Ein neues lichthärtendes Modelliermaterial

Michael Hopp[1,3], Andreas Klar[2], Rainer Biffar[3]

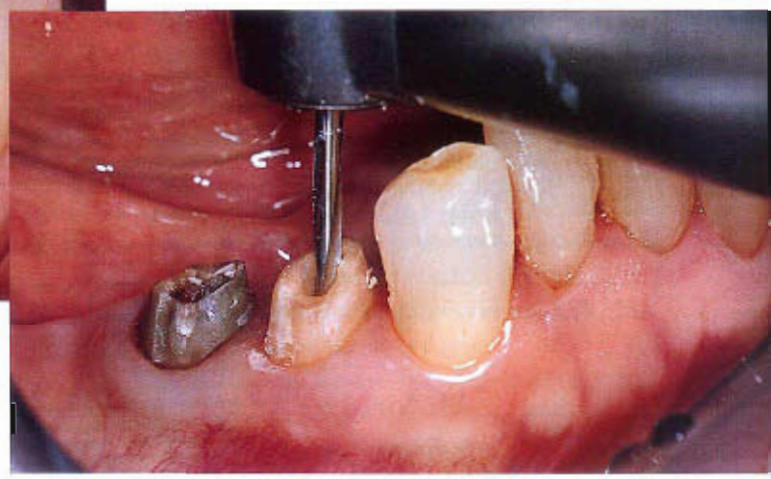


Abb. 1: Ausgangssituation, der erste Prämolar soll aufgebaut werden; Abb. 2: Die Stiftkavität wird maschinell aufgearbeitet.

Indizes: Stift-Stumpf-Aufbau, direkte Modellation, Photopolymerisation.

Heute stehen dem Praktiker eine große Zahl von Stiftsystemen und verschiedenen Methoden zur Rekonstruktion des Stumpfanteils eines Zahnes zur Verfügung. Soll ein individuell gegossener Stiftaufbau in direkter Technik gefertigt werden, ist ein formtreues und stabiles Modellationsmaterial notwendig. Im Folgenden wird ein neuartiges lichthärtendes Material für die direkte Aufbaumodellation vorgestellt, daß wesentlich bessere Verarbeitungseigenschaften als konventionelle Modellierkunststoffe auf PMMA-Basis besitzt.

Der „gute alte" gegossene Stift-Stumpfaufbau hat immer noch genügend Anhänger, obwohl es daneben inzwischen eine Vielzahl von Alternativen gibt (eine Auflistung der relevanten Stiftsysteme in ZP 8, 2004):

Stiftmaterialien

Von den Materialien werden bei den konfektionierten Stifte unterschieden

- hochschmelzende, oxidationsarme Goldlegierungen für den Anguß (z.B. Permador-Stifte),
- bedingt angußfähige AgPd-Legierungen (z.B. ELD-Stifte),
- adhäsiv kombinierbare Systeme mit Keramikkopf (z.B. PCR-Stift mit CERACAP)
- NEM-Stifte (Kobaltbasislegierungen)
- Reintitan- und Titanlegierungsstifte (cp-Titan Grad 4, $TiAl_6V_4$ und $TiAl_6Nb_7$)
- vergoldete Messinglegierung (z.B. Dentatus-Stifte)
- Edelstahl für provisorische Versorgungen
- Nickelin-Stifte (veraltete provisorische Stifte)
- Al_2O_3-Keramik (Biolox-Stifte)
- GeHIPter ZrO_2-Keramik (z.B. Cosmopost)
- Glas/Quarz-Faser-verstärkte Polymerstifte
- Karbonfaser-verstärkete Polymerstifte

Vergoldete Messinglegierungen (z.B. Dentatus-Stifte) oder gar Nickelin-Stifte sind längst obsolet, trotzdem immer noch auf dem Markt erhältlich.

Zusammensetzung und Mikrostruktur eines Stiftes sind wichtige Parameter für Stabilität, Verarbeitungsmöglichkeiten und Korrosionsfestigkeit (Dionysopoulos et al. 1995).

