

Zusammenfassung

Der folgende Beitrag beschreibt die prothetische Behandlung eines zahnlosen Unterkiefers bei ungünstiger anatomischer Ausgangslage. Die Rehabilitation erfolgte mit einer passivierten individuellen Stegkonstruktion auf sechs enossalen Implantaten. Für die exakte Passung und einen spannungsfreien Sitz von Meso- und Suprastrukturen, hat sich die Funkenerosion als Passivierungsverfahren bewährt. Der geforderte Grad an Präzision wird hier durch eine enge interdisziplinäre Zusammenarbeit von Zahnarzt und Zahntechniker unter standardisierten Verfahrensweisen erzielt. In diesem zweiten Teil des Beitrags erfolgt die Fertigstellung der Versorgung.

Indizes

Implantatprothetik, Passive fit, Funkenerosion, Steg, Implantate, zahnloser Unterkiefer

„Passive fit“ bei implantatprothetischer Rehabilitation im zahnlosen Unterkiefer

Teil 2: Passivierung und Fertigstellung

Constanze Olms, Günter Rübeling, Kai Popall

Die Wachsaufstellung im Unterkiefer wurde über provisorische Kappen auf den Abutments regio 33 und 43 fixiert. Kieferrelation, Okklusion, Zahnfarbe, Form und Stellung wurden aus statischen und ästhetischen Gesichtspunkten kontrolliert und der Patient befragt, ob für ihn die Versorgung aus funktioneller und ästhetischer Sicht akzeptabel ist. Im vorliegenden Fall war eine Korrektur der Bisslage und der Zahnaufstellung der oberen Inzisivi notwendig. Die Wachsaufstellungen im Ober- und Unterkiefer wurden intraoral mit rosa Wachs neu verschlüsselt und die Mittellinie wurde markiert. Im Labor müssen die Modelle zueinander im Artikulator neu montiert werden.

Nach den Korrekturmaßnahmen wurde von der Wachsaufstellung ein Silikon Schlüssel angefertigt. Dieser diente zur Positionierung der SAE-Modellierpfosten und zur Stegmodellation. Durch die Divergenz der Implantate des III. und IV. Quadranten wurden zwei Steg-Sektionen angefertigt. Stege und Konuszapfen haben einen Neigungswinkel von 2°. Die Stege wurden modelliert und aus einer CoCrMo-Legierung (SAE Okta-C) gegos-

Sitzung 3: Praxis – Wachseinprobe (Abb. 31 und 32)

Labor: Stegherstellung und Passivierung (Abb. 33 bis 58)

Abb. 31 Die Wachseinprobe im Mund.



Abb. 32 Die Wachseinprobe wird auf das Meistermodell übertragen. Es erfolgt eine geringfügige Korrektur der Zahnstellung.

Abb. 33 Von der Wachsaufstellung wird ein Silikonschlüssel zur Positionierung der SAE-Modellierpfosten angefertigt.

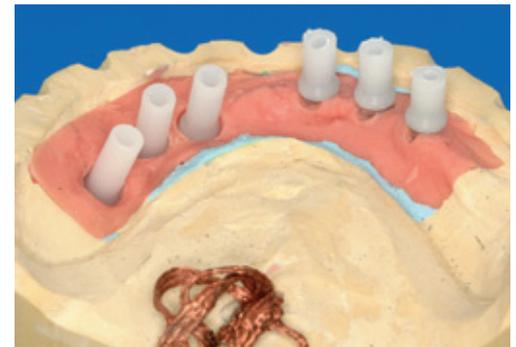
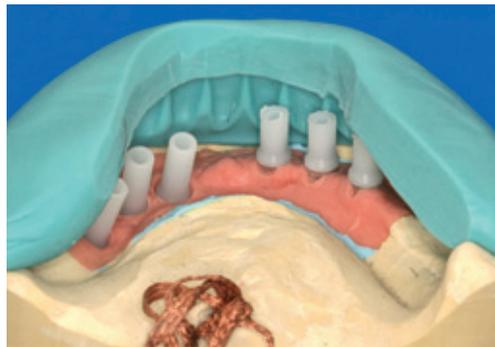


Abb. 34 Die SAE-Modellierpfosten. Der Kunststoff für Pfosten und Steg verbrennt rückstandslos.



