

Dichtigkeit und dauerhafter Verschluss sind wesentliche Faktoren bei der Füllung endodontisch aufbereiteter Wurzelkanäle, die Einfluss auf den Langzeiterfolg der Versorgung nehmen. Aspekte, die daran maßgeblich beteiligt sind, werden in der folgenden Übersicht im Detail beschrieben.

Wurzelkanäle adhäsiv und dauerhaft füllen

Autoren: Dr. med. dent. Claudia Espig, Dr. med. dent. Andreas Espig, Prof. Dr. Rudolf Beer

Der zahnmedizinische und der kommerzielle Erfolg, der mit der Anwendung der Dentinadhäsivtechnik für das Kronendentin verbunden ist, führte zu einem erweiterten Anwendungsbereich dieser Bondingmaterialien für das intraradikuläre Dentin. Da bislang kein Wurzelkanalfüllmaterial vorlag, welches den Anforderungen eines flüssigkeits- und bakteriedichten Verschlusses des Wurzelkanalsystems zuverlässig und vorhersagbar erfüllte, erhoffte man sich mit Einführung von adhäsiv zu verarbeitenden Füllmaterialien auf Polyesterbasis neue Behandlungsperspektiven (Shipper et al. 2004, Teixeira et al. 2004). Die Wurzelkanalobturation mit diesen neuen adhäsiven Sealern soll das Kanalsystem per Bonding und Kompositfüllung bakteriedicht versiegeln und die Zahnwurzel adhäsiv stabilisieren. Ziel dieser neuen Fülltechnik soll ein adhäsiver Verbund zwischen dem niedrigviskosen Sealer und dem Kernmaterial sein, sodass nach Polymerisationsende ein Monoblock entsteht (Teixeira et al. 2004).

Mit der vermehrten Anwendung adhäsiver Materialien in der Endodontie müssen jedoch auch die anatomischen Besonderheiten des intraradikulären Dentins beachtet werden. Das schließt ein, dass mit dem Auftreten von irregulären Dentinstrukturen, Resorptionslakunen, reparativem Dentin und gelegentlich freien adhären oder interstitiellen Dentikeln gerechnet werden muss (Mjör et al. 2001). Dieselbe Autoren-

gruppe konnte nachweisen, dass die Penetrationsfähigkeit von Adhäsivsystemen im intraradikulären Dentin im Vergleich zum koronalen Dentin vermindert ist, da irregulär strukturiertes Sekundärdentin auftrat und Gewebeauflagerungen sowie relativ große Areale ohne Dentintubuli nachweisbar waren. Ebenso nimmt die Dichte der Dentintubuli von koronal mit ca. 40.000/mm² auf ca. 2.500/mm² nach apikal ab (Mjör et al. 2001). Durch die verminderte Anzahl von Dentintubuli in den apikalen Kanalabschnitten ist die Ausbildung einer Hybridschicht für einen adhäsiven Verbund wichtiger als in den koronalen Wurzelkanalanteilen, da eine Haftung über Kunststoffzapfen „resin tags“ in den Tubuli seltener auftritt (Ferrari et al. 2000). Somit unterliegt die Anwendung von Dentinadhäsiven im Wurzelkanal ungünstigeren anatomischen Bedingungen als im koronalen Dentin.

Außerdem muss beachtet werden, dass bei vitalen und wurzelkanalbehandelten Zähnen eine Passage von Dentinliquor durch Adhäsivsysteme möglich ist, die eine Haftung auto- und dualhärtender Komposite negativ beeinflusst (Tay et al. 2003). Besonders Ein-Schritt-Total-Etch und Self-Etch-Adhäsive unterliegen diesem Phänomen, während bei den klassischen Drei-Schritt-Systemen diese Problematik nicht zutage trat (Chersoni et al. 2005). Dünne Dentinadhäsivschichten verhalten sich auch nach der Polymerisation analog einer permea-

blen Membran und begünstigen dadurch Flüssigkeitsbewegungen (Tay et al. 2004). Die sich bildenden Wasserbläschen „water trees“ entlang der Grenzflächen zwischen Adhäsiv und Komposit waren für eine Verringerung der Haftwerte verantwortlich (Tay et al. 2003, Tay et al. 2004).