Abb. 3: Der Stift paßt und wird auf die benötigte Länge gekürzt.

Abb. 4: Die Kavität wird mit einem dünnen Vaselineauftrag gegen ein Verkleben geschützt.

Abb. 5: Stift in situ

Abb. 6: Conlight wird appliziert.

Stiftform

Den einzelnen Formen liegen unterschiedliche Philosophien zu Grunde. Prinzipiell werden unterschieden:

- zylindrische, glattwandige Stifte mit und ohne Zementabflußrille, mit oder ohne Stumpfanteil,
- konische glattwandige Stifte mit und ohne Zementabflußrille und oder ohne Stumpfanteil (z. B. ER-System, nach Hofmann 1985 a und b),
- zylindro-konische, glattwandige Stifte mit und ohne Zementabflußrille, mit oder ohne Stumpfanteil,
- Stufenzylinder mit und ohne Zementabflußrille, mit oder ohne Stumpfanteil (z.B. OptiPost),
- zylindrische Schraubanker mit und ohne Zementabflußrille, mit oder ohne Stumpfanteil (z. B. Titroninic-Titan-Anker, Böttcher et al 1995; Endofix Plus, Wirz et al. 1995, Para-Post-Stift),
- konische Schraubstifte mit und ohne Zementabflußrille und oder ohne Stumpfanteil (z. B. Exatec-S-Anker).

Die Auswahl von Form, Material und Verankerungsprinzip trifft der Zahnarzt in Abhängigkeit vom Umfang des Substanzdefektes und der zu erwartenden Belastung des aufgebauten Pfeilers, aber natürlich auch nach seinen bisherigen Erfahrung, den Kosten und der vorhandenen Zeit für die Behandlung.

Rotationssymmetrische Schraubanker benötigen den geringsten Arbeits- und Zeitaufwand und sind deshalb trotz warnender Stimmen in der Literatur immer noch verbreitet. Vorteile präformierter Stifte sind die einzeitige Verarbeitung und das sofortige Weiterarbeiten am Patienten. Nachteile sind der relativ hohe Substanzverlust durch die standardisierte Präparation zum formschlüssigen Aufsetzen des Retentionsanteils der Stifte. Form und Länge des Retentionskopfs für das Aufbaumaterial sind entscheidend für die Kraftübertragung und Stabilität (Chang et al. 1993). Cohen et al (1993) stellten fest, daß die Stiftkonditionierung und die Auswahl des Befestigungsmaterials wesentlichen Einfluß auf die Verankerungsstabilität haben. Die Verwendung mehrphasiger Bondingsysteme ist aber kein Erfolgsgarant für die Torsionssicherheit des Aufbaumaterials am Stiftkopf trotz unterschiedlicher Retentionsformen dieses Kopfes (Cohen et al. 1999). Bei plastisch aufgebauten Titanwurzelstiften kann eine vorhergehende Sila-

Abb. 7: Durch die Konsistenz des Materials ist ein formgerechter Aufbau möglich.

Abb. 8: Das Aushärten erfolgt mit der normalen Polymerisationslampe.

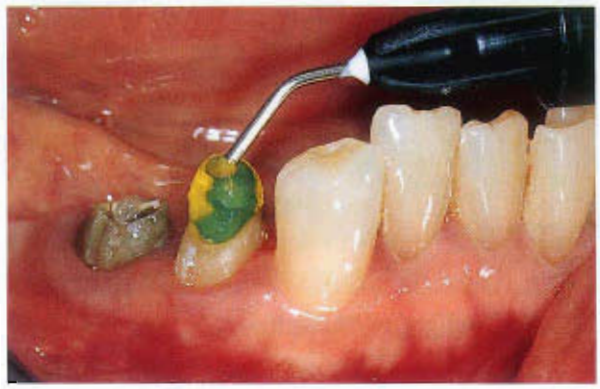


Abb. 9: Auch das Nachlegen von Material ist unproblematisch.

