

2. Literatur

Der wesentliche Unterschied eines dentalen enossalen Implantats im Vergleich zu einem natürlichen Zahn besteht in der Art der Verankerung im Knochen. Während der natürliche Zahn über einen parodontalen körpereigenen Faserapparat elastisch aufgehängt ist, wird ein enossales Implantat vom Knochen in Form einer nichtelastischen ankylotischen Verbindung getragen. Die elastische Aufhängung des natürlichen Zahns ermöglicht Auslenkbewegungen des Zahnes, z.B. wenn kieferorthopädische Apparaturen oder ungenau passender Zahnersatz Kräfte auf den Zahn ausüben. Diese Möglichkeit ist bei einem osseointegrierten Implantat aufgrund des Fehlens eines desmodontalen Ligaments nicht gegeben.

Der Organismus besitzt die Fähigkeit, Fremdkörper wie dentale enossale Implantate zu tolerieren, ohne dass zwingend Abstoßungsreaktionen hervorgerufen werden. Diese Fähigkeit wird als Biotoleranz bezeichnet und ist abhängig von Material, der sterilen Insertion dieses Materials sowie einer leistungsfähigen Immunlage des Organismus.

Diese Biotoleranz unterliegt interindividuellen Schwankungen und kann bis zum jetzigen Zeitpunkt messtechnisch nicht erfasst werden [36]. Insofern gilt es, alle bekannten, die Biotoleranz beeinflussenden Faktoren zu minimieren. Das sind neben bekannten Stoffwechselerkrankungen und lokalen Infektionen auch mechanische Einflüsse durch die prothetische Supra- oder Mesostruktur. Fehlpassungen der Supra- oder Mesostruktur äußern sich in Form von Zug-/Druckbelastungen auf Implantaten, Abutments und den periimplantären Knochen. Dieser auf den periimplantären Knochen erzeugte Stress kann dessen Kompensationsfähigkeit übersteigen und zu Komplikationen führen. Unbekannt ist, wie groß die akzeptable Ungenauigkeit sein kann, ohne dass es zu biomechanischen Komplikationen führt [13, 67].

In der Literatur wird der Erfolg einer implantatprothetischen Versorgung von mehreren Faktoren abhängig gemacht.

Die Abformung als initialer Schritt manifestiert die Eckdaten für die weiteren labortechnischen Arbeitsschritte. Die akkurate Übertragung der interimplantären Dimensionen ist die Voraussetzung für einen späteren passiven resp. spannungsfreien Sitz einer Supra-/Mesostruktur [12, 28]. Fehlerhaft übertragene Implantatpositionen führen zu unpräzisen Meistermodellen. Werden darauf Supra- oder Mesostrukturen angefertigt, führt dies bei perfekter labortechnischer Ausführung zu einem passiven und spannungsfreien Sitz der Suprastruktur auf dem Meistermodell. Eine Eingliederung am Patienten kann dann aber sowohl zu mechanischen als auch biologischen Komplikationen führen [21, 60]. Im Minimalfall äußert sich dies in Lockerung von Verschraubungen oder Abutments [20, 42]. Schwerer sind Fälle, in denen es zur Fraktur der Verschraubungen oder des Abutments kommt. Dies beinhaltet immer das Risiko, dass Fragmente, welche innerhalb eines Gewindeganges verbleiben, nicht mehr entfernt werden können. In einem derartigen Fall ist es häufig unmöglich, das betroffene Implantat prothetisch neu zu versorgen. Es kann lediglich funktionslos in situ belassen oder explantiert werden.

Ist die mechanische Verbindung zwischen Implantat und Abutment stabil, kann durch ungenaue Supra- und Mesostrukturen beim Überschreiten der individuellen biologischen Toleranzschwelle ein so großer Stress auf den Verbund Implantat - Knochen übertragen werden, dass die induzierten Spannungen Mikrofrakturen und eine Nekrotisierung des periimplantären Knochens zur Folge haben. Diese Nekrosen werden von Makrophagen abgebaut und bindegewebig ersetzt [64].

Vor diesem Hintergrund wurde als wichtiges Kriterium zur dauerhaften Funktionstüchtigkeit implantatgetragenen Zahnersatzes der passive, spannungsfreie Sitz der Suprakonstruktion gefordert.

Es ist nicht bekannt ist, welches Maß an Passgenauigkeit notwendig ist, um Knochenabbauprozesse als Folge mechanischer Überlastung zu vermeiden. 1996 führten Carr et al. Versuche an Affen mit festsitzenden implantatgetragenen Suprastrukturen verschiedener Passgenauigkeiten durch [11]. Passgenauigkeitsniveaus der Suprastrukturen von 38 µm und 345 µm erzeugten keine klinisch, radiologisch oder histologisch erkennbare Alteration des osseointegrierten Verbundes von Implantat und Knochen.

Jemt und Book untersuchten 1996 in einer retrospektiv und prospektiv angelegten Studie den Einfluss der Passung von Suprakonstruktionen [36]. Die implantatprothetisch rehabilitierten Patienten waren mit Suprakonstruktionen versorgt, die eine Passgenauigkeit von durchschnittlich 91 ± 51 µm, im Maximum bis zu 275 µm aufwiesen. Es zeigte sich keine statistische Korrelation zwischen dem eingetretenen marginalen Knochenverlust von 0,5 - 0,2 mm pro Jahr und der Fehlpassung der Suprakonstruktion.