Abb. 35a und b Bedingt durch die Divergenz der Implantate der rechten zur linken Kieferhälfte wurden zwei Steg-Sektionen angefertigt. Die mit Pattern Resin fertigt modellierten Stege. Stege und Konuszapfen haben einen Neigungswinkel von 20°.

sen. Nach Ausarbeitung der Stegsegmente wurde erstmals der Sheffield-Test durchgeführt (siehe Abb. 36 und 37). Fehlpassungen werden so sichtbar. Die Passivierung der Stege erfolgte mittels Funkenerosion. Für den Funkenerosionsprozess wurde das Modell mit dem Werkstück (Mesostruktur) auf einem Modellhalter montiert und auf dem Magnettisch in der Funkenerosionsmaschine so in die Arbeitsposition gebracht, dass sich beide bedingt berühren. Die Bearbeitung erfolgt in einem Behälter, der mit der isolierenden Flüssigkeit (Dielektrikum) befüllt ist. Die ausschraubbaren SAE-Modellimplantate werden gegen erodierfähige Kupferelektroden ausgetauscht, die den Stromfluss begünstigen. Werkstück und Modell mit den Elektroden sind über ein stromführendes Kabel an eine Gleichstromquelle angeschlossen. Die Stromleitung ist durch einen Schalter unterbrochen. Wird diese geschlossen, entstehen zwischen Werkstück und Elektroden Kurzschlussimpulse, die Funkenüberschläge von der Elektrode zum Werkstück abgeben.



Abb. 36 Der Guss aus der Co-CrMo-Legierung SAE Okta-C.



Abb. 37 Das ausgearbeitete Stegelement auf der rechten Kieferhälfte wird dem Sheffield-Test unterzogen. Die Fehlpassung ist offensichtlich. Es erfolgt die Stegpassivierung durch Funkenerosion.

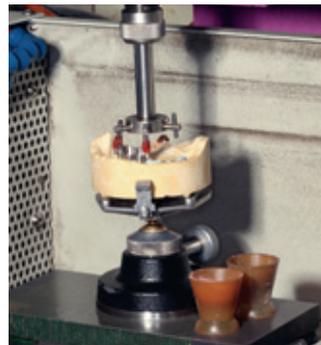
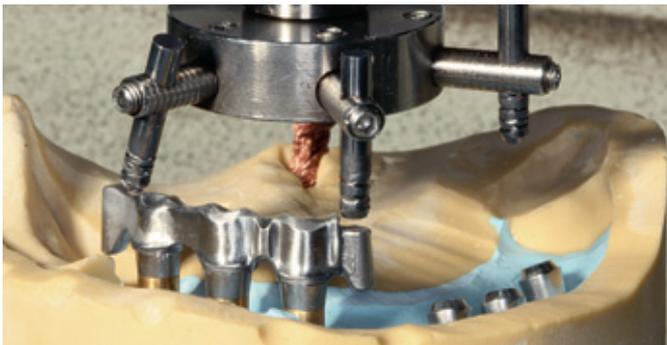


Abb. 38a und b Lagerichtig wird das Stegsegment auf den Modellimplantaten mit etwas weichem Wachs fixiert – nicht verschraubt – und die Aufnahmevorrichtung an der Z-Achse der Funkenerosionsmaschine an den Steg angefahren und mit Pattern Resin verbunden.

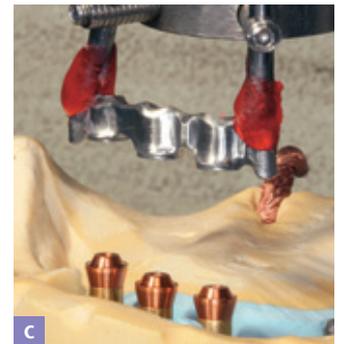
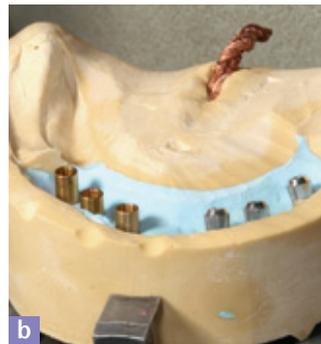


Abb. 39 a und b Nachdem die Stegstruktur hochgefahren ist, werden die Modellimplantate ausgeschraubt, gegen Kupferelektroden dieses zur Anwendung kommenden Implantatsystems ausgetauscht und mit dem Drehmomentschlüssel mit 20 Ncm angezogen; c funkenerodiert wird mit den zu den Modellimplantaten profilidentischen Kupferelektroden.

