entscheidend für die Qualität der Ablation. Eine Defokussierung des Laserstrahls um wenige Millimeter kann bereits zu starken und teilweise irreparablen Gewebeschäden führen. Des Weiteren werden in der Ansicht die eingestellten Laserparameter wie Pulsenergie und Frequenz angezeigt. Die maximal erreichte Tiefe ist numerisch dargestellt. Die Hauptaufgaben dieser Ansicht sind aber die Darstellung der Energieverteilung und des Abstands zwischen Laserbrennpunkt und Knochenoberfläche.

Der Abstand zwischen Knochenoberfläche und Laserbrennpunkt wird im oberen Teil der Ansicht in einem Querbalken dargestellt. Ein weißer Strich zeigt die Entfernung an. Ist der Strich

in der Mitte des Balkens, ist der Brennpunkt ideal auf die Knochenoberfläche ausgerichtet. Wandert der Strich nach rechts, ist der Laserbrennpunkt zu hoch über der Oberfläche und muss entsprechend nachgeführt werden. Bei einer zu starken Absenkung des Laserhandstücks gegenüber dem Knochen wandert der Strich nach links. Zusätzlich verfärbt sich der gesamte Balken entsprechend der Abweichung der Ausrichtung von der idealen Ausrichtung.

Der größte Teil der Ansicht wird von der Balkendarstellung der Energieverteilung eingenommen. Dabei wird der Teil der Energie, der über der Ablationsschwelle liegt, links als grüner Balken angezeigt. Rechts daneben ist die Energie unterhalb der Ablationsschwelle angezeigt. Beide Balken zusammen ergeben *100%* der Energie. Je stärker der Laser defokussiert wird, umso größer wird der Anteil der Energie unterhalb der Ablationsschwelle. Diese Energie verbleibt als schädliche Wärmeenergie im Knochen. Anhand dieser Ansicht soll der Chirurg schnell und intuitiv eine Defokussierung erkennen. Die Ansicht ist in Abbildung 5.12 auf der rechten Seite dargestellt. Zusätzlich ist die 3D-Ansicht zu sehen, um den Verlauf beim Fertigen einer Kavität ohne Nachführen des Laserhandstückes zu verdeutlichen. Zu Beginn ist der Laser annähernd perfekt auf die Knochenoberfläche gerichtet, die Energieverteilung ist entsprechend gut. Mit zunehmendem Abtrag erhöht sich die Entfernung zwischen Knochenoberfläche und Laserbrennpunkt, da der Laser nicht nachgeführt wurde.

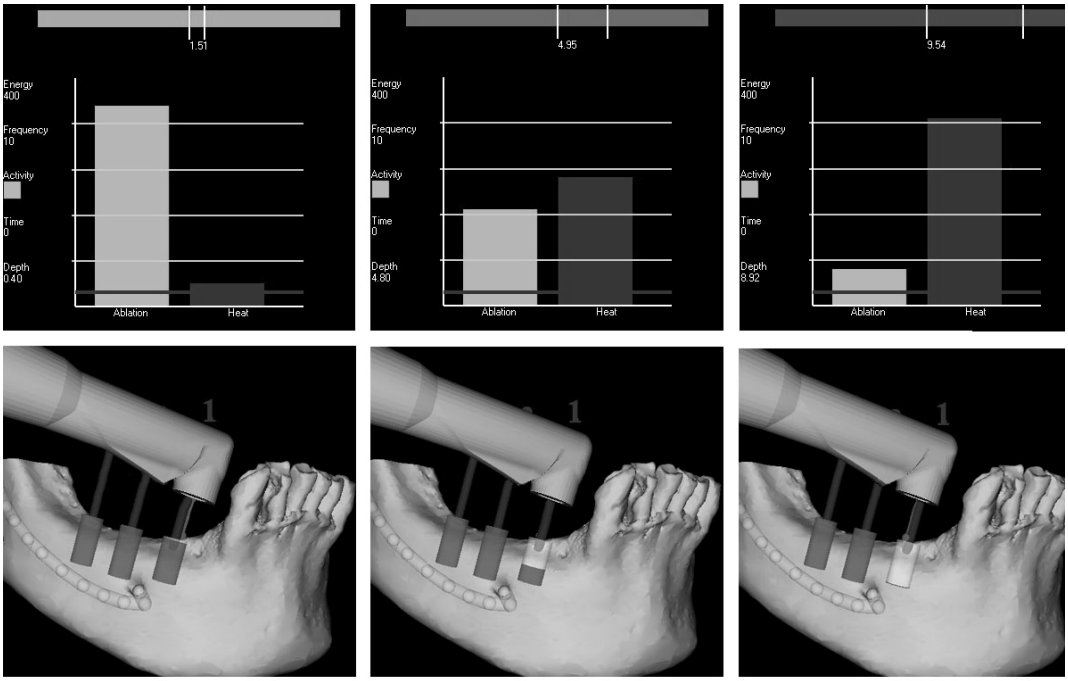


Abbildung 5.12: Die Energiedarstellung (oben) während der Erzeugung einer *9 mm* tiefen Kavität. Der Fokus ist immer auf die ursprüngliche Knochenoberfläche ausgerichtet. Daraus folgt, mit steigendem Abtrag der Kavität nimmt auch die Distanz *z* zwischen Fokus und neuer abgetragener Oberfläche zu. Diese Distanz wird im Diagramm anhand des oberen Querbalkens dargestellt. Mit steigendem *z* nimmt die Energiedichte (heller Balken links) ab und die Wärmeenergie (dunkler Balken rechts) steigt an.

5.4.4 Die 3D-Kavitätenansicht

In der 3D-Kavitätenansicht wird das Volumenmodell der Kavität und des umliegenden Gewebes dargestellt. Der Nutzen der Ansicht besteht darin, dem Anwender zu zeigen, wo Material abgetragen wurde und wo noch nicht. Damit kann sich der Chirurg orientieren, ohne auf eine direkte visuelle Kontrolle der realen Kavität angewiesen zu sein. Ähnlich wie in der 3D-

Modellansicht wird das Laserhandstück mit Laserachse und Brennpunkt angezeigt. Durch den hohen Rechenaufwand für die Berechnung des Volumenmodells und der Oberfläche in jedem Systemzyklus ist nur ein kleiner Ausschnitt des Gesamtvolumens zu sehen.

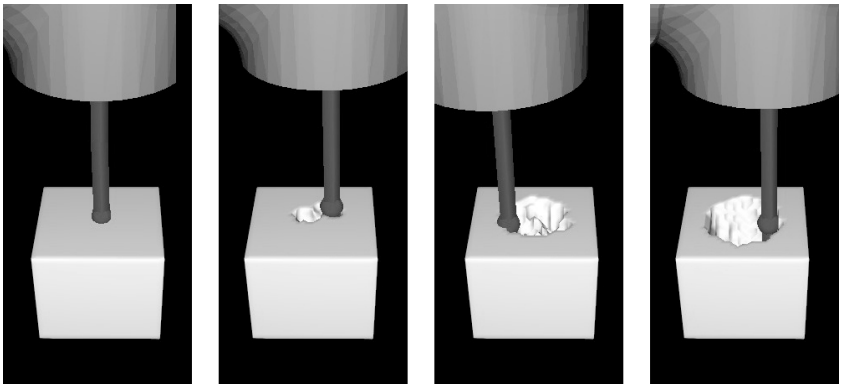


Abbildung 5.13: In der 3D-Kavitätenansicht wird die durch das Volumenmodell berechnete Oberfläche des Gewebes um die Kavität dargestellt. Während des pulsweisen Abtrags verändert sich die Oberfläche entsprechend.

Für die Oberflächenberechnung wird der Marching-Cubes-Algorithmus (Lorensen und Cline, 1987) verwendet. Um unabhängig von der Auflösung der CT-Daten eine konstante Qualität der Ansicht und ihrer Aussagekraft sicherzustellen, ist die Auflösung der Voxel unabhängig von den CT-Daten. In Abbildung 5.13 ist der Verlauf des Abtrages von Gewebe innerhalb einer geplanten Kavität zu sehen. Die Kugel in der Laserachse stellt den Brennpunkt des Laserstrahls dar.

In Abbildung 5.14 ist die Volumendarstellung des Abtrags beim Fertigen einer Kavität mit einem definierten Durchmesser von *4,5 mm* zusammen mit dem tatsächlichen Ergebnis auf dem Knochen dargestellt.

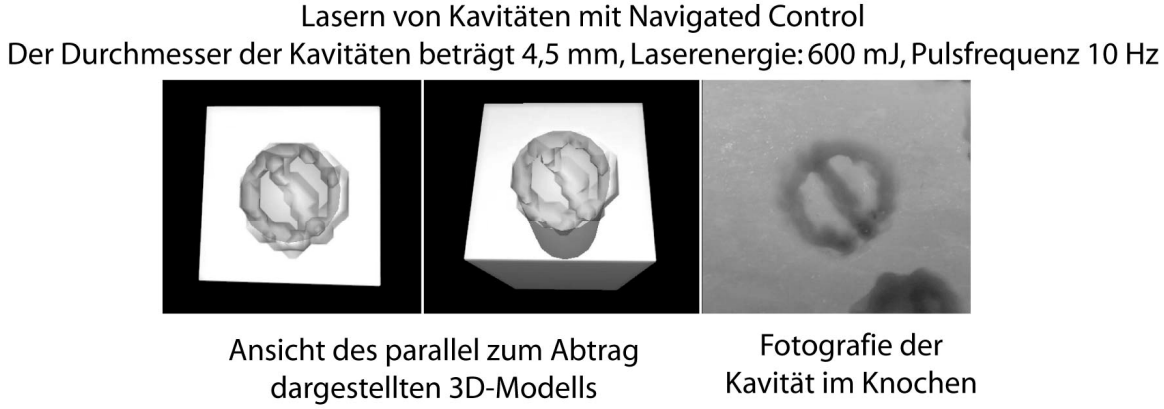


Abbildung 5.14: Vergleich zwischen Volumendarstellung des Abtrags (links und Mitte) und tatsächlichem Ergebnis auf dem Knochen.

5.5 Systemverhalten bei Nicht-Einhalten der Planung

Ob die Ausrichtung des Laserhandstückes den Vorgaben der Planung entspricht und keine zu starke Defokussierung vorliegt, kann über die Navigationsinformationen überprüft werden. Beim Nicht-Einhalten der Planungsvorgaben oder bei zu starker Defokussierung muss der Anwender entsprechend gewarnt werden. Hierfür können drei Fälle unterschieden werden:

- Der Laser zielt nicht auf Gewebe innerhalb einer geplanten Kavität.
- Die geplante Tiefe wird überschritten.
- Der Laser ist zu stark defokussiert.

Verlassen der geplanten Kavität

Um zu überprüfen ob der Laser auf Gewebe innerhalb oder außerhalb der Kavität gerichtet ist, wird der Schnittpunkt des Laserstrahls mit der Gewebeoberfläche betrachtet. Sollte die Entfernung zwischen auf der Gewebeoberfläche auftreffendem Laserstrahl und Achse der geplanten Kavität größer sein als der Kavitätenradius, muss der Anwender darauf hingewiesen werden, dass er auf Gewebe außerhalb des geplanten Bereiches zielt.

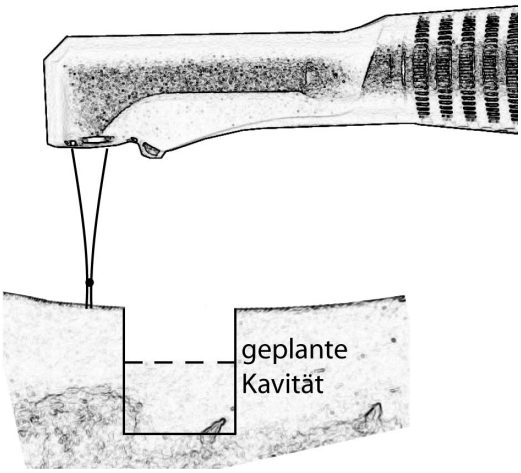


Abbildung 5.15: Der Laserstrahl zielt auf Gewebe außerhalb des geplanten Bereichs. Der Kontaktpunkt des Lasers mit der Gewebeoberfläche liegt außerhalb der geplanten, kreisförmigen Kavität. Es wird ein Alarm ausgelöst, da nur in geplanten Regionen Gewebe abgetragen werden darf.

Überschreiten der geplanten Tiefe

Wird die geplante Tiefe beim Laserabtrag überschritten, so sind eventuell darunter liegende sensible Strukturen in Gefahr. Um dies zu verhindern, wird die Position des Kontaktpunkts mit dem Gewebe stetig überwacht. Dazu wird von diesem Kontaktpunkt ein Lot auf den geplanten Implantatboden gefällt. Dieser Boden stellt über die Fläche gesehen die unterste Stelle dar, die nicht unterschritten werden darf. Die z-Koordinate des Schnittpunktes aus Lot und Boden wird mit der z-Koordinate des Kontaktpunkts verglichen. Wenn die z-Koordinate des Kontaktpunkts kleiner als die des Schnittpunktes ist, dann liegt der Kontaktpunkt unterhalb des Implantatbodens und ein Alarm wird ausgelöst. In dieser Form reagiert der Alarm erst, wenn es schon zu spät ist. Außerdem wird nicht berücksichtigt, dass, falls der Kontaktpunkt knapp oberhalb dem Implantatboden liegt, die Schnitttiefe trotzdem ausreichen könnte, um bis unterhalb des Bodens zu reichen. In diesem Fall würden um wenige µm mehr Gewebe abgetragen als geplant. Ein weiteres Problem ist die Unregelmäßigkeit des Bodens, die durch die gepulste Art des Lasers entsteht. Dabei können Vertiefungen, die schon auf Höhe des Implantatbodens sind, direkt neben Erhöhungen, die noch weit vom Implantatboden entfernt sind, entstehen. Wenn als Laserkontaktpunkt die höhere Stelle ermittelt wird, dann wird diese zwar abgetragen, aber aufgrund der Strahlausdehnung bekommt die tiefere Stelle direkt daneben auch noch Strahlung ab und somit setzt sich die Tiefe weiter bis unterhalb des Implantatbodens fort. Dies gilt in der Realität sowie in der Simulation, da der Alarm nicht ausge-

löst wurde, weil der Kontaktpunkt trotz allem noch über dem Implantatboden lag. Deshalb wurde aufgrund experimenteller Erfahrung ein zweiter, in Abbildung 5.16 dargestellter Boden *0,5 mm* über dem richtigen Kavitätenboden simuliert. Dadurch wird der Alarm ausgelöst, sobald der Laserkontakt unterhalb dieses fiktiven Implantatbodens liegt. Die Verlegung des fiktiven Implantatboden stellt einen Kompromiss zwischen Erreichen, aber nicht Überschreiten der geplanten Tiefe dar. Wird der fiktive Boden zu weit weg vom richtigen Implantatboden verlegt, so wird die geplante Tiefe nicht mehr erreicht, da zuvor der Alarm ausgelöst wird.

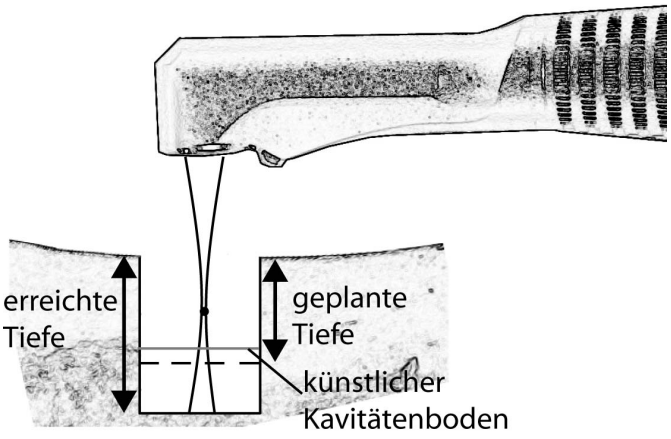


Abbildung 5.16: Der Kontaktpunkt des Lasers mit der Gewebeoberfläche liegt unterhalb der geplanten Region. Die Tiefe wurde überschritten. Um Überschreitungen zu vermeiden, wird ein künstlicher Implantatboden über dem eigentlichen Implantatboden eingeführt.

Defokussierung des Laserstrahls

Wie bereits erwähnt, kann ein defokussierter Laserstrahl trotz geeignet eingestellter Laserparameter Schäden am Knochengewebe verursachen. Daher muss der Anwender darauf hingewiesen werden, wenn er den Laser zu weit über dem Gewebe einsetzt. Auch ein zu starkes Absenken des Laserhandstückes kann eine schädliche Defokussierung verursachen.

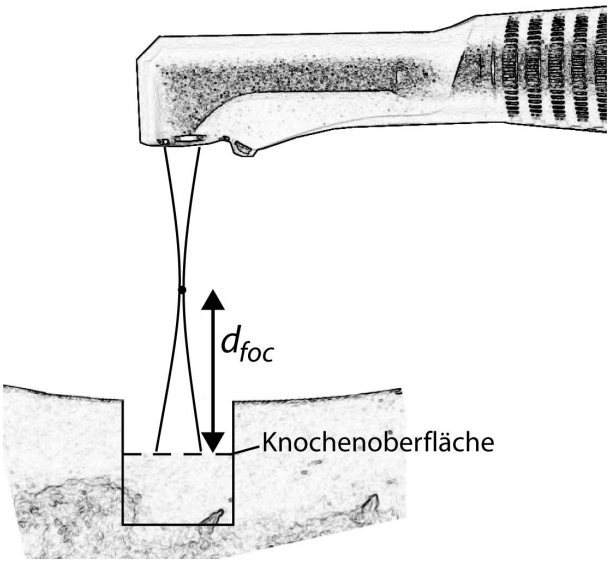


Abbildung 5.17: Der Abstand d_{foc} zwischen Fokus und Knochenoberfläche ist zu groß. Deshalb wird nicht genügend Energie zur Überschreitung der Ablationsschwelle eingebracht. Bevor das Gewebe beschädigt wird, wird ein Alarm ausgelöst.

5.6 Leistungsteuerung

Um einen Schutz der Risikostrukturen und die Einhaltung der Planung zu gewährleisten, wurde basierend auf den Navigationsinformationen und den Berechnungen des mathematischen und des Volumenmodells eine Steuerung der Laserleistung implementiert. Eine Leistungsfreigabe erfolgt dabei nur, wenn der Chirurg die Leistung des Lasers über das Fußpedal freigibt. Das System wird den Laser in kritischen Fällen abschalten, aber niemals selbsttätig einschalten. Mit der Leistungsteuerung des Lasers soll dem Chirurgen ermöglicht werden, präzise Kavitäten mit definierter Position, Ausrichtung, Durchmesser und Tiefe zu fertigen, ohne auf die Navigationsinformationen achten zu müssen. Dafür wird die Laserleistung in Abhängigkeit der Modell- und Navigationsinformationen gesteuert (Abbildung 5.18).

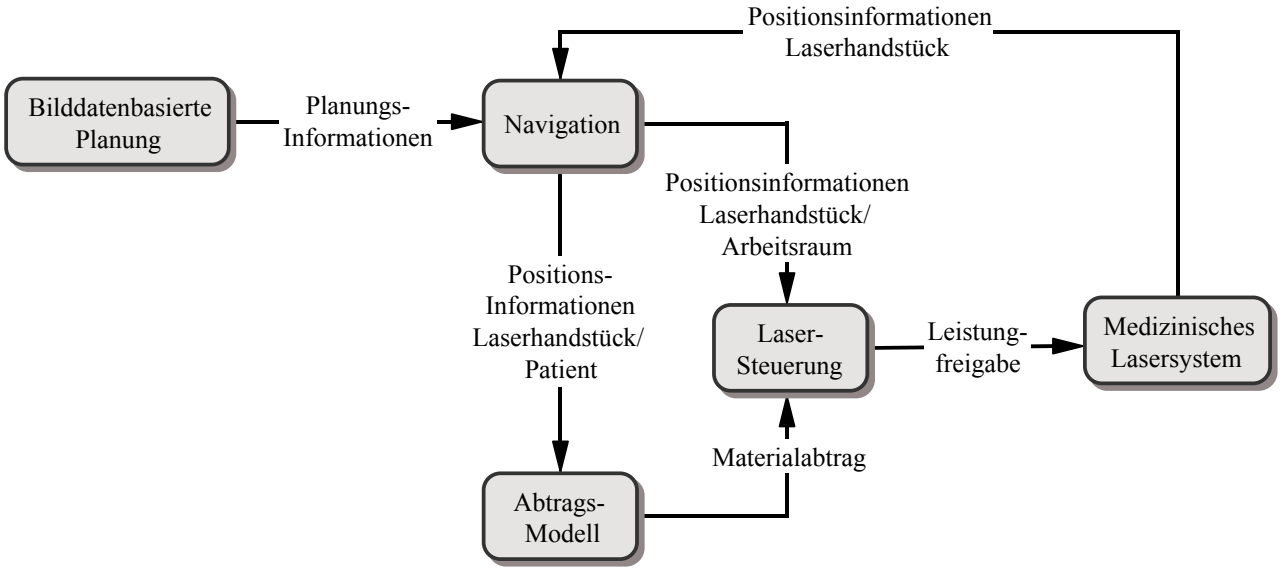


Abbildung 5.18: Über die Leistungssteuerung wird die Laserleistung nur in Abhängigkeit der Navigations- und Modellinformationen freigegeben.

Experimente zur Fertigung einer Kavität anhand einer Planung haben gezeigt, dass es schwierig bis unmöglich ist, die Vorgaben ohne Unterstützung einzuhalten und das Laserhandstück kontinuierlich auszurichten. Signalisiert die Software eine falsche Handhabung, so muss das Laserhandstück entsprechend neu ausgerichtet werden, ohne dabei einen anderen Warnfall zu verursachen.

Für die Leistungssteuerung wurden die Alarmsignale der Software in Steuersignale umgewandelt. Um die Laserleistung softwaregesteuert zu unterbrechen, gibt es drei Möglichkeiten.

- Unterbrechung des Signals zwischen Fußpedal und Laser.
- Unterbrechung der Steuerleitung des Lasers im Gerät.
- Unterbrechung des Laserstrahls (Abbildung 5.19).

Von einer Unterbrechung des Signals des Fußpedals wurde aus zwei Gründen abgesehen. Das Kabel zwischen Fußpedal und Laser besitzt keinerlei Steckverbindung. Das heißt, es hätte aufgetrennt werden müssen. Eine Unterbrechung des Signals hätte zu Folge, dass auch das Wasserspray deaktiviert wird. Nach einer erneuten Freigabe des Lasersignals müssten dann nach jeder Unterbrechung 1,5 Sekunden gewartet werden, bis wieder Laserpulse abgegeben werden können.

Von einem direkten Eingriff in die Ansteuerung der Blitzlampe zur Laserpulserzeugung wurde abgesehen, da dies starke Veränderungen des als Medizinprodukt zugelassenen Lasersystems nach sich gezogen hätte.

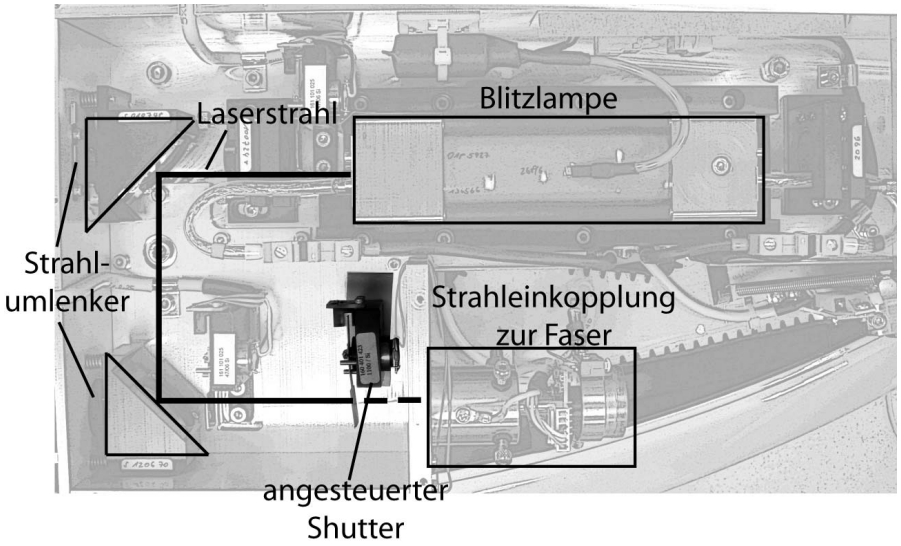


Abbildung 5.19: Einbau eines zusätzlichen Shutters zur Unterbrechung des Laserstrahls. Der Shutter wird von der Leistungssteuerung angesteuert und kann den Laserstrahl noch vor Eintritt in die optische Faser unterbrechen.

