

## **2 Literaturübersicht**

### **2.1 Intraoperative Übertragung der geplanten Implantatposition**

Die Positionierung dentaler Implantate erfolgt idealerweise unter Gesichtspunkten, die sowohl das ortsständige Knochenangebot als auch prothetische und ästhetische Aspekte berücksichtigen.

Aus chirurgischer Sicht sollte das vorhandene Knochenangebot optimal ausgenutzt werden, eine Verletzung anatomischer Strukturen vermieden und die Operationsdauer möglichst gering gehalten werden. Aus prothetischer Sicht will man eine Rehabilitation erreichen, die gnathologischen, biomechanischen und hygienischen Aspekten entspricht und gleichzeitig den ästhetischen Wünschen des Patienten gerecht wird.

Unter forensischen Aspekten stellt hierbei die Übertragung der geplanten Implantatposition auf den operativen Situs ein Problem dar. Im Folgenden sollen die derzeit zur Verfügung stehenden Möglichkeiten erörtert werden.

#### **2.1.1 Manuelles Freihand-Bohren**

Die Planungsgrundlage bilden Situationsmodelle sowie ein OPTG. Anhand von Röntgenschablonen mit Titankugeln bekannter Geometrie lassen sich über einen Dreisatz die realen Größenverhältnisse im OPTG berechnen. Zur Beurteilung der transversalen Kieferdimension wird die Schleimhautdickenmessung („bone mapping“) als ergänzende diagnostische Maßnahme empfohlen. Dabei werden minimal invasiv (z.B. Sonde mit Gummistop) vestibuläre und orale Messpunkte gewonnen und auf ein Sägeschnittmodell übertragen. [6, 23, 61]. Intraoperativ orientiert man sich zur Festlegung der Implantatachse an den Kronenachsen der Nachbarzähne sowie an palpatorisch gewonnenen Informationen des knöchernen Lagergewebes [6, 10, 61, 80]. Seltener wird eine Röntgenmessaufnahme nach der

Pilotbohrung angefertigt, so dass minimale Achskorrekturen im Rahmen der weiteren Bohrungen möglich sind. Die radiologische Darstellung eines hohen Kieferkammes im OPTG lässt keine Rückschlüsse auf seine Breite zu. Häufig besteht infolge der Atrophievorgänge nur noch ein spitz zulaufender Kieferkamm, der sich unter der Schleimhaut schwer palpieren lässt. Transversale Schichtaufnahmen können hier hilfreich sein [97]. Das manuelle Freihand-Implantieren stellt somit hohe Anforderungen an den Operateur. Der Erfolg ist maßgeblich von seinem chirurgischen Geschick, seiner Erfahrung und Konzentration abhängig. Untersuchungen am Phantommodell (n = 15) zeigen, dass auch von erfahrenen Chirurgen Abweichungen von 2 – 3 mm zur Planung nicht unterschritten werden [10]. Heberer et. al. ermittelten eine mittlere Positionierungsgenauigkeit von 2,05 mm am Phantomkiefer (n = 15) [37].

### **2.1.2 Zahntechnisch gefertigte Bohrschablonen**

Nach Analyse der klinischen und röntgenologischen Befunde (PSA) sowie der Modellsituation werden diese Schablonen auf einem Gipsmodell des Patientenkiefers angefertigt. Eingearbeitete Titanhülsen dienen der Ausrichtung des Bohrers in der gewünschten Implantatachse. Ausgehend von einem Wax-up der geplanten Zahnaufstellung wird die Implantatachse anhand einer Bohrung in das Gipsmodell festgelegt. Dies ermöglicht in erster Linie eine Berücksichtigung der geplanten, prothetischen Arbeit, lässt jedoch wenig Rückschlüsse auf intraoperativ, anatomische Gegebenheiten oder Variabilität bei Planungsänderungen zu. Diese Art von Schablone erfüllt den Anspruch einer implantatprothetischen Orientierungsschablone [43, 98].