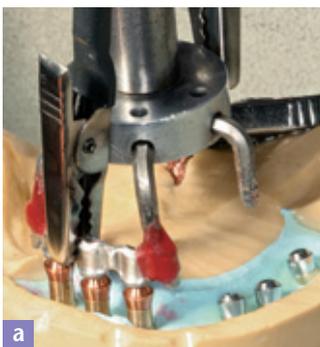


Abb. 40 a Nachdem die elektrischen Kontaktklammern (– am Modell und + an der Struktur) angelegt sind, ist der Stromkreis geschlossen; b der Funkenerosionsprozess wird gestartet; c das Dielektrikum wird durch den orangenen Kanal an die Struktur direkt herangeführt und das Modell mit dem Erosionsobjekt im Dielektrikum durch Fluten der Wanne voll eingetaucht.



Abb. 41 Nach dem ersten Funkenerosionsprozess, der max. zehn Minuten dauert, ist die Struktur zirkular voll aufsitzend. Die Elektroden sind teilweise abgebrannt und müssen für die folgende Feinsterosion ausgewechselt werden.



Abb. 42 Die abgebrannten Elektroden werden gegen neue Elektroden für den zweiten Funkenerosionsprozess ausgetauscht und mit dem Drehmomentschlüssel angeschraubt.

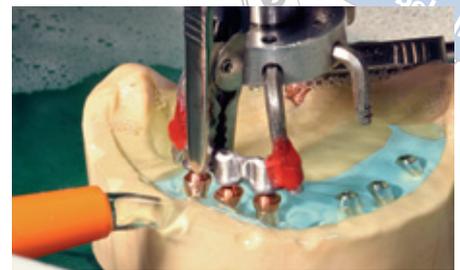


Abb. 43 Mit verminderter Stromleistung erfolgt die Schlichterosion, damit die Konturen des Oberflächendesigns exakt nachgebildet werden und die Oberflächenrauigkeit minimalisiert wird, die Erosionsdauer beträgt max. fünf Minuten.

Abb. 44 Die Oberfläche der Elektroden zeigt nach der Erosion nur eine schwache Touchierung. Der Passivierungsprozess ist beendet, passive fit ist erzielt, die Spaltbreite beträgt max. 5 µm.



Abb. 45 In der gleichen Vorgehensweise wird die zweite Stegstruktur passiviert.

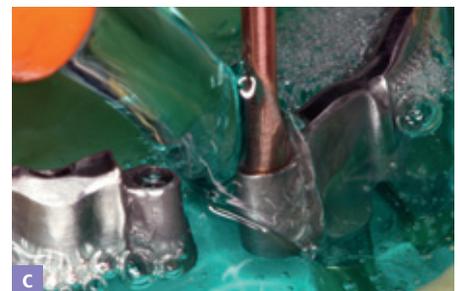


Abb. 46 a Die Stegstruktur mit dem mesial angegossenen 2° Konuszapfen; b in diesen Zapfen wird mit einer runden Elektrode, Ø 1,2 mm, ein Sackloch in der gleichen Parallelposition, wie dies bereits bei der Stegstruktur auf der rechten Kieferhälfte erfolgt ist, funkenerodiert; c der Funkenerosionsprozess.

Diese Funkenüberschläge bewirken den Metallabtrag am Werkstück (Struktur) auf den zuerst auftreffenden Partien. Der Abtrag setzt sich fort, bis alle Partien der Struktur den kompletten Kontakt zu den Elektroden haben. Das Werkstück sitzt dann zirkulär vollständig auf den Implantatelektroden auf, deren Oberflächendesign exakt dem der Modellimplantate sowie der Implantate oder der Abutments im Mund entspricht. Nachdem der Erodiervorgang abgeschlossen war, wurden die Elektroden in den Modellhülsen durch die Modellimplantate ersetzt. Das Oberflächendesign ist identisch zur intraoralen Situation (siehe Abb. 38 bis 45).

Die bislang getrennten Stegkonstruktionen wurden mit einem mobilen Stegsegment über die individuell angefertigte doppelte Konuszapfenverbindung verschraubt. Der erneute Sheffield-Test zeigte die spannungsfreie Mesostruktur mit passivem Sitz auf den Modellimplantaten (siehe Abb. 46 bis 48).



