

2 Literaturübersicht

Seit den sechziger Jahren werden dentale Implantate für die Verankerung von Zahnersatz herangezogen (22). In den 60er und 70er Jahren wurden Blattimplantate zur Verankerung von prothetischen Suprakonstruktionen in unbezahnte Kiefersegmente inseriert. In zwei retrospektiven Untersuchungen von *Fichtner* et al. konnte nachgewiesen werden, dass sich nach zehn Jahren 85,7 % der gesetzten Blattimplantate in situ befanden (37, 38). Im Laufe der 80er Jahre nahm die Versorgung von teilbezahnten Kieferregionen und die Rehabilitation von Schaltlücken durch Kronen auf Implantatbasis zu. Studien belegen, dass Implantate als Stützpfiler für prothetische Versorgungen über lange Zeit in einem klinisch stabilen und gesunden Zustand gehalten werden können (1, 22, 80, 81). Die Erfolgswahrscheinlichkeit für Implantate stieg im Laufe der Jahre bis heute auf ca. 85 % bis 95 % nach sieben- bis zehnjähriger Tragezeit an (14, 23, 24, 31, 53).

Die rasante Entwicklung des Dentalmarktes hat eine Vielzahl an Implantatsystemen hervorgebracht, die sich in Größe, Form, Oberflächendesign und -beschichtung, Abutment sowie Abutmentverbund unterscheiden. Studien mit unterschiedlichen Implantatsystemen zeigen, dass es nach dem Einsetzen der Titankörper zu einem festen Verbund zwischen dem Knochen und dem Implantat kommt, und dass die so genannte Osseointegration im Keimspektrum der Mundhöhle langfristig erhalten bleiben kann (3, 24, 50). Zwei wesentliche Faktoren, die zum Knochenverlust führen können, sind biomechanische Überbelastungen und bakterielle Infektionen (58). Zum möglichen Auftreten von mikrobieller Zerstörung des periimplantären Weichgewebes durch bakterielle Toxine liegen Studien vor (71, 88, 92). *Nentwig* untersuchte die biomechanische Lasteinleitung der Kaukräfte am Ankylos[®]-Implantatsystem und stellte die differenzierte Gewindestruktur des enossalen Anteiles, sowie die spaltfreie

subgingivale Konusverbindung, die zur Aufnahme des Aufbaupfostens dienen soll, in einer klinischen Studie vor (73).

Die nach einer Einheilphase erreichte Osseointegration stellt zunächst die Grundlage für die mechanische Stabilität von implantatprothetischen Konstruktionen dar (22). Von Bedeutung ist auch das periimplantäre Weichgewebe, das in der Implantatregion den Knochen vor Einflüssen aus der Mundhöhle schützen soll (19, 79, 104). Vermutet wird eine Einflussnahme des periimplantären Weichgewebekragens auf die Stabilität des Stützgewebes, wobei die Funktion noch nicht genau geklärt ist (19, 103). Einige Autoren sehen das Vorhandensein von keratinisierter Gingiva als notwendiges Kriterium für den Erhalt von osseointegrierten Implantaten an, und schätzen das Fehlen der befestigten Schleimhaut als kritisch ein (12). Andere Studien zeigen jedoch, dass auch an Implantaten bei fehlender keratinisierter Gingiva die Gewebestabilität aufrechterhalten bleiben kann, sofern eine gute Mundhygiene vorhanden ist (10, 70).

Teixeira konnte einen Zusammenhang zwischen Plaque und Knochenabbau nach 3-jähriger Implantatbelastung nachweisen (97). Dem gegenüber stehen einige Studien, in denen nach klinischer Langzeitbeobachtung kein Zusammenhang zwischen Mundhygiene und Knochenabbau festgestellt werden konnte (6, 26, 84). In drei weiteren Untersuchungen wurde anhand klinischer Parameter ebenfalls kein Zusammenhang zwischen einem Entzündungsgrad der periimplantären Mukosa und Knochenabbau festgestellt (56, 81, 104).