Aus diesen Gründen wurde eine gesteuerte Unterbrechung des Laserstrahls implementiert. Für die Unterbrechung des Laserstrahls wurde ein mechanischer Shutter mit elektronischer Ansteuerung eingesetzt (Abbildung 5.19). Der Shutter wurde über eine Steuerkarte, welche über eine USB-Schnittstelle verfügt angesteuert. Der mechanische Shutter wurde vor der Einkopplung des Laserstrahls in die flexible Faser eingebracht. Der Nachteil dieser Lösung besteht in der großen Reaktionszeit des Shutter. Die Reaktionszeit beträgt gegenwärtig ca. 200 ms. Dadurch werden bei schnellen Handbewegungen und beim Verfahren am Rand der Kavitäten teilweise noch einzelne Pulse außerhalb des geplanten Bereiches abgegeben.

6. Realisierung Strahlungsfreie Implantatvermessung

Für die strahlungsfreie postoperative Vermessung der Implantatlage wird ein Navigationssystem verwendet. Der Vorteil des Verfahrens besteht darin, dass postoperativ ohne Strahlenbelastung des Patienten die Lage eines Implantats dreidimensional vermessen und mit der geplanten Lage verglichen und dokumentiert werden kann. Das Verfahren sieht vor, dass in ein gesetztes Implantat ein Messadapter eingeschraubt wird. Das navigierte dentale Handstück wird vom Chirurgen auf den Messadapter gesteckt. Die postoperative Implantatposition kann somit vermessen und mit der Planungssituation verglichen werden (Stopp und Lüth, 2007). Die Eignung des Messverfahrens für die Auswertung der Implantatlage wurde mit einem Messkörper verifiziert.

6.1 Vermessen der Implantatlage

Das Messverfahren dient der postoperativen Vermessung eines Implantats mit einem optischen Messsystem. Die gemessene Position des Implantats kann dann mit den präoperativen CT-Daten und der präoperativ geplanten Lage des Implantats verglichen werden. Die Planung der Implantation wird anhand präoperativ akquirierter CT-Daten durchgeführt. Durch die Planung ist die geplante Lage des Implantats *imp,plan* relativ zu den Bilddaten *ima* bekannt. Damit kann die geplante Lage *imp,plan* relativ zu dem Bildkoordinatensystem *ima* angegeben werden. Dieser Zusammenhang wird mit ${}^{ima}\mathbf{T}_{imp}$ bezeichnet. Durch die automatische Patientenregistrierung (Schermeier *et al.*, 2002) wird der Übergang von den Bilddaten *ima* zu dem am Patienten über eine Bissschiene befestigten Patiententracker *pat* mit ${}^{ima}\mathbf{T}_{pat}$ gegeben. Damit ist die Lage des geplanten Implantats zu der des Trackers am Patienten bekannt.

$$ {}^{pat}\mathbf{T}_{imp,plan} = \left[{}^{ima}\mathbf{T}_{pat} \right]^{-1} \cdot {}^{ima}\mathbf{T}_{imp,plan} \tag{6.1} $$

Zur Vermessung der Implantatposition wird ein Messadapter in das Implantat geschraubt (Abbildung 6.1). Die Position des Adapters relativ zum Implantat ${}^{mah}\mathbf{T}_{imp}$ ist aus den Konstruktionsdaten bekannt. Wird das dentale Handstück auf den Messadapter gesteckt, wird der Übergang von der Bohrachse *dax* zum Messadapter *mah* als Einheitsmatrix angenommen.

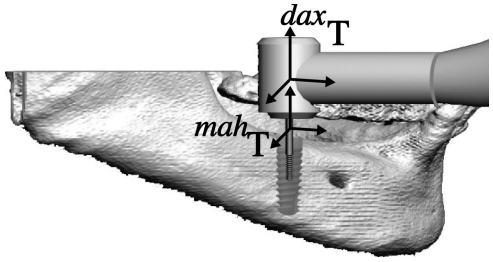


Abbildung 6.1: Das navigierte dentale Handstück wird auf den in das Implantat geschraubten Messadapter *mah* gesteckt. Über die Lage der Bohrachse *dax* kann die Lage des Implantats vermessen werden (Stopp und Lüth, 2007).

$$ {}^{dax}\mathbf{T}_{mah} = \mathbf{E} \tag{6.2} $$

Die Lage der Bohrachse *dax* ist durch die Kalibrierung (Lüth und Schermeier, 2002) des Handstückes relativ zum Handstücktracker *hpc* bekannt. Wird das Handstück auf den in das

gesetzte Implantat geschraubten Messadapter gesteckt, kann die Implantatposition relativ zum Patiententracker ${}^{pat}\mathbf{T}_{imp,plan}$ ermittelt werden (Abbildung 6.2).

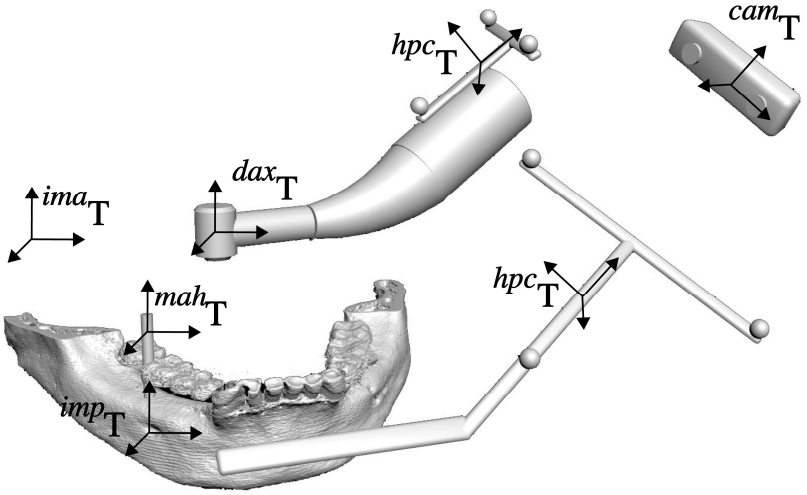


Abbildung 6.2: Geometrische Abhängigkeiten bei der postoperativen Vermessung der Implantatposition mit einem navigierten dentalen Handstück. Die Lage des Trackers am Patienten *Pat* und am dentalen Handstück *hpc* wird dabei über das optische Messsystem *cam* bestimmt. Die geplante Implantatposition ist relativ zu den Bilddaten *ima* gegeben (Stopp und Lüth, 2007).

$$ {}^{hpc}\mathbf{T}_{imp} = {}^{hpc}\mathbf{T}_{dax} \cdot {}^{dax}\mathbf{T}_{mah} \cdot {}^{mah}\mathbf{T}_{imp} \tag{6.3} $$

$$ {}^{pat}\mathbf{T}_{hpc} = \left[{}^{cam}\mathbf{T}_{pat} \right]^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}_{hpc} \tag{6.4} $$

$$ {}^{pat}\mathbf{T}_{imp,mess} = {}^{pat}\mathbf{T}_{hpc} \cdot {}^{hpc}\mathbf{T}_{imp} \tag{6.5} $$

Aus der gemessenen Position ${}^{pat}\mathbf{T}_{imp,mess}$ und der geplanten Position ${}^{pat}\mathbf{T}_{imp,plan}$ der Implantate kann die Abweichung zwischen Planung und Umsetzung ${}^{imp,plan}\mathbf{T}_{imp,mess}$ berechnet werden.

$$ {}^{imp,plan}\mathbf{T}_{imp,mess} = \left[{}^{pat}\mathbf{T}_{imp,plan} \right]^{-1} \cdot {}^{pat}\mathbf{T}_{imp,mess} \tag{6.6} $$

Damit ist ein Vergleich zwischen präoperativer Planung und tatsächlicher Lage des eingesetzten Implantats ohne Strahlenbelastung möglich.

Die Messung startet dabei durch die beobachtergesteuerte Datenaufnahme automatisch, sobald das navigierte dentale Bohrerhandstück auf den Messadapter aufgesetzt wird. Die Messsoftware befindet sich solange im Normalzustand, bis der Messadapter registriert ist. Im Normalzustand ist die beobachtergesteuerte Datenaufnahme inaktiv, das heißt, beim Aufsetzen des navigierten Bohrerhandstücks auf den in das Implantat eingeschraubten Messadapter werden keine Messdaten aufgenommen. Nach der erfolgreichen Registrierung des Messadapters ist der Beobachter aktiv und die Ansicht für die Darstellung der Messwerte wird ebenfalls aktiv. Die Messbedingung wird nun ständig auf Gültigkeit geprüft.

Ist die Messbedingung erfüllt, wird mit der Datenaufnahme begonnen. Wenn N=100 aufeinander folgende Messwerte mit gültiger Messbedingung aufgenommen wurden, ist die Messung abgeschlossen. Wird die Messbedingung nicht mehr erfüllt, bevor die benötigte Datenmenge aufgenommen wurde, so ist die Messung ungültig und muss neu gestartet werden. Der Ablauf ist in Abbildung 6.3 dargestellt.

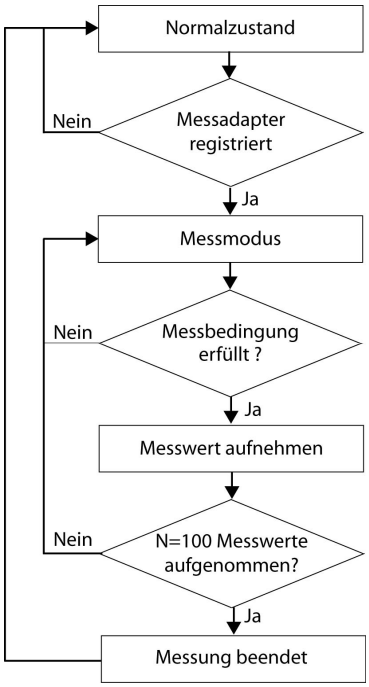


Abbildung 6.3: Flussdiagram zur beobachtergesteuerten Messwertaufnahme. Nach erfolgreicher Registrierung des Messadapters befindet sich die Software im Messmodus. Im Messmodus wird ständig die Messbedingung überprüft. Bei gültiger Messbedingung werden Messwerte aufgenommen.

6.2 Messwertdarstellung

In einem Messvorgang wird die Lage des vermessenen Implantats relativ zur Lage des geplanten Implantats bestimmt. Für die Auswertung und Darstellung der vermessenen Lage wird die Positionsabweichung mit *dx*, *dy* und *dz* angegeben, die Winkelabweichung mit $d\varphi_x$ und $d\varphi_y$. Dabei werden die Winkelabweichungen $d\varphi_x$ und $d\varphi_y$ als Eulerwinkel aus dem Rotationsanteil ${}^{imp,plan}\mathbf{R}_{imp,mess}$ der Transformation ${}^{imp,plan}\mathbf{T}_{imp,mess}$ berechnet.

$$dx = {}^{imp,plan}\mathbf{p}_{imp,mess} \cdot \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \tag{6.7}$$

$$dy = {}^{imp,plan}\mathbf{p}_{imp,mess} \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} \tag{6.8}$$

$$dz = {}^{imp,plan}\mathbf{p}_{imp,mess} \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \tag{6.9}$$

$$dxy = \sqrt{\left({}^{imp,plan}\mathbf{p}_{imp,mess} \cdot \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \right)^2 + \left({}^{imp,plan}\mathbf{p}_{imp,mess} \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} \right)^2} \tag{6.10}$$

$$dxyz = \left| {}^{imp,plan}\mathbf{p}_{imp,mess} \right| \tag{6.11}$$

Für die Visualisierung der Messwerte direkt am Bildschirm des Navigationssystems wird eine tabellarische Zusammenfassung der Messergebnisse angezeigt (Abbildung 6.4).

Implant Precision measurement

Implant #1	Mean error	Std. deviation	N
Distance	n.a	n.a	0
Depth	n.a	n.a	0
Angle	n.a	n.a	0
Implant #2	**Mean error**	**Std. deviation**	**N**
Distance	0.39	0.06	100
Depth	-0.17	0.20	100
Angle	1.49	0.09	100

Abbildung 6.4: Darstellung der gemittelten Messwerte für ein Implantat. Dargestellt ist die Abweichung zwischen Lage des vermessenen Implantats relativ zur Lage des geplanten Implantats. Dafür wird die Abweichung hinsichtlich Position, Tiefe und Winkel dargestellt. Für eine Beurteilung der Güte der Messwerte ist jeweils die Standardabweichung angezeigt.

Für die Darstellung der Messwerte wird jeweils der Mittelwert und die Standardabweichung berechnet.

Der Mittelwert der jeweils N=100 Werte wurde mit

$$\overline{dx} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} dx_i \tag{6.12}$$

die Standardabweichung mit

$$s_{dx} = \sqrt{\frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N}\left(dx_i - \overline{dx}\right)^2} \tag{6.13}$$

berechnet.

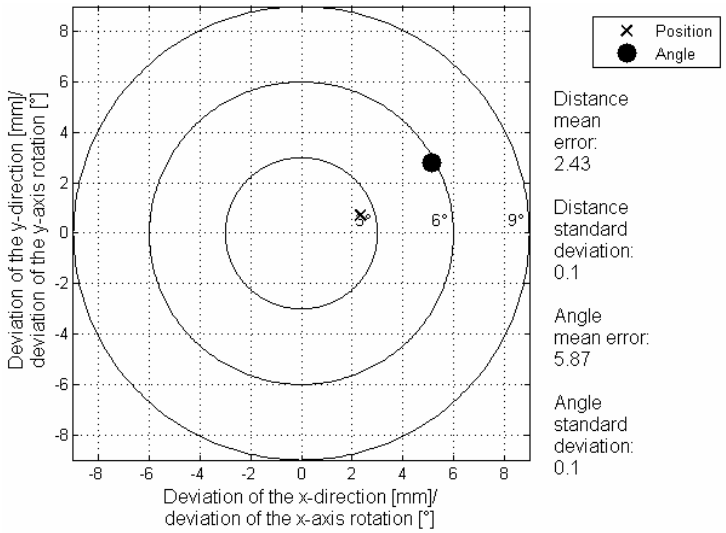


Abbildung 6.5: Zweidimensionale Darstellung der aufgenommenen Messwerte. Die Darstellung ist an die aus der navigierten dentalen Implantologie bekannte Zielkreuzansicht angelehnt. In dem Koordinatensystem können die Positions- und Winkelabweichungen zwischen geplanter Implantatposition und gemessener Implantatposition abgelesen werden. Der dunkle Kreis zeigt die Winkelabweichung, das Kreuz die Positionsabweichung.

Für eine genauere Auswertung der Umsetzung der Planung werden die Messwerte nicht nur tabellarisch, sondern auch grafisch dargestellt. Die zweidimensionale Ansicht der Messwertauswertung ist an die Zielkreuzansicht der navigierten dentalen Implantologie angelehnt. Hier wird in einem Koordinatensystem die Positions- und die Winkelabweichung zwischen geplanter und gemessener Position angezeigt. Die Ansicht ist in Abbildung 6.5 dargestellt.

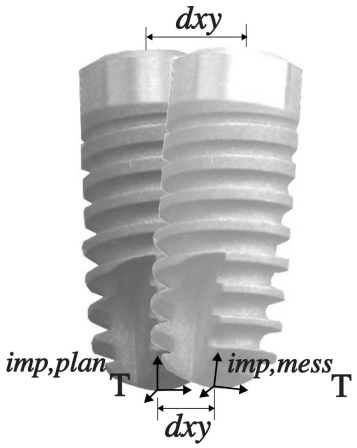


Abbildung 6.6: Der Messwert für die Positionsabweichung *dxy* wird in der zweidimensionalen Ansicht nur für die Implantatspitze dargestellt. Die Abweichung an der Oberseite des Implantats kann aber wesentlich größer sein.

An der zweidimensionalen Ansicht der Messwertdarstellung kann sehr schnell die Positions- und Winkelabweichung abgelesen werden. Jedoch kann die Lage des Implantats nur begrenzt dreidimensional beurteilt werden. Die Positionsabweichung wird jeweils für die Implantatspitze dargestellt. Das bedeutet, dass an der Oberseite des Implantats eine viel größere Abweichung auftreten kann. Dies wird aus der zweidimensionalen Ansicht nicht ersichtlich. Das Problem ist in Abbildung 6.6 dargestellt.

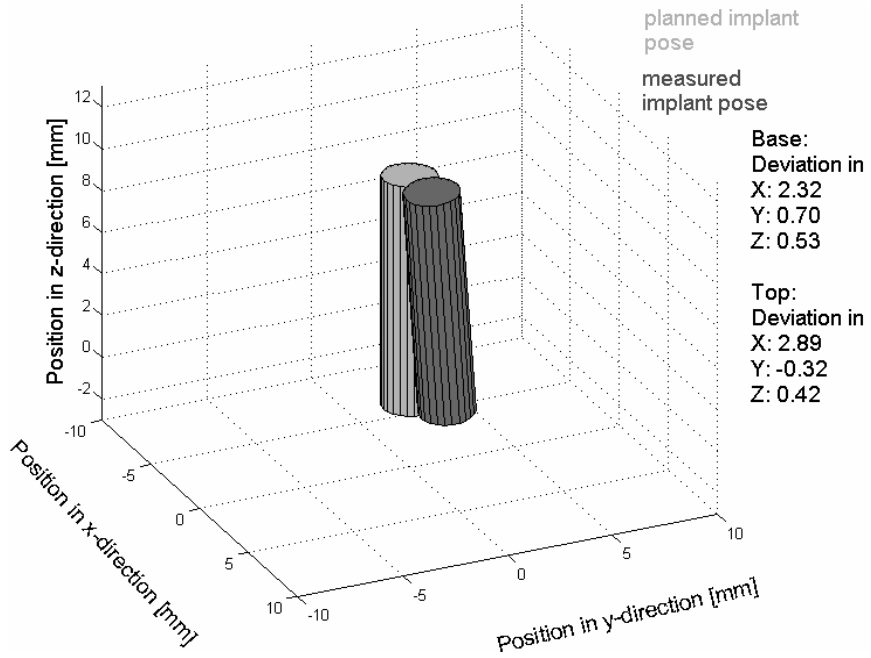


Abbildung 6.7: Dreidimensionale Darstellung der Messwerte zur intuitiven Beurteilung der Ergebnisse. Die geplante Implantatlage ist als heller Zylinder, die gemessene Implantatlage als dunkler Zylinder dargestellt.

Um die Abweichungen an Ober- und Unterseite intuitiv darzustellen, wird eine dreidimensionale Ansicht verwendet. Diese Ansicht ist in Abbildung 6.7 zu sehen. Die geplante Implantatposition ist dabei als heller Zylinder, die gemessene Implantatposition als dunkler Zylinder dargestellt.

6.3 Eignung des Messverfahrens

Um die Eignung und die erreichbare Genauigkeit bei der Vermessung von Implantatlagen mit dem implementierten Verfahren zu verifizieren, wurden Untersuchungen durchgeführt. Das Ergebnis der Untersuchungen zeigte, dass das Verfahren für einen Vergleich einer präoperativ geplanten Implantatlage mit dem postoperativen Ergebnis eingesetzt werden kann. Die erzielte Genauigkeit in der horizontalen Ebene liegt bei einer mittleren Abweichung von *0,2 mm* ± *0,1 mm*. Damit ist das Verfahren gut geeignet, um eine Messung der horizontalen Implantatposition vorzunehmen.

Die Verteilung der Messwerte ist in Abbildung 6.8 dargestellt. Die mit 0,3 mm deutlich höhere Standardabweichung in der Tiefe kann durch zwei Faktoren verursacht werden. Zum einen ist das Aufstecken des Handstückes ein manuell durchgeführter Prozess. In der x-y-Ebene ist das Handstück durch das Aufstecken auf den Pin fixiert. In z-Richtung kann es zu Ungenauigkeiten kommen. Zum anderen ist die Messgenauigkeit des optischen Messsystems richtungsabhängig. Messungen in Richtung der Sichtachse des Messsystems weisen die größeren Messunsicherheiten auf (Wiles *et al.*, 2004). Diese Richtung entspricht bei dem hier verwendeten Messaufbau der z-Richtung. Die verifizierten Genauigkeiten wurden unter Laborbedingungen ermittelt und stellen damit den minimalen Fehler dar. Im klinischen Einsatz sind weitere Fehlereinflüsse zu berücksichtigen, die bei der Aufnahme der CT-Daten, beim Aufsetzen der Bissschiene und durch die automatische Patientenregistrierung entstehen.

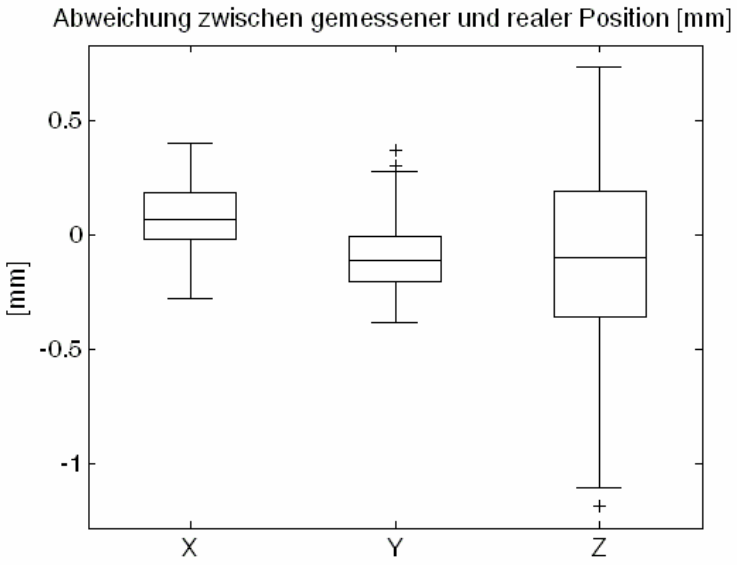


Abbildung 6.8: Verifizierung der Genauigkeit des Messverfahrens. Die größten Streuungen ergeben sich in z-Richtung. Dies ist in der Ausrichtung und Charakteristik des verwendeten optischen Messsystems begründet. Des Weiteren hat das navigierte Handstück keine feste Position in dieser Richtung (Stopp und Lüth, 2007).

7. Experimente

In diesem Kapitel werden die im Rahmen der Arbeit durchgeführten Experimente dargestellt. Ziel der Experimente war es, eine Aussage über die Leistungsfähigkeit der hier vorgestellten Systeme zu erhalten. Des Weiteren wurden für den Laserabtrag Untersuchungen zur Verifizierung der Prozesse und der Einflussfaktoren durchgeführt.

7.1 Laser-Materialabtrag

Um ein besseres Verständnis für den Ablationsprozess zu erlangen, wurde eine Reihe von Kraterexperimenten zur Bestimmung des Materialabtrags durchgeführt. Kraterexperimente bedeuten, dass der Laser über einer bestimmten Stelle des Knochens fixiert und während der Bestrahlung nicht bewegt wurde. In der bestrahlten Fläche entsteht somit ein enger Krater, dessen Durchmesser dem des Ablationsradius r_S entspricht. Diese Experimente dienten der Überprüfung und Anpassung der bestehenden mathematischen Modelle an die Realität.

Anschließend wurde eine weitere Reihe von Experimenten durchgeführt, um die Übertragbarkeit der aus den Kraterexperimenten gewonnenen Ergebnisse auf das Erstellen von ganzen Kavitäten mit einem Durchmesser von einigen Millimetern zu erweitern. Im Gegensatz zum Krater wurde bei den Kavitätenexperimenten der Knochen unter dem fixierten Laserstrahl mittels eines planaren Positioniertisches kreisförmig bewegt, so dass der Laser kontinuierlich eine Fläche bestrahlen und abtragen konnte. Diese Vorgehensweise ermöglichte eine reproduzierbare Erzeugung von Kavitäten und Testergebnissen. Abschließend wurde das gesamte System in einer weiteren Testreihe verifiziert. Dabei wurde der gesamte Ablauf einer chirurgischen Knochenbearbeitung mit einem chirurgischen Laser durchgeführt, um die Genauigkeit der Berechnung, sowie die Funktionalität der Leistungssteuerung zu verifizieren

Wie in einem späteren chirurgischen Eingriff wurde das Laserhandstück dabei freihändig mittels ausgegebener Navigationsinformationen geführt. Es wurden Messungen über Realisierbarkeit und Begrenzung der geplanten Tiefe durchgeführt. Dadurch wurde überprüft, ob der Nachteil der fehlenden Tiefenkontrolle eines chirurgischen Lasers mit den Ergebnissen dieser Arbeit kompensiert werden konnte. Zusätzlich wurden subjektive Aussagen getroffen, ob der Nachteil der fehlenden Haptik eines chirurgischen Lasers ebenfalls kompensiert werden konnte.