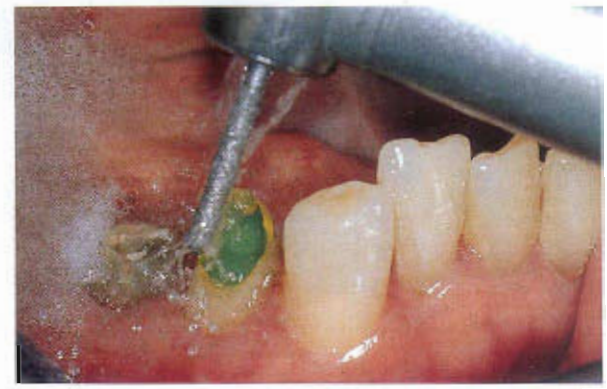


Abb. 10: Das formgebende Beschleifen ist der letzte Arbeitsschritt.

Stiftkonditionierung und Befestigungsmaterial haben einen wesentlichen Einfluß auf die Verankerungsstabilität

nisierung den Verbund zum Komposit verbessern (Nergiz & Platzer 1991, Nergiz & Platzer 1995, Nergiz et al. 1997).

Nergiz et al. (1993) zeigten, daß die Abzugskraft des zementierten Stiftes aus dem Kanal steigt, wenn die Kanalinnenseite mit diamantierten Instrumenten und die Stiftoberfläche durch Sandstrahlen aufgeraut werden.

Die Frakturstabilität des Gesamtsystems wird durch die Parameter des Aufbaumaterials mitbestimmt. So zeigte sich, daß trotz unterschiedlicher Stiftformen Aufbauten mit Ti-Core signifikant besser sind als solche mit Ketac-Silver (Cohen et al. 1994). Mittlerweile gilt jedoch die Empfehlung der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGZPW), für plastische Aufbauten ausschließlich Komposite zu verwenden. Während in der Vergangenheit die Stifte grundsätzlich zementiert oder nur eingeschraubt wurden, nimmt die Zahl der adhäsiv zu befestigenden Systeme ständig zu (Blankenstein 1999). Vorteile sollen geringere Präparation des Kanals ohne zusätzliche Schwächung des Dentinmantels und die Ermöglichung einer einheitlichen Deformation des Gesamtsystems unter Last sein. Das alleinige Einschrauben gilt heute als obsolet. Die Anpassung des E-Moduls der Wurzelstifte an den des Dentins durch die Nutzung von faserverstärkten Materialien ergab gegenüber Metallstiften eine erheblich höhere Überlebensrate bei intermittierender Belastung (Isidor et al. 1996). Steifigkeit und E-Modul des Stiftmaterials sind beim Zirkondioxid am höchsten, beim Titan trotz hoher Stabilität und bei den glasfaserverstärkten Kompositstiften am geringsten (Asmussen et al. 1999). Sehr hohe Steifigkeiten und E-Moduli führen zu starken partiellen Belastungen der Wurzel mit der Gefahr von Dentinfrakturen. Der adhäsive Verbund zwischen Dentin und ZrO_2-Stiften hat sich bei den Vergleichen von Dietschi et al. (1997) als das schwächste System erwiesen, während Kohlefaserstifte eine gute Überlebensrate zeigten. Der Haftverbund des Stiftes ist vom verwendeten Befestigungsmaterial abhängig. So hat sich gezeigt, das Phosphat- und Glasionomerzemente eine wesentlich gerin-

Abb. 11: Fertige Modellation im Zahn.

gere Festigkeit als adhäsive Befestigungsmaterialien erzeugen (Duncan & Pameijer 1998).

Fallbeschreibung

Dentinfrakturen durch hohe Steifigkeiten und E-Moduli

Die Abb. 19 zeigt das neue lichthärtende Modelliermaterial Conlight (DeltaMed, Friedberg), das in lichtgeschützten Spritzen mit normalen Applikatoren für mittelviskose Materialien geliefert wird. Im gezeigten Fall dient es zum Aufbau eines ersten unteren Prämolaren mit bereits fortgeschrittenem Substanzverlust im Stumpfbereich (Abb. 1). Der zweite Prämolar ist wegen einer seit langem bestehenden seitlichen Perforation der Wurzel infolge der Einbringung eines Schraubstiftes zur Extraktion vorgesehen.