Veröffentlichungen zeigen gute Ergebnisse hinsichtlich der implantatprothetischen Rehabilitation der Kaufunktion von Patienten im Vergleich zu konventionellem Zahnersatz (17, 25, 36). Den Implantat tragenden Zahnersatz so zu konzipieren, dass Stressfaktoren am Implantat und am periimplantären Knochen möglichst gering

gehalten werden können, wurde mehrfach untersucht (40, 55, 69, 83). Da Suprakonstruktionen auf Implantaten verschraubt oder zementiert werden können, kommt der Verbindungsart zwischen der Prothetikkonstruktion und dem Abutment eine erhebliche Bedeutung zu. Lösen sich Verschraubungen durch Mastikation, so können nach Lockerung des Zahnersatzes durch wechselnde Belastungen Frakturen an der prothetischen Versorgung auftreten (11, 63). Als häufigste Komplikation sind Lockerungen von Schraubenverbindungen nachweisbar, die in einigen Studien in bis zu 38% der Fälle aufgetreten sind (11, 14, 63). Dabei können zunächst Deformationen und weiter fortgeschritten, Brüche von einzelnen Konstruktionselementen entstehen. Werden gelockerte Verbindungen nicht bemerkt, können außerdem Schäden am knöchernen Implantatlager und Frakturen an Implantatkörpern entstehen (8, 45, 77), die im ungünstigsten Fall eine prothetische Neuversorgung auf den vorhandenen osseointegrierten Pfeilern ausschließen. Eine Schraubenlockerung ist vom Patienten nicht immer sofort festzustellen, im Vergleich zu einer Dezementierung der vorhandenen Suprakonstruktion. Darüber hinaus kann sich das angrenzende Weichgewebe entzünden, wenn bei Zementierungen implantatprothetischer Restaurationen die Überschüsse des Befestigungsmaterials nicht vollständig entfernt werden.

Zur Beurteilung des gefertigten Zahnersatzes werden zum einen die medizinische und technische Betrachtung herangezogen, und zum anderen das subjektive Empfinden des Patienten berücksichtigt. Verschiedene Untersuchungen ergaben ein hohes Maß an Zufriedenheit durch Lebensqualitätsteigerung seitens der Patienten und bestätigen die medizinische und technische Zweckmäßigkeit von implantatprothetischen Rehabilitationen mit Kronen-, Brücken- und Stegprothesen (2, 7, 20, 21, 46, 51, 54, 96).

Wie von *Gómez* bereits klassifiziert, können knöcherne Resorptionen in horizontaler und vertikaler Ausdehnung am Implantatlager in unterschiedlichen Formen auftreten (41). In welchem Maße dieser Knochenabbau nach der Implantatinsertion bis zur eigentlichen prothetischen Rehabilitation vorhanden sein kann, zeigt eine von *Cherng-Tzeh* durchgeführte radiologische Studie anhand des Ankylos[®]-Implantatsystems (27). Daraus geht hervor, dass bei einem vorhandenen Knochenverlust von 0,8 Höhenmillimetern vor prothetischer Versorgung sich ein um etwa 0,2 mm pro Jahr langsam fortschreitender Knochenabbau um den Implantatkörper einstellte, nachdem die zahntechnische Konstruktion eingesetzt wurde. Eine Untersuchung von *Behneke* zeigt einen vertikalen Knochenabbau von 0,8 mm zwischen der Implantation und der prothetischen Versorgung und einen mittleren jährlichen Knochenabbau von 0,1 mm nach funktioneller Belastung des Implantatlagers (14). Eine andere Studie von *Behneke* zeigt einen Knochenabbau bis zur prothetischen Rehabilitation von 0,5 mm bei vollständig unbezahnten Unterkiefern. Über 60 Monate betrachtet entstand ein jährlicher Knochenabbau von 0,1 mm, nachdem die Implantate durch Suprakonstruktionen belastet wurden (13). Langzeituntersuchungen geben Aufschluss, mit welchem Knochenabbau nach implantatprothetischen Versorgungen gerechnet werden kann (52, 57, 60, 89). Häufig werden periimplantäre knöcherne trichterförmige Einbrüche radiologisch festgestellt, während marginale Entzündungszeichen fehlen (30, 31). Eine Methode zur Auswertung des Knochenabbaus anhand von Panoramaschichtaufnahmen beschreibt *Gómez*, mit der sich zuverlässig Aussagen bezüglich des periimplantären Knochens treffen lassen (41). Panoramaschichtaufnahmen können konventionell oder digital erstellt werden. Die Tiefenschärfe bei konventionell erstellten Röntgenbildern ist höher als bei digitalen Aufnahmen. Die Strahlenbelastung ist bei der Anfertigung von digitalen Röntgenbildern jedoch gerin-