Für alle Experimente wurden mehrere Oberschenkelknochen von Schwein und Rind verwendet. Der Gewebeabtrag fand hauptsächlich in der äußeren Kompakta sowie in der direkt darunter liegenden Spongiosa-Schicht des Knochens statt. Beide Schichten zusammen sind bei einem Schwein oder Rind wenige Millimeter dick. Während der Experimente wurden jeweils verschiedene Knochenzustände und Wasserspraystufen des Lasers überprüft. Ein Teil der Experimente wurde auf frischem Knochen durchgeführt, während hingegen ein anderer Teil der Experimente auf tiefgefrorenem und wieder aufgetautem Knochen durchgeführt wurde. Um mögliche Unterschiede in der Schnitttiefe zu überprüfen, wurde der Großteil der Experimente mehrmals mit unterschiedlichen Knochenarten und -zuständen wiederholt.

Bei der Durchführung der Experimente wurden Ungenauigkeiten identifiziert, die einen Einfluss auf die experimentell ermittelten Werte haben könnten.

Nachführung: Während der Experimente mit fixiertem Laser wurde keine Nachführung des Lasers in die Abtragtiefe vorgenommen. Zu Beginn der Bestrahlung wurde der Fokus genau auf die Knochenoberfläche ausgerichtet. Nach Beginn des Abtrags wurde somit nicht mehr exakt im Fokus gearbeitet.

Pulsanzahl: Eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse erfordert eine gleich bleibende Pulsanzahl pro Versuchsreihe innerhalb eines Experiments. Der Laser verfügte über kein Zählwerk mit Abschaltautomatik für Pulse. Deswegen mussten die Pulse manuell gezählt werden. Bei einer Frequenz von *10 Hz* und *5 s* Bestrahlung sollten für jeden Versuch 50 Pulse ins Gewebe eingebracht werden. Diese Pulsanzahl wurde nicht immer exakt getroffen.

Tiefenmessung: Die Schnitttiefe aller erzeugten Krater und Kavitäten wurde mittels eines Linearmesstasters der Firma Heidenhain ermittelt. Die Genauigkeit der Tiefenmessung des Geräts beträgt *1 µm*. Es wurde jeweils auf der Knochenoberfläche direkt an der Kraterwand der Nullpunkt gesetzt und anschließend die Tiefe vermessen. Dazu wurde eine Messspitze mit einem Radius von *0,2 mm* verwendet. Da die engen Krater am Ende konisch zulaufen, konnte die Messspitze nicht exakt bis zum Kraterboden vordringen.

Substanzverlust: Von den Knochen wurden die Gelenkköpfe aufgrund besserer Handhabung entfernt. Dadurch und aufgrund des häufigen Tiefgefrierens und Auftauens erleidet der Knochen einen schleichenden Wasserverlust, der zu einer schlechteren Ablation führen kann. Dies wurde versucht, durch Befeuchtung des Knochens nach dem Auftauen zu kompensieren.

Für die Ermittlung des Materialabtrags wurde der Laser direkt über dem Knochen fixiert, so dass der Fokus genau auf die Knochenoberfläche ausgerichtet ist. Durch die Fixierung von Laser und Knochen wurde gewährleistet, dass der Laser immer auf die gleiche Stelle strahlte und so der Betrag der Energieabschwächung experimentell ermittelt werden konnte.

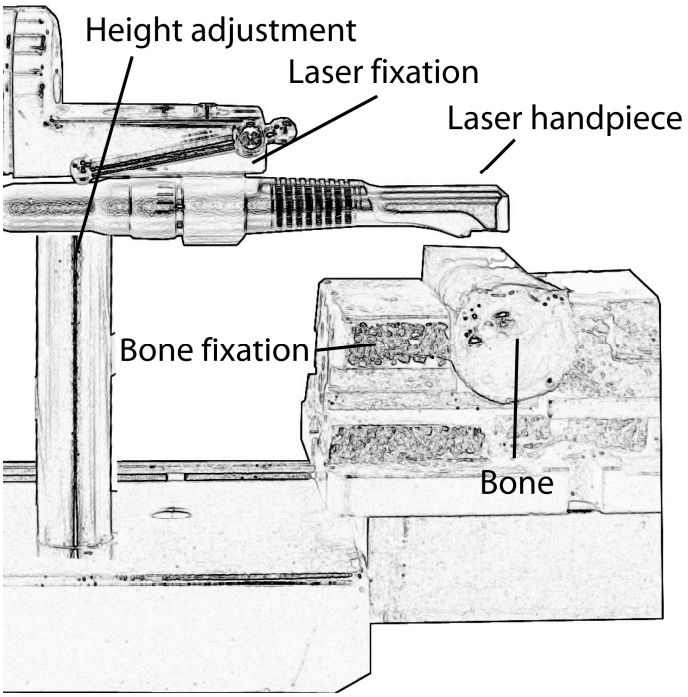


Abbildung 7.1. Versuchsaufbau für die Experimente zum Materialabtrag. Der Laser wird höhenverstellbar über dem Knochen fixiert. Dadurch wird eine gleichmäßige Bestrahlung derselben Stelle möglich. Der Knochen wird ebenfalls für jeden Versuch fixiert.

In Abbildung 7.1 wird der Versuchsaufbau skizziert. Mittels einer höhenverstellbaren Halterung wurde der Laser über dem Knochen in einem bestimmten Abstand fixiert. Der Knochen wurde ebenfalls fixiert. Somit wurde gewährleistet, dass der Laser während einer Bestrahlung immer auf die gleiche Stelle ausgerichtet war. Anhand dieses Versuchaufbaus wurde experimentell die Ablationsschwelle des Knochenmaterials für diese Laserwellenlänge ermittelt. Anschließend wurden die Auswirkungen der Laserparameter Pulsenergie, Defokussierung und Pulsanzahl ermittelt. In den jeweiligen Experimenten blieben die anderen Laserparameter konstant. Innerhalb eines Experiments wurden für jede Parametereinstellung 5 Wiederholungen an verschiedenen Knochenstellen vorgenommen. Diese 5 Werte wurden dann gemittelt, um eine Kurve in Abhängigkeit des sich verändernden Parameters zu erhalten.

7.1.1 Ermittlung der Ablationsschwelle

Die Ablationsschwelle repräsentiert die Energiedichte, ab der keine Ablation mehr stattfindet. Um diese Schwelle zu finden wurde die auf das Gewebe auftreffende Energiedichte stetig variiert. Dazu wurden Versuchsreihen mit verschiedenen Pulsenergien *80 mJ, 250 mJ, 400 mJ* und *550 mJ* in variierenden Abständen zum Fokus z durchgeführt. Mit steigender Distanz z nimmt das Maximum der Energiedichte ab. Anhand des mathematischen Modells konnte in Abhängigkeit von der Defokussierung die Energiedichte für die Distanz z berechnet werden, ab der augenscheinlich keine Ablation mehr auf dem Knochen stattfindet. Zur Ermittlung der Distanz z wurde der Abstand zwischen Knochenoberfläche und Mittelpunkt der Linse mittels eines Messschiebers gemessen. Von diesem Abstand wurde der bekannte Abstand zwischen Linse und Fokus abgezogen.

Aufgrund bekannter Relaxationszeit von $\tau_T = 7\mu s$ (Ivanenko *et al.*, 2005b) und Pulsdauer τ_L in Abhängigkeit der Pulsenergie wird die Ablation durch die zweite Bedingung der Ablationsschwelle bestimmt. Die richtige Ablationsschwelle musste folglich aus der experimentell ermittelten Energiedichte, Relaxationszeit und Pulsdauer über

$$\Phi_S = \frac{H_{abl}}{\alpha} \tag{7.1}$$

berechnet werden. Aufgrund der Pulsdauer ergaben sich unterschiedliche Ablationsschwellen. Die höchste Ablationsschwelle lag bei *0,27 J/cm²*. Dieser Wert entspricht sehr gut den Angaben aus der Literatur von *0,32 J/cm²* für Wellenlänge $\lambda = 2{,}94\ \mu m$ (Ivanenko u.a., 2005c). Aus den von Ivanenko angegebenem $H_{abl} = 1{,}2\ J/mm^3$ und dem Absorptionskoeffizienten $\alpha = 3800\ cm^{-1}$ lässt sich eine Ablationsschwelle von *0,32 J/cm²* berechnen. Der experimentell ermittelte Wert $\Phi_S = 0{,}27\ J/cm^2$ konnte somit für weitere Berechnungen verwendet werden.

7.1.2 Schnitttiefe in Abhängigkeit von der Pulsenergie

Um die Auswirkungen der Pulsenergie auf die Schnitttiefe zu ermitteln, wurde die Pulsenergie stetig variiert, während die anderen Faktoren konstant blieben. Dieses Experiment wurde für 1 Puls, 10 Pulse und 50 Pulse wiederholt. Verwendete Parameter:

Variabel

- Pulsenergie *40 - 600 mJ*

Konstant

- Abstand zum Fokus z = 0
- Pulsanzahl 1 (*1 Hz* bei *1 s* Bestrahlung)

- Wiederholung des Experiments mit Pulsanzahl 10 und 50

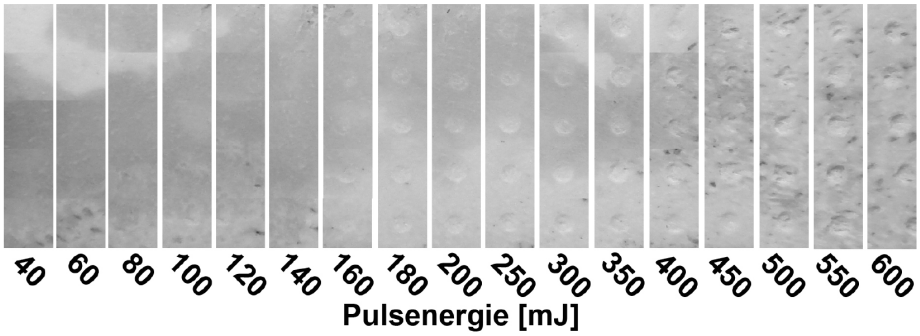


Abbildung 7.2: Knochenbilder nach Bestrahlung mit 1 Puls und steigender Pulsenergie.

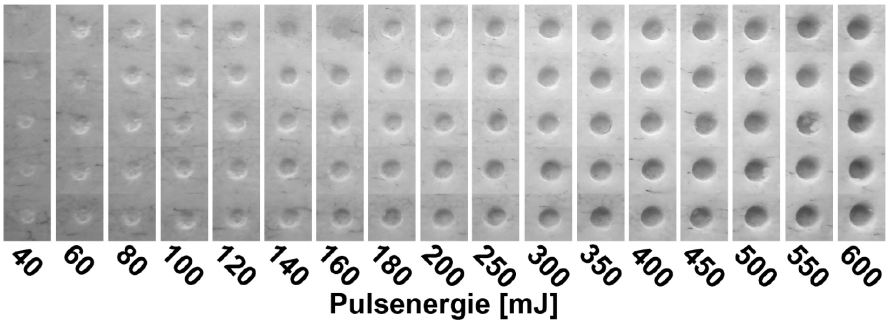


Abbildung 7.3: Knochenbilder nach Bestrahlung mit 10 Pulsen und steigender Pulsenergie.

Die Knochenbilder in Abbildung 7.2 zeigen, wie wenig Knochen bei nur 1 Puls und geringen Pulsenergie abgetragen wird. Bis zu einer Pulsenergie von *160 mJ* liegt die Schnitttiefe nur im geringen µm-Bereich und ist in Abbildung 7.2 kaum zu erkennen. Die Tiefen von *40 mJ* und *80 mJ* konnten aufgrund Geringfügigkeit nicht vermessen werden. In Abbildung 7.3 sind die Ergebnisse des gleichen Versuchs für 10 Pulse dargestellt.

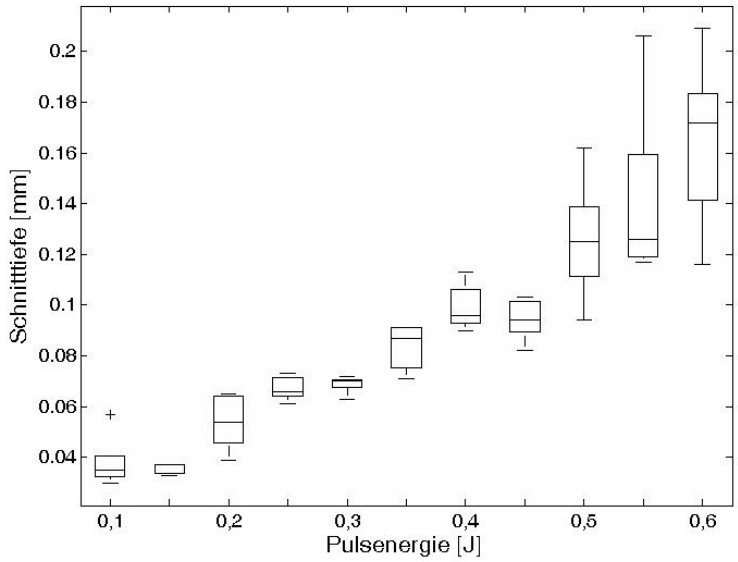


Abbildung 7.4: Schnitttiefe experimentell und theoretisch für 1 Puls bei verschiedenen Pulsenergien. Fünf Wiederholungen pro Pulsenergie.

Die 5 Wiederholungen in Abbildung 7.4 pro Pulsenergie zeigen eine vergleichbare Konstanz. Es ergibt sich ein annähernd lineares Verhalten der Schnitttiefe in Abhängigkeit von der Puls-

energie im benutzbaren Bereich von 40 *mJ* bis 600 *mJ*. Dies wird in der Literatur bestätigt (Forrer *et al.*, 1993).

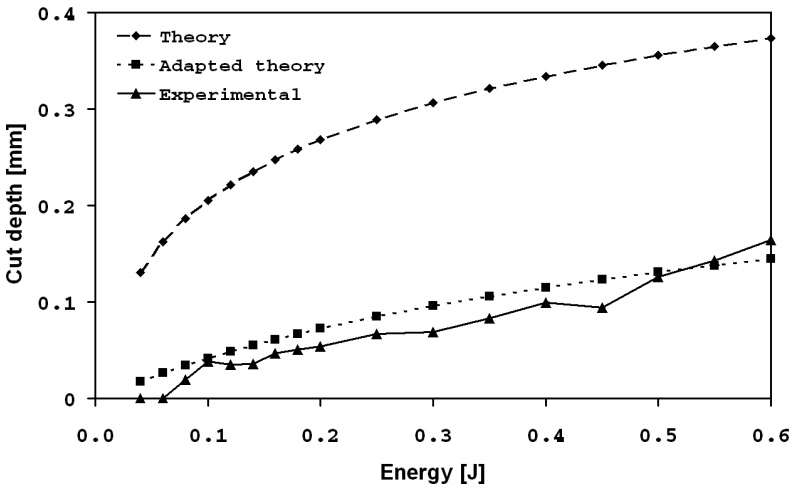


Abbildung 7.5: Vergleich zwischen berechneter Schnitttiefe des mathematischen Modells (Theory) und experimentell gemessener Schnitttiefe (Experimental). Der Kurvenverlauf ist zwar ähnlich, jedoch gegeneinander verschoben. Durch den ermittelten Transformationsfaktor F_{Trans} können die Unterschiede minimiert werden (Adapted theory).

Wie erwartet, lag die in Abbildung 5.3 (b) dargestellte theoretisch berechnete Schnitttiefe über der tatsächlichen Schnitttiefe. Dieses Experiment wurde benutzt, um einen Transformationsfaktor für die Energiedichte zu finden, der alle Verlusteffekte auf einmal ausgleicht. Dadurch dass nur ein einziger Puls betrachtet wird, fallen viele energievermindernde Effekte wie Oberflächenstruktur (Energieverlust an großflächigen, engen Kraterwänden) weg. Das Experiment wurde noch für 10 und 50 Pulse wiederholt. Dort traten weitere abschwächende Effekte auf, so dass 10 Pulse nicht die 10-fache Schnitttiefe von einem Puls erreichen. Die durchschnittliche Schnitttiefe pro Puls nimmt mit steigender Pulsanzahl zunehmend ab.

7.1.3 Schnitttiefe in Abhängigkeit von der Pulsanzahl

Aufgrund der Energieverluste durch die Oberflächenstruktur in einem engen Krater wurde vermutet, dass die durchschnittliche Schnitttiefe pro Puls bei tieferen Kratern immer kleiner wird. Dieser Trend wurde bereits in vorangegangenen Experimenten beobachtet. Um diese Vermutung genauer zu verifizieren, wurde die Schnitttiefe in Abhängigkeit der Pulsanzahl auf gleicher Stelle ermittelt. Verwendete Parameter:

Variabel

- Pulsanzahl 10 - 150

Konstant

- Abstand zum Fokus $z = 0$
- Pulsenergie *400 mJ*
- Wasserspraystufe 6 und 11
- Reinigung der Linse nach 5 Wiederholungen

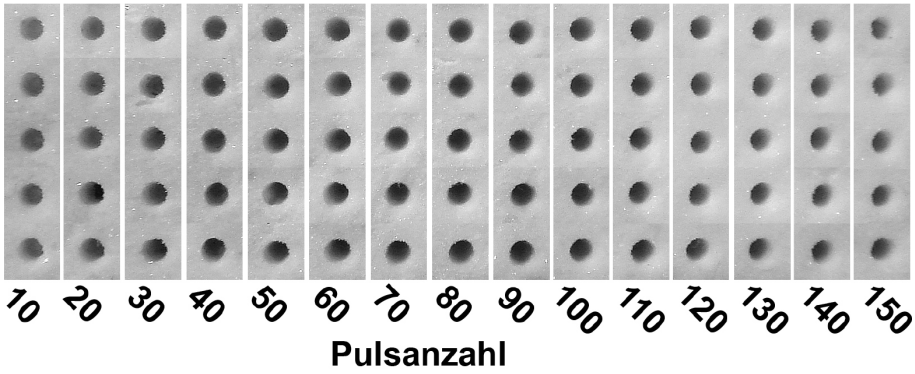


Abbildung 7.6: Knochenbilder nach Bestrahlung mit steigender Pulsanzahl. Knochen bei applizierter Wasserspraystufe 11.

Über die 5 Wiederholungen pro Pulsanzahl wurde wieder eine hohe Konstanz erreicht. Mit steigender Pulsanzahl und damit immer tieferem Krater nimmt die durchschnittliche Schnitttiefe pro Puls deutlich ab. Durch eine größere Tiefe werden die Kraterwandflächen zunehmend größer. An den größer werdenden engen Kraterwänden steigen die Verlusteffekte rasch an. Zusätzlich sammelt sich immer mehr Wasser im tiefer werdenden Krater, das weitere Energie absorbiert.

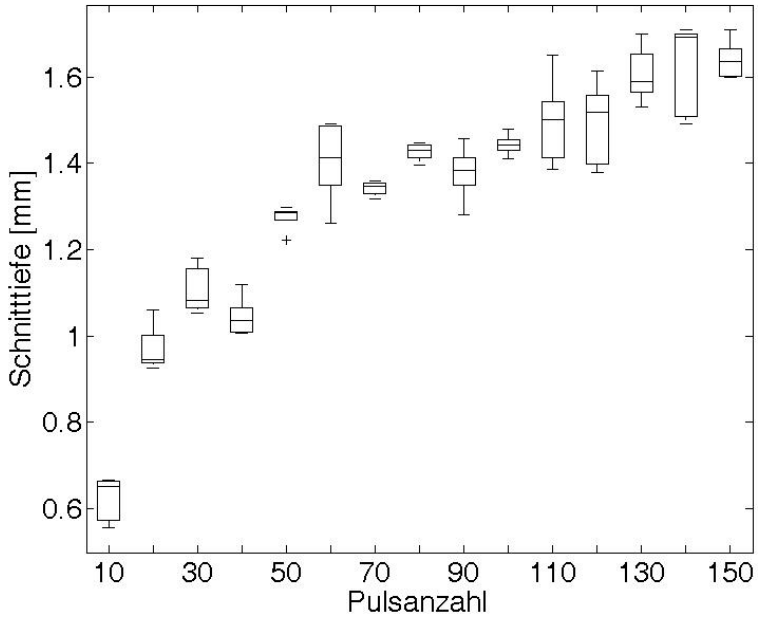


Abbildung 7.7: Schnitttiefe bei verschiedenen Pulsanzahlen und Wasserspraystufe 11.

Die Ergebnisse sind in Abbildung 7.6 dargestellt. Die Abnahme ist sogar stärker als angenommen. Aufgrund der ansteigenden Verlusteffekte kommt es ziemlich rasch zu einer Stagnation der Schnitttiefe. Es stellt sich ein logarithmisches Verhalten ein, das zu einer maximalen Tiefe führt, die trotz vermehrter Pulsanzahlen nicht überschritten werden kann. Experimente für Wasserspraystufe 6 zeigten eine maximale Schnitttiefe von ca. *3 mm* an, bei einer Wasserspraystufe 11 ergab sich eine maximale Tiefe bereits bei ca. *1,8 mm* (Abbildung 7.7).

7.1.4 Schnitttiefe in Abhängigkeit von der Defokussierung

Durch die Defokussierung ändert sich die auftreffende Energiedichte, wodurch wiederum der Betrag der Ablation stark beeinflusst wird. Der KEY III Laser ist so konstruiert, dass im Fo-

kus immer ohne Knochenschädigung gelasert werden kann. Erst mit steigendem Abstand zum Fokus können aufgrund der Unterschreitung der Ablationsschwelle thermische Schäden im Gewebe entstehen. Dazu wurden mehrere Experimente unter verschiedenen Bedingungen durchgeführt. Verwendete Parameter:

Variabel

- Abstand zum Fokus $z = -4\ mm$ bis $z = 10\ mm$

Konstant

- Pulsenergie *400 mJ*
- Pulsanzahl 50
- Wasserspraystufe 6 und 11
- Knochen und Knochenzustände
- Reinigung der Linse nach 5 Wiederholungen

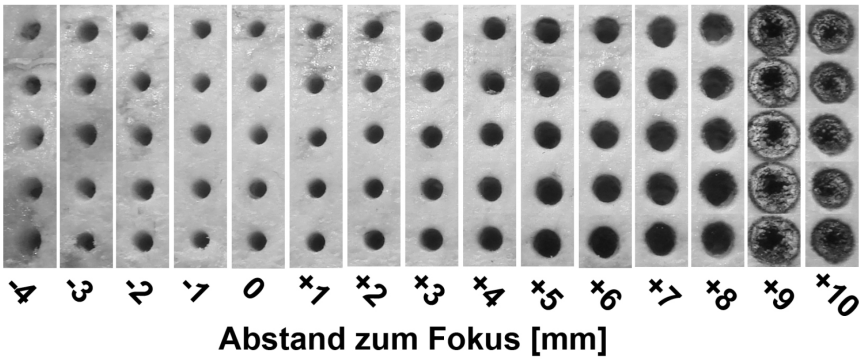


Abbildung 7.8: Knochen bei applizierter Wasserspraystufe 6. Knochenbilder nach Bestrahlung in unterschiedlichen Abständen.

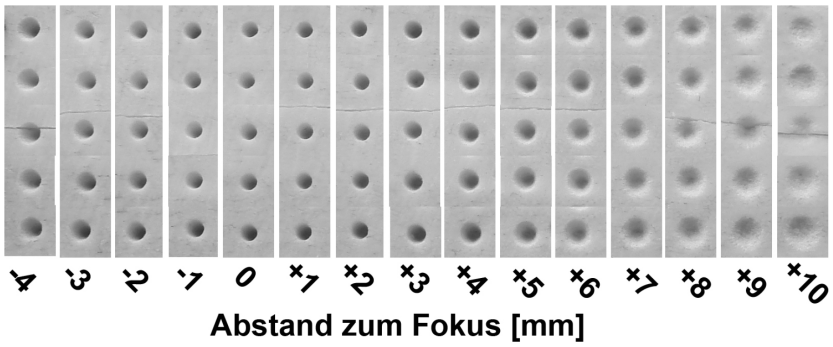


Abbildung 7.9: Knochen bei applizierter Wasserspraystufe 11. Knochenbilder nach Bestrahlung in unterschiedlichen Abständen.