Vorteile dieser Methode liegen in der schnellen und kostengünstigen Umsetzung der Planung. Demgegenüber zeigen sich jedoch einige nachteilige und limitierende Faktoren. So ist zum einen der häufig mangelhafte Halt der Schablonen, meist durch geringe Restbezahnung bedingt, zu nennen. Des Weiteren ist die Führung durch die Titanhülsen meist auf die Pilotbohrung beschränkt, so dass sich bei Erweiterung des Durchmessers durchaus eine

Achsabweichung ergeben kann. Im Seitenzahnbereich zeigt sich das Öffnen intraoperativ auch die Gegenbezahnung als erschwerender bis limitierender Faktor für den Einsatz der Schablonen [61, 66, 88].

Hoffmann et. al. konnten anhand von Bohrungen an einem synthetischen zahnlosen Unterkiefermodell ( $n = 112$ ) Winkelabweichungen von  $11,2^\circ \pm 5,6^\circ$  feststellen. Der Unterschied zu navigierten Bohrungen ( $4,2^\circ \pm 1,8^\circ$ ) stellte sich als hoch signifikant heraus [41]. Choi et.al. beschreiben, dass die Länge der Bohrhülse einen signifikanten Einfluss auf die Angulation der Implantatbohrung hat [16]. Hinsichtlich der Position finden sich mittlere Abweichungen von 1,5 mm im Bereich der Implantatschulter und 2,1 mm am Apex. Die Ergebnisse leiten sich aus Bohrungen am Epoxidkiefer ( $n = 25$ ) her [84].

### **2.1.3 Bohrschablonen auf Basis eines CT oder DVT**

Eine exakte Umsetzung der prothetischen Zielsetzung bedingt die Anwendung weiterführender diagnostischer Verfahren. Bewährt haben sich dazu bildgebende Verfahren wie CT oder DVT. Nach virtueller Positionierung und Ausrichtung der Implantate wird auf dieser Basis eine Ausrichtung der Führungshülsen für die Implantatfräsen ermittelt. Bekannter Vertreter dieser Technologie ist das System Nobelguide (Nobel Biocare, Goteborg, Schweden – DVT Newton). Bei dem System implant3D Precision (med3D, Heidelberg, Deutschland) wird auf Grundlage des CT geplant. Mittels Hexapodkinematik werden Führungsschablonen angefertigt [11, 69, 73].

Die erreichbare in-vitro Genauigkeit solch implantatprothetischer Führungsschablonen wird in der Literatur mit Positionsabweichungen von 0,3 – 0,6 mm  $\pm 0,4$  angegeben ( $n = 77$ ) [5]. Bei Nutzung eines Navigationssystems zur Bohrung der Schienen wurde, ebenfalls am Phantomkiefer ( $n = 56$ ), eine mittlere Genauigkeit von  $0,5 \pm 0,3$  mm erreicht [123].

Zur klinischen Bewährung liegen momentan insgesamt wenige Studien vor. Die Zuverlässigkeit der präoperativen, dreidimensionalen Planung zur Umsetzung wird mit einer Übereinstimmung von 80 – 90 % bewertet [73]. In einer Studie mit 21 Implantaten an insgesamt 6 Patienten wurde eine mittlere Winkelabweichung von  $5^\circ \pm 3,5$  ermittelt (range  $0,5^\circ - 14,5^\circ$ ) [72].

Vorteile sind in der exakteren Festlegung der Implantatachse gegenüber der zahntechnisch gefertigten Schablone zu sehen. Nachteilig erscheinen ebenso oben angeführte Probleme beim intraoperativen Handling, höhere Kosten und vor allem die erhöhte Strahlenbelastung des Patienten. Die vermutete Steigerung der Präzision gegenüber herkömmlichen Bohrschablonen ist noch nicht durch evidenzbasierte Daten belegt.