ger als beim konventionellen Verfahren. Die digitale Auswertung konventionell produzierter Röntgenaufnahmen wurde bereits von *Gómez* beschrieben und untersucht (43, 44). Mehrere Studien zeigen, dass mit einer Genauigkeitsabweichung beim Vermessen von Röntgenbildern unterschiedlicher Aufnahmetechniken zu rechnen ist, wobei die Genauigkeit in der Vertikaldimension wesentlich höher ist als in der Horizontalebene (33, 90, 100, 101). *De Smet* konnte an humanen Leichen mit vorhandenen dentalen Implantaten feststellen, dass die größte Abweichung zwischen der realen Messung und der radiologischen Auswertung am Humanpräparat unter allen möglichen radiologischen Aufnahmetechniken 0,5 mm im Maximum nicht überschreitet (33). Unter Berücksichtigung der angrenzenden Implantatstrukturen zeigt eine Studie von *Gómez* die periimplantäre Hart- und Weichgewebesituation an jeweils zwei interforaminär inserierten Implantaten mit unterschiedlicher Distanz zueinander bei zahnlosen Unterkiefern (42). Dabei wurde festgestellt, dass bei Unterkieferkonstruktionen auf zwei interforaminären Implantaten ein horizontaler Abstand von jeweils 25-29 mm angestrebt werden sollte, wobei die Implantate in der Region der Eckzähne zu positionieren wären, um einen Knochenabbau möglichst gering halten zu können.

2.1 Das Ankylos[®]- Implantatsystem

2.1.1 Makrodesign

Der Ankylos[®]-Implantatkörper wird aus geschmiedetem Reintitan Grad 2 nach ISO 5832/II gefertigt. Die Makrostruktur zeigt ein wurzelförmiges Schraubendesign mit einem progressiven Gewinde, wobei die Gewindetiefe von der Implantatschulter nach unten hin zunimmt. Die Flankengeometrie des Gewindes verändert sich dabei absteigend stetig (73). Die Form des Ankylos[®]-Implantats sorgt für eine apikalwärts gerichtete Belastung des spongiösen Knochens bei gleichzeitiger Entlastung der stabilen kortikalen Knochenstruktur im crestalen Implantationsgebiet. Grundlage dieser Überlegungen waren klinische und radiologische Beobachtungen an Implantaten, die nach Einheilung sehr oft trichterförmige Resorptionen der periimplantären Knochenstruktur während der funktionellen Belastung aufwiesen. Entzündungszeichen der periimplantären marginalen Gingiva fehlten (94). In Untersuchungen mittels spannungsoptischer Versuche und bei Finite-Elemente-Studien konnten hohe Spannungen im cervikalen Knochen bei Belastungssimulationen nachgewiesen werden (65). Das progressive Sondergewinde besitzt die Eigenschaft diesen Spannungen entgegen zu wirken, was in In-Vitro-Studien bereits nachgewiesen werden konnte (72).

2.1.2 Mikrodesign

Der bis zur Implantatschulter angrenzende polierte Implantatanteil soll eine Knochen-trabekeleinsprossung in die Implantatoberfläche verhindern (73). Unterhalb des polierten Anteils wird das Implantat durch ablative Oberflächenbehandlung im Pulverstrahlverfahren konditioniert. Tastschnittmessungen konnten eine 1,6-fache

Oberflächenvergrößerung im Vergleich zum vorher unbehandelten Implantat nachweisen (74).

Die Implantatoberfläche ist hier anhand einer elektronenmikroskopischen Aufnahme dargestellt (Abb.1).