Da im Fokus die Energie auf die kleinste Fläche verteilt wird, entsteht dort auch die größte Schnitttiefe. Abbildung 7.8 und Abbildung 7.9 zeigen, wie mit steigendem Abstand der Radius der bestrahlten Fläche größer wird. Die Energiedichte nimmt ab und folglich die Schnitttiefe. Dies wird durch alle Experimente unabhängig von Knochenart und -zustand bestätigt. Abbildung 7.10 stellt dieses Verhalten dar.

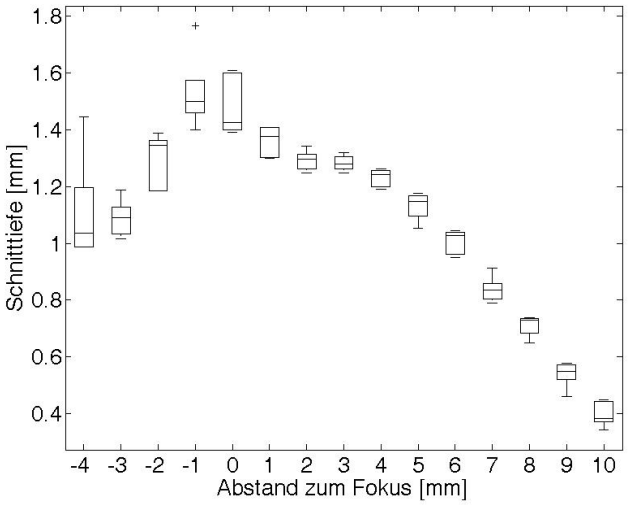


Abbildung 7.10: Schnitttiefe bei unterschiedlichem Abstand zum Fokus Wasserspraystufe 11.

Der Transformationsfaktor würde den Offset verringern, aber das erklärt nicht, warum es einen Unterschied im Kurvenverlauf zwischen Theorie und Realität gibt. Die theoretische Kurve hat ein viel höheres Maximum im Fokus gegenüber dem Minimum. Die reale Kurve verläuft um einiges flacher. Die Ursache hierfür liegt in der gewählten Anzahl von 50 Pulsen und den damit verursachten Verlusteffekten aufgrund wachsender Kraterwände. Da im Fokus größere Kratertiefen erreicht werden, gibt es hier auch die größeren Verlusteffekte, die somit wieder die Schnitttiefe im Fokus veringern. Dadurch ist das Maximum im Fokus nicht so ausgeprägt wie in der theoretischen Kurve, die den Umstand der Oberflächenstruktur nicht berücksichtigt. Einen deutlichen Unterschied zeigten die Experimente bei unterschiedlichen Wasserspraystufen. Während bei Stufe 6 bereits bei *4 mm* Abstand zum Fokus erste schwarze Karbonisierungen an den Kraterwänden beobachtet werden konnten, traten bei Stufe 11 erst ab ca. *9 mm* leichte Bräunungen auf. Im Gegensatz dazu wird bei Stufe 6 und *9 mm* durch Defokussierung der Knochen, wie in Abbildung 7.8 dargestellt, nur noch verbrannt. Folglich werden zum Erzeugen von Kavitäten mit Tiefen > *10 mm* bei einem Er:YAG-Laser hohe Wassermengen zur Verhinderung von Gewebeschäden benötigt.

7.1.5 Fertigen von Kavitäten

Für die Durchführung der Experimente zum navigierten Lasern von Kavitäten wurden vorab Untersuchungen zum Einfluss der Pulsenergie und der Bewegungsgeschwindigkeit des Laserhandstückes auf den Materialabtrag durchgeführt. Das Fertigen von tiefenbegrenzten Kavitäten anhand von visualisierten Navigationsinformationen wurde an einem Messaufbau durchgeführt, der reproduzierbare Bewegungen des Laserhandstückes gegenüber dem Knochen ermöglicht. Für das Vermessen der gefertigten Kavitäten wurde ein Messtaster der Firma Heidenhain eingesetzt. Der verwendete Messtaster MT 12 verfügt über eine Genauigkeit von ± *0.2 µm*.

Material und Methode

Einfluss der Pulsenergie auf die Kavitätentiefe

Um den Einfluss der Pulsenergie auf die Fertigung einer Kavität zu verifizieren, wurde ein Messaufbau verwendet, der reproduzierbare Ergebnisse ermöglicht. Für die Relativbewegung zwischen Knochen und Laser wurde ein programmierbarer XY-Positioniertisch verwendet.

Der Laser wurde relativ zu dem XY-Positioniertisch in einer festen Höhe fixiert. Folgende Parameter wurden eingestellt:

- Der Fokus wurde auf die Knochenoberfläche ausgerichtet.
- Pulsfrequenz *10 Hz*.
- Bestrahlungszeit *48 s*.
- Verfahrgeschwindigkeit *10 mm/s*.
- Kavitätendurchmesser *4 mm*.

Jeweils 4 Kavitäten wurden mit einer konstanten Pulsenergie gelasert. Begonnen wurde mit einer Pulsenergie von *100 mJ*. Die Pulsenergie wurde dann schrittweise um *100 mJ* bis zu einer Pulsenergie von *600 mJ* erhöht. Die Kavitätentiefe wurde anschließend mit einem Messtaster vermessen.

Einfluss der Bewegungsgeschwindigkeit auf die Kavitätentiefe

Um den Einfluss der Bewegungsgeschwindigkeit auf die Fertigung von Kavitäten zu messen, wurde der gleiche Aufbau wie im vorangegangenen Abschnitt „Einfluss der Pulsenergie auf die Kavitätentiefe“ verwendet. Die Laserparamter waren:

- Der Fokus wurde auf die Knochenoberfläche ausgerichtet.
- Pulsenergie 600 mJ.
- Pulsfrequenz 10 Hz.
- Bestrahlungszeit 48 s.

Jeweils 4 Kavitäten wurden mit einer konstanten Verfahrgeschwindigkeit gelasert. Danach wurde die Verfahrgeschwindigkeit erhöht. Der Versuch wurde mit folgenden Verfahrgeschwindigkeiten durchgeführt: *3 mm/s, 5 mm/s, 7 mm/s, 10 mm/s, 12 mm/s, 15 mm/s*.

Experimenteller Aufbau zum navigierten Lasern einer Kavität

Für das navigierte Lasern einer tiefenbegrenzten Kavität anhand einer Planung wurde ein ähnlicher Aufbau wie in den vorher beschriebenen Experimenten verwendet. Vom Knochen wurde eine CT-Aufnahme angefertigt. Am Laserhandstück und an dem zu bearbeitenden Knochen wurden optische Trackergeometrien befestigt.

Die CT-Daten des Knochens wurden relativ zu dem optischen Messsystem registriert. Hierfür wurde ein aus der dentalen Implantologie bekannter automatischer Registrieralgorithmus verwendet (Schermeier *et al.*, 2002). Für die Berechnungen und Darstellung des 3D-Volumenmodells wurde eine Voxelkantenlänge von *0,226 mm* eingestellt. Der Knochen wurde über einen Positioniertisch in konstanter Geschwindigkeit verfahren. Die Lage des Laserhandstückes wurde dabei relativ zu dem Knochen über ein optisches Messsystem vermessen. Der Aufbau ist in Abbildung 7.11 dargestellt. Der Laser wurde, wie in den Vorexperimenten beschrieben, mit einer Pulsfrequenz von *10 Hz* und einer Pulsenergie von *600 mJ* betrieben. Das Auslösen eines Laserpulses wurde aus dem Lasergerät über eine Schnittstelle in die Na-

vigationssoftware eingelesen. Es wurden so lange Laserpulse freigegeben, bis in der Navigationsdarstellung eine Tiefe von *5 mm* angezeigt wurde. Anschließend wurde die Tiefe der Kavität im Knochen vermessen.

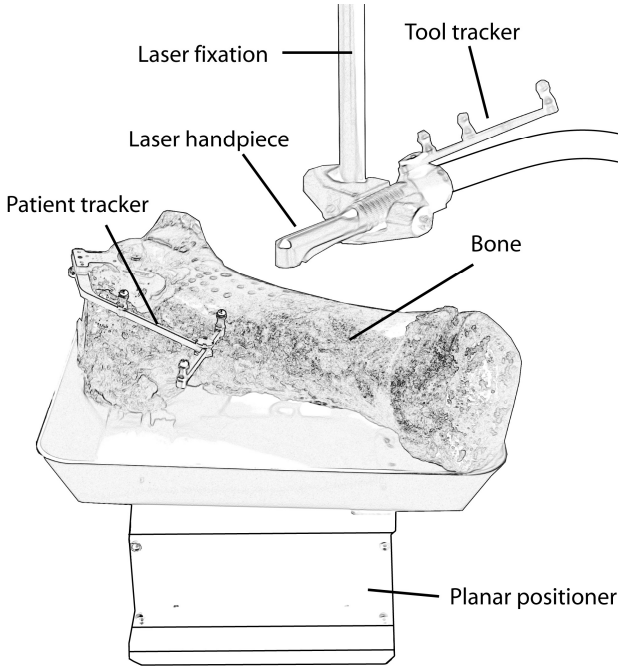


Abbildung 7.11: Versuchsaufbau: Der Knochen wurde auf einem XY-Positioniertisch befestigt und konnte relativ zu dem Laserhandstück reproduzierbar kreisförmig verfahren werden. Die Lage des Laserhandstücks und des Knochens wurden über befestigte optische Messkörper relativ zueinander mittels optischem Messsystem vermessen.

Ergebnisse

Einfluss der Pulsenergie auf die Kavitätentiefe

Die gelaserten Kavitäten sind in Abbildung 7.12 dargestellt. Erwartungsgemäß erhöht sich die Kavitätentiefe mit zunehmender Pulsenergie. Am Boden der Kavitäten ist ein Strich zu erkennen. Diese Vertiefung entsteht durch die Rückfahrbewegung des Positioniertisches von ganz innen nach ganz außen, nachdem eine Kreisbewegung abgeschlossen ist.

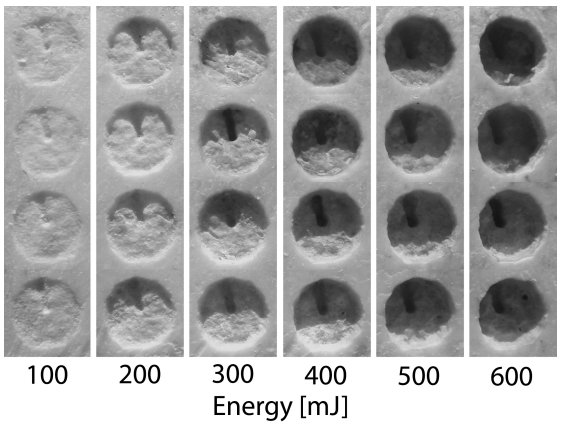


Abbildung 7.12: Ergebnis der gelaserten Kavitäten bei veränderter Pulsenergie. Die Vertiefung am Boden der Kavität entsteht durch die Rückfahrbewegung des Positioniertisches von ganz innen nach ganz außen, nachdem eine Kreisbewegung abgeschlossen ist.

Das Vermessen der Kavitätentiefe erfolgte an einer anderen Stelle des Kavitätenbodens. Es ist zu erkennen, dass der Kavitätenboden relativ eben ist und außer der Kerbe durch das Rückfahren keine weiteren großen Unebenheiten aufweist.

Die Ergebnisse des Vermessens der Kavitätentiefe bei veränderter Pulsenergie sind in Tabelle 7.1 dargestellt. In Abbildung 7.13 ist der Zusammenhang zwischen Pulsenergie und gemessener Kavitätentiefe grafisch dargestellt. Es ist ein annähernd linearer Verlauf erkennbar. Des Weiteren kann aus der Darstellung entnommen werden, dass die Ergebnisse reproduzierbar sind. Die Werte weisen eine geringe Streuung auf.

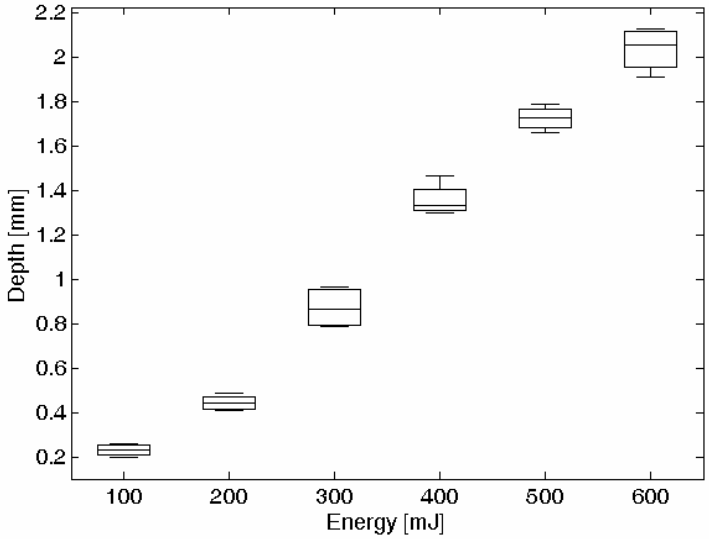


Abbildung 7.13: Ergebnis der Vermessung der Tiefe von gelaserten Kavitäten mit unterschiedlicher Pulsenergie. Es wurden jeweils 4 Kavitäten mit einer festen Pulsenergie gelasert. Anschließend wurde die Energie erhöht. Aufgetragen ist die Tiefe der Kavität gegenüber der eingestellten Pulsenergie.

Tabelle 7.1: Ergebnis der Vermessung der Tiefe von gelaserten Kavitäten mit unterschiedlicher Pulsenergie. Es wurden jeweils 4 Kavitäten mit einer festen Pulsenergie gelasert. Anschließend wurde die Energie erhöht.

Pulse energy [mJ]	100	200	300	400	500	600
Cavity 1 [mm]	0.25	0.49	0.94	1.30	1.66	2.13
Cavity 2 [mm]	0.22	0.41	0.80	1.33	1.71	2.11
Cavity 3 [mm]	0.26	0.46	0.97	1.34	1.79	2.00
Cavity 4 [mm]	0.20	0.43	0.79	1.47	1.75	1.91
Mean [mm]	0.23	0.45	0.87	1.36	1.73	2.04

Einfluss der Bewegungsgeschwindigkeit auf die Kavitätentiefe

Die gelaserten Kavitäten sind in Abbildung 7.14 dargestellt. Es ist erkennbar, dass der Rand der Kavitäten in Abhängigkeit von der Fahrgeschwindigkeit eine unterschiedliche Struktur aufweist. Die Tiefe ist optisch beurteilt gleichmäßig.

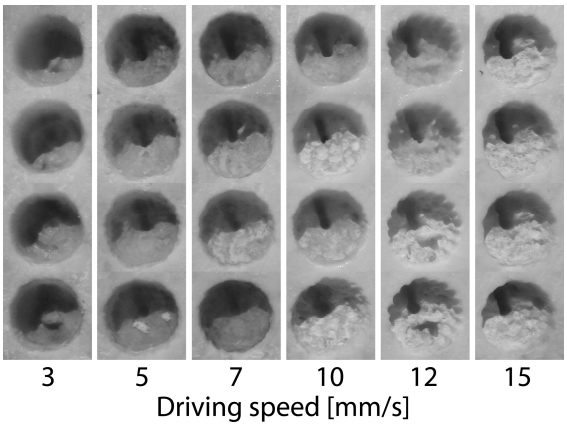


Abbildung 7.14: Ergebnis der gelaserten Kavitäten bei veränderter Fahrgeschwindigkeit. Am Boden der Kavitäten ist ein Strich zu erkennen. Diese Vertiefung entsteht durch die Rückfahrbewegung des Positioniertisches von ganz innen nach ganz außen, nachdem eine Kreisbewegung abgeschlossen ist.

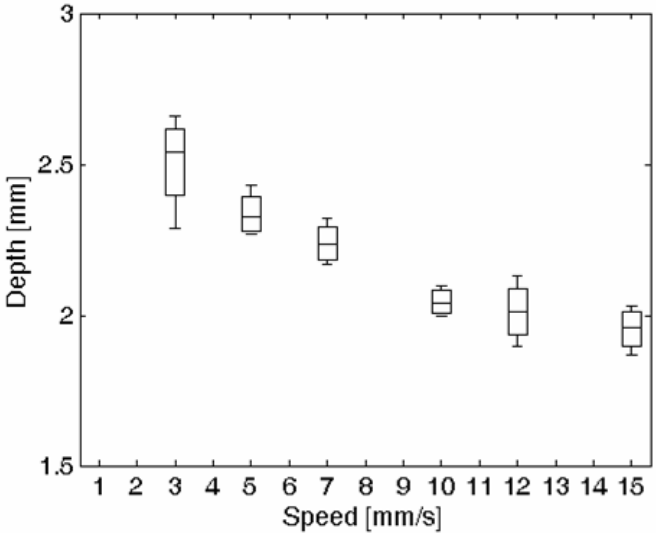


Abbildung 7.15: Ergebnis der Vermessung der Tiefe von gelaserten Kavitäten mit unterschiedlichen Fahrgeschwindigkeiten. Es wurden jeweils 4 Kavitäten mit einer festen Verfahrgeschwindigkeit gelasert. Anschließend wurde die Fahrgeschwindigkeit erhöht. Aufgetragen ist die Tiefe der Kavität gegenüber der eingestellten Fahrgeschwindigkeit.

Tabelle 7.2: Ergebnis der Vermessung der Tiefe von gelaserten Kavitäten mit unterschiedlichen Verfahrgeschwindigkeiten. Es wurden jeweils 4 Kavitäten mit einer festen Verfahrgeschwindigkeit gelasert. Anschließend wurde die Geschwindigkeit erhöht.

Speed [mm/s]	3	5	7	10	12	15
Cavity 1 [mm]	2.57	2.27	2.32	2.10	1.90	2.03
Cavity 2 [mm]	2.29	2.36	2.27	2.07	1.97	1.93
Cavity 3 [mm]	2.51	2.29	2.17	2.01	2.05	1.87
Cavity 4 [mm]	2.66	2.43	2.20	2.00	2.13	1.99
Mean [mm]	2.51	2.34	2.24	2.04	2.01	1.96

Die Ergebnisse des Vermessens der Kavitätentiefe sind in Tabelle 7.2 dargestellt. Bei einer Verfahrgeschwindigkeit von *7 mm/s* und *10 mm/s* entstanden die regelmäßigsten Kavitätenböden. In Abbildung 7.15 ist der Zusammenhang zwischen Fahrgeschwindigkeit und gemessener Kavitätentiefe grafisch dargestellt. Es ist zu erkennen, dass die Verfahrgeschwindigkeit nur einen geringen Einfluss auf die Kavitätentiefe hat.

Modell- und navigationsbasierte Fertigung tiefenbegrenzter Kavitäten

Basierend auf den beschriebenen modellbasierten Volumenberechnungen wurde die aktuell erreichte Tiefe visualisiert. Dies ist in Abbildung 7.16 dargestellt. Zu Beginn ist die Kavität mit einem dunklen Zylinder gefüllt. Die Füllung stellt die erreichte Tiefe dar. Der Abtrag wurde durch ein Verkleinern des dunklen Zylinders visualisiert.

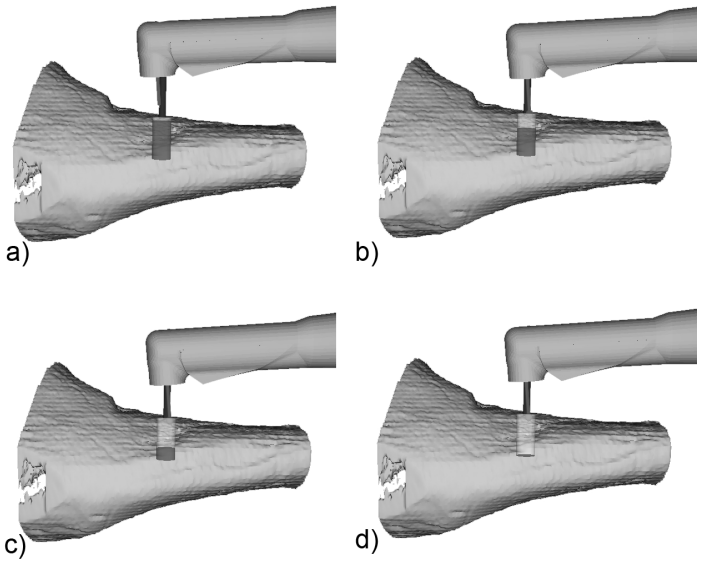


Abbildung 7.16: Die geplante Kavität wird als heller, halb durchsichtiger Zylinder dargestellt. Die erreichte Tiefe wird über eine dunkle Füllung des Zylinders dargestellt. Zu Beginn ist der Zylinder vollständig gefüllt (a). Mit zunehmender Tiefe wird die Füllung des Zylinders verringert (b, c) bis sie vollständig entfernt ist (d).

Die voxelbasierte 3D-Darstellung der Kavitäten ist in den unteren beiden Zeilen in Abbildung 7.17 dargestellt. In der oberen Zeile ist das tatsächliche Laserergebnis zu sehen. Die durch die Rückfahrbewegung des Tisches entstehende Kerbe in den Kavitätenböden ist auch in der 3D-Darstellung gut zu erkennen.

Die Tiefe der Kavitäten wurde mit dem Heidenhain-Messtaster vermessen. In Tabelle 7.3 ist der jeweilige Wert mit der größten Tiefe der Kavität aufgetragen. In einer zweiten Versuchsreihe wurden Kavitäten vollständig mit freier Hand erstellt. Wie im vorangegangenen Versuch wurden wieder *5 mm* tiefe und *4 mm* breite Kavitäten geplant. Dabei wurden alle Unterstützungen der Software genutzt. Während der Versuche wurde nur die implementierte Diagrammdarstellung und die 3D-Visualisierung betrachtet. Die aktivierte Leistungssteuerung ermöglichte das Erstellen von runden Kavitäten mit einem exakten Durchmesser von *4 mm*. Es wurde nicht die Perfektion des Positioniertisches erreicht, aber die Kavitäten besaßen dennoch eine sehr gute, runde Form. Zuvor vorgenommene freihand geführte Experimente ohne Leistungssteuerung führten zu der Erkenntnis, dass nur durch menschliche Reaktion auf optische und akustische Alarme keine scharf abgegrenzten und runden Kavitäten erzeugt werden können. Es kam immer zu unförmigen, ausgerissenen Kavitäten mit Beschädigungen im umliegenden Gewebe.

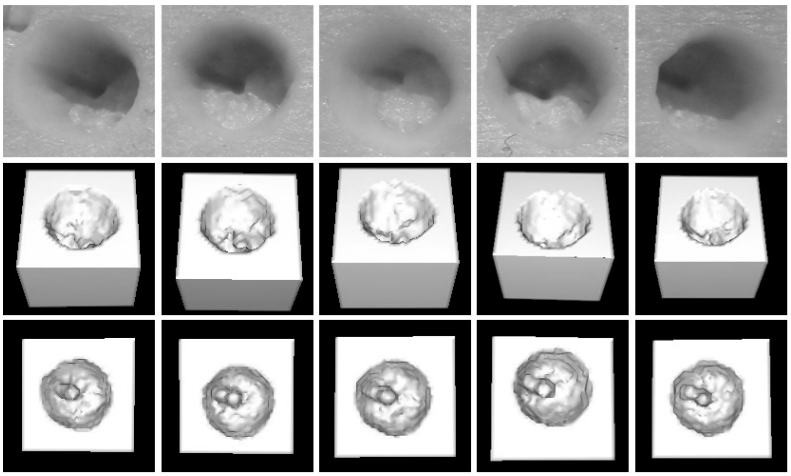


Abbildung 7.17: Darstellung der Ergebnisse des navigierten Laserns. In der oberen Zeile sind die Ergebnisse des Laserversuchs bildlich dargestellt. In den beiden darunter liegenden Spalten sind zwei Ansichten der jeweils zugehörigen 3D-Modelle zu sehen.

Tabelle 7.3: Ergebnis der Vermessung der Tiefe anhand von Navigationsinformationen gelaserter Kavitäten. Es wurden 5 Kavitäten mit einer festen Pulsenergie gelasert. Aufgetragen ist die tiefste Stelle der Kavität.