Abb. 47 a und b Die parallel zueinander erodierten Passungen zur Aufnahme der vorgefertigten Gewindehülsen aus CoCrMo; c die Gewindehülsen sind eingeklebt mit Nimetec Cem (3M ESPE).

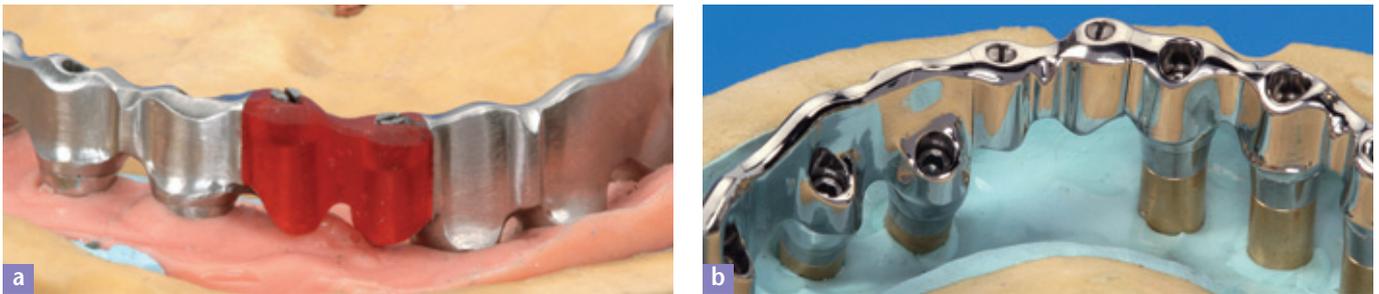


Abb. 48 a Der Verbindungssteg ist aus Pattern Resin modelliert und in CoCrMo gegossen; b die fertigen Stegstrukturen aus CoCrMo mit dem verschraubten Stegteil.

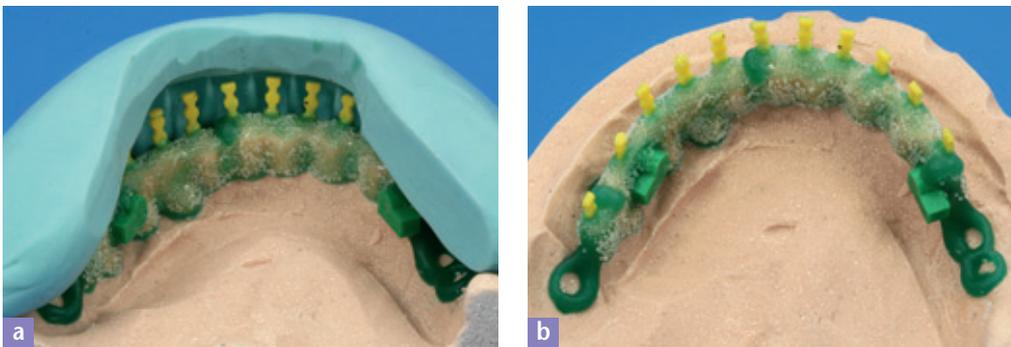


Abb. 49 a Auf dem Duplikatmodell aus SAE Präzisionseinbettmasse M2 ist das Sekundärteil mit Einbeziehung des Silikonsschlüssels modelliert; b die grünen Modellierhilfsteile zur Aufnahme der zu erodierenden Schwenkriegelpassungen sind positioniert und angewachst; c das gegossene Sekundärgerüst; d Das Modellgussteil aus der Legierung CoCrMo SAE Okta-M VS, aufgepasst und fertig ausgearbeitet.



Abb. 50a und b Die montierten SAE-Schwenkriegel und die Friktionsstifte aus CoCrMo, die mit der Struktur laserver-schweißt sind. Die Riegel- und Achspassungen sowie die Stiftpassungen wurden funken-erodiert.