Das im Kanallumen befindliche Wurzelfüllmaterial wird entfernt und die Stiftkavität maschinell in mehreren Schritten bis auf einen Durchmesser von 1,5 Millimeter aufgearbeitet (Abb. 2). Nicht rotationssymmetrische Kanalinlays oder unregelmäßig geformte Stümpfe verhindern das Lösen der Stifte durch exzentrische Belastungen. Der Stift paßt in der Kavität (Abb. 3) und wird auf die benötigte Länge gekürzt. Damit das Conlight nicht zu stark am Dentin haftet, wird die Kavität mit einem sehr dünnen Vaselinefilm ausgestrichen (Abb. 4). Auch eine

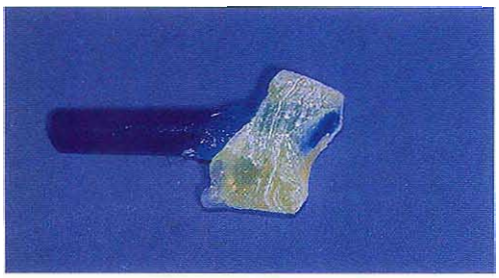
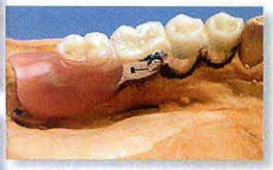
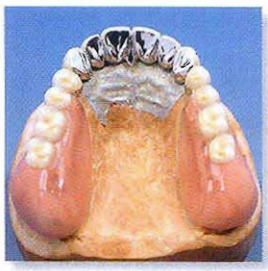


Abb. 12: Alle Kanten der Modellation sind scharf ausgeflossen.

Goldaufwand sparen durch CrCoMo beim teleskopierenden Zahnersatz,
auch in Titan und Zirkonoxyd





Steuerbare Friktion

Monoreduktor mit Schwenkriegelsicherung

Keine Verfärbung der Kunststoff-Verblendung durch Verwendung von Heißpolymerisat (Cromasit / Ivoclar)

Präzisionseinstückguss Perfekte Passform mit SAE-Funkenerosion

Kostengünstig

Teleskopierende Brücke aus CrCoMo, keramisch verblendet

Innenteleskop aus Zirkonoxyd

Fordern Sie unseren Infokatalog an!

Rübeling+Klar
DENTAL-LABOR
BERLIN

Rübeling + Klar Dental-Labor
Ruwersteig 43 · 12681 Berlin
Telefon: 030 / 54 99 34-0 · Telefax: 030 / 54 99 34-111
E-Mail: info@ruebeling-klar.de · www.ruebeling-klar.de

Abb. 15: Guß

geringfügige Benetzung mit Speichel ist ausreichend. Der Stift wird jetzt in die Kavität gesteckt (Abb. 5) und das Conlight formfüllend um den Stift appliziert (Abb. 6). Durch die mittelvisköse Konsistenz des Modelliermaterials kann der Aufbau ohne Verwendung von Formhilfen oder Matrizen grob gestaltet werden (Abb. 7). Das Aushärten erfolgt mit der üblichen Polymerisationslampe (Abb. 8). Da das Material exotherm abbindet, sollten nicht allzu große Portionen auf einmal ausgehärtet werden. Eine schichtweise Modellation ist möglich, da der Verbund zu nachgelegtem Material bestens funktioniert (Abb. 9).

Zuletzt wird die endgültige Form durch Beschleifen der Modellation erreicht (Abb. 10). Abbildung 11 zeigt das Ergebnis im Zahn. Nach dem Entfernen der Modellation werden alle Kanten überprüft. Sie sind scharf ausgeflossen (Abb. 12).