Heutzutage ist der adhäsive Verschluss als ideale Barriere des Wurzelkanalsystems zum Mundhöhlenmilieu und Periapex eine allgemein geforderte Maßnahme. Der Nachteil von Kompositmaterialien ist nach wie vor die Polymerisationsschrumpfung. Füllmaterialien, die während der Polymerisation materialbedingten Schrumpfungsvorgängen unterliegen, sind durch einen C-Faktor (C = Configuration) charakterisiert. Dieser entspricht dem Verhältnis von gebundener zu ungebundener Oberfläche des Materials. Dabei versteht man als gebundene Oberfläche die adhäsiv vorbehandelten Zahnhartsubstanzoberflächen und als freie Oberfläche die Grenzfläche zur Luft. Während des Polymerisationsvorganges kann das Komposit von der freien Oberfläche nachfließen, wodurch Spannungen innerhalb des Materials reduziert und Abrisse im Randbereich vermieden werden. Ein hoher Anteil gebundener Oberflächen und somit ein großer C-Faktor erhöht die Gefahr des Adhäsionsverlustes durch Schrumpfkraften und fördert dadurch eine Randspaltbildung (Feilzer et al. 1987, Nikolaenko et al. 2004). Dieses Phänomen tritt vor allem im Wurzelkanal auf.

Hier besteht eine negative Korrelation zwischen dem C-Faktor und der Filmdicke des Sealers. Mit abnehmender Schichtstärke wird die Menge an fließfähigem Sealer geringer, der C-Faktor steigt dadurch stark an (Tay et al. 2005).

Die Anwendung adhäsiver Techniken im intraradikulären Dentin ist im Vergleich zu intrakoronaren Restaurationen bei vergleichbaren Filmdicken des Komposits als ungünstiger zu bewerten (Davidson et al. 1991, Alsler et al. 1997), allerdings konnten Haftwerte ermittelt werden, die nur geringfügig unter denen zum koronalen Dentin lagen (Mannocci et al. 2001).

Hauptursache endodontischer Misserfolge sind koronale Undichtigkeiten infolge insuffizienter endorestaurativer Versorgungen (Saunders und Saunders 1994). Wurzelkanalfüllungen aus Guttapercha, die freiliegen, werden hinsichtlich ihrer Dichtigkeit als Schwachpunkt gesehen (Torabinejad et al. 1990). Daher versuchte man bereits seit Mitte der 1980er-Jahre unter Anwendung von Adhäsivsystemen den Kanal zu versiegeln, um die Penetration von Bakterien entlang der Kanalfüllung zu unterbinden. Ziel der Anwendung von Dentinadhäsiven im Wurzelkanal ist eine vollständige Infiltration des Adhäsivs über die gesamte Kanallänge und das Erreichen eines homogenen Haftverbundes und somit einer dichten Wurzelkanalfüllung (Bitter und Kielbassa 2005).

Zur Rolle der Schmierschicht für die Haftung

Für die Haftung von Dentinadhäsiven spielen die Modifikation der Schmierschicht im Wurzelkanal und die Freilegung des Kollagenetzwerkes eine wesentliche Rolle. Bisher wurden dazu verschiedene Säuren wie auch selbstkonditionierende Primer verwendet. Mc Comb und Smith (1975) wiesen nach, dass die radikuläre Schmierschicht der koronalen ähnelt, aber nicht mit ihr identisch ist. Der effektiven Entfernung der Schmierschicht unter Verwendung von Zitronen- oder Phosphorsäure wird daher oberste Priorität beigemessen, um eine Penetration des Adhäsivs oder des niedrigviskosen Komposits in die radikulären Dentinkanälchen zu erreichen. In einer von Ferrari und Mannocci (2000) veröffentlich-