#### **2.1.4 Bohrschablonen auf Basis der Stereolithografie**

Bei dieser Methode wird die Problematik der Referenzierung von Bilddaten, Schablone und Werkzeug umgangen. Dies lässt sich am Beispiel des Simplant-/SurgiGuide Systems (Materialize GmbH, Leuven, Belgien) erläutern. Die gewünschte prothetische Endsituation stellt das therapeutische Ziel auf dem CT dar. Nach virtueller Positionierung der Implantate am PC erfolgt die Herstellung der Übertragungsschablonen (SurgiGuide). Dabei stehen drei mögliche Arten von Schablonen zur Verfügung (knochengetragen, mukosa- oder zahnggetragen). Um eine genaue Führung von der Pilotbohrung bis zum letzten Aufbereiten des Implantatbettes zu erreichen, können bis zu drei Schablonen zunehmenden Durchmessers geliefert werden. Aktuellste Innovation ist eine Weiterentwicklung des SurgiGuide, das SafeSystem. Die Schablone wird mit Schrauben auf dem Kieferknochen fixiert. Ihre Lage bleibt somit unverändert während im Durchmesser verschiedene Inserts in die Bohrhülsen eingedreht werden können. Die Implantate werden mit einer speziellen Einbringkupplung versehen und in gewünschte Tiefe und Position gedreht. Diese Technologie findet vor allem in weichen Knochenstrukturen Anwendung, da dort eine Führung des Implantates trotz Vorbohrungen fehlen kann. Das vielfach propagierte Thema der Sofortbelastung

bzw. das „Teeth in an hour“-Konzept (Sofortversorgung und –belastung unmittelbar nach Implantation) wird indessen noch kontrovers diskutiert [11, 104].

In einer in-vitro Studie (n = 25) wurde die Genauigkeit beim Einsatz konventioneller Bohrschablonen (BS) zu stereolithografisch (SBS) hergestellten Schablonen verglichen. Die Abweichungen für BS betragen am Eingang 1,5 mm, am Apex 2,1 mm. Beim Einsatz der SBS waren die Abweichungen deutlich geringer; 0,9 mm am Eingang und 1 mm am Apex [84]. Di Giacomo stellte in-vivo (n = 21) Abweichungen von  $1,45 \pm 1,42$  mm im Bereich der Implantatschulter und  $2,99 \pm 1,77$  mm im Bereich des Apex im Vergleich zur Planung fest. Die Achsabweichung betrug  $7,25 \pm 2,67^\circ$  [19].

### 2.1.5 Navigationssysteme

Dentale Navigationssysteme arbeiten auf Grundlage dreidimensionaler, bildgebender Verfahren (CT oder DVT). Grundsätzlich geht die Aktion vom Behandler aus, die Systeme ermöglichen ihm jedoch eine Ausrichtung im Raum. Für den operativen Eingriff ist die Registrierung des virtuellen Patientenmodells zum Patienten nötig. Diese kann oberflächenbasiert oder durch zusätzliche künstliche Marker, so genannte Tracker, erfolgen. Navigationssysteme lassen sich bezüglich ihrer Trackingtechnologie in elektromechanische, akustische, elektromagnetische und optische Systeme kategorisieren [57, 120].

Elektromechanische Verfahren erfordern (zur Referenzierung) eine starre, verwindungsfreie Verbindung des Patienten oder die Verschraubung des Patienten über einen Kopffahmen. Als limitierender Faktor sind die massive Bewegungseinschränkung des Chirurgen und die erforderliche Fixierung des Patienten zu nennen. Akustische Systeme eignen sich unter praktischen Gesichtspunkten nicht für die dentale Implantologie, da sie auf Basis der Laufzeitmessung von Schallwellen arbeiten. Elektromagnetische Systeme haben den Vorteil, dass kein direkter Sichtkontakt zwischen Sender und Empfänger vorhanden sein muss. Die Homogenität des erzeugten Magnetfeldes wird jedoch relativ leicht durch

metallische Gegenstände beeinträchtigt. Infolge dieser Artefakte wird die Messgenauigkeit erheblich reduziert [35, 57, 77].

Etabliert haben sich optische Navigationssysteme, aufgrund ihres Handlings und der höchsten Präzision innerhalb der dargestellten Technologien. Man unterscheidet zwischen optisch aktiven und passiven Systemen [91].

Optische Positionsmesssysteme bestehen aus zwei oder mehr Kamerasystemen. Diese erfassen, anhand der Tracker, die Lage von Lokalisatoren oder Instrumenten. Durch die bekannte Lage der Kameras zueinander kann man durch Triangulation die Position der einzelnen Tracker im Raum bestimmen. Aktive Systeme emittieren Infrarotlicht durch Dioden und sind dadurch auf eine Spannungsversorgung angewiesen, realisiert mittels Kabeln oder Batterie [57].