Abb. 16: Fertiger Aufbau

Nun erfolgt die labortechnische Umsetzung in Metall. Der Aufbau wird angestiftet (Abb. 13) und mit einer für NE-Legierungen geeigneten Einbettmasse eingebettet (Abb. 14). Der Guß (Abb. 15) zeigt ein vollständiges Ausfließen und eine glatte Oberfläche. Conlight ist bei der gußtechnischen Umsetzung inert gegenüber allen herkömmlichen Einbettmassen. Die Paßfähigkeit des Gußobjektes wird am Zahn überprüft (Abb. 17) und ggf. korrigiert. Alle Flächen, die mit Zement in Kontakt kommen, müssen sandgestrahlt werden. Soll der Aufbau geklebt werden, ist die Oberfläche von Aufbau und Stiftkavität für das Klebesystem zu konditionieren.

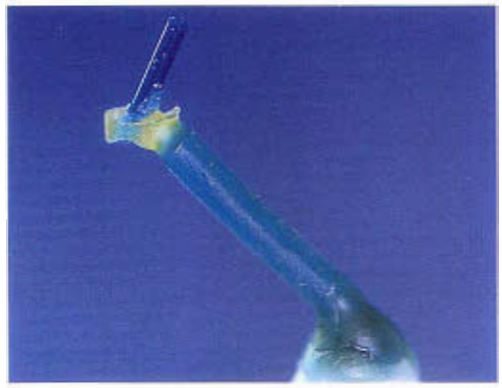


Abb. 13: Anstiften des Aufbaus im Labor.

Die Kavität wird mit Alkohol gereinigt und getrocknet. Mit einem Lentulo oder einer schlanken Sonde erfolgt das Einbringen des Zementes (Abb. 18). Der Aufbau wird unter leichtem Druck und vorsichtig „pumpend" eingesetzt und in der Endlage bis zum Erhärten des Zementes fixiert (Abb. 20). Nach der Zementierung (Abb. 21) müssen die Überschüsse entfernt und der Zahn kurz nachpräpariert werden, um gegebenenfalls vorhandene Unterschnitte oder Kanten zu beseitigen (Abb. 22). Als letzter Behandlungsschritt wird ein neues Provisorium über den aufgebauten Zahn angefertigt.

Schlußfolgerungen

Das lichthärtende Modelliermaterial Conlight wurde für direkte Modellationen von Stiftstumpfaufbauten im Mund entwickelt. Durch die individuelle Modellation kann bedeutend mehr eigene Substanz erhalten werden als bei konfektionierten Schraubankern. Gleichzeitig kann das Restdentin als effizienter Verdrehschutz genutzt werden.

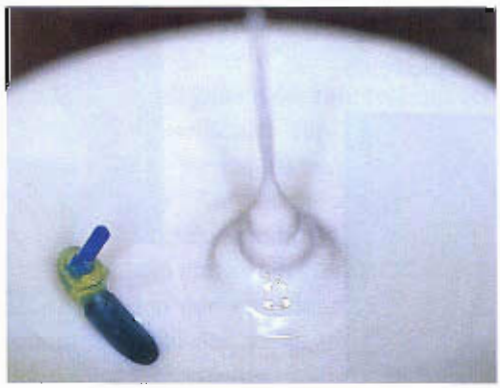


Abb. 14: Einbetten in einer geeigneten Einbettmasse.

Abb. 17: Überprüfen der Paßfähigkeit im Zahn.

Beste Ergebnisse von CoCr-Legierungen

Die gelförmige Konsistenz des Materials gestattet ein gutes Anfließen an bestehende Oberflächen, ist aber standfest genug, daß ein problemfreies und schnelles Modellieren individueller Teile auch ohne Matrize gegeben ist. Die Transparenz und charakteristische Farbgebung des Materials gestattet eine gute Unterscheidung zu Zahnstrukturen und einmodellierten Fertigteilen, was sowohl die Modellation wie auch das formgebende Nachschleifen wesentlich erleichtert. Das schichtweise Aufbauen einer Modellation kann ohne Schwierigkeiten vorgenommen werden. Die Verbindung zwischen den einzelnen Schichten ist gut. Die auf der Oberfläche entstehende Inhibitionsschicht sollte vor dem Nachlegen von Material nicht entfernt werden. Auch ein Unterschichten ist bei nur dünnwandigen Modellationen möglich. Die Aushärtung ist problemfrei und vollständig.