Auch in einer Untersuchung von Michaels et al. von 1997 konnten, trotz eingesetzter Suprakonstruktionen mit 400 µm Fehlpassung, nach 12 Wochen keine histomorphologischen Unterschiede im Einheilverhalten beobachtet werden [51].

Die induzierten Spannungen entstehen vor allem durch das Anziehen der Verschraubungen. Spalten zwischen Gerüst und Implantatabutment bis zu 500 µm (!) können durch das Anziehen der Verschraubung geschlossen werden [16]. Da sowohl das Gerüst der Supra- oder Mesostruktur als auch die Verschraubung elastisch deformiert wird, entstehen Kräfte, die nur vom Knochen

und dessen Autoelastizität kompensiert werden. In spannungsoptischen Untersuchungen konnte das Ausmaß der Zug- und Druckspannungen visualisiert werden. Die klinisch akzeptable Ungenauigkeit wurde in den verschiedenen Untersuchungen unterschiedlich bewertet. Klineberg und Murray akzeptierten Spalten zwischen Implantat und Suprakonstruktion von weniger als 30 µm als klinisch vertretbar [43]. Brånemark forderte 1983 im Rahmen seines Konzeptes, lediglich Passungenauigkeiten von maximal 10 µm zu tolerieren.

Jemt et al. propagierten 1991 als klinisch einsetzbare Kontrollmöglichkeit der Passung einer Suprakonstruktion den Weg, an einem intermediären Implantat beginnend die Suprakonstruktion zu verschrauben. Jede Schraube darf sich nach dem ersten fühlbaren Widerstand noch um maximal eine halbe Drehung weiter anziehen lassen, bis der endgültige Sitz erreicht ist. Dies entspreche einer klinisch akzeptablen Passung. Die effektive Höhe eines Spaltes, der damit geschlossen werden kann, beträgt aufgrund der Gewindegangssteigung damit 150 µm.

Da jedoch nicht bekannt ist, wie hoch die individuelle Toleranz des jeweiligen Organismus ist, sollten alle Bemühungen darauf abzielen, ein Maximum an erreichbarer Präzision anzustreben [13, 67].

Zusammenfassend ist festzustellen, dass durch nicht passiv sitzende Supra- bzw. Mesostrukturen unkontrollierte Kräfte auf die Implantate übertragen werden, die bei einem Überschreiten einer individuellen Toleranzgrenze zu einem Versagen des Zahnersatzes resp. zu einem Verlust der Osseointegration von Implantaten führen können [54, 60, 69].

Für implantatgetragene Suprakonstruktionen wird gefordert, biokompatible korrosionsresistente Werkstoffe zu verwenden. Dies impliziert lotfreie monometallische Strukturen, welche im Einstückgußverfahren herzustellen sind. Dabei stellen verarbeitungstechnische Besonderheiten einzelner Materialien, wie

z.B. Titan, die Zahntechniker vor neue Herausforderungen. Das Ergebnis eines Gießprozesses ist ein Gerüstrohling, welcher umfangreicher Korrekturen und Nachbearbeitung bedarf.

Im zahntechnischen Bereich werden aufwendigste Technologien bemüht, um die Supra- und Mesostrukturen präzise auf die Meistermodelle aufzupassen. Die Problematik, spannungsfreie und passgenaue Implantatsuprastrukturen herzustellen, nimmt dabei mit der Anzahl der zu versorgenden Implantate und der Spanne der Suprastruktur zu [62].

Das häufigste Procedere besteht darin, gusstechnisch bedingte Spannungen und Passungenauigkeiten durch Trennung des Gerüsts in Segmente und deren erneuter Fügung zu beseitigen. Hierzu werden die getrennten Gerüstbestandteile mittels Kunststoff erneut fixiert. Die Fügung der Segmente erfolgt durch Laserverschweißung (z.B. CrescoTi-Verfahren).

Eine weitere Möglichkeit zur Spannungsreduktion besteht darin, das Gerüst durch funkenerosive Abtragung an den Berührungsflächen zwischen Gerüst und Implantaten spannungsfrei auf das Meistermodell aufzupassen (SAE-Funkenerosionverfahren) [59].

Im Rahmen der Procera-Technologie werden präfabrizierte Elemente verwendet, die durch den Einsatz eines Lasers spannungsfrei zu einer Stegsuprakonstruktion zusammengefügt werden.

CAD/CAM-Verfahren zur Fertigung von Zahnersatz wie z.B. das DiGident-System (Fa. GIRRbach) zeigen hinsichtlich der beschriebenen Gussproblematik neue Lösungsansätze, da hierbei die Gerüstrohlinge aus präfabrizierten Blanks durch Fräsung hergestellt werden. Primär sind somit die Gerüste spannungsfrei und können nur durch eine anschließende metallkeramische Verblendung einen erneuten Verzug erfahren.