Folgende optisch aktive Systeme sind derzeit bekannt: Virtual Patient Navigator (Artma Medical Technologies, USA) und das IGI-System (DenX Ltd., Israel). Planung und Navigation erfolgen mit demselben System, die Patientenregistrierung ist bei beiden Systemen manuell auszuführen.

Für das System DenX wird vom Hersteller eine Präzision von 0,1 – 0,2 mm Messgenauigkeit angegeben. Bei Studien an Phantommodellen wurde eine Präzision von ca. 1 mm festgestellt, die maximale Abweichung lag bei 1,2 mm. Müller-Herzog und Lindorf geben als Hauptproblem bei der klinischen Anwendung das Schienenreferenzierungssystem an, d. h. den Datenabgleich. Des Weiteren ist der Eingriff erschwert, da alle Komponenten viel Platz beanspruchen [59]. In einer in-vitro Untersuchung (n = 40) wurden eine maximale Positionsabweichung von 0,6 mm und eine Tiefenabweichung von maximal 0,4 mm errechnet. Die Differenzen bezüglich der Angulation betragen maximal 8° sowohl in mesio-distaler als in vestibulo-oraler Richtung [56].

In Wien wurden unter Nutzung der Navigationssoftware VISIT (Universität Wien, Österreich) und einem optisch aktiven Trackingsystems 32 Implantate bei Patienten nach resektiver Tumorchirurgie inseriert. Zur Auswertung bediente man

sich prä- und postoperativer CT-Aufnahmen. Die mittlere Positionierungsgenauigkeit betrug 1,1 mm (range: 0 – 3,5 mm), die mittlere Winkelabweichung ergab 6,4° (range: 0,4° - 17,4°) [116].

Optisch passive Systeme arbeiten mit Trackern, die Infrarotlicht reflektieren, welches nahe den Kameras ausgestrahlt wird. Sie sind somit unabhängig von einer Stromversorgung, so dass ein Datenverlust bei Stromunterbrechung verhindert wird.

Zu den optisch passiven Systemen, die momentan auf dem Markt vertreten sind zählen: VoNavix (IVS, Chemnitz), MONA\_DENT (IMT GmbH-Institut für Medizintechnik, Dortmund), StealthStation Treon Navigationssystem (Medtronic, Minnesota, MN) und das System RoboDent (RoboDent GmbH, Berlin).

Klinische oder experimentelle Untersuchungen zur Genauigkeit des Systems VoNavix sind in der Literatur bisher nicht vorhanden.

Für den Prototyp des Systems MONA\_DENT wurden in ersten in-vitro Untersuchungen mittlere Abweichungen von 0,59 mm (seitlich), 0,69 mm (Tiefe) und 1,25° (Winkel) ermittelt. Das System basiert auf der Planungssoftware implant3D (med3D GmbH, Heidelberg) [118].

Zur Präzision des StealthStation Treon Navigationssystems liegen klinische Ergebnisse vor. Es wurden 20 Patienten mit je vier Implantaten interforaminal versorgt. Die Genauigkeit wurde anhand eines Datenabgleichs prä- und postoperativer CT Aufnahmen ermittelt. Die mittlere Abweichung betrug 0,9 mm (range 0,0 – 3,4 mm) [124].

Das Navigationssystem RoboDent wird im Kapitel 4 ausführlich beschrieben.

**Tabelle 2.1** Übersicht der Präzision der Methoden zur Übertragung der geplanten Implantatposition

Übertragung der Implantatposition	Genauigkeit in-vitro	Genauigkeit in-vivo
Freihand	> 2-3 mm (n = 15)	keine Angabe in der Literatur
Konventionelle BS	1,5 – 2,1 mm (n = 25), 11,2° ± 5,6 (n = 112)	keine Angabe in der Literatur
BS auf Basis CT/DVT	0,3 – 0,6 mm ± 0,4 (n = 77)	5° (0,5 – 14,5°), (n = 21)
BS auf Basis der Stereolithografie	0,9 – 1 mm (n = 25)	1,45 – 2,99 mm ± 1,42 – 1,77; 7,25° ± 2,67 (n = 21)
Navi StealthStation Treon	keine Angabe in der Literatur	0,9 mm (n = 78)
Navi DenX	0,35 mm ± 0,14, (n = 25), 0,65 – 0,68, 4,21°	keine Angabe in der Literatur
Navigationssystem RoboDent	0,08 – 0,1 mm ± 0,41 (n = 24)	mittlere SD < 0,5 mm (minipigs)