Einschränkungen bei der Auswahl von Fertigteilen zur Modellation gibt es nicht. Es können sowohl Kunststoff-, Metall- und Keramikstifte verwendet werden. Retentive Elemente sind hilfreich.

Ein wesentlicher Vorteil des Materials ist seine gute Bearbeitbarkeit sowohl mit Diamantschleifern als auch Hartmetallfräsen. Das lästige Schmieren und die Bildung von Fahnen, wie bei PMMA-Kunststoffen üblich, entfällt. Auch die dauerhafte Verunreinigung der Schleifer durch polymerisierten Kunststoff wurde bisher nicht beobachtet.

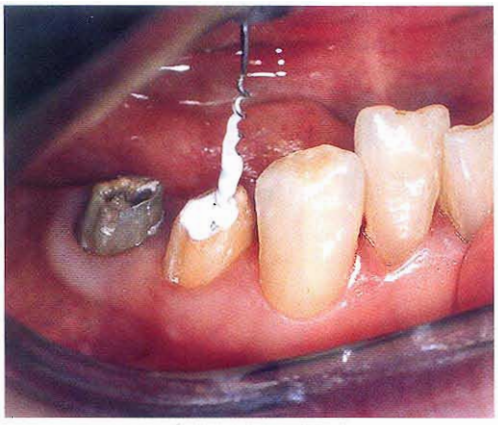


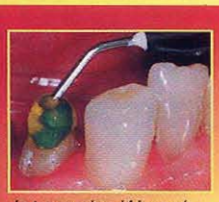
Abb. 18: Einbringen des Zementes.

Conlight

Das revolutionäre, lichthärtende Aufbaumaterial für indirekte Stiftaufbauten im direkten Verfahren

Indikationen

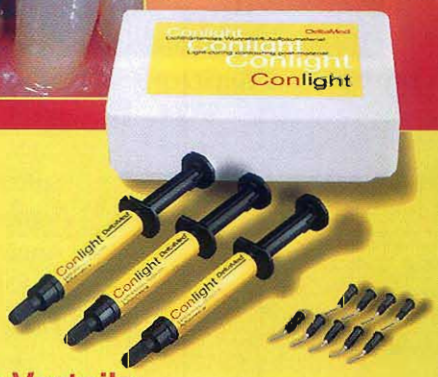
- Zur Modellation von indirekten Stiftaufbauten im direkten Verfahren
- Intraorale Verblockung von Gussobjekten
- Intraorale Fixierung von Gussteilen
- Anfertigung von Stopps



Intraoraler Wurzelstiftaufbau

Polymerisation mit Handlichtlampe

Fertiger individueller Stiftaufbau



Ihre Vorteile:

- Standfest, leicht zu applizieren
- 60% Zeitersparnis gegenüber PMMA-Pulver-Flüssigkeits-Systemen
- Geruchs- und geschmacksneutral (MMA-frei)
- Aushärtung mit allen gängigen Dental-Lichtquellen
- Nach der Härtung beschleifbar, stabil und verzugsfrei
- Stiftaufbau auch ohne Matrize möglich
- Optimale Gussergebnisse
- zugelassenes Medizinprodukt Klasse II a

Hersteller:
DeltaMed
www.deltamed.de

Im Vertrieb von:
ISK-Dental
ISK-DENTAL GmbH & Co KG
D-61169 Friedberg
Telefon: + 49 (0) 60 31 / 72 83-50
Telefax: + 49 (0) 60 31 / 72 83-59
www.isk-dental.de
E-Mail: mail@isk-dental.de