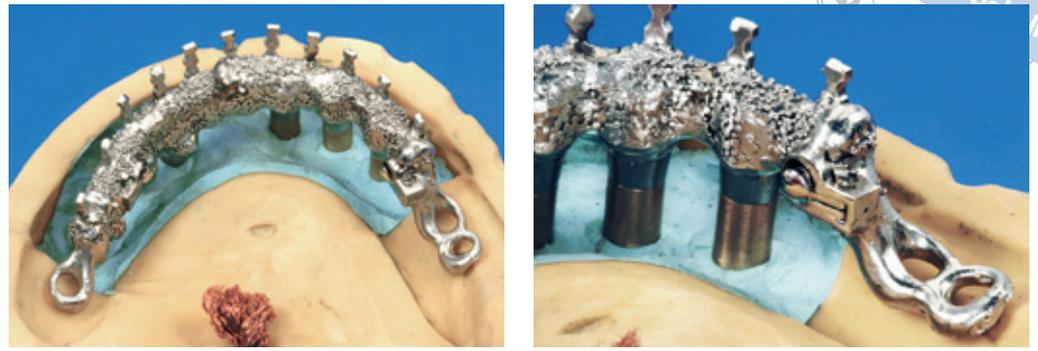


Abb. 51 Das Modell mit den eingeschraubten Modellim-plantaten.

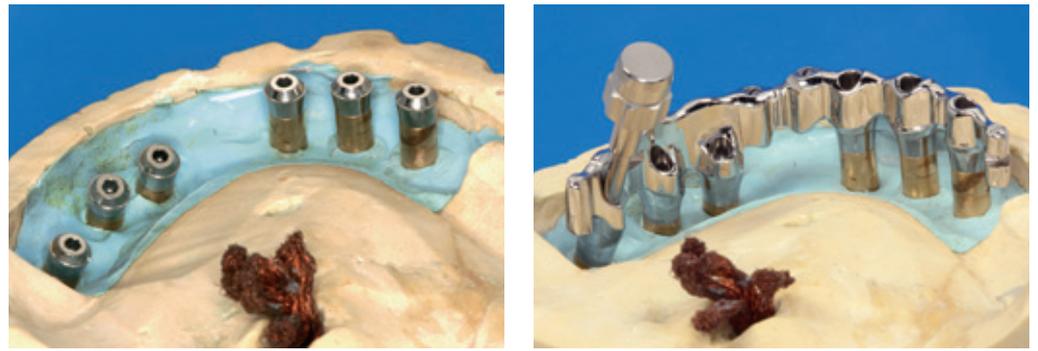


Abb. 52 Die verbundene Stegstruktur im Sheffield-Test. Nur eine Schraube an der ä-ußersten Bohrung ist angezogen – spannungs- und spaltfrei – passive fit.

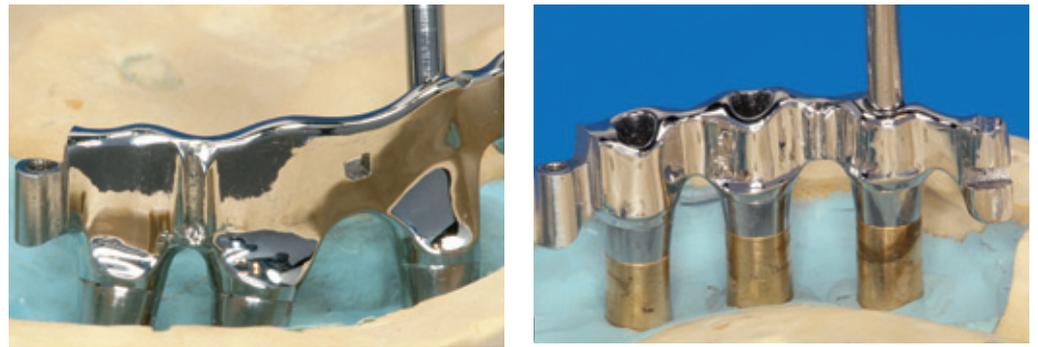


Abb. 53a und b Die zwei Steg-strukturen im Sheffield-Test – spannungs- und spaltfrei.

Die Suprastruktur wurde im Modellgussverfahren auf CoCrMo-Basis hergestellt und auf die Mesostruktur aufgepasst. Im Anschluss daran erfolgt die Montage der Verschluss-elemente. Für die vorgefertigten und standardisierten SAE-Schwenkriegel wurden die Passungen gleichzeitig von der Sekundär- in die Primärkonstruktion erodiert. In diese Präzisionspassungen passen die Schwenkriegel exakt hinein. Das Achslager wurde im zweiten Arbeitsprozess im rechten Winkel zur Riegelpassung erodiert. Weiterhin wurden die Passungen für die Friktionsstifte zur präzisen Steuerung der Haltekraft in die Meso- und Suprakonstruktion erodiert und die Friktionsstifte 0,9 Ø mm aus der systemgleichen Legierung durch Laserschweißung montiert. Danach erfolgte die Aufstellung der Prothesenzähne in Wachs (siehe Abb. 49 bis 58).