## 2.2 Radiologische Diagnostik/ Bildgebende Verfahren

Zur Darstellung der geplanten Insertionsregion und benachbarter anatomischer Strukturen steht eine Reihe von bildgebenden Verfahren zur Verfügung. Gemäß der Röntgenverordnung müssen bei Anfertigung einer Röntgenaufnahme das Rechtfertigungsprinzip und das Minimierungsgebot für die damit verbundene Strahlenexposition berücksichtigt werden. Die Strahlenexposition pro Jahr als Summe aus natürlicher und künstlicher Strahlenbelastung beläuft sich auf momentan 4,3 mSv. Davon entfallen 1,8 mSv auf medizinische Anwendungen; der Anteil der Zahnmedizin beträgt etwa 0,1% [40, 80, 114].

### 2.2.1 Panoramaschichtaufnahme/ Orthopantomogramm (PSA/ OPTG)

Die Panoramaschichtaufnahme ist als implantologische Basisdiagnostik anerkannt, sowie ein probates Hilfsmittel zur postoperativen Verlaufskontrolle [58].



Das Auflösungsvermögen wird mit 2,5 – 4 Linienpaaren pro Millimeter angegeben [40, 80]. Die Angaben zur Strahlenexposition differieren je nach Gerätetyp von 0,004 mSv – 0,3 mSv [32, 58, 125]. Andere Autoren geben effektive Dosen von 54  $\mu$ Sv für die analoge PSA und 45  $\mu$ Sv für digitale PSA an [52].

Das OPTG ermöglicht eine Beurteilung des Kieferknochens im Hinblick auf pathologische Veränderungen und eine umfassende Beurteilung der vorhandenen Zähne. Weiterhin erhält man Informationen über Ausdehnung der Sinus maxillaris und den Verlauf des Canalis mandibularis. Zur metrischen Analyse anatomisch relevanter Strukturen bedient man sich röntgenopaker Marker, Titanhülsen oder -kugeln bekannten Durchmessers, eingebettet in Schablonen. Bei der metrischen Auswertung ist ein Vergrößerungsfaktor von 1 – 1,25 zu beachten [40, 97].

Nachteile sind verfahrensbedingte Probleme wie Materialunschärfe, Objektvergrößerungen oder -verzerrungen. Einstellungsfehler führen zu fehlerhaften Abstandsmessungen und vermindern die Präzision der diagnostischen Aussage [7, 40, 80]. Untersuchungen zur metrischen Genauigkeit zeigten signifikante Abweichungen von im Mittel 2,61 mm [32]. Aufgrund seiner Zweidimensionalität erlaubt das OPTG keine Informationen über das Knochenangebot in vestibulo-oraler Ausdehnung, konkave Grenzflächen können nicht dargestellt werden und zwingen den Implantologen dann intraoperativ eventuell zur Änderung seiner Planung. Auf Basis dieser zweidimensionalen Bildinformation lässt sich somit das vorhandene Knochenangebot meist nicht optimal ausnutzen.

### **2.2.2 Transversale Schichtaufnahmen**

Panoramaschichtgeräte der neueren Generationen ermöglichen die Anfertigung zusätzlicher transversaler Schnitte. So erhält man exaktere Aussagen über den Abstand des Limbus alveolaris zum Canalis mandibularis bzw. zum Sinus maxillaris oder der Nasenhöhle, die Lage des Foramen mentale und die Ausdehnung des Processus alveolaris in transversaler Ebene. Auch hier ist zur metrischen Auswertung das Tragen einer Röntgenschablone obligat [80].