ten Studie brachte die Anwendung von 32%iger Phosphorsäure nach NaOCl unterstützter Aufbereitung zur Konditionierung des Wurzelkanal Dentins eine überproportionale Steigerung der durch das Adhäsiv benetzten Fläche. Außerdem wiesen die Autoren nach, dass die sich ausbildende Hybridschicht im zervikalen Wurzelkanal drittel signifikant dicker war als im mittleren und apikalen Bereich. In verschiedenen Studien über die Dichtigkeit von Kanalfüllungen im Vergleich mit herkömmlichen Sealern und Dentinadhäsiven als Sealer wurde belegt, dass bei Verwendung von Dentinadhäsiven signifikant höhere Dichtigkeiten gemessen werden als bei der herkömmlichen Methode (Zidan und El Deeb 1985, Leonard et al. 1996, Mannocci und Ferrari 1998). Problematisch sind bei der Anwendung von Dentinadhäsiven die mangelnde Überprüfbarkeit der Applikation der Adhäsive sowie die fehlende Kontrolle der Trockenheit im Kanal. Außerdem ist oftmals nur eine unvollständige Entfernung der Schmierschicht im apikalen Wurzel Drittel möglich, wodurch die Penetration des Adhäsivs in diesem Anteil erschwert ist (Rawkinson 1989). Des Weiteren werden die deutlich eingeschränkten Möglichkeiten bei einer notwendigen Revision der adhäsiv unterstützten Obturation beschrieben (Leonard et al. 1996, Mannocci und Ferrari 1998). Biokompatibilität und die Reaktion der periradikulären Gewebe auf Dentinadhäsive wurden ebenfalls in mehreren Studien untersucht. Diese Untersuchungen bestätigten jedoch die gute Verträglichkeit der Dentinadhäsive im periapikalen Gewebe (Molloy et al. 1992, Reed et al. 2001).

Obturation mit Kompositen

Die in den letzten Jahren entwickelten Wurzelkanalfüllmaterialien auf Kompositbasis zeugen vom Versuch, auch den Obturationsmaterialien eine grundlegende Neu- und Weiterentwicklung beikommen zu lassen. Um die Haftfestigkeiten und Versiegelungseigenschaften der herkömmlichen Obturationsmaterialien zu verbessern, wurde im Jahr 2003 das thermoplastische Material Resilon auf Polyesterbasis in den Dentalmarkt eingeführt. Derzeit sind die Produkte Epiphany® (Jeneric/Pentron, Kus-

terdingen) und Real Seal™ (Sybron Endo, Orange, USA) erhältlich.

Resilonstifte werden in denselben Größen und Konizitäten angeboten wie Guttaperchastifte und sollen ein ähnliches Verarbeitungs- und Revisionsverhalten wie Guttapercha aufweisen.

In Studien von Teixeira et al. (2004) und Hammad et al. (2007) konnte nachgewiesen werden, dass Resilon die Frakturfestigkeit wurzelkanalbehandelter Zähne signifikant erhöht. In-vitro-Untersuchungen von Shipper et al. (2004) zur Dichtigkeit von Resilon im Vergleich zu Guttapercha zeigten eine signifikant bessere Abdichtung des Wurzelkanals als Guttapercha in Kombination mit AH-26®. In zwei veröffentlichten In-vitro-Studien zur enzymatischen Hydrolyse von Resilon wurde von Tay et al. (2005) nachgewiesen, dass adhäsive Füllmaterialien durch bakterielle Enzyme abgebaut werden. Demzufolge kann das Langzeitverhalten kompositbasierter Obturationsmaterialien unter klinischen Bedingungen noch nicht abschließend eingeschätzt werden. Ebenso kontrovers wird das materialimmanente Schrumpfungsverhalten während der Polymerisation im Wurzelkanal diskutiert (Tay, Loushine et al. 2005). In einer von Hiraishi et al. (2005) durchgeführten Studie zur Bestimmung der Haftkraft von Resilon an einem methacrylatbasierten Sealer wird infrage gestellt, dass die im Resilon enthaltene Menge an Dimethacrylat ausreicht, um eine verlässliche adhäsive Bindung am Wurzelkanal Dentin zu erzielen. Dieses Ergebnis wurde auch in einer weiteren Studie von Gesi et al. (2005) bestätigt. Die Autoren führen als mögliche Ursachen für die überraschend niedrigen Haftwerte neben der geringen Konzentration von Dimethacrylaten in der Matrix des Resilons auch das Fehlen von freien Radikalen im Inneren des gut polymerisierten Resilons für eine effektive Verbindung mit dem Epiphany®-Sealer an. Mit EndoREZ® (Fa. Ultradent Products, Inc., South Jordan, UT, USA) wurde ein fließfähiger Kompositsealer auf Urethan-Dimethacrylat-Basis (UDMA) mit hydrophilen Eigenschaften für die moderne Endodontie auf den Dentalmarkt gebracht. Die Hydrophilie wird nach Angaben des Herstellers durch den Zusatz von Phosphatestern erreicht. Dieser neue, dualhär-

Wenn Qualität entscheidet.