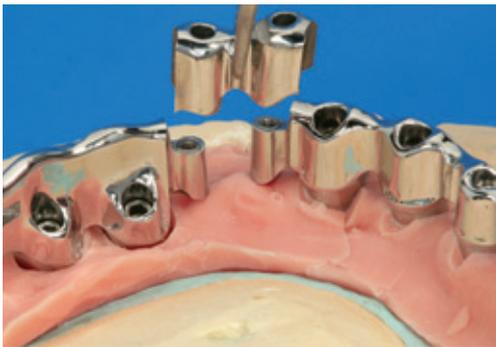


Abb. 54a bis d Das mobile Stegteil verbindet die zwei Stegsegmente durch die Verschraubung mit den Konuszapfen.



Abb. 55 a In der Mesostruktur sind die Riegelpassungen erkennbar, regio 35 und 45; b in der Suprastruktur aus CoCrMo sind die vier Friktionstifte in regio 33, 35, 41, 43 erkennbar und die SAE-Schwenkriegel regio 35 und 45.



Abb. 56 Der Zahnersatz mit den zwei Schwenkriegeln.

Abb. 57 a Der geöffnete Schwenkriegel. Die beiden Riegellamellen pressen sich in der erodierten Riegelpassung im geschlossenen Zustand im Mund zusammen, damit wird ein selbsttätiges Öffnen verhindert; b der geschlossene Schwenkriegel. Der Patient kann mit dem Fingernagel den Riegel leicht öffnen und den Zahnersatz problemlos ausgliedern.



Abb. 58 Der fertige Zahnersatz im Artikulator.

Sitzung 4: Praxis – Gesamteinprobe

Der Steg wurde im Mund auf den Abutments aufgepasst und der passive Sitz der Mesostruktur mit dem Sheffield-Test kontrolliert. Weiterhin wurde die basale Gestaltung des Steggerüsts auf Hygienefähigkeit überprüft. In einem weiteren Schritt erfolgte die Einprobe der Suprakonstruktion. Die Passung wurde mit einem dünnfließenden Silikon optisch kontrolliert. Nachdem die Meso- wie auch die Suprakonstruktion spannungsfrei passten, wurde die Zahnaufstellung aus funktioneller und ästhetischer Sicht überprüft. Da keine Mängel bestanden, wurde die Arbeit im Labor fertiggestellt.

Sitzung 5: Praxis – Fertigstellung (Abb. 59 bis 63)

Die fertige Arbeit wurde vor der Einprobe im Artikulator kontrolliert. Dann erfolgte die Verschraubung der Multi-Basis-Sekundärteile auf den Abutments mit 35 Ncm Drehmoment. Im Anschluss wurde der Steg aufgesetzt. Es kamen neue Schrauben zur Anwendung, die mit 20 Ncm definitiv angezogen wurden. In der Kontrollröntgenaufnahme wurde der Sitz des Steges überprüft. Die Suprakonstruktion wurde über den Steg eingegliedert. Anschließend wurde die statische und dynamische Okklusion geringfügig korrigierend eingeschliffen. Mit dem Patienten wurde das Ein- und Ausgliedern der Prothesen geübt. Weiterhin wurde der Patient über Hygienemaßnahmen mit besonderem Augenmerk auf die Reinigung des Steges unterwiesen. Eine Nachkontrolle wurde nach sieben Tagen vereinbart. Für einen dauerhaften Therapieerfolg wurde der Patient in ein regelmäßiges engmaschiges Recallsystem (alle drei bis vier Monate) einbezogen.