Cavity 1 [mm]	Cavity 2 [mm]	Cavity 3 [mm]	Cavity 4 [mm]	Cavity 5 [mm]
5,3	5,1	4,8	5,1	5,2

Eine perfekte Rundung kann aufgrund des gepulsten Funktionsprinzips des Lasers nicht erreicht werden. Außerdem arbeitet der zur Leistungssteuerung verwendete Shutter nur mit *5 Hz,* wodurch aufgrund langsamer Reaktion vereinzelte Laserpulse neben der geplanten Region auftreffen können. Tabelle 7.4 gibt die gemessenen Kavitätentiefen wieder. Der Kavitätenboden ist bei freihand geführtem Lasern deutlich unebener als bei gleichmäßiger Bewegung durch einen Positioniertisch. Dadurch können die Tiefenmessungen innerhalb einer Kavität von Position zu Position um wenige 100 µm variieren.

Tabelle 7.4: Ergebnis der Tiefenmessung der anhand von Navigationsinformationen erzeugten Kavitäten zur Verifizierung des Systems.

Cavity 1 [mm]	Cavity 2 [mm]	Cavity 3 [mm]	Cavity 4 [mm]	Cavity 5 [mm]
4,5	5,2	5,4	4,7	4,8

Diskussion

Das vorgestellte Verfahren ist geeignet, um die Abtragsprozesse eines Lasers zu visualisieren. Die erreichte Genauigkeit von < *1 mm* genügt für Anwendungen in der dentalen Implantologie. In den vorgestellten Versuchen zur Visualisierung des Abtrags an einem Volumenmodell wurden Kavitäten mit festem Durchmesser und einer festen Tiefe gelasert. Weiterführend müssen Untersuchungen zu unterschiedlichen Kavitätengeometrien durchgeführt werden. Um eine Reproduzierbarkeit der Versuche zu gewährleisten, wurde ein Positioniertisch verwendet.

In der Realität würde der Laser jedoch freihand geführt werden. Erste Versuche hierzu zeigten, dass das Freihandführen des Lasers nur anhand der visualisierten Daten sehr schwierig ist. Vor allem an den Kavitätenrändern kommt es, aufgrund variierender menschlicher Reaktionszeiten, häufig zum Überschreiten der Kavität. Dadurch wird auch Knochen außerhalb des geplanten Bereiches abgetragen. Das System erkennt das Überschreiten und generiert einen Warnton.

Um das Überschreiten der Kavitätenränder sicher zu verhindern und das Fertigen der Kavitäten anhand einer präoperativen Planung zu vereinfachen, wurde daher ein System mit Leistungssteuerung realisiert. Die Laserenergie wird nur dann freigegeben, wenn der Laser auf eine Stelle zielt, die abgetragen werden soll.

Die Genauigkeit der berechneten Tiefe und der Volumendarstellung hängt von der Auflösung des zugrunde liegenden Volumenmodells ab. Da die Berechnungen und Visualisierungen mit der Pulsfrequenz synchronisiert laufen, ist die Auflösung des Volumenmodells durch die zur Verfügung stehende Rechenleistung begrenzt.

Das vorgestellte Prinzip der Visualisierung des Abtrages und der erreichten Tiefe wurde für einen frei fokussierenden Laser untersucht. Neben frei fokussierenden Lasern werden in der Praxis auch Laser mit Kontaktspitze oder einem Scannersystem eingesetzt. Hierfür lässt sich das vorgestellte Prinzip ebenfalls verwenden, da diese Fälle Vereinfachungen des Falles eines frei fokussierenden Lasers darstellen. Wird ein Laser mit Scannersystem verwendet, muss zum Fertigen einer Kavität der Kavitätendurchmesser am Scannersystem eingestellt werden. Der Benutzer muss dann das Laserhandstück nur einmal anhand der Visualisierung ausrichten und in der Tiefe nachführen.

7.1.6 Setzen von Implantaten

Durch die Unterstützung des Systems soll der Chirurg in der Lage sein, mit dem Laser freihand geführt Kavitäten für Implantate zu fertigen. In diese Kavitäten sollen nach dem Gewindeschneiden mit einem klassischen Gewindeschneider Implantate eingesetzt werden.

Material und Methode

In der Planungssoftware wurden 5 Kavitäten mit einem Durchmesser von *4,5 mm* und einer Länge von 8 mm geplant. Die Dimension der Kavitäten ergibt sich aus den Abmessungen der verwendeten Implantate Friadent der Firma Dentsply. Folgende Parameter wurden verwendet:

Pulsfrequenz: *10 Hz*, Pulsenergie: *600 mJ*

Für den Versuch wurde der KaVo-Laser zusammen mit dem Navigationssystem in einem OP-Raum aufgebaut. Der Aufbau ist in Abbildung 7.18 dargestellt. Der Laserbrennpunkt wurde anhand der Navigationsinformationen möglichst gut auf die Knochenoberfläche ausgerichtet. Der Laser wurde dann in gleichmäßigen Bewegungen anhand der Darstellung in der zweidimensionalen Zielkreuzansicht kreisförmig über den Knochen bewegt.

Dabei sollte so lange gelasert werden, bis die Navigationsinformationen das Erreichen der geplanten Tiefe anzeigten und die Steuerung keine Laserpulse mehr freigab. Die dreidimensionale Anzeige der Kavität für den Materialabtrag wurde während des Lasereinsatzes mehrmals gedreht, um besser erkennen zu können, an welcher Stelle noch Material abgetragen werden muss.

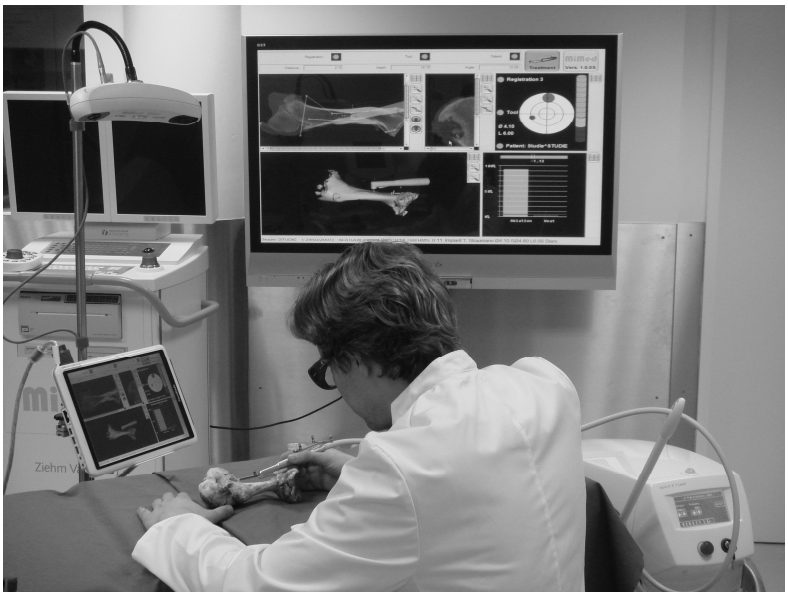


Abbildung 7.18: Versuchsaufbau für das Lasern von Kavitäten für Implantate mit navigierter Leistungssteuerung. Rechts ist der Laser zu sehen, links das Navigationssystem mit optischem Messsystem. Die Darstellungen des Navigationssystems wurden zusätzlich auf einen Plasmabildschirm ausgegeben (Stopp *et al.*, 2007d).

Nach dem Lasern der Kavitäten wurde ein manueller Gewindeschneider verwendet, um die Gewinde für die Implantate in die Kavitäten zu schneiden. Anschließend konnte das Implantat mit einer Handratsche in die Kavität eingeschraubt werden. Der Vorgang ist in Abbildung 7.19 dargestellt.

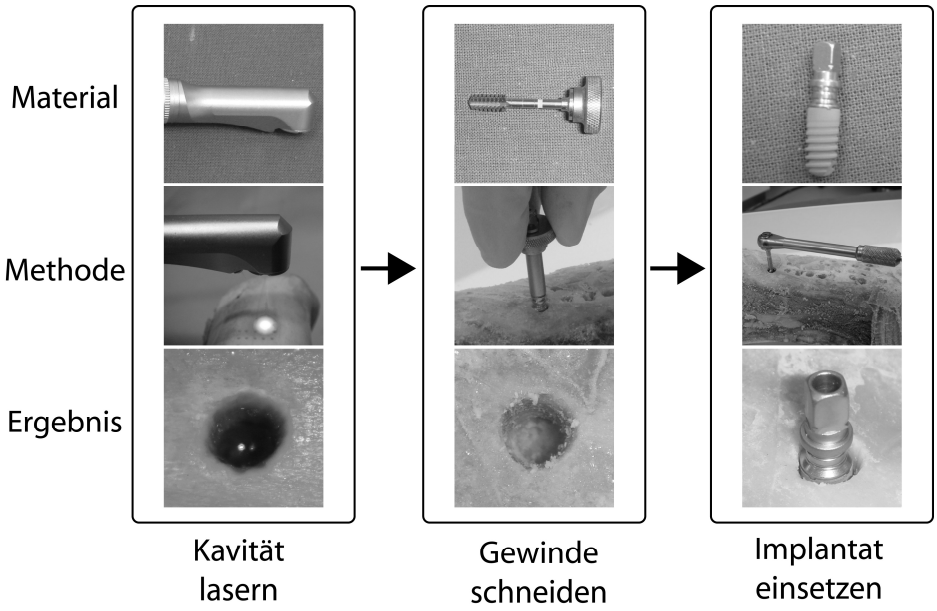


Abbildung 7.19: Vorgehen und Werkzeug zum Setzen eines Implantats in eine gelaserte Kavität.

Für das Vermessen der Lage der gesetzten Implantate relativ zu den Planungsdaten der Kavitäten wurde das vorgestellte strahlungsfreie Messverfahren eingesetzt. Dafür wurde der entwickelte Messadapter in das in die gelaserte Kavität eingesetzte Implantat eingeschraubt. Die Vermessung wurde mit dem navigierten dentalen Handstück durchgeführt.

Ergebnis

Die 5 gesetzten Implantate konnten stabil in den Knochen eingeschraubt werden. Die Anschließende Vermessung mit der optischen Messmethode zeigte eine Positionsabweichung von *0,64 mm ± 0,34 mm*. Die Winkelabweichung betrug *3,93 ° ± 1,87 °*. Die einzelnen Werte der 5 gesetzten Implantate sind in Tabelle 7.5 dargestellt.

Tabelle 7.5: Ergebnis der 5 gesetzten Implantate und der anschließenden Vermessung mit dem optischen Messsystem.

	Implantat 1	Implantat 2	Implantat 3	Implantat 4	Implantat 5	m	s
dxy [mm]	0.9	0.68	0.26	0.34	1.03	0.64	0.34
dφ [deg]	4.56	4.15	1.71	2.66	6.58	3.93	1.87

Die gelaserten Kavitäten mit eingeschnittenem Gewinde sind in Abbildung 7.20 dargestellt.

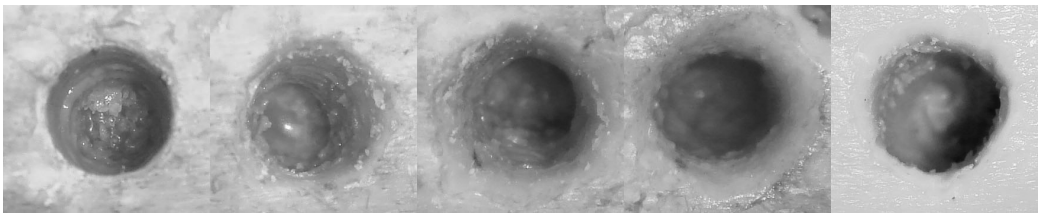


Abbildung 7.20: Gelaserte Kavitäten mit geschnittenem Gewinde für die Implantate.

Diskussion

Die erzielten Ergebnisse hinsichtlich der ermittelten Genauigkeit beim navigierten Umsetzen einer präoperativen Planung sind vergleichbar mit dem klassischen navigierten dentalen Bohrer. Der Vorteil bei dem beschriebenen Vorgehen ist jedoch die Möglichkeit des gewebeschonenden Abtrags und damit der Verkürzung der Einheilzeit. Der Nachteil besteht darin, dass das Fertigen der Kavitäten mit dem Laser mehr Zeit in Anspruch nimmt als mit den klassischen Werkzeugen. Klinische Studien und Erfahrungswerte liegen bei einem in etwa 1,3 fachen Zeitaufwand für die Fertigstellung einer Laserpräparation (Moritz *et al.*, 2005). Die Tiefe der gelaserten Kavitäten konnte bei diesem Versuch nicht ausgewertet werden, da jeweils bis in das an die Knochenschicht angrenzende Knochenmark gelasert wurde.

7.2 Eignung des Verfahrens zur Implantatvermessung

In diesem Experiment wird die Eignung des vorgestellten Messverfahrens für das strahlungsfreie dreidimensionale Vermessen der Implantatlage und der Vergleich mit der präoperativen Planung verifiziert. Dabei wird die absolute und die relative Genauigkeit ausgewertet.

Material und Methode

Für die Überprüfung der Eignung des Messverfahrens wurde ein Messkörper gefertigt. Der Messkörper verfügt über drei parallele Stifte (Pin 1-3) in einem Abstand von *10 mm* (Abbildung 7.21). Der Durchmesser der Stifte wurde an die Bohrfutteraufnahme eines dentalen Handstückes angepasst

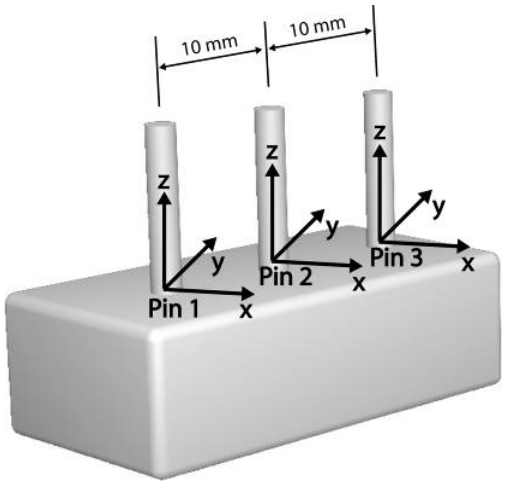


Abbildung 7.21: Messkörper mit drei parallelen Messstiften (Pin1, Pin2, Pin3) in einem Abstand von je 10 mm. Der Messkörper verfügt über eine Befestigungsmöglichkeit für den Patiententracker.

Für die Fertigung des Messkörpers wurde eine CNC-Fräse (FP2A, Fa. Deckel mit Steuerung TNC 355, Fa. Heidenhain) und eine Hochpräzisions-Drehbank (Schaublin 70, Fa. Schaublin mit Digitalanzeige Z725, Fa. RSF Elektronik) verwendet. Die Fertigungstoleranzen der Maschinen liegen unter *0,01 mm*.

An den Messkörper wird ein optischer Tracker lagestabil montiert. Dabei sind die Lagen der drei Pins auf dem Messkörper relativ zum Tracker ${}^{Pat}\mathbf{T}_{Pin1_{Constr.}}$, ${}^{Pat}\mathbf{T}_{Pin2_{Constr.}}$, ${}^{Pat}\mathbf{T}_{Pin3_{Constr.}}$ konstruktionsbedingt bekannt. Die Lage des Trackers am Messkörper kann über ${}^{Cam}\mathbf{T}_{Pat}$ relativ zum optischen Messsystem ermittelt werden (Abbildung 7.22).

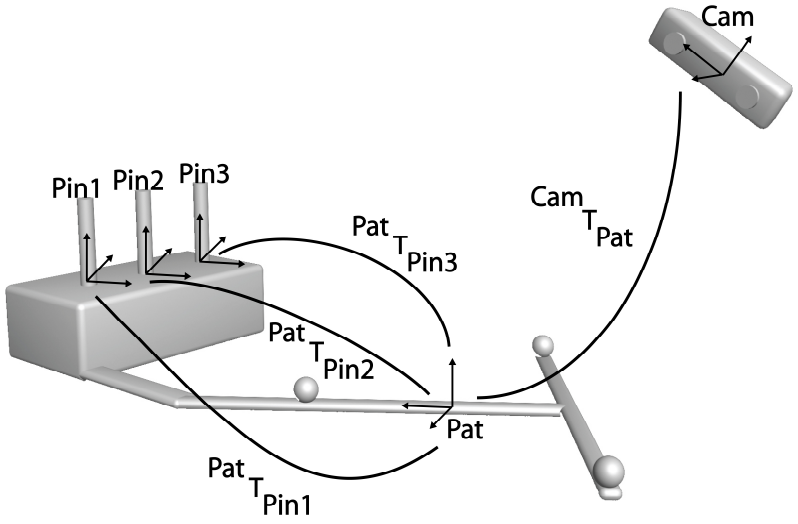


Abbildung 7.22: Messkörper mit befestigtem Patiententracker. Die Lage der Stifte des Messkörpers *Pin1, Pin2* und *Pin3* sind relativ zum Patiententracker *Pat* bekannt.

Auf die Stifte (Pin1-3) wird ein navigiertes dentales Handstück gesteckt. Das Handstück verfügt über einen Tracker. Dieser Tracker definiert das Koordinatensystem *Tool* . Aus der Kalibrierung der Bohrerachse des navigierten dentalen Handstückes ist die Lage der Bohrachse *DrillAxis* im Koordinatensystem des Handstücktrackers ${}^{Tool}\mathbf{T}_{DrillAxis}$ gegeben.

Wird das Handstück auf einen Stift gesteckt, wird angenommen, dass die Transformation von *DrillAxis* nach *Pin* der Einheitsmatrix entspricht.

$${}^{DrillAxis}\mathbf{T}_{Pin} = \mathbf{E} \tag{7.2}$$

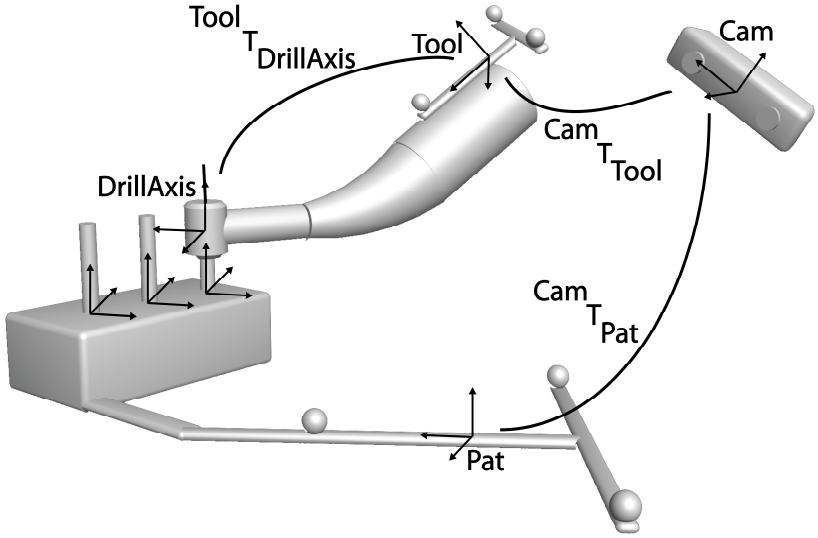


Abbildung 7.23: Vermessung des Pin3 des Messkörpers. Das Handstück wird auf den Stift (Pin 3) gesteckt. Damit kann die Lage des Stiftes zum Patiententracker vermessen werden.

Damit kann die Lage eines Stiftes über das Handstück relativ zum optischen Messsystem vermessen werden wenn das Handstück auf den Stift gesteckt ist.

$${}^{Cam}\mathbf{T}_{Pin,Meas} = {}^{Cam}\mathbf{T}_{Tool} \cdot {}^{Tool}\mathbf{T}_{DrillAxis} \cdot {}^{DrillAxis}\mathbf{T}_{Pin} \tag{7.3}$$

Über das optische Messsystem wird die Lage der Pins relativ zu dem Tracker am Messkörper vermessen (Abbildung 7.23).

$${}^{Pat}\mathbf{T}_{Pin,Meas} = \left[{}^{Cam}\mathbf{T}_{Pat} \right]^{-1} \cdot {}^{Cam}\mathbf{T}_{Pin,Meas} \tag{7.4}$$

Diese gemessene Position wird dann mit der bekannten Position des Stiftes verglichen.

$${}^{Pin,Constr}\mathbf{T}_{Pin,Meas} = \left[{}^{Pat}\mathbf{T}_{Pin,Constr} \right]^{-1} \cdot {}^{Pat}\mathbf{T}_{Pin,Meas} \tag{7.5}$$

Dabei spielt die Rotation um die z-Achse des Pin-Koordinatensystems keine Rolle, da sie von dem Winkel in dem das Handstück aufgesteckt wurde, abhängig ist. Es werden nur die Rotationen um die x-Achse und die y-Achse ausgewertet. Damit ergibt sich die Transformationsmatrix aus den Translationen in x-, y- und z-Richtung sowie aus den Rotationen um die x- und die y-Achse:

$${}^{Pin,Constr}\mathbf{T}_{Pin,Meas} = \begin{pmatrix} & {}^{Pin,Constr}\mathbf{R}_{Pin,Meas} & & {}^{Pin,Constr}\mathbf{p}_{Pin,Meas} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{7.6}$$

Der Messaufbau zu dem in Abschnitt „Verifizierung des Messverfahrens“ beschriebenen Versuch bestand aus einem Navigationssystem, einem Messkäfig und dem Messkörper.

Die Verwendung des Messkäfigs stellt die Reproduzierbarkeit der Messungen sicher. Der Messkörper kann so wiederholgenau an der gleichen Stelle im Arbeitsraum des verwendeten Messsystems Polaris Vicra (NDI, Canada) angeordnet werden. Die Genauigkeit des optischen Messsystems Vicra wird vom Hersteller in einem spezifizierten Arbeitsbereich mit *0,25 mm* RMS angegeben (Wiles *et al.*, 2004).

Abbildung 7.24: Messaufbau: Messkäfig mit oben befestigtem optischen Messsystem Polaris Vicra (NDI), unten innerhalb des Arbeitsraumes Messkörper mit montiertem Patiententracker.

Der Messkörper wird mittig in einem Abstand von ca. *900 mm* zur Kamera platziert (Abbildung 7.24). Die Kamera erreicht vor der ersten Messung nach 10 Minuten die Betriebstemperatur.

Es wurde eine Bohrachsenkalibrierung zur Ermittlung von ${}^{Tool}\mathbf{T}_{DrillAxis}$ durchgeführt. Nach der Bohrachsenkalibrierung wurde das Handstück auf den Pin 1 des Messkörpers gesteckt und stabilisiert. Danach wurden N = 100 Messwerte in einer Frequenz von *20 Hz* aufgenommen.

An jedem Stift des Messadapters werden entsprechend Abbildung 7.25 vier Messungen aus vier Richtungen durchgeführt. Die Richtung, in der ein Stift vermessen wird, wird dabei mit *Dir* bezeichnet. Zur Ermittlung der relativen Genauigkeit wird die erste Messung, *Pin1* aus *Dir1,* als Referenz verwendet.

$$ {}^{Pat}\mathbf{T}_{Reference} = {}^{Pat}\mathbf{T}_{Pin1Dir1_{Meas}} = {}^{Pat}\mathbf{T}_{Pin_{Meas}} \tag{7.7} $$

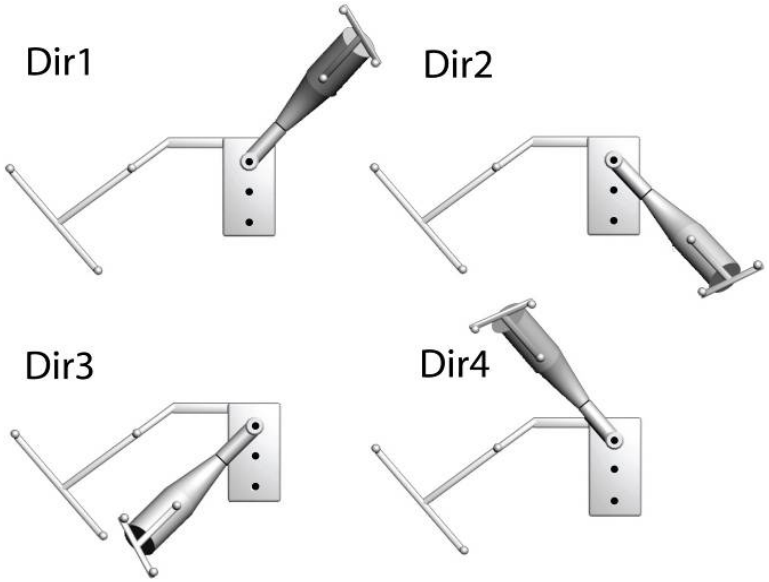


Abbildung 7.25: Vermessung eines Stiftes des Messkörpers aus vier Richtungen.