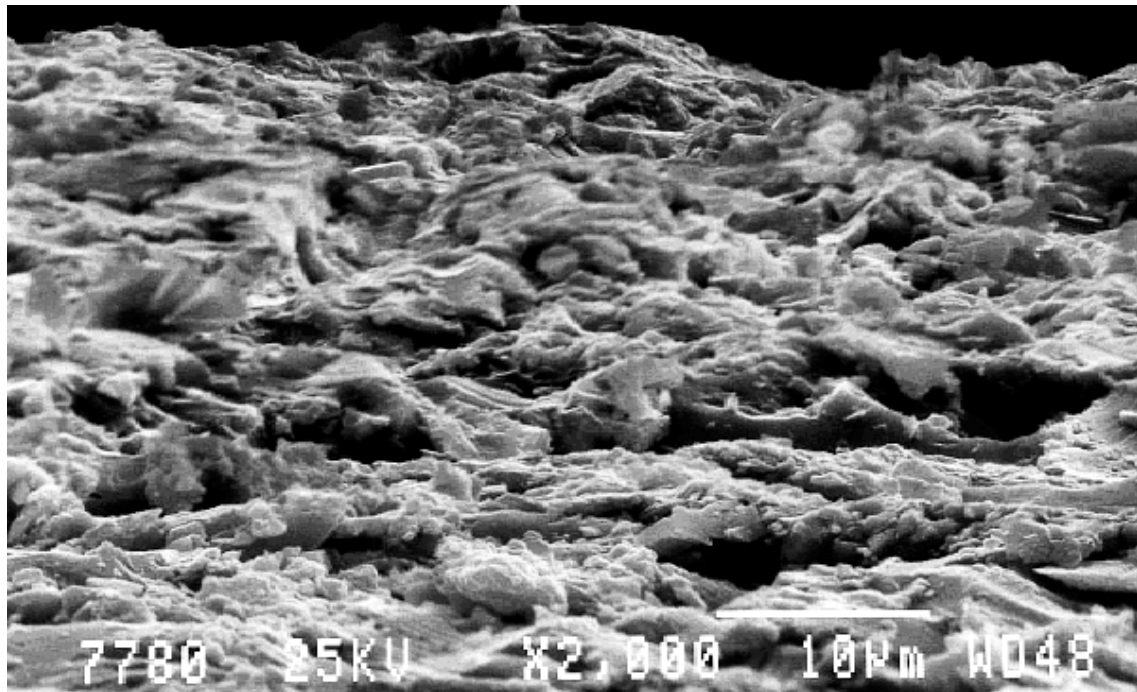


Abbildung 1: Implantatoberfläche nach Pulverstrahlkonditionierung

2.1.3 Verbindung Implantat/Abutment

Das Ankylos[®]-System besitzt eine interne Konusverbindung zwischen Implantat und Abutment. Der Konuszapfen wird mit einer zentralen Stirnschraube in den Innenkonus des Implantats hineingezogen, so dass die konische Verbindungsfläche maximiert wird (Abb.2.1). Diese Verbindung gewährleistet Dichtigkeit, Stabilität und eine Rotationssicherung des Abutments durch eine zirkulär konische Passung nach Applikation der Stirnschraube (67) (Abb.2.2). Die Konusgeometrie ist mit allen Implantatgrößen und Prothetikaufbauten dieses Systems kombinierbar (Abb.2.3).

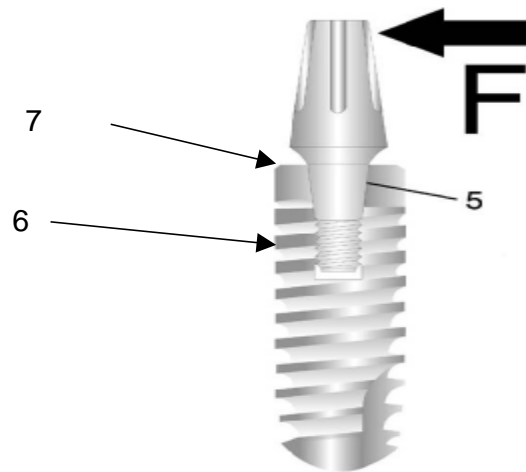


Abbildung 2.1: Interne Konusverbindung (5) nach Einbringen der zentralen Stirnschraube mit Sondergewinde (6), Implantatschulter (7), F (Force)