Alle diese Technologien führen zu einer signifikanten Verbesserung der Passung auf dem Meistermodell. Voraussetzung für diese Techniken ist in jedem Fall ein mundidentisches Meistermodell. Andernfalls ist das Ergebnis eines hohen technischen Aufwands eine präzise und passiv sitzende Supra- oder Mesostruktur auf dem Meistermodell ohne vergleichbare Passung im Patientenmund.

Die erreichbare Passgenauigkeit der Suprakonstruktion ist somit durch die erreichte Genauigkeit des Meistermodells limitiert, welches seinerseits durch die Übertragung der Implantatpositionen determiniert wird.

2.1 Einfluss der Abformmaterialien

Zur Übertragung der Implantatpositionen vom Patientenmund auf ein Meistermodell werden verschiedene Materialien kombiniert.

Als Abformmaterialien werden heute fast ausschließlich Werkstoffe auf Elastomerenbasis eingesetzt. Einige Übertragungstechniken erlauben den Einsatz „klassischer“ Abdruckmaterialien auf Gipsbasis zur Fixierung der Übertragungspfeifen [38].

Die Anforderungen an Abformmaterialien in der Implantatprothetik sind gegenüber der konventionellen Prothetik aufgrund der angestrebten höheren Passgenauigkeit vielfach strenger und können zum Teil nicht allein durch Anwendung eines einzigen Material erfüllt werden.

Der eingesetzte Werkstoff soll sowohl die Übertragungspfeifen fixieren als auch die periimplantären Weichgewebe und Kieferkammabschnitte wiedergeben. Der Verbund zwischen den Übertragungspfeifen und dem Abformmaterial ist nur mechanisch herstellbar und somit anfällig für Dislokationen der fixierten Übertragungspfeifen. Eine möglichst hohe Festigkeit und Adhäsionskraft des Abformmaterials helfen, diese Fehlerquelle zu minimieren.

Eine weitere Fehlermöglichkeit ist in der Abbindekontraktion zu sehen, der das Abformmaterial selbst unterliegt. Diese Kontraktion führt möglicherweise zu einer Positionsveränderung der Übertragungspfosten.

Nicht zuletzt ist der Einschluss von Luftblasen verantwortlich für die imperfekte Übertragung der Implantatpositionen, die sich besonders bei den Repositionstechniken auswirken [61]. Durch maschinell unterstützte Anmischverfahren werden Lufteinschlüsse minimiert.

Von vielen Autoren wurden Untersuchungen zur Dimensionstreu und -stabilität der Abformmaterialien im Hinblick auf die Eignung für die besonderen Anforderungen der Implantatprothetik durchgeführt [14, 18, 19, 29, 46, 69]. Als nahezu ideales Material für die Anforderungen der Implantatprothetik erwiesen sich Polyethermassen [27].

Jüngere Veröffentlichungen vergleichen die Übertragungspräzision von Abformgips mit der bisher erreichten Genauigkeit konventioneller Systeme auf Polyetherbasis in Kombination mit Kunststoffen, die zur Verblockung eingesetzt wurden [5]. Die erreichten Resultate zeigten eine statistisch gleiche Genauigkeit zwischen einer Kombination aus Polyether / autopolymerisierendem Acrylat sowie Abformgips. Der Autor schränkt das Einsatzgebiet des Abformgipses allerdings auf den unbezahnten Kiefer ohne anatomische Variabilitäten ein.

Viele Veröffentlichungen beschäftigen sich mit dem Vergleich von Materialien auf Basis additionsvernetzender Silikone, Polyether resp. Polysulfide in Bezug auf ihre Eignung für hochpräzise Implantatabformungen. Es wurden dabei Vorteile hinsichtlich des A-Silikon (hochfeste Form) gegenüber den anderen Materialien festgestellt [41].

Im Gegensatz zu den Ergebnissen der oben genannten Veröffentlichungen stellten Wee und Mitarbeiter die Gleichwertigkeit von Polyetherabformmassen und hochfesten A-Silikon-Abformmassen für den Zweck einer

Implantatabformung fest. Schlechtere Ergebnisse erreichten in dieser Untersuchung Abformmassen auf Polysulfidbasis [68].

Auch Liou et al. konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede der Abformergebnisse bedingt durch den Einsatz von A-Silikonen und Polyetherabformmassen bei Anwendung der Repositionstechnik erkennen [46].

Andere Autoren stellten in ihren Untersuchungen fest, dass sich der Einsatz von Kombinationen aus festem Basismaterial und dünnfließendem Korrekturmaterial in einer höheren Übertragungspräzision widerspiegelt [69]. Demgegenüber steht die Aussage von Hung et al., die eine höhere Abformpräzision in Abhängigkeit vom Material als von der Mischtechnik messen konnten [29].

2.2 Einfluss des Designs der Übertragungspfosten

Aufgrund der meist subgingivalen Positionierung der Implantate und der Komplexität der Implantat- bzw. Abutmentoberflächen werden spezielle Übertragungspfosten als Hilfsmittel beim Transfer auf ein Meistermodell eingesetzt.

Diese Übertragungspfosten stellen basal eine Negativkopie des abzuformenden Abutments / des Implantats dar und weisen an der Außenseite Retentionen oder Repositionsrillen auf.