Die weiteren Messungen werden relativ dazu ermittelt.

$$ {}^{Reference}\mathbf{T}_{Pint1Dir2} = \left[{}^{Pat}\mathbf{T}_{Reference} \right]^{-1} \cdot {}^{Pat}\mathbf{T}_{Pint1Dir2,Meas} \tag{7.8} $$

Auf diese Weise werden vier Messungen für jeden Pin durchgeführt.

Es wurden jeweils der Abstand und der Winkel der Messung relativ zu der ersten Messung ermittelt. Dabei werden die Winkelabweichungen $d\varphi_x$ und $d\varphi_y$ als Eulerwinkel aus dem Rotationsanteil ${}^{Reference}\mathbf{R}_{PinDir}$ der Transformation ${}^{Reference}\mathbf{T}_{PinDir}$ berechnet.

$$ dx = {}^{Reference}\mathbf{p}_{PinDir} \cdot \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \tag{7.9} $$

$$ dy = {}^{Reference}\mathbf{p}_{PinDir} \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} \tag{7.10} $$

$$ dz = {}^{Reference}\mathbf{p}_{PinDir} \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \tag{7.11} $$

$$ dxy = \sqrt{\left({}^{Reference}\mathbf{p}_{PinDir} \cdot \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \right)^2 + \left({}^{Reference}\mathbf{p}_{PinDir} \cdot \begin{matrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{matrix} \right)^2} \tag{7.12} $$

$$ dxyz = \left| {}^{Reference}\mathbf{p}_{PinDir} \right| \tag{7.13} $$

Der Mittelwert der jeweils N=100 Werte wurde mit

$$ \overline{dx} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} dx_i \tag{7.14} $$

die Standardabweichung mit

$$s_{dx} = \sqrt{\frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N}\left(dx_i - \overline{dx}\right)^2} \tag{7.15}$$

berechnet.

Für die Verifizierung des Einflusses der Kalibrierung wurden 10 Messreihen mit jeweils neuer Kalibrierung aufgenommen. Dabei wurde jede Messreihe wie im vorigen Abschnitt „Messung der relativen Implantatpositionen“ aufgenommen. Die Mittelwerte einer Messung sind dabei jeweils die Mittelwerte für jeden Pin und jede Richtung. Für jeden Pin wurden also M = 40 Mittelwerte aus den Einzelmessungen ermittelt.

Es wurden die Abweichungen zwischen den gemessenen Implantatpositionen und den tatsächlichen Implantatpositionen ${}^{Pin_{Constr}}\mathbf{T}_{Pin_{Meas}}$ ausgewertet. Die tatsächlichen Implantatpositionen sind aus den Konstruktionsdaten bekannt.

$$dxy = \sqrt{\left({}^{Pin_{Constr}}\mathbf{p}_{Pin_{Meas}} \cdot \begin{pmatrix}1\\0\\0\end{pmatrix}\right)^2 + \left({}^{Pin_{Constr}}\mathbf{p}_{Pin_{Meas}} \cdot \begin{pmatrix}0\\1\\0\end{pmatrix}\right)^2} \tag{7.16}$$

$$dz = {}^{Pin_{Constr}}\mathbf{p}_{Pin_{Meas}} \cdot \begin{pmatrix}0\\0\\1\end{pmatrix} \tag{7.17}$$

Der Mittelwert der jeweils M = 40 Werte wurde mit

$$\overline{dxy} = \frac{1}{M}\sum_{i=1}^{M} dxy_i \tag{7.18}$$

die Standardabweichung mit

$$s_{xy} = \sqrt{\frac{1}{M-1}\sum_{i=1}^{M}\left(dxy_i - \overline{dxy}\right)^2} \tag{7.19}$$

errechnet.

Ergebnisse

Für eine Verifizierung der Genauigkeit wurden zwei Experimente durchgeführt. Dafür wurde die relative Lage der Stifte zueinander vermessen und die gemessene Lage relativ zu der wirklichen Lage der Stifte. Die Ergebnisse sind im Folgenden dargestellt.

Messung der relativen Genauigkeit

Die beiden rechten Spalten in Tabelle 7.6 stellen den Abstand zwischen der aktuell gemessenen Position und der Referenzmessung von Pin 1 in der x-y-Ebene und in allen drei Raumrichtungen dar.

Tabelle 7.6: Messung der Abstände und des Winkels der Pins auf dem Messkörper aus jeweils vier Richtungen relativ zur Referenz (Pin 1, Dir 1). Die Anzahl der jeweilig aufgenommenen Messwerte N=100. Die Spalten $\overline{dx}$, $\overline{dy}$ und $\overline{dz}$ geben die gemessene Position des Pins relativ zur Messung des Pin 1 aus Dir 1 an. Die Spalten $\overline{\varphi_x}$ und $\overline{\varphi_y}$ geben den Winkel an. Die rechten Spalten $\overline{dxy}$ und $\overline{dxyz}$ zeigen die relative Distanz des gemessenen Pins zu Pin 1 aus Dir 1 in der Ebene und in allen drei Raumrichtungen. Die Pins des Messkörpers haben einen relativen Abstand von *10 mm*.

PIN	DIR	$\overline{dx}$	s_{dx}	$\overline{dy}$	s_{dy}	$\overline{dz}$	s_{dz}	$\overline{\varphi}_x$	s_{φ_x}	$\overline{\varphi}_y$	s_{φ_y}	$\overline{dxy}$	$\overline{dxyz}$
		[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[deg]	[deg]	[deg]	[deg]	[mm]	[mm]
1	1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
1	2	0,0	0,0	-0,1	0,1	-0,3	0,2	-0,5	0,1	0,1	0,1	0,1	0,3
1	3	-0,2	0,1	-0,1	0,0	-1,1	0,1	-0,2	0,1	-0,4	0,1	0,3	1,1
1	4	0,1	0,0	0,0	0,1	0,1	0,2	0,1	0,2	0,4	0,1	0,1	0,1
2	1	6,5	0,1	-7,9	0,0	-0,2	0,2	-0,4	0,1	0,2	0,1	10,2	10,2
2	2	6,7	0,0	-7,5	0,0	-0,9	0,1	0,1	0,1	0,5	0,1	10,1	10,1
2	3	6,7	0,0	-7,8	0,0	0,0	0,1	-0,2	0,1	0,4	0,1	10,2	10,2
2	4	6,5	0,0	-7,5	0,0	0,3	0,1	0,0	0,1	0,4	0,1	9,9	9,9
3	1	12,8	0,1	-15,4	0,0	0,4	0,1	0,0	0,1	-0,3	0,1	20,0	20,0
3	2	12,9	0,0	-15,4	0,0	-0,5	0,1	-0,2	0,1	0,1	0,1	20,1	20,1
3	3	12,8	0,0	-15,5	0,0	-0,3	0,1	-0,2	0,1	-0,1	0,1	20,1	20,1
3	4	13,1	0,0	-15,3	0,1	0,1	0,1	-0,2	0,1	0,5	0,1	20,2	20,2

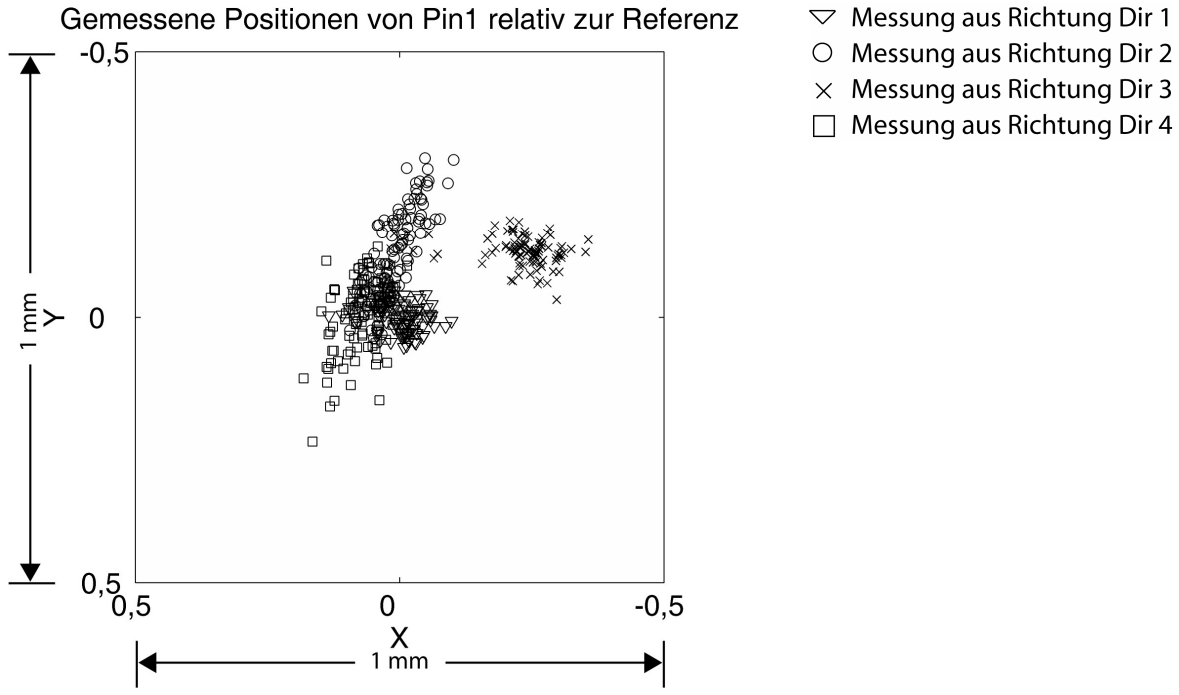


Abbildung 7.26: Jeweils N = 100 Messwerte aus den vier Richtungen für Pin 1. Die Daten sind relativ zum Mittelwert der ersten Messung (Pin 1, Dir 1) dargestellt.

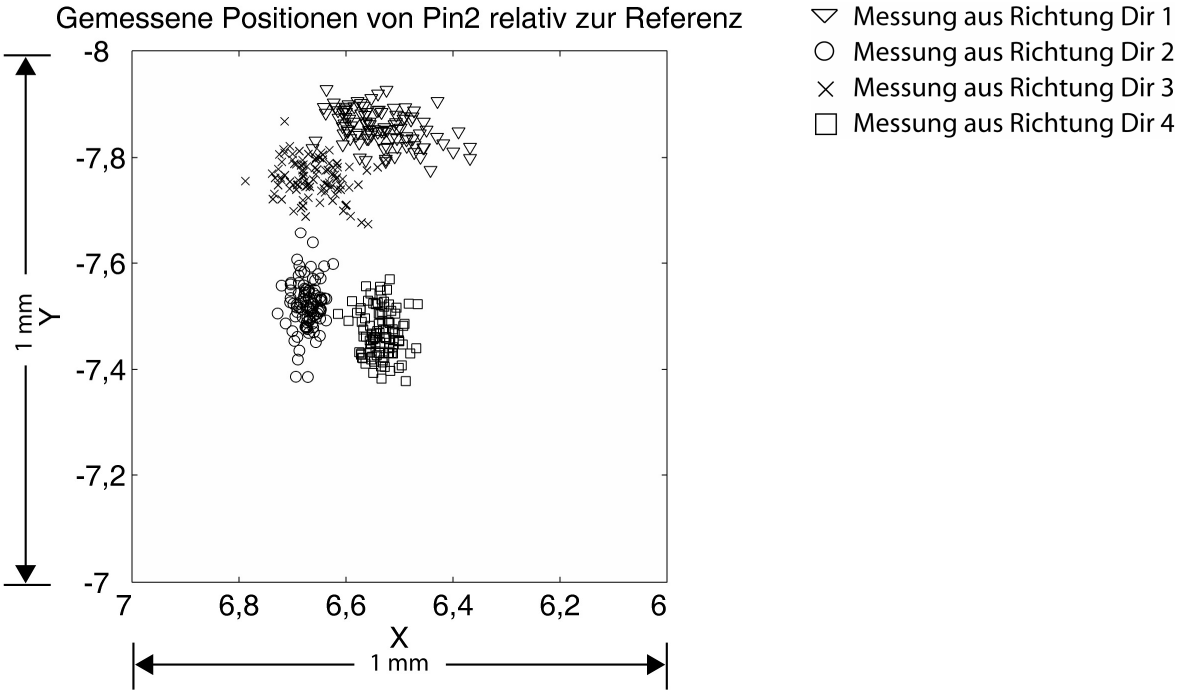


Abbildung 7.27: Jeweils N = 100 Messwerte aus den vier Richtungen für Pin 2. Die Daten sind relativ zum Mittelwert der ersten Messung (Pin 1, Dir 1) dargestellt.

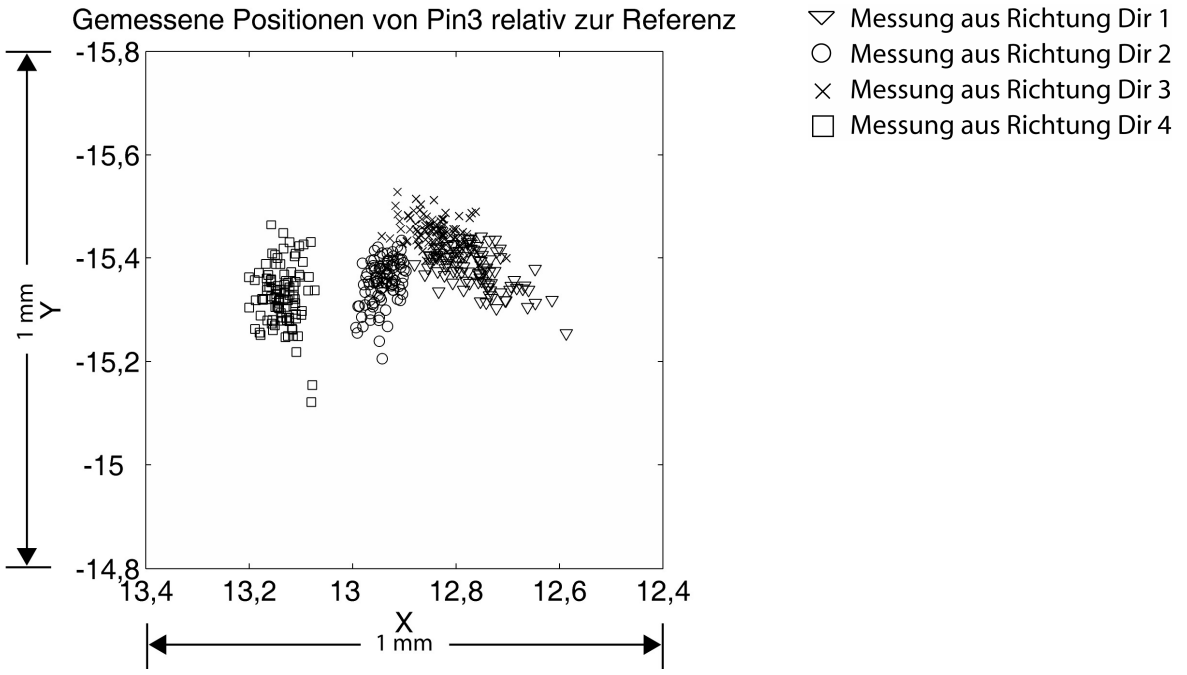


Abbildung 7.28: Jeweils N = 100 Messwerte aus den vier Richtungen für Pin 3. Die Daten sind relativ zum Mittelwert der ersten Messung (Pin 1, Dir 1) dargestellt.

Messungen der absoluten Genauigkeit mit jeweils neuer Kalibrierung

Die Messung ergab eine mittlere Abweichung in der x-y-Ebene von *0,2 mm ± 0,1 mm* (Tabelle 7.7). Die mittlere Abweichung der Messwerte in z-Richtung beträgt *0,4 mm ± 0,3 mm* (Tabelle 7.7). In Abbildung 7.29 und Abbildung 7.30 sind alle Messwerte für die 3 Pins in der horizontalen x-y-Ebene und für die Tiefe grafisch dargestellt.

In Abbildung 7.31 sind die Abweichungen der gemessenen Positionen der Stifte des Messkörpers komponentenweise zu den realen Positionen dargestellt. Auffällig sind die im Verhältnis zur horizontalen Ebene (x-y-Richtung) hohen Abweichungen in der Tiefe (z-Richtung).

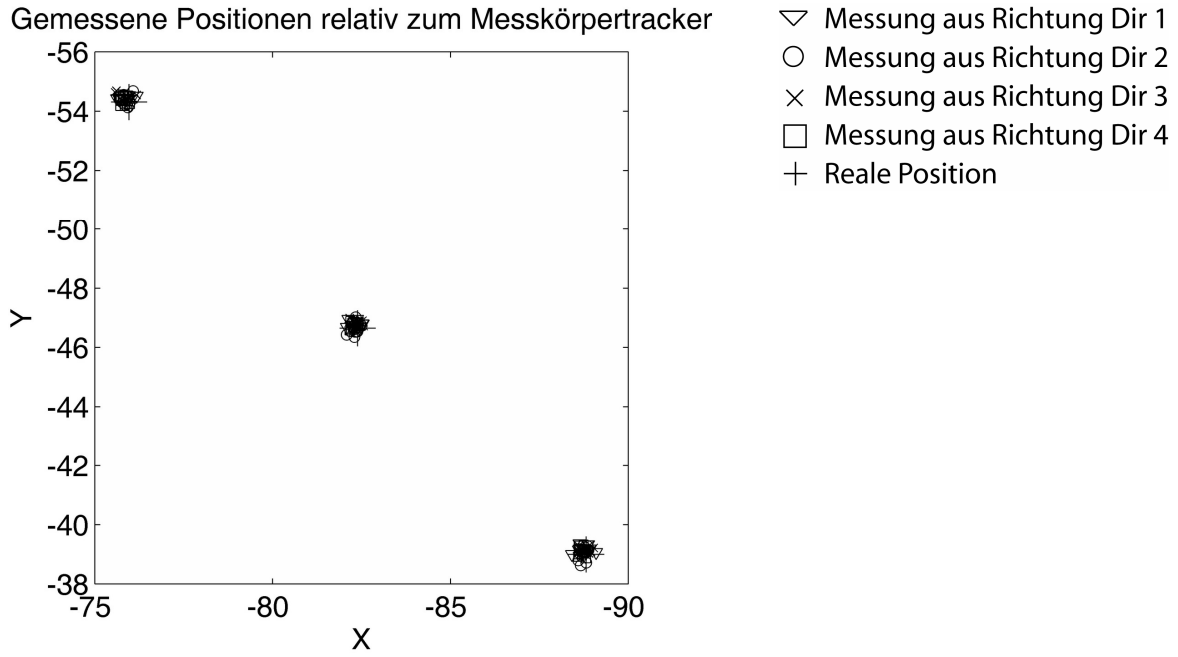


Abbildung 7.29: Mittelwerte der jeweils N = 100 Messwerte von 10 Messreihen in jeweils 4 Richtungen pro Pin (M = 40) mit jeweils neuer Kalibrierung der Bohrerachse. Die Symbole zeigen dabei die Richtung an, in der das Handstück auf dem Pin gesteckt war. Es sind die x-y-Werte für alle drei Pins dargestellt.

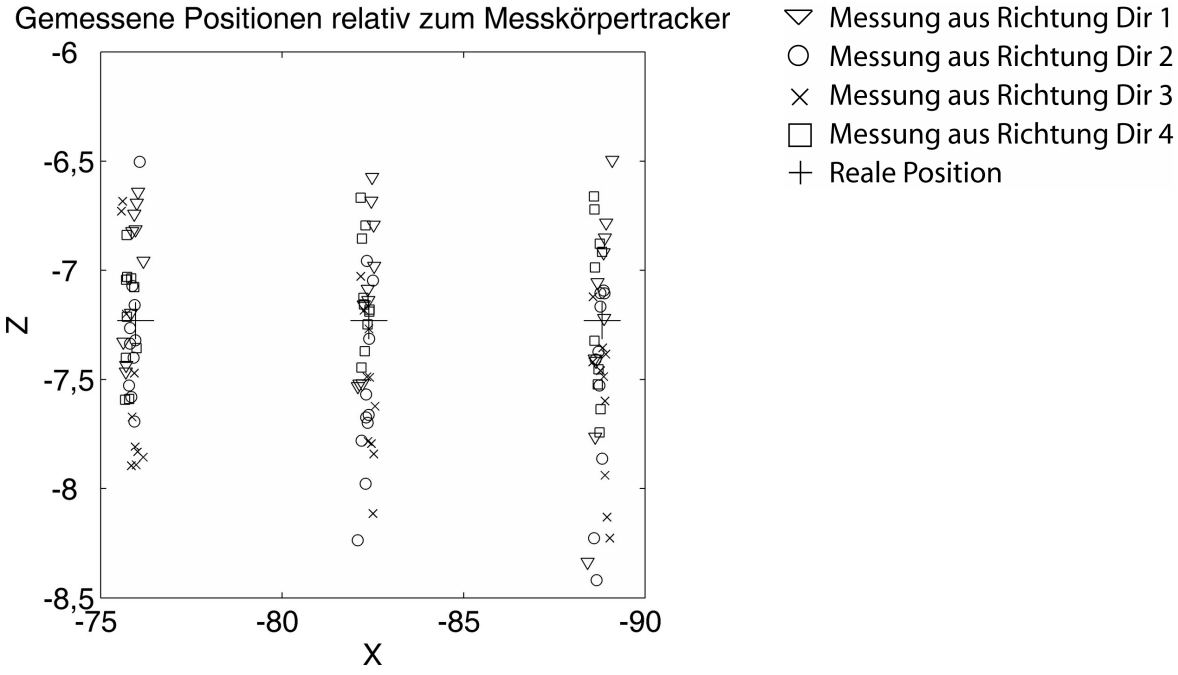


Abbildung 7.30: Mittelwerte der jeweils N = 100 Messwerte von 10 Messreihen in jeweils 4 Richtungen pro Pin (M = 40) mit jeweils neuer Kalibrierung der Bohrerachse. Die Symbole zeigen dabei die Richtung an, in der das Handstück auf dem Pin gesteckt war. Es sind die z-Werte für alle drei Pins dargestellt.

Tabelle 7.7: Darstellung der Ergebnisse für 10 Messreihen in jeweils 4 Richtungen pro Pin (Anzahl der Messwerte M = 40 je Pin). Es wurde jeweils der Abstand gemessener und tatsächlicher Implantatposition aufgetragen. Im Fall einer idealen, fehlerfreien Messung wären diese Abstände null. Aufgetragen sind dabei Mittelwert $\overline{dxy}$, Maximum dxy_{max} und Standardabweichung s_{dxy} für die x-y-Ebene, sowie Mittelwert $\overline{dz}$, Maximum dz_{max} und Standardabweichung s_{dz} für die z-Richtung. Es wurde jeweils eine neue Kalibrierung durchgeführt.

PIN	$\overline{dxy}$ [mm]	dxy_{max} [mm]	s_{dxy} [mm]	$\overline{dz}$ [mm]	dz_{max} [mm]	s_{dz} [mm]
1	0,2	0,4	0,1	0,4	1,2	0,3
2	0,2	0,4	0,1	0,3	1,0	0,2
3	0,2	0,5	0,1	0,3	0,7	0,2

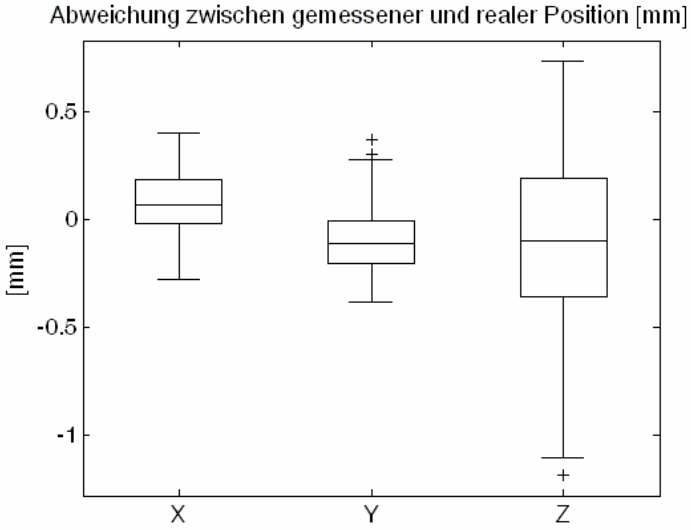


Abbildung 7.31: Abweichung der gemessenen Positionen der Stifte des Messkörpers zu den realen Positionen.