### 2.2.3 Computertomografie

Die Computertomografie eignet sich zur präzisen metrischen Analyse, da eine überlagerungsfreie Wiedergabe der Strukturen möglich ist. Sie erlaubt außerdem eine präoperative Evaluation der Knochenqualität und –quantität (Hounsfield Einheiten) der prospektiven Implantationsregion [92]. Bei komplexen implantologisch-prothetischen Rehabilitationen sowie anatomisch schwierigen Situationen ist die CT derzeit konventionellen Methoden überlegen, trotzdem sollte die Indikation kritisch gestellt werden [63, 97].

Aus den axialen Schichten werden bei einem Dental-CT zwei zusätzliche Ebenen konstruiert. Es wird ein dem OPTG ähnliches Bild rekonstruiert, dem Kieferkamm folgend, senkrecht zur Axialebene. Diese Panoramaebene vermittelt Informationen über das vertikale Knochenangebot. Die Transversalschichten, senkrecht zur Panoramaebene stehend, gestatten eine Beurteilung des Knochenangebotes in vestibulo-oraler Richtung. Entscheidender Vorteil der Computertomographie ist die Erzeugung überlagerungsfreier Bilder anhand von Schwächungswerten der einzelnen Schichten [32].

Spezielle Softwareprogramme bieten die Möglichkeit einer Auswertung der gewonnenen Datensätze per Computer, so dass anhand CT-basierter Daten eine virtuelle Planung der Implantatposition unter Berücksichtigung von Achsneigung, Länge und Durchmesser des Implantates in Abhängigkeit vom quantitativen Knochenangebot erfolgen kann [6, 11, 97].

Trotz höchster Bildgenauigkeit und präziser Lokalisation anatomisch relevanter Strukturen sind die Nachteile der Computertomografie in einer hohen Strahlenbelastung und Kostenintensität zu sehen. CT-Untersuchungen führen zu 35% der medizinisch bedingten Strahlenbelastung der Bevölkerung, obwohl sich ihr Anteil an Röntgenuntersuchungen lediglich auf 3% beläuft [29]. In Untersuchungen am Alderson-Rando Phantom wurden die effektiven Dosen in Abhängigkeit von der Stromstärke gemessen. Die Maximaldosen ergaben sich wie folgt: 23 mSv

(140 mA), 11 mSv (60 mA), 6 mSv (43 mA) [93]. Andere Autoren sprechen von effektiven Dosen bis zu 21 mSv [63].

Die Literaturangaben bezüglich der sogenannten low dose Computertomogramme (Reduktion der effektiven Dosis auf 6 – 11 mSv) decken sich mit den oben genannten Angaben. [63]. Studien zeigen, dass eine Reduzierung der Röhrenstromstärke von 100 mA auf 50 bzw. 10 mA keinen Einfluss auf die metrische Genauigkeit hat [32]

#### **2.2.4 Digitale Volumetomografie**

Die digitale Volumetomografie liefert bei reduzierter Strahlenexposition eine der CT vergleichbare Darstellung der Hartgewebe. Durch ein kegelförmiges Strahlenbündel (cone beam) wird das gesamte Aufnahmefeld in einem Umlauf erfasst. Die Aufnahmedauer beträgt beispielsweise für das Gerät New Tom 76s, wobei sich die effektive Expositionszeit auf 18s reduziert. Aus einem Rohdatensatz lassen sich beliebige axiale Rekonstruktionen erstellen, so können Ober- und Unterkiefer getrennt voneinander rekonstruiert werden. Daraus können wiederum Rekonstruktionen in der sagittalen, coronalen, paraaxialen sowie in der 3D-Ansicht erstellt werden [32, 40, 58].

Die Strahlenbelastung wird in der Literatur mit 6 mSv angegeben. Einige Autoren konstatieren, dass die effektive Dosis im Bereich von Niedrigdosis-CT Scans mit 43 mA liege [70]. Nachteilig sind die mangelnde Darstellung von Weichgewebsstrukturen und das Auftreten starker Artefakte. Die Ortsauflösung ist im Gegensatz zur CT geringer [40].

Untersuchungen zur metrischen Genauigkeit zeigten keine signifikanten Abweichungen. Sie lagen im Mittel bei - 0,22 mm, vergleichbar den mittleren Abweichungen eines CT (10mAs) mit - 0,24 mm [32].