Prinzipiell sind die Übertragungspfosten in zwei Kategorien einteilbar, die für zwei unterschiedliche Übertragungstechniken stehen.

1. In Anlehnung an konventionelle prothetische Abformtechniken sind die Übertragungspfosten **konisch** analog eines beschliffenen Zahnstumpfes geformt. Die Übertragungspfosten werden auf dem bereits intraoral installierten Abutment fest montiert. Bei der folgenden Abformung wird ein Negativ der Außenform des Übertragungspfostens im Abformmaterial erzeugt. Nach der Entformung wird der auf dem Implantat verbliebene Übertragungspfosten deinstalliert und mit einem in der Form dem

Originalimplantat analogen Manipulierimplantat verbunden. Eine am Übertragungspfofen umlaufende schwach ausgeprägte Rille ermöglicht die manuelle Reposition dieses Verbunds in die Abformung. Durch Einschnappen der Rille des Übertragungspfofens in das Abbild im Abdruck wird eine Rückkopplung beim Erreichen der finalen Position gegeben. Diese Vorgehensweise wird als indirekte Übertragungstechnik bezeichnet.

2. Kennzeichnend am Übertragungspfofen sind ausgeprägte **retentive** Elemente und ggf. eine **zentrale Fixationsschraube**, mit der die Übertragungspfofen temporär auf dem Implantat resp. Abutment befestigt werden. Der verwendete Abformlöffel muss Aussparungen für die durchtretenden Fixationsschrauben enthalten. Der Abformlöffel wird mit dem Abformmaterial beschickt und intraoral platziert. Nach dem Abbinden des Abformmaterials können die Fixationsschrauben gelöst und die Abformung entnommen werden. Die Übertragungspfofen verbleiben in der Abformung. Anschließend können die Laboranaloge in die entsprechenden Übertragungspfofen inseriert und durch die Fixationsschraube in der Position gehalten werden. Die Abformtechnik wird als direkte Methode bezeichnet.

Der Einfluss der Kräfte auf die Position der Übertragungspfofen in horizontaler und vertikaler Richtung, welche bei der Entnahme der Abformung auftreten, ist ebenfalls bei einer notwendigen Reposition eines Manipulierimplantats oder eines Verbundes aus Modellimplantat und Übertragungspfofen zu berücksichtigen. Da die Übertragungspfofen bei der indirekten Technik auf dem Implantat im Mund verbleiben, ist das Abformmaterial bei der Entnahme des Abdrucks einer Deformation ausgesetzt, welche sich nur inkomplett zurückstellt. Trotz Führungsrillen und Markierungen kann nicht ausgeschlossen werden, dass durch nicht exakt paraxiales Einsetzen von Manipulierimplantat oder Verbund

eine horizontale Positionsveränderung erfolgt. Außerdem ist die Insertionstiefe der Modellimplantate bzw. eines Verbundes in den Abdruck nicht exakt definiert und wird durch die individuell eingesetzten Kräften beeinflusst. Durch zu hohe Kräfte ist eine Deformation des Abformmaterials in vertikaler Dimension denkbar. Theoretisch kann so eine vertikale Diskrepanz der Übertragungspfosten zur abgeformten Position erzeugt werden.

In der wissenschaftlichen Literatur werden auch Vergleiche zwischen Implantatabformungen mit und ohne Übertragungspfosten gefunden [47]. Dabei konnten keine Vorteile durch den Einsatz von Übertragungspfosten hinsichtlich der Übertragungspräzision im räumlichen Bezug festgestellt werden. Die Übertragungspfosten tragen lediglich zu einer geringeren Rotation zwischen abgeformtem Originalimplantat und Laboranalog bei.

Zur Rotationsreduktion der Übertragungspfosten und Stabilisierung der Übertragungspfosten im Abformmaterial wird von einigen Autoren der Auftrag von Adhäsivlacken auf den Übertragungspfosten resp. die Erhöhung der Oberflächenrauigkeit der Übertragungspfosten durch Sandstrahlen empfohlen [66].

Nur wenige Untersuchungen finden sich zur Dimensionstreuung der Komponenten der einzelnen Implantatsysteme (derzeit nur Brånemark-System; Fa. Nobel Biocare, [48, 54]). Diese Herstellungstoleranzen tragen einerseits zu einer größeren Ungenauigkeit beim Positionstransfer bei, andererseits können sie zur Reduktion von Spannungen beitragen, die durch Suprakonstruktionen induziert werden [4, 30].

2.3 Einfluss von Verblockungsmaterialien

Widersprüchlich diskutiert wird der Einsatz von Verblockungsmaterialien. Durch Ummantelung mit deformationsresistenten Materialien verbindet man die Übertragungspfosten miteinander (Verblockung) und versucht so, potentielle

Positionsveränderungen der Übertragungspfeifen im Rahmen der Abbindereaktion des Abformmaterials und der Entformung zu unterbinden. Dazu wird intraoral ein Verbund modelliert, wobei das Verblockungsmaterial aus einem plastisch-modellierfähigen in einen irreversibel-starren Zustand übergeht. Die Autoren Brånemark et al. (1985) sowie Cho et al. (1995) setzten einen autopolymerisierenden Kunststoff (Duralay) als Verblockungsmaterial ein, welcher um eine Ligatur aus Zahnseide intraoral adaptiert wurde [15].