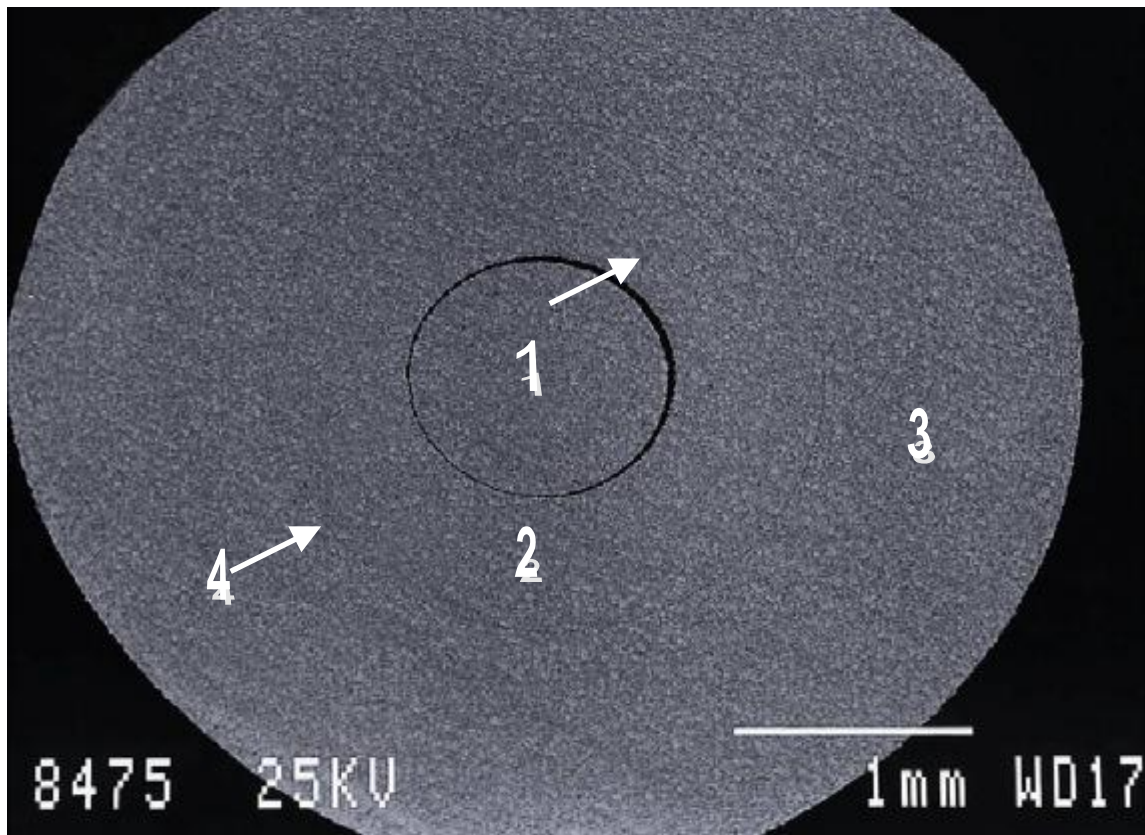


Abbildung 2.2: Interne Konusverbindung zwischen Implantat und Abutment mit zentralem Stirnschraubenkanal (Vertikalansicht)

1: Stirnschraube; 2: Abutment; 3: Implantatkörper; 4: Konuspassung



Abbildung 2.3: Implantatkörper mit kombinierbaren Prothetikaufbauten

2.1.4 Sulcusaustrittsprofil

Der durch die interne Konusverbindung resultierende geringere Durchmesser des Abutments im Vergleich zum Implantatdurchmesser zeigt einen sehr schmalen Weichgewebeauftritt aus dem Implantat in die Mundhöhle. Mit dieser Strategie soll eine gute Adaptation des Sulcusepithels erreicht und ein Durchsimmern von Metall verhindert werden.