Ein weiterer Vorteil ist die fehlende Geruchsbelästigung durch das Monomer chemisch härtender Materialien.
Durch die sehr gezielte Applikation kann materialsparend gearbeitet werden. Bei konventionellen PMMA bleiben oft bis zu drei Vierteln des angemischten Materials als Abfall. Besonders bei länger dauernden Arbeitsschritten ist die Selbstaushärtung hinderlich.
Gußtechnisch lassen sich die Modellationen ohne negative Wechselwirkungen mit den Einbettmassen in Metall umsetzen und zeigen eine sehr gute Paßfähigkeit am Patienten. Durch die dichte Oberfläche des Conlight muß nicht mit Wachs zum Verschluß der Poren nachgearbeitet werden.
Bei Verwendung metallischer Stifte beim Modellieren ist auf die richtige Materialauswahl zu achten. Das Angießen im Sinne einer Schmelzschweißung erfordert ein Stiftmaterial, welches auch unter erhöhten Temperaturen nicht oxidiert. Deshalb sind Angüsse an PdAg-Stifte nur bedingt (Feuerböther 1997) und an CoCr-Legierungen und Titan gar nicht, bzw. als „Umgüsse" mit mechanischer Verankerung des Angußmaterials möglich (Hofmann 1985b).
Alle oxidierbaren Materialien sind nur für den Einstückguß unter Verwendung von ausbrennbaren Stiftprofilen geeignet, dies gilt besonders für Titan (Rinke et al. 1993).

Abb. 19: Conlight, Darreichungsform als Spritzen

Im Vergleich zur indirekten Herstellung ist das chairside-Verfahren zur Modellation von Aufbauten sicher zeitaufwendiger. Die Paßgenauigkeit ist bei indirekter Herstellung jedoch mit einem mittleren Spalt von 248 µm nicht so günstig wie bei direkter Modellationen mit 87 µm (Herzog & Czirjak,1990). Ein besserer Formschluß ist mitentscheidend für eine langfristige Stabilität des Pfeilers.
Für die Stabilität des aufgebauten Zahnes unter Last ist die Höhe der die Krone umfassenden Präparation („ferrule-Effekt") wichtiger als die Länge des Stiftes im Zahn (Isidor et al 1999). Deshalb sollte grundsätzlich auf die unnötige Reduktion des Dentinkernes verzichtet werden.

Conlight ist besser als konventionelle Autopolymerisate für die Herstellung individuell modellierter Stift-Stumpf-Aufbauten geeignet. Gute Fließeigenschaften sind mit der benötigten Standfestigkeit gepaart, so daß die Modellation des Aufbaus weitgehend ohne zusätzliche Formhilfen vorgenommen werden kann.
Darüber hinaus hat sich gezeigt, daß das Material auch für Verschlüsselungen, Verblockungen von Prothetikteilen und die Anfertigung von Stops zur Bißfixierung schnell und in hoher Qualität realisiert werden können. Bei direktem Kontakt mit dem vitalen Zahn oder der Schleimhaut ist auf die Temperaturentwicklung zu achten.

Abb. 20: Einsetzen des Aufbaus

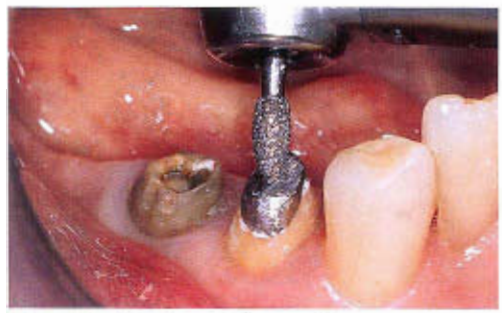


Abb. 21: Nach der Zementierung

Abb. 22: Kurze Nachpräparation

Dr. Michael Hopp
Zahnarztpraxis am Kranoldplatz[1]
Kranoldplatz 5
12209 Berlin

ZTM Andreas Klar
Dentallabor Rübeling & Klar[2]
Ruwersteig 43
12681 Berlin

Prof. Dr. Reiner Biffar
Ernst-Moritz-Arndt- Universität Greifswald
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde[3],
Abteilung für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde
Direktor: Professor Dr. Reiner Biffar
Rotgerberstraße 8
17489 Greifswald