Es muß außerdem berücksichtigt werden, dass auch die Verblockungsmaterialien nicht inert gegen abbindereaktionsbedingte Volumenänderungen sind. Diese können zusätzlich Positionsveränderungen der Übertragungspfeifen in der Abformung von bis zu 35 µm verursachen [53].

In der Untersuchung von Burawi et al. konnten unter Verzicht auf eine Verblockung präzisere Positionsübertragungen erreicht werden als mit dem Einsatz eines Verblockungskunststoffs [10]. Moon et al. stellten sogar eine Abhängigkeit der Übertragungspräzision von der Menge des eingesetzten Verblockungsmaterials auf Kunststoffbasis fest [52].

Während Spector et al. 1990 von einer potentiellen Deformation der Abformung durch den Einsatz von Verblockungskunststoffen berichtete, fanden Humphries et al. 1990 keine signifikanten Unterschiede bei der Anwendung von Duralay als Verblockungsmaterial [28, 61].

Assif et al. untersuchten 1999 verschiedene Kunststoffe sowie Gips auf deren Eignung als Verblockungsmaterial und stellten unterschiedliche Kontraktionen des Verbundes Übertragungspfeifen / Verblockungsmaterial fest [5]. Der eingesetzte Acrylatkunststoff in Verbindung mit Polyetherabformmaterial zeigte ebenfalls wie Abdruckgips signifikant bessere Ergebnisse als eine Verblockung mit dualhärtendem Kunststoff und Polyether. In Übereinstimmung mit Barrett et al. sehen die Autoren in der Verblockung von Übertragungspfeifen den entscheidenden Faktor zur Erhöhung der Präzision einer Abformung [5, 6].

Um diese Abbindekontraktion des Verblockungsmaterials in ihren Auswirkungen zu minimieren empfehlen einige Autoren die spaltförmige Trennung einer Verblockung im zahntechnischen Labor. Nach deren endgültiger Aushärtung muss eine erneute intraorale Fügung erfolgen [25]. Die Folge sind geringere Abbindekontraktionen aufgrund der minimalen zu überbrückenden Distanzen. Der Verbund wird anschließend analog einer Sammelabformung mit einem konventionellen Abformmaterial abgeformt und auf die Modellsituation übertragen.

Assif et al. propagierten 1994 die direkte Verblockung des Übertragungspfostens mit dem individuellen Abformlöffel. Es wurden Vorteile im Hinblick auf eine Vereinfachung des klinischen Ablaufs und der Verringerung von polymerisationsbedingten Dimensionsveränderungen des Kunststoff-Zahnseidenverbunds festgestellt [3].

In jedem Fall stellt der Einsatz von Verblockungsmaterialien auch eine Vergrößerung der retentiven Fläche der Übertragungspfosten dar, die in speziellen anatomischen Situationen (z.B. Rehabilitation von Tumorpatienten mittels Implantatprothetik) Vorteile mit sich bringt.

2.4 Einfluss des Modellmaterials

Dentalgipse der Klasse IV (Superhartgipse) stellen in der Zahntechnik das gebräuchlichste Modellmaterial für genaue und abrasionsresistente Meistermodelle dar. Dennoch sind innerhalb der Kategorie IV qualitative Unterschiede im Hinblick auf Expansionsverhalten der Modelle messbar. Im Jahre 1995 untersuchten Rübeling et al. Dentalgipse dieser Kategorie auf diese Eigenschaft. Die Modellherstellung erfolgte mit verschiedenen synthetischen Gipsen und Naturgips sowie in Kombination mit Melotteverstärkung [58]. Die Dimensionsunterschiede der erstellten Modelle im Vergleich zu einem 48 mm langen Referenzmodell aus Metall lagen in der Größenordnung zwischen 1 μm und 25 μm . Gipse, welche den hohen Dimensionsänderungen (größer als 1 μm)

unterlagen, sind damit als Modellmaterial ungeeignet. Generell erreichten synthetische hochreine Klasse IV – Gipse schlechtere Resultate als der verwendete Naturgips, auch wenn zusätzlich eine Melotteverstärkung verwendet wurde. Das beste Ergebnis erreichte ein resinverstärkter Naturgips Typ RR.

2.5 Einteilung der Abformtechniken

Die zwei zur Anwendung kommenden Abformtechniken richten sich nach den ausgewählten Übertragungspfosten. Häufig muss vor der eigentlichen Abformung eine endgültige Abutmentauswahl und die definitive intraorale Installation der Abutments erfolgen.

Unterschieden wird in eine direkte und eine indirekte Technik.

Indirekte Technik

Der eingesetzte Abformlöffel muss über dem Übertragungspfosten geschlossen sein. Für den Einsatz in teilbezahnten resp. im zahnlosen Kiefer empfiehlt sich immer ein individuell hergestellter Löffel. Im bezahnten Kiefer stellt der Einsatz eines konfektionierten Löffels aus Metall aufgrund seiner höheren Stabilität einen Vorteil dar.