Diskussion

Das vorgestellte Verfahren kann für einen Vergleich einer präoperativ geplanten Implantatlage mit dem postoperativen Ergebnis eingesetzt werden. Das Verfahren ermöglicht die strahlungsfreie dreidimensionale postoperative Kontrolle eines Implantats.

Die erzielte Genauigkeit in der horizontalen Ebene liegt bei einer mittleren Abweichung von *0,2 mm ± 0,1 mm*. Damit ist das Verfahren gut geeignet, um eine Messung der horizontalen Implantatposition vorzunehmen.

Die mit *0,3 mm* deutlich höhere Standardabweichung in der Tiefe kann durch zwei Faktoren verursacht werden. Zum einen ist das Aufstecken des Handstückes ein manuell durchgeführter Prozess. In der x-y-Ebene ist das Handstück durch das Aufstecken auf den Pin fixiert. In z-Richtung kann es deshalb zu Ungenauigkeiten kommen. Andererseits ist die Messgenauigkeit des optischen Messsystems richtungsabhängig. Messungen in Richtung der Sichtachse des Messsystems weisen hierbei die größeren Messunsicherheiten auf (Wiles *et al.*, 2004). Diese Richtung entspricht bei dem hier verwendeten Messaufbau der z-Richtung.

Die verifizierten Genauigkeiten wurden unter Laborbedingungen ermittelt. Im klinischen Einsatz spielen weitere Fehlereinflüsse, die bei der Aufnahme der CT-Daten, beim Aufsetzen der Bissschiene und durch die automatische Patientenregistrierung entstehen, eine Rolle. Die erreichbare Gesamtgenauigkeit im klinischen Unfeld muss durch weitere Experimente untersucht werden.

Im praktischen Einsatz des Messverfahrens wird das Messsystem, ähnlich wie in dem beschriebenen Experiment, zu den optischen Messkörpern ausgerichtet. Der Benutzer wird vor dem Einsatz des Systems aufgefordert, das Messsystem mit Hilfe eines Ausrichtedialoges auf den Patienten auszurichten (Lüth und Bier, 2007). Befinden sich Patient und Handstück nicht im idealen Arbeitraum des Messsystems zeigt das System keine Informationen an und eine Vermessung kann nicht stattfinden. Die größte Messunsicherheit ergibt sich damit auch hier in der Tiefe. Für eine exakte Tiefenabschätzung kann weiterhin eine Orthopantomogramm-Aufnahme (OPG) verwendet werden.

Die Clusterung der Messwerte in Abbildung 7.26, Abbildung 7.27 und Abbildung 7.28 kann nicht durch eine Richtungsabhängigkeit der Messungen oder eine nicht ideale Kalibrierung der Bohrachse erklärt werden. Der Fehler bei der Bohrachsenkalibrierung müsste sich bei der Messung der Pins aus der jeweils gleichen Richtung gleich auswirken. Die Punktwolken sollten für die jeweilige Richtung dann bei der Messung jedes Pins ähnlich verteilt sein. Die Verteilung scheint aber eher zufällig. Eine mögliche Erklärung ist die gegebene Messgenauigkeit des verwendeten Messsystems.

Die aus der Literatur bekannten Verfahren zur dreidimensionalen Implantatvermessung beruhen auf postoperativen CT-Daten. Hierbei wird postoperativ ein CT des Patientenkiefers aufgenommen und mit den präoperativen Planungsdaten verglichen. Diese Methode wurde beispielsweise zur Verifizierung der Implantatlage nach einer bohrschablonen- (Sarment *et al.*, 2003; van Steenberghe *et al.*, 2003b) oder navigationsgestützten (Hoffmann *et al.*, 2005) Implantation eingesetzt. Für den Vergleich der CT-Daten existieren Softwarelösungen. Der Abgleich basiert hierbei auf dem so genannten „Mutual Information Algorithmus“ (Maes *et al.*, 1997; Pluim *et al.*, 2003c; Wells, III *et al.*, 1996b). Der Nachteil dieser Methode liegt vor allem in der zusätzlichen Strahlenbelastung, da anzunehmen ist, dass Strahlenbelastungen im abheilenden Gewebe ungünstige Reaktionen hervorrufen können (Strid, 1985) und die Knochenheilung gehemmt wird (Weibrich und Wagner, 2004).

7.3 Klinischer Einsatz - Vermessung der Implantatlage

Das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte System zur strahlungsfreien dreidimensionalen Vermessung der Implantatlage wurde klinisch eingesetzt. Bei dem klinischen Einsatz sollten folgende Fragestellungen geklärt werden:

- Kann das System intraoperativ eingesetzt werden?
- Ist der Messadapter für die Vermessung geeignet?
- Wie genau hält sich der Chirurg an die präoperative Planung?
- Hängt die Genauigkeit der Umsetzung der Planung von der Position im Kiefer ab?

Material und Methode

Insgesamt wurden 22 Implantate in 15 Patienten vermessen. Davon waren 11 im ersten Quadranten (Abbildung 7.32), 3 im zweiten Quadranten, 3 im dritten Quadranten und 5 im vierten Quadranten. Für die Winkelvermessung konnten zwei Messwerte nicht verwendet werden, da sich der Chirurg in diesem Fall beim Bohren absichtlich nicht an die Winkelvorgaben der Planung gehalten hat.

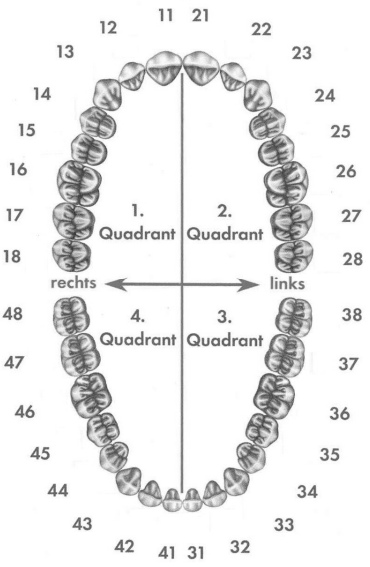
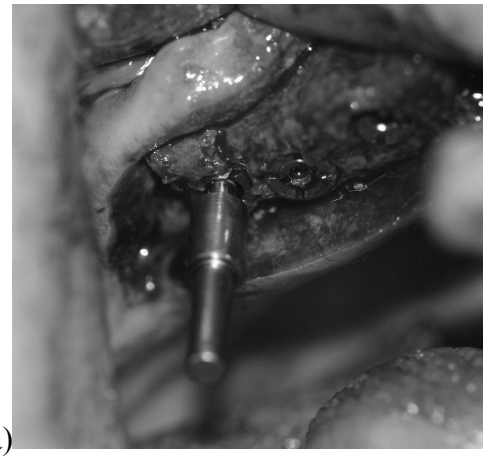


Abbildung 7.32: Kennzeichnung der Zähne und Quadranten (Hohmann und Hielscher, 2004b).

Von allen Patienten wurde präoperativ eine CT-Aufnahme erstellt. Während der CT-Aufnahmen trugen die Patienten jeweils eine individuell gefertigte Bissschiene mit Navigationsbogen. Anhand der CT-Aufnahme wurden die Lagen der zu setzenden Implantate in einer Planungssoftware geplant. Die Umsetzung der Planung erfolgte mit dem Navigationssystem. Nachdem das Implantat eingesetzt war, wurde der Messadapter registriert. Der Messadapter wurde anschließend in das Implantat eingeschraubt (Abbildung 7.33a).


a)

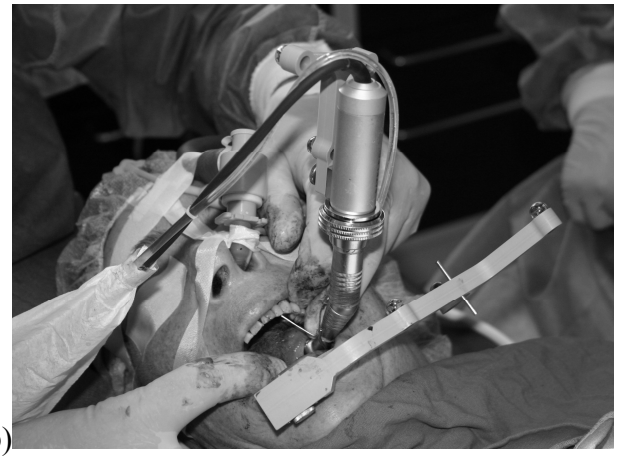

b)

Abbildung 7.33: Klinischer Einsatz: a) Der Messadapter wurde in ein gesetztes Implantat eingeschraubt. b) Auf den eingeschraubten Messadapter wurde das navigierte dentale Handstück gesteckt. Die Lage des Implantats konnte somit vermessen werden (Stopp *et al.*, 2008a).

Durch das anschließende Aufsetzen des navigierten dentalen Handstücks wurde die Messung gestartet (Abbildung 7.33b). Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Differenzen

zwischen Planung und gemessener Implantatlage wurden dem Chirurgen nach abgeschlossener Messung auf dem Bildschirm des Navigationssystems dargestellt. Für jede Messung wurden N = 100 Messwerte aufgenommen. Diese Messwerte wurden intern gespeichert und standen für die spätere genaue Auswertung zur Verfügung.

Ergebnis

Die Positionsabweichungen des gemessenen Implantats zur geplanten Position betrugen an der Implantatspitze *0,87 mm ± 0,62 mm*. Die maximale Abweichung betrug *1,97 mm*. Die Winkelabweichungen betrugen *2,88 ° ± 2,0 °* mit einer maximalen Abweichung von *6,49°*.

Die grafische Auswertung der Messwerte und der Messwertverteilung ist in Abbildung 7.34 dargestellt. Für die Positionsabweichungen wurden beim Implantieren im Unterkiefer größere Abweichungen von der Planung festgestellt. Bei der Auswertung des Winkels lagen die größten Abweichungen im 1. und 3. Quadranten (Abbildung 7.32).

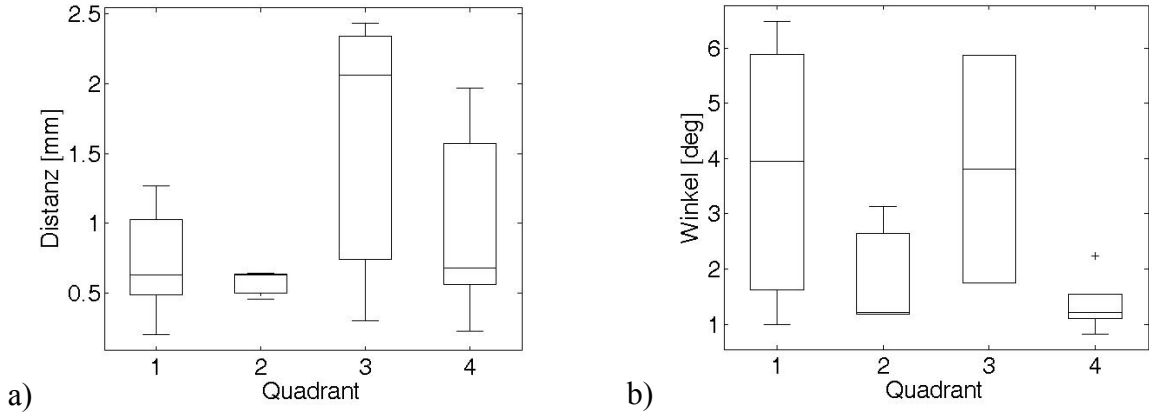


Abbildung 7.34: Auswertung der Abweichungen zwischen Planung und gemessener Implantatposition. Es wurden insgesamt 22 Implantate in 15 Patienten vermessen. Davon lagen 11 im ersten Quadranten, 3 im zweiten Quadranten, 3 im dritten Quadranten und 5 im vierten Quadranten.

Aufgrund der ungleichmäßigen Verteilung der Anzahl der Messwerte für die unterschiedlichen Kieferquadranten ist diese Aussage nicht repräsentativ und müsste an einer größeren Anzahl von Patienten, bzw. Implantaten, verifiziert werden.

8. Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein neuartiges integriertes System für die Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie und Implantologie entwickelt, das sich dadurch auszeichnet, dass es die Kavitätenfertigung für die Implantologie mit einem positionsabhängig leistungsgesteuerten Laser realisiert. Des Weiteren wurde mit dem System die anschließende strahlungsfreie Vermessung der Lage der eingesetzten Implantate erreicht. Durch die lageabhängige Abtragsvorhersage und Steuerung des medizinischen Lasers ermöglicht das System erstmals die sichere Umsetzung einer präoperativen Planung und die Tiefenkontrolle bei der Knochenbearbeitung für handgeführte Laser. Damit wird die Nutzung der Vorteile des Lasereinsatzes, wie beispielsweise das schnellere Einheilen eingesetzter Implantaten, erreicht. Des Weiteren wurde erstmals ein klinisch einsetzbares Messverfahren zur dreidimensionalen, strahlungsfreien Vermessung eingesetzter Implantate vorgestellt und im klinischen Einsatz validiert.

Zur modellbasierten Berechnung des Lasermaterialabtrags und zur Kompensation der Eigenschaften eines Lasers bei der Freihandführung werden Lageinformationen zwischen Laserhandstück und Patienten ermittelt und dem Chirurgen visualisiert. Damit kann der Chirurg erstmals den Laserbrennpunkt exakt auf die Knochenoberfläche ausrichten und somit eine optimale Behandlung gewährleisten. Basierend auf den Lageinformationen wird das Verhältnis zwischen der Energie für den Knochenabtrag und schädlicher thermischer Energie des Lasers berechnet und visualisiert. Der Ansatz der Navigation des Lasers erlaubt es dabei, die sich in Abhängigkeit von der Ausrichtung des Laser gegenüber dem Zielgewebe verändernde eingebrachte Energie anhand mathematischer Modelle zu berechnen. Mit der Energieberechnung kann der Materialabtrag abgeschätzt werden.

Für den definierten Materialabtrag mit einem handgeführten Laser bei gleichzeitiger Berücksichtigung der sich während des Knochenabtrags verändernden Knochenoberfläche wurde ein System mit zwei- und dreidimensionaler Visualisierung und lageabhängiger Leistungssteuerung entwickelt. Durch die modellbasierte Abschätzung des Materialabtrages sowie die bekannten Lageinformationen wird in einem Volumenmodell das abgetragene Material berechnet und visualisiert. Das Volumenmodell erlaubt parallel zum Lasermaterialabtrag eine Beurteilung der jeweils aktuellen Situation. Für das exakte und sichere Einhalten der Grenzen einer geplanten Geometrie und zum Schutz sensibler Strukturen wie Nerven wurde mit der Navigation auch die Steuerung der Laserleistung realisiert. Das System bietet dadurch dem Chirurgen erhebliche Vorteile, ohne dass die gewohnte Anwendung des Lasers verändert oder eingeschränkt wird.

Zur Vermessung der postoperativen dreidimensionalen Implantatlage wurde ein neuer Ansatz mit einem Messadapter und einem optischen Messsystem realisiert, bei dem auf zusätzliche Röntgenbildgebung verzichtet werden kann. Die Messung ist dabei unabhängig davon, ob der Eingriff Freihand, mit Bohrschablone oder mit Navigation, mittels Bohrer oder Laser durchgeführt wurde. Über die bekannten Planungsinformationen und Bilddaten wird die Lage des eingesetzten Implantats vermessen und dargestellt. Neben der Beurteilung und Dokumentation der dreidimensionalen Implantatlage wird der Vergleich zwischen präoperativer Planung und tatsächlichem Ergebnis erreicht. Dies erlaubt eine quantifizierbare Aussage über die Genauigkeit der Umsetzung einer präoperativen Planung ohne zusätzliche Strahlenbelastung. Das System wurde bereits zur Durchführung einer klinischen Studie eingesetzt.

Zukünftige Weiterentwicklungen auf Basis dieser Arbeit können unter anderem folgende Punkte umfassen:

- **Planung und Steuerung für Laserschnitte:** Im Rahmen dieser Arbeit wurde die Planung und Steuerung für das Laserfertigen von Kavitäten realisiert. Eine zukünftige Entwicklung könnte das Prinzip auch für die Schnittführung mit einem Laser ermöglichen. Die Grundlagen sind dabei vergleichbar. Dafür muss die Planung für das Einzeichnen von Schnittlinien erweitert werden. Des Weiteren muss das Verhalten des Lasers beim Fertigen von Schnittlinien experimentell untersucht werden, da zu erwarten ist, dass sich das Verhalten von dem beim Kavitätenfertigen unterscheidet.

- **Mathematische Modellierung des Laserabtrags:** Das verwendete mathematische Modell zur Berechnung des Materialabtrags ist entscheidend für die erreichbare Genauigkeit des Systems. Das gegenwärtig verwendete Modell beinhaltet dabei zahlreiche Vereinfachungen, die zu Abweichungen zwischen reellem und berechnetem Abtrag führen. Durch genauere Kenntnis über die Laserparameter (zeitliches, räumliches Pulsprofil, Divergenzwinkel, Fokusabstand) könnten realitätsnahere Berechnungen erreicht werden.

- **Volumenmodell mit höherer Auflösung:** Eine Verbesserung der Genauigkeit der Berechnung des Laserabtrags lässt sich durch Erhöhung der Auflösung des Volumenmodells erreichen. Die Auflösung des Volumenmodells ist wiederum durch die zur Verfügung stehende Rechenleistung begrenzt. Die Auslagerung der Berechnung auf eine Grafikkarte könnte dabei eine höhere Auflösung des Modells und damit eine höhere Systemgenauigkeit ermöglichen. Allerdings wird die Erhöhung der Auflösung auch durch die weitergehende Entwicklung der Computerleistung erreicht.

- **Steuerung der Laserleistung:** Der derzeitig für die Steuerung des Lasers eingesetzte mechanische Shutter kann nur mit einer relativ geringen Frequenz von ca. *5 Hz* betrieben werden. Die Messdaten des optischen Messsystems werden jedoch mit einer Frequenz von *20 Hz* ausgewertet. Durch die Verwendung eines schnelleren Shutters kann die Reaktionsgeschwindigkeit des Systems erhöht werden.

- **Adaption des Messverfahrens für weitere Implantathersteller:** Das entwickelte Messverfahren für die Vermessung der Implantatlage wurde für einen Implantathersteller realisiert. Für den Einsatz des Systems für weitere Hersteller müssen entsprechende Messadapter entwickelt werden.

9. Anhang - Notation

Nachfolgend ist die in dieser Arbeit verwendete Notation für Matrizen, Vektoren und Skalare dargestellt. Die Notation richtet sich nach der Beschreibung von Lüth (Lüth, 2006).

Skalare Größen werden mit Kursivbuchstaben, Matrizen und Vektoren mit fetten Buchstaben dargestellt. Für Matrizen werden Großbuchstaben verwendet. Zusätzlich werden Basis und Ziel von homogenen Transformationsmatrizen kursiv und klein links oben bzw. rechts unten dargestellt. Vektoren erhalten links oben das Bezugssystem. Für 4x4-Transformationsmatrizen wird der Buchstabe **T** und für 3x3-Rotationsmatrizen **R** verwendet. Die Einheitsmatrix wird mit **E** bezeichnet. Basisvektoren des Rotationsanteils von Transformationsmatrizen ${}^{cam}\mathbf{T}_{pat}$ werden mit Basis, Ziel und der Komponente, z.B. für die *x*-Komponente ${}^{cam}\mathbf{e}_{x}$, dargestellt. Der Translationsanteil hingegen wird mit ${}^{cam}\mathbf{p}_{pat}$ bezeichnet.

Tabelle 9.1: Verwendete Notation.

Darstellung	Notation	Bedeutung
Homogene 4x4 Transformationsmatrix	${}^{bks}\mathbf{T}_{zks}$	Transformation vom Koordinatensystem *bks* nach Koordinatensystem *zks*
3x3 Rotationsmatrix	${}^{bks}\mathbf{R}_{zks}$	Rotation vom Koordinatensystem *bks* nach Koordinatensystem *zks*
Vektor	${}^{bks}\mathbf{p}_{zks}$	Vektor vom Punkt *bks* nach *zks*
x-Achse einer homogenen 4x4 Matrix	${}^{bks}\mathbf{e}_{x}$	x-Achse im Koordinatensystem *bks*.
y-Achse einer homogenen 4x4 Matrix	${}^{bks}\mathbf{e}_{y}$	y-Achse im Koordinatensystem *bks*.
z-Achse einer homogenen 4x4 Matrix	${}^{bks}\mathbf{e}_{z}$	z-Achse im Koordinatensystem *bks*.

10. Literatur

Afilal, S. (2004): Ablationsmechanismen von biologischem Hartgewebe bei Bestrahlung mit kurzgepulsten CO2-Lasern, Dissertation an der Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf.

Afilal, S., Ivanenko, M., Werner, M., Hering, P. (2003): Osteotomie mit 80 µs CO_2-Laserpulsen, Biotechnik / Medizintechnik 231, 17 pp. 164-169.

Albrecht, H., Rohde, E., Zgoda, F., & Müller, G. (2007): Lasersysteme in *Medizintechnik.*, R. Kramme (Ed.). Springer-Medizin-Verlag, Heidelberg, pp. 407-426.

Albrektsson, T. (1985): Knochengewebsreaktion in *Gewebeintegrierter Zahnersatz, Osseointegration in klinischer Zahnheilkunde*, P. I. Brånemark, G. A. Zarb, & T. Albrektsson (Eds.). Quintessenz, Berlin, pp. 129-143.

Albrektsson, T., Eriksson, A. (1985): Thermally induced bone necrosis in rabbits: relation to implant failure in humans, Clin.Orthop.Relat Res. (195) pp. 311-312.

Allan, W., Williams, E. D., Kerawala, C. J. (2005): Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws, Br.J.Oral Maxillofac.Surg., 43 (4) pp. 314-319.

Apel, C., Franzen, R., Meister, J., Sarrafzadegan, H., Thelen, S., Gutknecht, N. (2002): Influence of the pulse duration of an Er:YAG laser system on the ablation threshold of dental enamel, Lasers Med.Sci., 17 (4) pp. 253-257.

Attrill, D. C., Davies, R. M., King, T. A., Dickinson, M. R., Blinkhorn, A. S. (2004): Thermal effects of the Er:YAG laser on a simulated dental pulp: a quantitative evaluation of the effects of a water spray, J Dent., 32 (1) pp. 35-40.

Bauer, H. (1991): Laser als Strahlungsquelle in *Lasertechnik, Grundlagen und Anwendungen*, H. Bauer (Ed.). Vogel Verlag und Druck, pp. 53-104.

Bäuerle, D. (1996a): Lasers, Experimental Aspects, Spatial Confinement in *Laser Processing and Chemistry*, Second Edition edn, D. Bäuerle (Ed.). Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, pp. 73-87.

Bäuerle, D. (1996b): Modelling of Pulsed-Laser Ablation in *Laser Processing and Chemistry*, D. Bäuerle (Ed.). Springer, pp. 209-228.

Benington, I. C., Biagioni, P. A., Briggs, J., Sheridan, S., Lamey, P. J. (2002): Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation, Clin.Oral Implants.Res., 13 (3) pp. 293-297.

Berlien, H., Dörschel, K., & Müller, G. (1991): Laser in der Medizin in *Biomedizinische Technik 4, Medizinische Sondergebiete*, H. Hutten (Ed.). Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, pp. 89-112.

Bongartz, J., Buzug, T. M., Hering, P., Ivanenko, M., Hartmann, U., Holz, D., Ruhlmann, J., Schmitz, G., Wahl, G., Pohl, Y. (2004): Sound- and Image-Guided Dental Laser Intervention, Biomedizinische Technik, 49 pp. 96-97.

Bornstein, E. (2004): Proper use of Er:YAG lasers and contact sapphire tips when cutting teeth and bone: scientific principles and clinical application, Dent.Today, 23 (8) pp. 84-89.

Buch, R., Weibrich, G., Wagner, W. (2003): Erfolgskriterien in der implantologie, Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, 7 (1) pp. 42-46.

Buzug, T. M., Bongartz, J., Hering, P., Ivanenko, M. (2004a): Navigation Concept for Image-Guided Laser Surgery, in Mechatronics & Robotics 2004, pp. 1403-1408.