Literatur

1. Asmussen E., Peutzfeldt A., Heitmann T.: Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontic posts; J Dent 27, 275 - 278 (1999).
2. Blankenstein F.: Wurzelstifte schrauben oder zementieren? Der Berliner Zahnarzt 1/1999, 16 - 17.
3. Böttger H., Diedrichs G., Stüttgen U.: Postendodontische Restaurationen mit dem Titronic-Titan-Anker; ZWR 104, 33 - 38 (1995).
4. Chang W.C., Millstein P.L.: Effect of design of prefabricated post heads an the core Material; J Prosthet Dent 69, 475 - 482 (1993).
5. Cohen B.I., Condos S., Deutsch A.S., Musikant B.L.: Retentive properties of a threaded split post with attachment sleeves cemented with various luting agents; J Prosthet Dent 69, 149 - 154 (1993).
6. Cohen B.I., Condos S., Deutsch A.S., Musikant B.L.: Fracture strength of three different Core Materials in Combination with three different endodontic posts; Int J Prosthodont 7, 178 - 182 (1994).
7. Cohen B.I., Pagnillo M.K., Newman I., Musikant B.L., Deutsch A.S.: Effects of three bonding systems on the torsional resistence of titanium-reinforced composite cores supported by two post designs; J Prosthet Dent 81, 678 - 683 (1999).
8. Dietschi D., Romelli M., Goretti A.: Adaption of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing; Int J Prosthodont 10, 498 -507 (1997).
9. Dionysopoulos P., Skolianos S., Papadogiannis Y.: A study of the microstructure of some dental retentions pins and fabricated root canal posts; J Oral Rehab 22, 29 - 35 (1995).
10. Duncan J.P., Pameijer C.H.: Retention of parallel-sided titanium posts cemented with six luting agants: an in vitro study; J Prosthet Dent 80, 423 - 428 (1998).
11. Feuerböther S.: Material- und werkstoffkundliche Untersuchungen zum ER-Wurzel-stiftsystem zur Herstellung von Stiftstumpfaufbauten aus Titan unter Berücksichtigung verschiedener Gußsysteme, Diss. Med, HU Berlin 1997.
12. Herzog M., Czirjak K.: Untersuchungen zur Passgenauigkeit gegossener Stiftaufbauten aus Nichtedelmetall; Dtsch Zahnärztl Z 45, 260 - 263 (1990).
13. Hofmann M.: Das ER-System zum Aufbau marktoter Zähne (I-III); Quintessenz , 41 - 50; 263 - 270; 451 - 456 (1985).
14. Isidor F., Ödman P., Brøndum K.: Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts; Int J Prosthodont 9, 131 -136 (1996).
15. Isidor F., Brøndum K., Ravnholdt G.: The influence of post length on the Resistance to cyclic prefabricated titanium posts; Int J Prosthodont 12, 78 -82 (1999).
16. Lauer H.C., Ottl P., Weigl P.: Mechanische Belastbarkeit verschiedener Stiftaufbau-Systeme; Dtsch Zahnärztl Z 49, 985 - 989 (1994).
17. Nergiz I., Platzer U.: Retention von Kunststoffaufbauten an silanisierten Titanwurzelstiften; Dtsch Zahnärztl Z 46, 410 - 412 (1991).
18. Nergiz I., Platzer U.: Die Haftung verschiedener Kompositaufbauten an Titanwurzelstiften; Dtsch Zahnärztl Z 50, 447 - 450 (1995).
19. Nergiz I., Schmage P., Platzer U.: Abzugskraftmessungen bei Wurzelstiften mit verschiedenen Oberflächen; Dtsch Zahnärztl Z 50, 661 - 664 (1993).
20. Nergiz I., Schmage P., Platzer U., McMullan-Vogel C.G.: Effect of different surface textures on retentive strength of tapered posts; J Prosthet Dent 78, 451 - 457 (1997).
21. Rinke S., Patyk A., Kalbfleisch H.: Gegossene Stiftaufbauten aus Reintitan - eine In-vitro-Studie; Quintessenz Zahntech 19, 505 - 515 (1993).
22. Wirz J., Schär A.R., Schmidli F.: Endofix plus - das modernisierte und optimierte Aufbausystem für stark zerstörte Zähne: Teil 1-2; Quintessenz, 1351 - 1360; 1513 - 1523 (1995).