VALO[®]
CORDLESS



STARK

Drei Polymerisations-Modi bis 3.200 mW/cm², volle Leistung für alle lichthärtenden Materialien und Anforderungen

SICHER

Breitband-Spektrum, gebündelter Lichtstrahl, vollständige Aushärtung auch in tiefen Kavitäten

SCHLANK

Leichtes, graziles Handstück mit kleinem Kopf, einfache Positionierung in jedem Mundbereich

SOLIDE

Stabile, CNC-gefräste Aluminium-Konstruktion, bruchfest. Kratzfest, Teflon-beschichtet, Spezialglas-Linse

SO INNOVATIV

Hocheffiziente LEDs, sichere Langzeit-Höchstleistung durch neueste Batterie-Technologie (LiFePO₄), aufladbar

SO ERGONOMISCH



ULTRADENT
PRODUCTS · USA

UP Dental GmbH · Am Westhover Berg 30 · 51149 Köln
Tel 02203-359215 · Fax 02203-359222 · www.updental.de

Vertrieb durch den autorisierten und beratenden Dental-Fachhandel

tende, methacrylatbasierte Sealer besteht aus zwei Komponenten und benötigt keine separate Säurevorbehandlung des Wurzelkavens. Hydrophile Kunststoffmonomere steigern die Sealerpenetration in die Dentintubuli nach konsequenter Entfernung der Schmierschicht (Tay et al. 2005, Bergmans et al. 2005). Die gute Fließfähigkeit des Materials prädestiniert diesen Sealer zur Anwendung in der feuchten Umgebung des Wurzelkanalsystems. Weitere Bestandteile des Sealers sind Zinkoxid, Bariumsulfat und Farbstoffpigmente. Er wird für die Einstifttechnik mit Resin beschichteten Guttaperchastiften empfohlen. Die mit Resin ummantelten Guttaperchastifte sind unter dem Handelsnamen EndoREZ[®] Points in verschiedenen Größen erhältlich. Sowohl die technisch anspruchsvolle und zeitlich aufwendige laterale Kondensationstechnik wie auch die reine Pastentechnik sind durch die spezielle Applikationsmethode anwendbar. Die Adhäsivbeschichtung der Guttapercha ermöglicht eine gesicherte chemische Verbindung mit dem kunststoffbasierten Sealer.

Die Endhärte der UDMA-basierten Composite ist weicher als die der BisGMA-basierten Composite. Dies ist vorteilhaft bei notwendigen Stiftbohrungen und Revisionen, was aber bei Verwendung eines EndoREZ[®]-Masterpoints noch leichter zu erreichen ist. Dieser Masterpoint bildet einen „Leitkanal“. Da der mit Resin beschichtete Guttaperchastift weicher ist als das umgebende Komposit, wird ein Ausschichten von innen nach außen sichergestellt. Herbert et al. stellten in einer Studie aus dem Jahr 2008 fest, dass die Endhärte von EndoREZ[®] unter der von Dentin liegt.

In verschiedenen Untersuchungen wurde nachgewiesen, dass der Sealer biokompatibel ist (Zmener 2004, Zmener et al. 2005), eine andere Studie berichtet jedoch über eine gewisse Zytotoxizität (Bouillaguet et al. 2004). Sie ist auf den UDMA-Anteil zurückzuführen (Eldeniz et al. 2007). Bei der Verwendung von EndoREZ[®] wird im periapikalen Bereich überfülltes Material resorbiert. Aus dieser Besonderheit lässt sich eine Biokompatibilität vermuten (Zmener und Pameijer 2004). Eine antimikrobielle Eigenschaft des Sealers konnte nicht nachgewiesen werden (Sipert et al. 2005).