Buzug, T. M., Hering, P., Bongartz, J., Ivanenko, M. (2004b): A Novel Navigation Principle in Computer Assisted Surgery, in International Conference of the IEEE EMBS, San Francisco, USA, pp. 3132-3135.

Casap, N., Wexler, A., Lustmann, J. (2004a): Image-guided navigation system for placing dental implants, Compend.Contin.Educ.Dent., 25 (10) pp. 783-4, 786, 788.

Casap, N., Wexler, A., Persky, N., Schneider, A., Lustmann, J. (2004b): Navigation surgery for dental implants: assessment of accuracy of the image guided implantology system, J Oral Maxillofac.Surg., 62 (9 Suppl 2) pp. 116-119.

Cavalcanti, B. N., Lage-Marques, J. L., Rode, S. M. (2003): Pulpal temperature increases with Er:YAG laser and high-speed handpieces, J.Prosthet.Dent., 90 (5) pp. 447-451.

Chacon, G. E., Bower, D. L., Larsen, P. E., McGlumphy, E. A., Beck, F. M. (2006): Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization, J.Oral Maxillofac.Surg., 64 (2) pp. 265-269.

Charlton, A., Dickinson, M. R., King, T., Freemont, A. (1990): Erbium-YAG and Holmium-YAG Laser Ablation of Bone, Lasers in Medical Science, 5 (4) pp. 365-373.

Davidson, S. R., James, D. F. (2003): Drilling in bone: modeling heat generation and temperature distribution, J.Biomech.Eng, 125 (3) pp. 305-314.

Deppe, H., Horch, H. H. (2007): Laser applications in oral surgery and implant dentistry, Lasers Med.Sci., 22 (4) pp. 217-221.

Dörschel, K. (2003a): "Thermal" and "Non-Thermal" Effects on Tissues in *Applied Laser Medicine*, H. Berlien & G. Müller (Eds.). Springer, pp. 119-123.

Dörschel, K. (2003b): Laser Design in *Applied Laser Medicine*, H. Berlien & G. Müller (Eds.). Springer, pp. 11-18.

Dörschel, K. (2003c): Laser Radiation in *Applied Laser Medicine*, H. Berlien & G. Müller (Eds.). Springer, pp. 19-21.

Eichler, J., Dünkel, L., Eppich, B. (2004): Die Strahlqualität von Lasern, Laser Technik Journal, 1 (2) pp. 63-66.

el-Montaser, M., Devlin, H., Dickinson, M. R., Sloan, P., Lloyd, R. E. (1999): Osseointegration of titanium metal implants in erbium-YAG laser-prepared bone, Implant.Dent., 8 (1) pp. 79-85.

Engel, D., Pernozzoli, A., Schorr, O., Brief, J., Heurich, T., Raczkowsky, J., Hassfeld, S., Woern, H., Muehling, J. (2002): Evaluation of a Computer Aided Planning and Surgical Robot System for Craniofacial Surgery, in CARS 2002, Springer, p. 1080.

Engel, D., Raczkowsky, J., Wörn, H. (2001): RobaCKa: Ein Robotersystem für den Einsatz in der Chirurgie, in Rechner- und sensorgestützte Chirurgie 2001, pp. 279-286.

Engelhardt, A. & Bimberg, D. (1972): Osteotomie mit dem Lasers in *Laser und Elektrooptik 3*, pp. 54-57.

Eriksson, R. A., Albrektsson, T. (1984): The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber, J Oral Maxillofac.Surg., 42 (11) pp. 705-711.

Forrer, M., Frenz, M., Romano, V., Altermatt, H. J., Weber, H. P., Silenok, A., Istomyn, M., Konov, V. I. (1993): Bone-ablation mechanism using CO2 lasers of different pulse duration and wavelength, Applied Physics B: Lasers and Optics, 56 (2) pp. 104-112.

Frank, F. & Wondrazek, F. (2003): Erbium:YAG laser in *Applied Laser Medicine*, H. Berlien & G. Müller (Eds.). Springer, pp. 45-49.

Frentzen, M., Gotz, W., Ivanenko, M., Afilal, S., Werner, M., Hering, P. (2003): Osteotomy with 80-micros CO2 laser pulses--histological results, Lasers Med.Sci., 18 (2) pp. 119-124.

Fried, N. M., Fried, D. (2001): Comparison of Er:YAG and 9.6-microm TE CO(2) lasers for ablation of skull tissue, Lasers Surg.Med., 28 (4) pp. 335-343.

Gannot, I., Calderon, S., Ertl, T., Tscheppe, J., Dror, J., Mueller, G., Croitoru, N. (1994): The Use of Er-YAG and CO_2 Laser in Implant Exposure- An In-Vitro Study, Lasermedizin, 10 pp. 165-168.

Gertzbein, S. D., deDemeter, D., Cruickshank, B., Kapasouri, A. (1981): The effect of laser osteotomy on bone healing, Lasers Surg.Med., 1 (4) pp. 361-373.

Gori, F. (1994): Flattened gaussian beams, Optics Communications, 107 (5-6) pp. 335-341.

Helfmann, J. (2003): Thermal Effects in *Applied Laser Medicine*, H. Berlien & G. Müller (Eds.). Springer, Berlin, Heidelberg, pp. 111-117.

Hoffmann, J., Westendorff, C., Gomez-Roman, G., Reinert, S. (2005): Accuracy of navigation-guided socket drilling before implant installation compared to the conventional freehand method in a synthetic edentulous lower jaw model, Clin.Oral Implants.Res., 16 (5) pp. 609-614.

Hoffmann, J., Westendorff, C., Troitzsch, D., Ernemann, U., Reinert, S. (2004): Image-guided navigation for the control interstitial laser therapy of vascular malformations in the head and neck region, Biomed.Tech.(Berl), 49 (7-8) pp. 199-201.

Hohmann, A. & Hielscher, W. (2004a): Physiologie der Unterkieferbewegung in *Lehrbuch der Zahntechnik; Band 1; Anatomi, Kieferorthopädie*, A. Hohmann & W. Hielscher (Eds.). Quintessenz Verlags GmbH, pp. 198-239.

Hohmann, A. & Hielscher, W. (2004b): Zahntechnischer Behandlungsbereich in *Lehrbuch der Zahntechnik; Band 1; Anatomi, Kieferorthopädie*, A. Hohmann & W. Hielscher (Eds.). Quintessenz Verlags GmbH, pp. 12-33.

Horch, H. (1983): *Osteotomie und Anwendungsmöglichkeiten des Lasers in der oralen Weichteilchirurgie. Eine tierexperimentelle und klinische Studie*. Quintessenz, Berlin.

Horch, H. H. & Deppe, H. (2007): Laseranwendungen im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich in *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie*, 4 edn, H. H. Horch (Ed.). Elsevier, pp. 797-820.

Hossain, M., Yamada, Y., Nakamura, Y., Murakami, Y., Tamakiund, Y., Matsumoto, K. (2002): A study on surface roughness and microleakage test in cavities prepared by Er:YAG laser irradiation and etched bur cavities, Lasers in Medical Science, 18 (1) pp. 25-31.

Ivanenko, M., Hering, P. (1998): Wet bone ablation with mechanically Q-switched high-repetition-rate CO2 laser, Applied Physics B: Lasers and Optics, 67 pp. 395-397.

Ivanenko, M., Sader, R., Afilal, S., Werner, M., Hartstock, M., von, H. C., Milz, S., Erhardt, W., Zeilhofer, H. F., Hering, P. (2005a): In vivo animal trials with a scanning CO2 laser osteotome, Lasers Surg.Med., 37 (2) pp. 144-148.

Ivanenko, M., Werner, M., Afilal, S., Klasing, M., Hering, P. (2005b): Ablation of Hard Bone Tissue with pulsed CO2 Lasers, Medical Laser Applications, 20 (1) pp. 13-23.

Jochum, R. M., Reichart, P. A. (2000): Influence of multiple use of Timedur-titanium cannon drills: thermal response and scanning electron microscopic findings, Clin.Oral Implants.Res., 11 (2) pp. 139-143.

Kah, R., Hildebrand, D., Schermeier, O. (2002): Implantatnavigation - Ein ausgereiftes System in der klinischen Anwendung., DZW-Spezial 05/02 pp. 13-17.

Kah, R., Hildebrandt D., Kelin, M., Foitzik, M., Lüth, T., Bier, J. (2003): Combination of implant navigation with laser surgery, in Curac 2003.

Kneissler, M. (2005): Ein System mit positionsabhängiger Leistungssteuerung für das manuelle Fräsen in der Chirurgie*,* Fortschrittberichte VDI, VDI Verlag.17 (253)

Koulechov, K. (2006): Leistungssteuerung von chirurgischen Instrumenten in der Kopf-Chirurgie*,* Fortschrittberichte VDI, VDI Verlag.17 (262)

Kowalyk, K. & Myers, M. J. (1995): Dental laser apparatus and method for treating tooth decay, US5456603 (patent).

Latham, W., Kar, A., Luxon, J., Bakken, D., Roychoudhuri, C., & Ready, J. (2001): Optics and Optical Systems in *LIA Handbook of Laser Materials Processing*, J. Ready & D. Farson (Eds.). Magnolia Publishing Inc., pp. 91-108.

Levy, G. (1999): Dental and medical procedures employing laser radiation, US5885082 (patent).

Lewandowski, R. (2006): Laser- und Navigationsgestützte orale Implantologie Eine Literaturanalyse, Dissertation an der Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie der Technischen Universität München Klinikum rechts der Isar

Lorensen, W. E. und Cline, H. E. (1987): Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm, in International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, 4 edn, ACM Press, pp. 163-169.

Lüth, T. (2006): Modelle und Grundlagen zur Navigation in *Manuskript zur Vorlesung "Automatisierungstechnik in der Medizin" an der TU-München*, T. Lüth (Ed.), pp. 35-108.

Lüth, T. & Bier, J. (2007): Neue Technologien in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie in *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie*, 4 edn, H. H. Horch (Ed.). Elsevier, pp. 37-56.

Lüth, T., Bier, J., Bier, A., & Hein, A. (2001): Verfahren und Gerätesystem zum Materialabtrag oder zur Materialbearbeitung, DE 101 17 403 C2 (patent).

Lüth, T. & Schermeier, O. (2002): Verfahren und System zum automatisierten Einmessung von Handstücken und Werkzeugen in der Medizin, DE 101 15 170 B4 (patent).

Maes, F., Collignon, A., Vandermeulen, D., Marchal, G., Suetens, P. (1997): Multimodality image registration by maximization of mutual information, IEEE Trans.Med.Imaging, 16 (2) pp. 187-198.

Majaron, B., Šuštercic, D., Lukac, M., Skaleric, U., Funduk, N. (1998): Heat diffusion and debris screening in Er:YAG laser ablation of hard biological tissues, Applied Physics B: Lasers and Optics, 66 (4) pp. 479-487.

McDermott, N. E., Chuang, S. K., Woo, V. V., Dodson, T. B. (2003): Complications of Dental Implants: Identification, Frequency, and Assosiated Risk Factors, The International Journal ofOral & Maxillofacial Implants, 18 (6) pp. 848-855.

Meister, J., Apel, C., Franzen, R., Gutknecht, N. (2003): Influence of the spatial beam profile on hard tissue ablation. Part I: Multimode emitting Er:YAG lasers, Lasers Med.Sci., 18 (2) pp. 112-118.

Meister, J., Franzen, R., Apel, C., Gutknecht, N. (2004): Influence of the spatial beam profile on hard tissue ablation, part II: pulse energy and energy density distribution in simple beams, Lasers Med.Sci., 19 (2) pp. 112-118.

Meyer, U., Wiesmann, H. P., Runte, C., Fillies, T., Meier, N., Lueth, T., Joos, U. (2003): Evaluation of accuracy of insertion of dental implants and prosthetic treatment by computer-aided navigation in minipigs, Br.J.Oral Maxillofac.Surg., 41 (2) pp. 102-108.

Mitra, T. (2002): Ablation biologischen Hartgewebes mit gepulsten IR-Lasern, Dissertation an der Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät der Universität Düsseldorf.

Moritz, A., Schoop, U., Straßl, M., & Wintner, E. (2005): Lasergestützte Kavitätenpräparation in *Orale Lasertherapie*, A. Moritz et al. (Eds.). Quintessenz, Berlin, pp. 75-138.

Neev, J. (2002): Method and apparatus for high precision variable rate material, removal and modification, US6482199 (patent).

Nuss, R. C., Fabian, R. L., Sarkar, R., Puliafito, C. A. (1988): Infrared laser bone ablation, Lasers Surg.Med., 8 (4) pp. 381-391.

Ohmi, M., Tanizawa, M., Fukunaga, A., Haruna, M. (2006): In-situ Observation of Tissue Laser Ablation Using Optical Coherence Tomography, Optical and Quantum Electronics, 37 (13-15) pp. 1175-1183.

Olivier, W. (2003): Computernavigierte Implantatinsertion mit dem Er:YAG-Laser, ZMK, 19 (11) pp. 1-3.

Palti, A. (2003): Zukunfschancen der 3-D-Computer: Navigation in der Implantologie, Implantologie Journal, 2 pp. 6-12.

Peters, H., Kahrs, L., Knoop, H., Wörn, H. (2004): Erweiterung des Chirurgierobotersystems „RobaCKa", in Automed 2004.

Pluim, J. P., Maintz, J. B., Viergever, M. A. (2003b): Mutual-information-based registration of medical images: a survey, IEEE Trans.Med.Imaging, 22 (8) pp. 986-1004.

Pluim, J. P., Maintz, J. B., Viergever, M. A. (2003c): Mutual-information-based registration of medical images: a survey, IEEE Trans.Med.Imaging, 22 (8) pp. 986-1004.

Pluim, J. P., Maintz, J. B., Viergever, M. A. (2003a): Mutual-information-based registration of medical images: a survey, IEEE Trans.Med.Imaging, 22 (8) pp. 986-1004.

Rätzer-Scheibe, A., Klasing, M., Werner, M., Ivanenko, M., & Hering, P. (2005): Akustische Kontrolle der Knochenablation mit kurzgepulsten CO2-Lasern in *Aktuelle Methoden der Laser- und Medizintechnik*. VDE-Verlag, Berlin, pp. 281-286.

Raulin, C., Greve, B. (2003): *Laser und IPL-Technologie in der Dermatologie und Ästhetischen Medizin*. Schattauer.

Rupprecht, S., Tangermann, K., Kessler, P., Neukam, F. W., Wiltfang, J. (2003): Er:YAG laser osteotomy directed by sensor controlled systems, J.Craniomaxillofac.Surg., 31 (6) pp. 337-342.

Rupprecht, S., Tangermann-Gerk, K., Wiltfang, J., Neukam, F. W., Schlegel, A. (2004): Sensor-based laser ablation for tissue specific cutting: an experimental study, Lasers Med.Sci., 19 (2) pp. 81-88.

Sarment, D. P., Sukovic, P., Clinthorne, N. (2003): Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide, Int.J.Oral Maxillofac.Implants., 18 (4) pp. 571-577.

Schermeier, O. (2001): Ein Navigationssystem für die dentale Implantologie, Technische Universität Berlin Fortschrittsberichte VDI, VDI Verlag.17 (227)

Schermeier, O., Lueth, T., Glagau, J., Szymanski, D., Tita, R., Hildebrand, D., Klein, M., Nelson, K., Bier, J. (2002): Automatic patient registration in computer assisted maxillofacial surgery, Stud.Health Technol.Inform., 85 pp. 461-467.

Schermeier, O., Lüth, T. (2002): Methoden und Verfahren zur Navigation in der dentalen Implantologie, at- Automatisierungstechnik, 6 pp. 253-261.

Schermeier, O., Tita, R., Glagau, J., Hildebrand, D., Klein, M., Bier, J., Tita, R. (2001): Navigierte Insertion von Dentalimplantaten mit dem Behandlungssystem RoboDent, in Automed 2001.

Schwarz, F., Olivier, W., Herten, M., Sager, M., Chaker, A., Becker, J. (2007): Influence of implant bed preparation using an Er:YAG laser on the osseointegration of titanium implants: a histomorphometrical study in dogs, J Oral Rehabil., 34 (4) pp. 273-281.

Siebert, W. (2003): Laser Application in Orthopedic Medicine in *Applied Laser Medicine*, H. Berlien & G. Müller (Eds.). Springer, Berlin, Heidelberg, New York, pp. 585-597.

Solar, P., Gahleitner, A. (1999): Dental-CT zur Planung chirurgischer Eingriffe, Der Radiologe, 39 (12) pp. 1051-1063.

Steiner, R., Keller, U., & Hibst, R. (1990): Process for destroying and removing material from teeth, WO9011728A (patent).

Stern, R. H., Sognnaes, R. F. (1965): Laser effect on dental hard tissues: A preliminary report, J South.Calif.Dent.Assoc., 33 pp. 17-19.

Stock, K., Hibst, R., Keller, U. (1997): Comparison of Er:YAG and Er:YSGG laser ablation of dental hard tissues, Frederic Laffitte et al., eds., pp. 88-95.

Stopp, S., Deppe, H., Lueth, T. (2007a): A new concept for navigated laser surgery, Lasers Med.Sci., in print.

Stopp, S., Deppe, H., Lüth, T. (2007b): Model and navigation based laser ablation of bone, in Computer Assisted Radiology and Surgery CARS 2007, 1 edn, H. U. Lemke et al., eds., Springer, p. 479.

Stopp, S., Koulechov, K., Deppe, H., Lüth, T. (2006): Neues Verfahren zur automatischen Untersuchung von optischen Trackergeometrien für die Dentale Implantologie, in Gemeinsame Jahrestagung der Deutschen, Österreichischen und Schweizerischen Gesellschaft für Biomedizinische Technik BMT, Zürich 6.-9. September 2006.

Stopp, S., Koulechov, K., Szymanski, D., Adolphs, N., Lüth, T. (2005): A system for navigated and power controlled remove of bone and the first clinical application, in CasH, 258 edn, VDI Verlag, p. 9.

Stopp, S., Lüth, T. (2007): Ein neues Verfahren zur bildfreien Kontrolle der postoperativen Genauigkeit navigiert gesetzter Implantate, Biomed.Tech.(Berl), 52 (3) pp. 234-242.

Stopp, S., Maier, T., Lüth, T. (2008a): Neue Verfahren in der computergestützten dentalen Implantologie, Der MKG-Chirurg, accepted fullpaper.

Stopp, S., Svejdar, D., Deppe, H., Lueth, T. (2007c): A new method for optimized laser treatment by laser focus navigation and distance visualization, in 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, E. McAdams & N. Lovell, eds., Medline, U.S. national Library of Medicine, pp. 1738-1741.

Stopp, S., Svejdar, D., v.Kienlin, E., Deppe, H., Lueth, T. (2008b): A new approach for creating defined geometries by navigated laser ablation based on volumetric 3D data, IEEE Transaction on Biomedical Engineering, accepted full paper.

Stopp, S., v.Kienlin, E., Deppe, H., Lueth, T. (2007d): A system for save and precise laser bone removal, Hospital Healthcare Europe 2007/2008, 10 p. T21-T32.

Strauss, G., Koulechov, K., Stopp, S., Strauss, M., Pankau, A., Hofer, M., Korb, W., Dietz, A., Meixensberger, J. (2006): Verbesserte Umsetzung der Resektionsgrenzen in der Nasennebenhöhlenchirurgie mit dem navigiert-kontrollierten Shaver, Laryngo-Rhino-Otologie, 85 pp. 1-8.

Strauss, M., Olze, H., Lüth, T. (2005): Accuracy analysis of cavities for cochlea implants milled conventionally and manually with Navigated Control, in Int'l Congress on Computer Assisted Radiology and Surgery, H. U. Lemke et al., eds., Elsevier, pp. 553-558.

Strid, K. G. (1985): Radiologische Untersuchungsmethoden in *Gewebeintegrierter Zahnersatz, Osseointegration in klinischer Zahnheilkunde*, P. I. Brånemark, G. A. Zarb, & T. Albrektsson (Eds.). Quintessenz, Berlin, pp. 313-328.

Svejdar, D. (2007): Realisierung und Untersuchung eines Systems für die navigationsgestützte Knochenbearbeitung mit einem chirurgischen Laser, Diplomarbeit an der Technischen Universität München

Szymanski, D. und Lüth, T. (2004): An automatic intervention documentation system for dental navigation systems, in Computer Assisted Radiology and Surgery CARS 2004, H. U. Lemke et al., eds., Elsevier, p. 1387.

Valente, F., Schiroli, G., Sbrenna, A. (2007): accuracy and clinical outcomes of computer aided oral implant surgery: a preliminary study on 25 patients, in Computer Assisted Radiology and Surgery, 1 edn, H. U. Lemke et al., eds., Springer, pp. 415-417.

van Steenberghe, D., Malevez, C., Van, C. J., Serhal, C. B., Dhoore, E., Schutyser, F., Suetens, P., Jacobs, R. (2003c): Accuracy of drilling guides for transfer from three-dimensional CT-based planning to placement of zygoma implants in human cadavers, Clin.Oral Implants.Res., 14 (1) pp. 131-136.

van Steenberghe, D., Malevez, C., Van, C. J., Serhal, C. B., Dhoore, E., Schutyser, F., Suetens, P., Jacobs, R. (2003a): Accuracy of drilling guides for transfer from three-dimensional CT-based planning to placement of zygoma implants in human cadavers, Clin.Oral Implants.Res., 14 (1) pp. 131-136.

van Steenberghe, D., Malevez, C., Van, C. J., Serhal, C. B., Dhoore, E., Schutyser, F., Suetens, P., Jacobs, R. (2003b): Accuracy of drilling guides for transfer from three-dimensional CT-based planning to placement of zygoma implants in human cadavers, Clin.Oral Implants.Res., 14 (1) pp. 131-136.

Wanschitz, F., Birkfellner, W., Watzinger, F., Schopper, C., Patruta, S., Kainberger, F., Figl, M., Kettenbach, J., Bergmann, H., Ewers, R. (2002): Evaluation of accuracy of computer-aided intraoperative positioning of endosseous oral implants in the edentulous mandible, Clin.Oral Implants.Res., 13 (1) pp. 59-64.

Weibrich, G. & Wagner, W. (2004): Operatives Vorgehen in *Implantologie*, B. Koeck & W. Wagner (Eds.). Elsevier Urban & Fischer, München, Jena, pp. 99-157.

Wells, W. M., III, Viola, P., Atsumi, H., Nakajima, S., Kikinis, R. (1996b): Multi-modal volume registration by maximization of mutual information, Med.Image Anal., 1 (1) pp. 35-51.

Wells, W. M., III, Viola, P., Atsumi, H., Nakajima, S., Kikinis, R. (1996a): Multi-modal volume registration by maximization of mutual information, Med.Image Anal., 1 (1) pp. 35-51.

Werner, M., Afilal, S., Ivanenko, M., Klasing, M., & Hering, P. (2005): Laserosteotomie mit gepulsten CO2-Lasern in *Aktuelle Methoden der Laser- und Medizintechnik*. VDE Verlag, Berlin, pp. 275-280.

Wiles, A., Thompson, D., Frantz, D. (2004): Accuracy assessment and interpretation for optical tracking systems, in Medical Imaging 2004: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display, R. Galloway, ed., pp. 421-432.

Wintner, E. & Straßl, M. (2005): Grundlegendes zum Laser in *Orale Lasertherapie*, A. Moritz et al. (Eds.). Quintessenz, Berlin, pp. 1-55.

Wolbarsht, M. L. & Gomes, E. D. (1993): Laser surgical method, US5267856 (patent).

Wörn, H., Peters, H., Ivanenko, M. (2005): LASER Based Osteotomy with Surgical Robots, Biomedizinische Technik, 50 pp. 25-26.

Yildirim, M., Liebe, M. (2005): Einstieg in die Implantologie, Step-by-step: Ein Wegweiser, ZM, 20 pp. 44-53.

Zablotsky, M., Meffert, R., Caudill, R., Evans, G. (1991): Histological and clinical comparisons of guided tissue regeneration on dehisced hydroxylapatite-coated and titanium endosseous implant surfaces: a pilot study, Int.J.Oral Maxillofac.Implants., 6 (3) pp. 294-303.

Zöller, J. E., Neugebauer, J., & Lazar, F. C. (2007): Kieferkammdistraktion und/oder Beckenkammaugmentation in *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie*, 4 edn, H. H. Horch (Ed.). Elsevier, pp. 199-221.