**Tabelle 2.2** Übersicht der Strahlenexposition der bildgebenden Verfahren zur Planung

	<b>OPTG</b>	<b>CT</b>	<b>DVT</b>
Effektive Dosis	0,004 – 0,3 mSv	6 – 23 mSv	6 mSv

## 2.3 Operatives Vorgehen bei Implantatinsertion

### 2.3.1 Chirurgische Lappenbildung

Die Darstellung der Implantationsregion erfolgt meist über einen Kieferkamm-schnitt und anschließender Präparation eines Mukoperiostlappens. So wird eine Übersichtsform der Operationsregion geschaffen, das knöcherne Lager und benachbarte Strukturen werden dargestellt. Implantationen die eine (umfangreiche) Augmentation oder eine Sinusbodenelevation erfordern, sind nur mittels dieser Form des operativen Zuganges durchführbar. Danach erfolgt die Aufbereitung des Implantatlagers und das Einbringen des Implantates entsprechend den Herstellerangaben [55, 80].

Postoperative Infektionen, und Nahtdehizensen werden in der Literatur als Komplikationen angeführt. Eine verzögerte Einheilphase oder Periimplantitis können das Resultat sein. Die Deperiostierung des Knochens bedinge in der Folgezeit Narbenbildungen, Retraktionen des Mukoperiostlappens oder auch Verluste des ortsständigen Knochens, welcher zur Unterstützung des Weichgewebes unerlässlich ist. Dies kann sich insbesondere im Frontzahnggebiet aus ästhetischen Gesichtspunkten als nachteilig erweisen [3, 28, 124]. Das Risiko einer postoperativen Komplikation im Sinne von Gefühlsstörungen des Nervus alveolaris inferior sei einer Studie zufolge gegenüber Stanzung um 10% erhöht [115].

### **2.3.2 Implantatinsertion ohne Lappenbildung**

Die Implantation ohne chirurgische Lappenbildung wird synonym als flapless surgery bezeichnet. Diese von Campelo auch als "generally blind surgical technique" bezeichnete Vorgehensweise bietet die Möglichkeit einer minimalinvasiven Operation. In einer retrospektiven klinischen Studie mit strengem Fehlerprotokoll beschreibt er Erfolgsraten der Implantate von 74,1% - 100% für einen Untersuchungszeitraum von 10 Jahren [14]. Andere Untersucher geben 2-Jahres-Erfolgsraten von 98,7% an [3].

Vorteile sind in der Verkürzung der Operationszeit, minimaler Blutung während der OP und Reduzierung der postoperativen Beschwerden zu sehen. Des Weiteren können Stärke und Dauer der Anästhesie verringert werden. Somit wird eine Risikominimierung bzw. Indikationserweiterung für Implantationen erreicht. Infolge des kleinen operativen Zugangs erfolgt eine geringe Traumatisierung gingivaler Strukturen, Weichgewebsentzündungen und der krestale Knochenverlust werden reduziert. Die atraumatische Präparation des Weichgewebes führt zu guten periimplantären Gingivaverhältnissen und begünstigt somit die Verwirklichung einer ästhetisch ansprechenden Implantatprothetik [3, 14, 24, 28].

Besondere Vorsicht ist bei der Angulation der Implantatbohrung geboten, um Perforationen der lingualen oder buccalen Kortikalis zu vermeiden. Voraussetzung für eine erfolgreiche flap-less Implantation ist daher eine gesicherte, dreidimensionale Diagnostik, um präoperativ vor allem das vestibulo-orale Knochenangebot und Knochenkonkavitäten ausreichend einschätzen zu können. Durch Einsatz eines Navigationssystems lässt sich die Präzision erhöhen [30].

### **2.3.3 Ästhetische Grundlagen**

Untersuchungen von Tarnow et. al. zeigen, dass das Vorhandensein einer Papille vom Abstand zwischen interdentalem Kieferkamm und Approximalkontakt der Kronen abhängt, welcher im Idealfall 5mm misst. Wird dieser überschritten, erhöht

sich das Risiko einer fehlenden Papille [106]. Andere Studien weisen einen Abstand von 3 mm zwischen crestalem Knochen und approximalem Kontaktpunkt als ideal für die Ausbildung einer interdentalen Papille aus. Der Abstand zwischen Zahn und Implantat sollte idealerweise 1,5 – 2 mm betragen, zwischen zwei Implantaten 3 mm nicht unterschreiten. Eine Interaktion zwischen horizontalen und vertikalen Distanzen wurde ebenso nachgewiesen [31, 105, 106].