Die Abformung im Patientenmunde erfolgt nach Installation der Abformpfosten analog der üblichen Doppelmischabformung und kann bei geeignetem Abformmaterial auch monophasisch durchgeführt werden.

Nach der Entnahme der Abformung aus dem Patientenmund liegt eine Negativkopie der intraoralen Situation inklusive der im Mund installierten Übertragungspfosten vor.

Es erfolgt im Anschluss die Deinstallation der Übertragungspfosten. Die einzelnen Übertragungspfosten werden mit den Modellierimplantaten für die Meistermodellherstellung verbunden und vorsichtig in die Abformung replaziert

(z.B. Brånemark-System; reponierbarer Abdruckpfosten SDCA 069). Anschließend kann durch Auffüllen mit Gips das eigentliche Meistermodell erstellt werden.

Das Ankylos[®]-Implantatsystem sieht bei Anwendung des Standard-Abutments durch den Prothetiker die endgültige Abumentauswahl und –installation vor der Abformung vor. Dieses Abutment ist konisch analog einem beschliffenen Zahnstumpf gestaltet und erlaubt eine zementierte oder verschraubte Befestigung der vorgesehenen Suprakonstruktion.

Durch aufgesteckte Übertragungspfosten aus Kunststoff kann die Abumentposition übertragen werden. Die Übertragungspfosten passen formschlüssig auf die Ankylos[®]-Standard-Abutments und weisen ausgeprägte Retentionen auf. Bei der Abformung und der nachfolgenden Entnahme lösen sich diese Übertragungspfosten von den Abutments und verbleiben verankert in der Abformung. Daher resultiert ein weiterer Name der Abformtechnik – Pick-Up der Übertragungspfosten (Beispiele: Ankylos[®]-System, Abformpfosten für Standardpfosten, ITI Straumann-System, Abformpfosten für Massivsekundärteile).

In der Literatur wird diese Abformtechnik aufgrund unkomplizierterer Handhabung und von Messergebnissen, welche mit der direkten Technik erzielt und vergleichbar genau waren, von einigen Autoren favorisiert [4, 12, 54].

Für die direkte Abformtechnik wurde sogar der Einfluss des Abformlöffelmaterials untersucht. Im Vergleich von präfabrizierten metallischen Abformlöffeln und individuell hergestellten Kunststofflöffeln fanden Valderhaug und Fløystrand 1984 keine höhere Übertragungspräzision bei der Verwendung von A-Silikonen, Polyetherabformmaterial und dem individuellen Abformlöffel heraus [65].

1986 wurden durch Johnson und Craig eine vergleichbare Studie vorgelegt, die allerdings eine höhere Übertragungspräzision bei Implantatabformungen durch den Einsatz individueller Abformlöffel offenbarte (A-Silikone) [41].

Direkte Technik

Bei dieser Technik ist ein Abformlöffel notwendig, der über dem Übertragungsposten geöffnet ist. Die verwendeten Übertragungsposten werden durch eine ca. 1,5 bis 2 cm lange Schraube auf den Abutments / Implantaten befestigt und weisen ausgeprägte Retentionen auf. Im ersten Schritt erfolgt eine Einprobe des Abformlöffels. Die langen Fixationsschrauben sollen durch den Abformlöffel hindurchragen und dürfen keinen Kontakt zum Abformlöffel haben.

Nach dieser Anprobe kann die Öffnung für die durchtretende Schraube mit einem weichbleibenden plastischen Material (z. B. Wachs) temporär verschlossen werden. Die Abformung schließt sich an. Nach Befüllen des Abformlöffels mit dem Abformmaterial wird der Löffel intraoral positioniert. Die durch die Öffnung im Abformlöffel getretenen Fixationsschrauben werden nach Beendigung des intraoralen Abbindeprozesses gelöst und auf vertikale Beweglichkeit geprüft. Dann kann die Abformung aus dem Mund entnommen werden. Im Anschluss werden durch Zahnarzt oder Zahntechniker die Modellimplantate auf die in der Abformung verbliebenen Übertragungsposten gesetzt und mit der Fixationsschraube befestigt. Es folgt die Modellherstellung durch Ausgießen mit Gips.

Humphries et al. und Burawi et al. postulierten diese Übertragungstechnik als die Methode der Wahl [10, 28].

Spector et al. und Carr hingegen fanden in ihren Untersuchungen keine signifikanten Unterschiede [13, 61] zwischen der direkten und indirekten Übertragungstechnik.

2.6 Messmethoden zur Erfassung der Implantatpositionen

Zur Erfassung von Veränderungen der Implantatpositionen zwischen einer Ausgangssituation und dem Meistermodell nach der Abformung benutzten alle Autoren verschiedene Vorgehensweisen. Ein einheitlicher Standard zum

Vergleich von Messverfahren untereinander resp. der Reliabilität des Messverfahrens selbst existiert nicht.

Durch Jemt et al. wurde 1996 ein Versuch unternommen, mittels eines computergenerierten zentralen Punkt (Zentroid) und einen davon ausgehenden, die Implantatachse beschreibenden Vektor eine vergleichende Projektion der Daten verschiedener Verfahren zu ermöglichen [40].