Die besten Verbindungswerte von EndoREZ[®] mit den Kanalwänden zeigen sich bei einer leichten Restfeuchte im Wurzelkanal (Becce und Pameijer 2001). Hier entstehen massiv Kunststofftags. Bei einem vollständig getrockneten Kanal bilden sich keine Tags, bei nassen Kanälen ebenso nicht bzw. schlecht. Die Aushärtung kann durch die Verwendung eines Accelerators variabel gestaltet werden. Werden dünne, mit Accelerator benetzte, Accessory-Points in die Kernfüllung nachgeschoben, kann bereits nach ca. fünf Minuten mit einer Stiftlochbohrung begonnen werden. Nach Herstellerangaben werden die guten physikalischen Eigenschaften durch die Anwendung des Accelerators nicht beeinflusst.

Bei der Aushärtung schrumpfen alle Composite. EndoREZ[®] hat im Vergleich zu anderen Sealern den höchsten Schrumpfung (Hammad et al. 2008). Diese Materialeigenschaft hat einen negativen Einfluss auf den Langzeiterfolg einer Wurzelkanalfüllung, da es die Dichtigkeit negativ beeinflusst. Durch den starken Schrumpfung kommt es zum Bruch des initialen Verbundes zwischen Stift und den infiltrierten Wurzelkanälen (Bergmans et al. 2005). Auch kann hierdurch das Sealing des Wurzelkanals gefährdet werden (Hammad et al. 2008). Andererseits konnte aber aufgrund des adhäsiven Verbundes der

Wurzelkanalinnenwand mit dem Sealer registriert werden, dass sich die Gefahr einer vertikalen Zahnfraktur verringert (Hammad et al. 2007). Auch Zmener und Pamejer bestätigen in einer Fünf-Jahres-Studie über EndoREZ® eindrucksvoll positive physikalische Eigenschaften und eine dauerhafte Zahnstabilisierung (Zmener und Pamejer 2007).

Im Hinblick auf die Röntgenopazität zeigt der Sealer nicht das höchste Absorptionsvermögen für Röntgenstrahlen (Tanomarn-Filho et al. 2007), jedoch liegen die Werte über dem empfohlenen Minimum der ISO 6876/2001. Viele der bisher veröffentlichten Studien konnten keine besonderen Vorteile bei der Verwendung gegenüber anderen Sealern zeigen. Das ist bei einer Vielzahl von Materialien so, aber die Forschung ist dabei zu versuchen, seine Leistung zu verbessern (Schwartz 2006).

MMPs im Dentin – interaktiv mit Adhäsiven

Die Dentinmatrix enthält Matrix-Metalloproteinasen (MMPs). Bei diesen Proteinasen handelt es sich um Endopeptidasen, welche ihre proteolytische Aktivität extrazellulär mithilfe eines im aktiven Zentrum befindlichen Zinkions entwickeln (Woessner und Nagase 2000). Sie gehören zur Proteinfamilie der Metzinkine (Jiang und Bond 1992). Zu den Matrix-Metalloproteinasen gehören 28 Enzyme, von denen 22 im humanen Gewebe zu finden sind. Sie sind als proteolytisch wirkende Proteine am Aufbau bzw. der Degradation von Proteinen der extrazellulären Matrix, zu denen u.a. auch Kollagene und Glykoproteine gehören, beteiligt. Fast alle MMPs werden als latente Proenzyme in den extrazellulären Raum sezerniert und anschließend aktiviert. Sie spielen bei vielen physiologischen, aber auch pathologischen Prozessen eine entscheidende Rolle. In einer kürzlich veröffentlichten Studie von Tay et al. (2006) konnte in vitro nachgewiesen werden, dass milde selbststützende Adhäsive die kollagenolytische Aktivität im intradikulären Dentin erhöhen. Somit konnten die bislang veröffentlichten Untersuchungen von Mazzoni et al. (2006) und Nishitani et al. (2006), die nachwiesen, dass einfache Etch-&-Rinse-Bondingsysteme

und milde selbststützende Adhäsivsysteme in der Lage sind, latente MMPs, die im Kronendentin vorkommen, anzuregen, auch für das intradikuläre Dentin bestätigt werden. Die Arbeitsgruppe um Tay et al. (2006) konnte belegen, dass intradikuläres Dentin endogene Angriffsmechanismen besitzt, die sich negativ auf die Beständigkeit von Dentinhaftvermittlern auswirken.