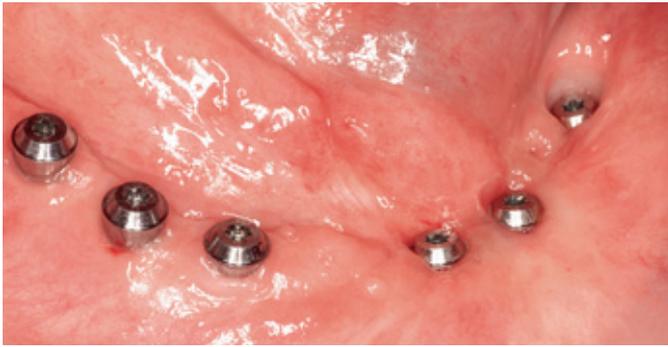


Abb. 59 Die mit den Implantaten mit 35 Ncm verschraubten Original-Abutments.



Abb. 60 Die Einprobe der Teilstegstruktur: Sheffield-Test.



Abb. 61 Die definitiv verschraubte Mesostruktur: gingivafreundliche Auflage der Mesostruktur regio 42, 41.



Abb. 62 Die Aufsicht auf den Unterkiefer mit eingegliedertem Meso- und Suprakonstruktion.



Abb. 63a und b Der eingegliederte Zahnersatz im Unter- und Oberkiefer.



Die enossalen Implantate haben sich für die Wiederherstellung der Kaufunktion und der Ästhetik im zahnlosen Kiefer etabliert.^{1,43} Der Implantaterfolg wird nicht allein über die Osseointegration, sondern auch über die Schaffung einer biomechanischen und statischen implantatprothetischen Rekonstruktion mit einem spannungsfreien Sitz definiert.

Fazit

Der geforderte Grad an Präzision bei der Anfertigung der Meso- und Suprastruktur auf Implantaten ist jedoch nur durch eine konsequente interdisziplinäre Zusammenarbeit von Zahnarzt und Zahntechniker und unter Einbeziehung nachprüfbarer Arbeitsschritte und etablierter technischer Verfahrensweisen möglich.

- Literatur*
1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387–416.
 2. Akca K, Kokat AM, Sahin S, Iplikcioglu H, Cehreli MC. Effects of prosthesis design and impression techniques on human cortical bone strain around oral implants under load. *Med Eng Phys* 2009;31:758–763.
 3. Bauman GR, Mills M, Rapley JW, Hallmon WH. Clinical parameters of evaluation during implant maintenance. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:220–227.
 4. Bauman GR, Mills M, Rapley JW, Hallmon WW. Plaque-induced inflammation around implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:330–337.
 5. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 2002;29:197–212.
 6. Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:26–34.
 7. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent* 1996;76:500–509.
 8. Cune MS, Putter C de, Hoogstraten J. Treatment outcome with implant-retained overdentures: Part II – Patient satisfaction and predictability of subjective treatment outcome. *J Prosthet Dent* 1994;71:152–158.
 9. Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:662–667.
 10. Eisenmann E, Mokabberi A, Walter MH, Freesmeyer WB. Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:810–818.
 11. Eisenmann E, Mokabberi A, Walter MH, Freesmeyer WB. Spannungsoptische und rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen zur Verbesserung des passiven Sitzes der implantatgetragenen Suprastruktur mit Hilfe der Funkenerosion. *Implantologie* 2005;13:173–185.
 12. Eisenmann E, Rübeling G. Die monometallische, spannungsfreie Versorgung auf Implantaten. *Quintessenz Zahntech* 1997;23:1440–1452.
 13. Eliasson A, Wennerberg A, Johansson A, Ortorp A, Jemt T. The precision of fit of milled titanium implant frameworks (I-Bridge) in the edentulous jaw. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12:81–90.
 14. Gomez-Roman G, Rübeling G, Popall K, Meyer S. Passiv passend gemacht (Teil 1 + 2). *Dental Dialogue* 2006;7(5/6) 5:60–69, 6:68–75.
 15. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;90:121–132.
 16. Haanaes HR. Implants and infections with special reference to oral bacteria. *J Clin Periodontol* 1990;17:516–524.
 17. Hellden LB, Derand T, Johansson S, Lindberg A. The CrescoTi Precision method: description of a simplified method to fabricate titanium superstructures with passive fit to osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;82:487–491.
 18. Iglesia MA, Moreno J. A method aimed at achieving passive fit in implant prostheses: case report. *Int J Prosthodont* 2001;14:570–574.
 19. Isa ZM, Hobkirk JA. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Part I. The effects of tightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1995;3:247–253.
 20. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:270–276.
 21. Jemt T, Hjalmarsson L. In Vitro Measurements of Precision of Fit of Implant-Supported Frameworks. A Comparison between "Virtual" and "Physical" Assessments of Fit Using Two Different Techniques of Measurements. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14:e175.



22. Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:272–280.
23. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169–178.
24. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J Suppl* 1985;28:63–69.
25. Lechner S, Duckmanton N, Klineberg I. Prosthodontic procedures for implant reconstruction. 2. Post-surgical procedures. *Aust Dent J* 1992;37:427–432.
26. Longoni S, Sartori M, Davide R. A simplified method to reduce prosthetic misfit for a screw-retained, implant-supported complete denture using a luting technique and laser welding. *J Prosthet Dent* 2004;91:595–598.
27. May KB, Edge MJ, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1997;78:497–502.
28. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont* 1995;8:511–516.
29. Natali AN, Pavan PG, Ruggiero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dent Mater* 2006;22:388–395.
30. Olms C, Boeckler A, Setz JM. Prothetische Rehabilitation von Spaltpatienten in fortgeschrittenem Alter. *Zahnärztl Mitt* 2009;99:66–76.
31. Olms C, Mandla CH. Medizinische und rechtliche Probleme bei der prothetischen Behandlung. *Quintessenz* 2008;59:163-171.
32. Rangert B, Krogh PH, Langer B, van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326–334.
33. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent* 2000;84:602–607.
34. Sullivan DY, Rübelling G. Der passive Sitz von implantatgetragenen Meso- und Suprastrukturen. In: dental-labor Fachbuchreihe – Implantatprothetik. München: Neuer Merkur, 2002:69-76.
35. Rübelling G. New techniques in spark erosion: the solution to an accurately fitting screw-retained implant restoration. *Quintessence Int* 1999;30:38–48.
36. Rübelling G, Popall K. Die interdisziplinäre Zusammenarbeit Zahnmedizin-Zahntechnik: Implantatgetragener Zahnersatz mit spannungsfreiem Sitz zur Vermeidung von Misserfolgen. *Implantologie Journal* 2008;8:8–17.
37. Rübelling G, Freesmeyer WB, Eisenmann E, Stiller M, Klar A, Popall K. Qualitätssicherung interdisziplinärer Zusammenarbeit am Beispiel zahnloser und teilbezahnter Patienten. *Quintessenz Zahntech* 2002;28:1116–1137.
38. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001;10:85–92.
39. Spiekermann H, Jansen VK, Richter EJ. A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:231–243.
40. Strassburger C, Kerschbaum T, Heydecke G. Influence of implant and conventional prostheses on satisfaction and quality of life: A literature review. Part 2: Qualitative analysis and evaluation of the studies. *Int J Prosthodont* 2006;19:339–348.
41. Stumpel L, Quon SJ. Adhesive abutment cylinder luting. *J Prosthet Dent* 1993;69:398–400.
42. Sullivan DY. Practical clinical applications of implant biomechanics: alignment, torque, precision, set screws. *Dent Implantol Update* 1995;6:41–45.
43. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dent* 2006;15:24–34.
44. White GE. Herstellung eines Gerüsts für eine implantatgetragene Totalprothese im Unterkiefer. In: White GE (Hrsg.). *Implantat-Zahntechnik*. Berlin: Quintessenz, 1993:103–131.
45. Wichmann MG, Schultze-Mosgau St, Hamel J, Bergler M. Implantatgetragene Restaurationen im stark atrophierten zahnlosen Kiefer. *Implantologie* 2005;13:133-144.
46. Zitzmann NU, Marinello CP. A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant prostheses in the edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 2002;15:65–72.



Dr. Constanze Olms
Oberärztin, Universitätsklinikum Leipzig AöR,
Department für Kopf- und Zahnmedizin,
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und
Werkstoffkunde
Liebigstraße 14, Haus 1, 04103 Leipzig
E-Mail: constanze.olms@medizin.uni-leipzig.de



ZTM Günter Rübeling
Rübeling Dental Labor GmbH, Bremerhaven,
Rübeling und Klar Dental Labor GmbH, Berlin,
SAE Dental Vertriebs GmbH
27580 Bremerhaven, Langener Landstraße 173
E-Mail: info@sae-dental.de



ZTM Kai Popall
Rübeling Dental Labor GmbH
27580 Bremerhaven, Langener Landstraße 173
E-Mail: info@ruebeling.de