Einige Autoren verwendeten anstelle von Messverfahren klinisch anwendbare Tests zur Beurteilung der Passung einer Suprakonstruktion. Als Voraussetzung ist eine perfekt passende Suprakonstruktion erforderlich, die als Referenz im Sinne einer Messlehre eingesetzt wird. Durch wechselseitiges Anziehen von endständigen Verschraubungen zeigt sich am jeweils gegenüberliegenden endständigen Implantat die maximale Passungsgenauigkeit der Suprakonstruktion (sog. Sheffield-Test) [31, 63]. Eine Beurteilung ist damit nur innerhalb der drei Kategorien akzeptabel, fraglich oder nicht passend möglich.

Eine Autorengruppe beschrieb zur in-vivo Beurteilung der Passung einer Suprakonstruktion den Einsatz eines Periotest-Geräts. Dieses Gerät appliziert einen gezielten Impuls auf die installierte Suprastruktur. Gemessen wurde die Dämpfung des Impulses als Folge der Passungsgenauigkeit zwischen Implantat und Suprakonstruktion [49, 50].

Generell kann zwischen Methoden unterschieden werden, welche Veränderungen in zweidimensionalen oder in dreidimensionalen Bezugssystemen ermittelten.

2D-Messverfahren

Zweidimensionale Meßmethoden können entweder vertikale oder horizontale Positionsveränderungen der Implantate durch einen Vergleich vor und nach Transfer darstellen.

- Beispiele:
- 1 Einsatz von Dehnungsmessstreifen (strain gauges)
 - 2 optische Vermessung mit Fixpunkten und Mikroskop.
 - 3 optische Vermessung durch Projektion auf Vergleichsschablone
 - 4 Vergleich mit optimal passender Suprakonstruktion (Messlehre)

ad 1. Dehnungsmessstreifen sind zugsensitive elektronische Messinstrumente, die spannungsinduzierte Kräfte erfassen und nach Verstärkung des elektrischen Signals einen Messwert ausgeben. Unter Kraffteinfluss wird der elektrische Widerstand im Messstreifen verändert und kann nach Verstärkung mit dem Wert des unbelasteten Messstreifens verglichen werden [5],45].

ad 2. Als Messapparatur dient ein Mikroskop, dessen Objektträgertisch beweglich ist. Ein integriertes xy-Koordinatensystem erlaubt das Ablesen von Koordinaten des Focus.

Auf dem Urmodell und den Meistermodellen sind Referenzmarkierungen angebracht worden (Kugeln oder Relief). Sowohl deren Positionen als auch die der Implantate können durch Anfahren im Messmikroskop in Zahlenwerte übertragen und miteinander verglichen werden [26, 68].

ad 3. Ein ähnliches Prinzip wird durch Projektion der Aufsicht eines abgeformten Modells mit übertragenen Implantatpositionen auf eine Vergleichsschablone erreicht. Ein Mikroskop vergrößert die Aufsicht in die Dimension einer Wandprojektion. Es ergeben sich nach Darstellung des Urmodells Referenzpunkte auf der Projektionsfläche. Durch nachfolgende Projektion der Meistermodelle ist ein Vergleich mit den Referenzwerten möglich. Nachteilig ist die projektionsbedingte Unschärfe der Darstellung [50, 57].

ad 4. Initial wurde eine Suprakonstruktion als Messlehre hergestellt. Das Urmodell für die Abformserien entstand durch Zugrundelegen der bereits angefertigten Suprakonstruktion. Damit sollten die Voraussetzungen für eine optimale Passung erreicht werden.

Nachdem vom Urmodell die Abformungen erstellt wurden, konnten durch Vergleich mit der Messlehre Fehlpassungen und damit Fehler beim Positionstransfer festgestellt werden [2].

In der wissenschaftlichen Literatur liegen Studienergebnisse vor, welche mit einer spannungsoptischen Darstellung die induzierten Spannungen von Suprakonstruktionen visualisieren. In einem Spezialkunststoff sind dazu Implantate eingebettet. Durch Verschraubung einer Suprakonstruktion mit diesen Implantaten werden über die Implantate Spannungen im Kunststoff erzeugt, welcher unter Spektrallicht als spezifisches Muster sichtbar werden. Im engeren Sinne stellt diese Methodik kein wirkliches Messverfahren dar, da keine vergleichbaren Werte in Form von Zahlenwerten erhoben werden können. Allerdings lassen sich Tendenzen durch eine vergleichende qualitative Bewertung herausarbeiten.

Generell erscheinen heute zweidimensionale Messtechniken vor dem Hintergrund geeigneter existenter dreidimensionaler Verfahren als obsolet.

Die Übertragung der Implantatpositionen erfolgt unter dreidimensionalem Bezug. Die Beurteilung der Passung der Suprakonstruktion kann erst nach deren Fixation erfolgen, welcher eine dreidimensionale Passungsoptimierung vorausgeht.