Maßgeblicher Faktor für eine harmonische „rot-weiß-Ästhetik“ scheint Untersuchungen zufolge die Höhe und Dicke der bukkalen Knochenlamelle, die 1 mm nicht unterschreiten sollte [48, 83]. Chirurgische Maßnahmen zur Papillenrekonstruktion sind aufwendig und technisch sehr anspruchsvoll. Daher wird der schonenden Weichgewebspräparation aus ästhetischen Gründen immer mehr Aufmerksamkeit gewidmet [51, 64].

## **2.4 Komplikationen**

### **2.4.1. Sensibilitätsstörungen des Nervus alveolaris inferior**

Im Unterkiefer besteht bei reduziertem vertikalem Knochenangebot die Gefahr der Traumatisierung, Verletzung bis hin zur Durchtrennung des Nervus alveolaris inferior. Die Inzidenz von Sensibilitätsstörungen nach Implantationen im Unterkiefer wird in der Literatur mit 9 – 43% für temporäre und 0 – 19% für permanente Störungen angegeben [2, 39, 44]. Eine 2003 veröffentlichte Metaanalyse verzeichnet eine mittlere Inzidenz von 7% (max. 39%) [33].

Hinsichtlich der Dauer der Sensibilitätsstörungen finden sich Veröffentlichungen über Besserungen der Symptome auch nach bis zu zwei Jahren postoperativ [81].

Hauptlokalisierung der sensiblen Ausfälle sind nach Studien zufolge Lippe (41%) und Kinn (36%), so dass sich die klinische Relevanz einer Nervschädigung wesentlich in der eingeschränkten Funktion des Endastes, des Nervus mentalis, niederschlägt [20, 115].

Von Wenz et al. konnten in einer Studie belegen, dass die Art des operativen Zugangs offenbar einen signifikanten Einfluss auf das Risiko einer postoperativen Sensibilitätsstörung hat. So ergab sich bei Stanzung eine Komplikationsrate von 5% gegenüber einer 15%igen bei Präparation eines Mukoperiostlappens [115]. Eine vergleichende Studie an synthetischen Unterkiefermodellen evaluierte bei insgesamt 224 Bohrungen keine Perforation des Mandibularkanals bei navigiertem gegenüber drei Perforationen bei konventionellem Vorgehen [41].

#### **2.4.2. Hämatome**

Das Auftreten sublingualer Hämatome bei Implantation in der Unterkiefer-Front ist eine sehr seltene, doch potentiell lebensbedrohende Komplikation. Die Inzidenz ist schwierig feststellbar, da nur einige Fälle in der Literatur beschrieben sind. Goodacre et al verweisen im Rahmen ihrer Metaanalyse auf eine mittlere Inzidenz von 24% für blutungsbedingte Komplikationen; Todesfälle zurückzuführen auf sublinguale Hämatome sind nicht publiziert [33, 111].

Die häufigste Ursache ist eine Blutung infolge Perforation der lingualen Kortikalis und Verletzung einer der Äste der sublingualen oder fazialen Arterien. Die Anatomie der Unterkieferfront ist infolge ihrer Inklination prädestiniert für das Risiko einer Perforation, insbesondere in Fällen von Atrophie. Relativ kleine Perforationen können in verhältnismäßig großen Hämatomen resultieren. Die progressiv expandierenden lingualen, sublingualen, submandibulären oder submentalen Hämatome haben die Tendenz zur Ausbreitung in den Weichgewebslogen bis hin zur Obstruktion der oberen Luftwege [42, 50, 111].

Die beschriebenen Probleme stehen in Abhängigkeit zum Grad der chirurgischen Erfahrung, der regionalen Anatomie, radiologischer und klinischer Evaluation der knöchernen Morphologie, Angulation und Länge der Implantate und dem Zeitpunkt der Blutung [111].