2.2 Klinische Untersuchungen zum Ankylos[®]- Implantatsystem

In einer Untersuchung von *Romanos* mit 58 implantatprothetischen Einzelzahnversorgungen wird eine Überlebensrate von Ankylos[®]-Implantaten von 96,6 % bei einem durchschnittlichen Belastungszeitraum von 20 Monaten festgestellt (86). Für 85,6 % gibt er keinen Knochenabbau während der funktionellen Belastung an. Bei 8,6 % ist ein Knochenabbau im Bereich der polierten Implantatschulter präsent. Ein Knochenabbau bis zum ersten Viertel der Implantathöhe wird mit 5 % angegeben.

Beniashvili zeigt in einer Studie den Vergleich zwischen Verbundbrücken und rein implantat-getragenen Brücken (16). Die durchschnittliche Belastungsdauer der prothetischen Konstruktionen lag bei 29 Monaten bis zum Zeitpunkt der klinischen und

radiologischen Untersuchung. Bereits nach der Einheilphase wiesen 31,8 % der Implantate einen Knochenabbau auf. Vom Beginn der implantatprothetischen Belastung von Verbundbrücken bis zur Untersuchung wurde ein Knochenabbau an 24,4 % der Implantate festgestellt. Für rein implantat-getragene Brücken wurde eine Knochenabbauquote an 20,4 % der inserierten Implantate nachgewiesen.

2.3 Bewertungskriterien für enossale Implantate

Albrektsson (2) definierte 1986 die Erfolgskriterien für enossale Implantate wie folgt:

- das unverbloekte einzeln stehende Implantat muss klinisch fest sein
- auf dem Röntgenbild ist keine periimplantäre Transluzenz sichtbar
- der vertikale Knochenabbau beträgt pro Jahr $\leq 0,2$ mm nach funktioneller Belastung
- es gibt keine anhaltenden Beschwerden wie Neuropathien, Infektionen und Schmerzen
- die Erfolgsrate beträgt nach fünf Jahren mindestens 85% und nach zehn Jahren mindestens 80%.

Im Rahmen der Konsensus-Konferenz der DGZMK (Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde) in Mainz 1989 (98) wurden folgende Erfolgskriterien für enossale Implantate formuliert:

- das Implantat ist klinisch fest
- der Knochenverlust nimmt im Laufe der Jahre langsam zu
- die radiologischen Kontrollbilder zeigen keine periimplantären Transluzenzen
- es sind keine Schmerzen, Anaesthesien oder Paraesthesien präsent
- die prothetische Konstruktion muss mit beurteilt werden
- die Beurteilung des Patienten über den ihm eingegliederten Zahnersatz muss berücksichtigt werden

2.4 Beurteilung des periimplantären Weichgewebes

Die Beurteilung des periimplantären Weichgewebes wird in vielen Implantatstudien dargestellt (5, 26, 84, 97). Als grobes Kriterium findet die Abwesenheit von Schmerzen, Missempfindungen oder periimplantären Entzündungszeichen Akzeptanz, die Sondierung des periimplantären Sulcus als Mittel einer genaueren Diagnostik ist jedoch umstritten. Die Messung am periimplantären Sulcus kann durch verschiedene Ursachen verfälscht sein. Zum einen ist durch einen fortschreitenden Knochenabbau die Sondierungstiefe nicht genau zu ermitteln, zum anderen kann durch die Volumenveränderung der Gingiva eine Fehlinterpretation zustande kommen. *Albrektsson et al.* geben an, dass tiefe periimplantäre Sulci unter Berücksichtigung der variablen Schleimhautdicke nicht unbedingt auf einen starken Knochenabbau schließen lassen (4). Von großer Bedeutung ist sicherlich auch die Sulcusblutung auf Sondierung, als ein Hinweis auf eine periimplantäre Entzündung, wobei eine Blutung auch durch einen zu starken Druck ausgelöst werden könnte. Periimplantäre Sondierungen sollten nur mit einem geringen kalibrierten Druck von jeweils 0,2 Newton erfolgen, um auswertbare Ergebnisse erzielen zu können (87).