3D-Meßverfahren

Bei dreidimensionalen Meßmethoden sind zusätzlich eine Messung von Rotation und Inklination der übertragenen Implantate möglich. Möglichkeiten sind:

- 1 3D-Koordinatenmeßmaschine
- 2 optische Vermessung mit einem 3D-Scanner (Laser oder Streifenlicht)
- 3 optische Vermessung mit Doppelspiegelkamera (Stereophotogrammetrie)

ad 1. Eine 3D-Koordinatenmeßmaschine ermöglicht hochpräzise Vermessungen von Körpern. Das zu vermessende Objekt wird durch eine Abtastnadel angefahren und punktuell berührt. Der diese Abtastnadel tragende Arm ist mit elektronischen Sensoren für X-, Y- und Z-Koordinaten versehen und übergibt diese Werte an einen angeschlossenen Rechner. Aus den Messwerten ist das zu vermessende Objekt aus Punkten rekonstruierbar.

Durch das mechanische Anfahren jedes einzelnen Messpunktes ist eine hohe Messgenauigkeit möglich. Zum Generieren eines virtuellen Modells werden ausreichend große Punktwolken benötigt, die einen immensen Zeitaufwand erfordern würden. Eingesetzt wurden Koordinatenmessmaschinen sowohl im Mylab-System als auch im Messsystem der University of Washington, wobei bei letzterem System die Abtastnadel über pneumatisch betriebene Schlitten geführt wurde. Seitens der Hersteller wurde für die Koordinatenmessmaschinen eine Messgenauigkeit von 1 μm angegeben [32].

ad 2. Das Prinzip einer Vermessung mit einem 3D-Scanner wird im folgenden Abschnitt erläutert.

Das Generieren von Messdaten erfolgt durch optische Hilfsmittel (Laser- oder Streifenlichtprojektion). Per Laser oder Streifenlicht wird das zu vermessende Objekt in definierten Winkeln und aus verschiedenen Perspektiven beleuchtet. Durch lichtempfindliche Halbleiterchips (CCD) werden die Reflexionen dieser Lichtquellen in elektrische Signale umgewandelt und zur weiteren Verarbeitung im angeschlossenen Computer verwendet.

Angewendet wurde diese Methode erstmals durch die University of Michigan. Die Laservideographie erfolgte mit einem Raster von 100 μm Weite in der Horizontalebene. Die Vertikalebene wurde in einer Schrittweite von 1 μm erfasst. Als Bezugselemente sind 3 Kugeln in unmittelbarer Nähe der Messobjekte

notwendig. Diese Maßnahme erlaubt die exakte Zuordnung zu vergleichenden Messdaten anhand der Kugeldarstellungen.

Ein Vorteil dieser Methode ist die Generation großer Messdatenmengen in kurzer Zeit. Im Computer kann anschließend aus den Punktwolken ein virtuelles Abbild des vermessenen Objektes erstellt werden. Eine Verbindung von jeweils 3 Punkten durch Linien führt zu einer Gitternetzdarstellung des vermessenen Objektes. Die Abstände der interferierenden Flächen, die ein solches Gitternetzmodell bilden, werden mathematisch verglichen. Die Software kann zwei Gitternetzmodelle maximal aufeinander anpassen, indem nach dem Prinzip der geringsten mathematischen Differenz zwischen den Flächenabständen vorgegangen wird. Die Gitternetzmodelle werden solange durch die Software gegeneinander dreidimensional verschoben, bis die kleinstmögliche Differenz erreicht wurde (Best-Fit-Algorithmus).

Mit der Laserprojektion lassen sich zur Zeit nur kleinere Objekte in der Größe eines Zahnstumpfes genau erfassen.

Diese Einschränkung betrifft nicht die Streifenlichtprojektion. Mit dieser Technik ist die Vermessung von Objekten bis zur Größe eines gesamten Meistermodells möglich.

Schwierigkeiten bereitet bei diesen optischen Messtechniken die Vermessung reflektierender Körper, wie z. B. unbehandelter Metalloberflächen.

Durch geeignete Oberflächenbehandlungen, die nur Veränderungen der Dimensionen des Messobjekts unterhalb der Messtoleranz vornehmen, ist diese Problematik jedoch zu umgehen. Insbesondere durch Oxidation oder Besprühen mit Feinstpartikelsprays gelingt es, die Reflexionen zu eliminieren.

Diese Technologie erreicht nicht die Messgenauigkeit einer 3D-Koordinatenmeßmaschine.

ad 3. Lie et al.[44] beschreiben eine Methode, bei welcher die zu vermessenden Objekte aus mehreren Perspektiven gleichzeitig fotografisch erfasst werden.

An eine Kleinbildfotokamera mit Weitwinkelobjektiv sind parallel zur Linsenachse horizontale Spiegel in definiertem Abstand angeordnet. Durch die Spiegel wird eine Darstellung des Objekts / der Objekte aus zwei virtuellen Blickwinkeln zusätzlich ermöglicht.

Die Dreifachdarstellung wird über einen Analyseplotter in einem Computer eingelesen. Durch schablonenartige Übereinanderprojektion der erfassten Daten entsteht eine stereophotogrammetrische Projektion eines Objekts / mehrerer Objekte. Diese lässt durch mathematische Algorithmen Abstandsberechnungen zwischen markanten Punkte zu. Mit dieser Technologie wird eine dreidimensionale Messgenauigkeit von 20 μm erreicht.