Saure Dentinadhäsive demineralisieren das Dentin, in dem aus der Dentinoberfläche Hydroxylapatit herausgelöst wird. Es konnte bewiesen werden, dass dünne Dentinadhäsivschichten analog einer semipermeablen Membran wirken (Shipper et al. 2004). Das Kollagennetzwerk des Dentins liegt frei, sobald das Hydroxylapatit in Lösung geht. Das Wasser wird durch Monomere des Dentinadhäsivs verdrängt und das Kollagennetzwerk infiltriert. Es bildet sich eine Hybridschicht. Latente MMPs werden aktiviert, wenn milde selbststützende Adhäsive zur Demineralisierung des intradikulären Dentins benutzt werden (Tay et al. 2006). Wahrscheinlich tragen selbststützende Adhäsive zum Aktivierungsprozess durch die Spaltung der MMP-Kollagenbindung während der Demineralisierungsphase bei. Durch die Spaltung niedermolekularer Peptidgewichte werden Pro-MMPs in aktive lösliche MMPs umgewandelt. Dennoch können aktivierte MMPs bei einem sauren pH-Wert die organische Dentinmatrix nicht zerstören, wie Arbeitsgruppen um Chausain-Miller et al. (2006) und Malemud (2006) nachwiesen.

Da milde selbststützende Adhäsive latente MMPs anregen ohne zu denaturieren, ist zu vermuten, dass diese Enzyme in die gebildete Hybridschicht eingeschlossen werden (Tay et al. 2006). Wenn eine vollständige Infiltration der demineralisierten Kollagenmatrix mit Adhäsivkunststoffen erreicht werden könnte, müssten diese Enzyme mittels der Monomere des Adhäsivs und des Kunststoffsealers ständig von den gefüllten Wurzelkanälen sequestriert werden. Hybridschichten, die durch Dentinadhäsive entstanden sind, wirken wie semipermeable Membranen und weisen Nano-leakagen auf (Tay et al. 2002). Durch diese Wasserdurchlässigkeit bieten sie aktivierten Matrix-Metalloproteinasen die Mög-

lichkeit, ihre hydrolytische Funktion gegenüber Kollagenfibrillen auszuüben. Es ist bekannt, dass MMPs zu den Hydrolasen gehören, die Wasser benötigen, um Peptidverbindungen in den Kollagenmolekülen zu hydrolysieren. Bei einer Fraktur der koronalen Versiegelung oder bei Anwendung vereinfachter selbststützender Einschnittadhäsive, die höchst anfällig für eine Wasseraufnahme sind, könnte Wasser diese Hybridschicht durchdringen und zu einer verstärkten Kollagenolyse führen. Dies könnte sich negativ auf die Beständigkeit adhäsivgebundener Wurzelkanalfüllungen auswirken (van Meerbeck et al. 1992, Pashley et al. 2004, de Munck et al. 2004, Tay et al. 2006).

Fazit

Strukturelle Veränderungen der Dentinoberfläche nach dem Spülen mit verschiedenen Irriganzien führen zu einer Beeinflussung der Haftkraft adhäsiver Füllungsmaterialien (Erickson 1992). Für adhäsiv verarbeitete Füllungsmaterialien wird der Verlust der Haftkraft hauptsächlich dem Abbau der Hybridschicht an der Dentin-Adhäsiv-Grenzfläche zugeschrieben (Mohammadi und Abbott 2009). In mehreren Studien konnte nachgewiesen werden, dass die Verwendung eines synthetischen Proteaseinhibitors, wie CHX-Lösung, die Integrität der Hybridschicht verbessert und die Haftkraft von Adhäsiven stabilisiert (Hebling et al. 2005, Carrilho et al. 2007). ◀

kontakt

Gemeinschaftspraxis
Dr. med. dent. Claudia Espig
Dr. med. dent. Andreas Espig
Waltershäuser Str. 26
99867 Gotha
Tel.: 0 36 21/85 62 73

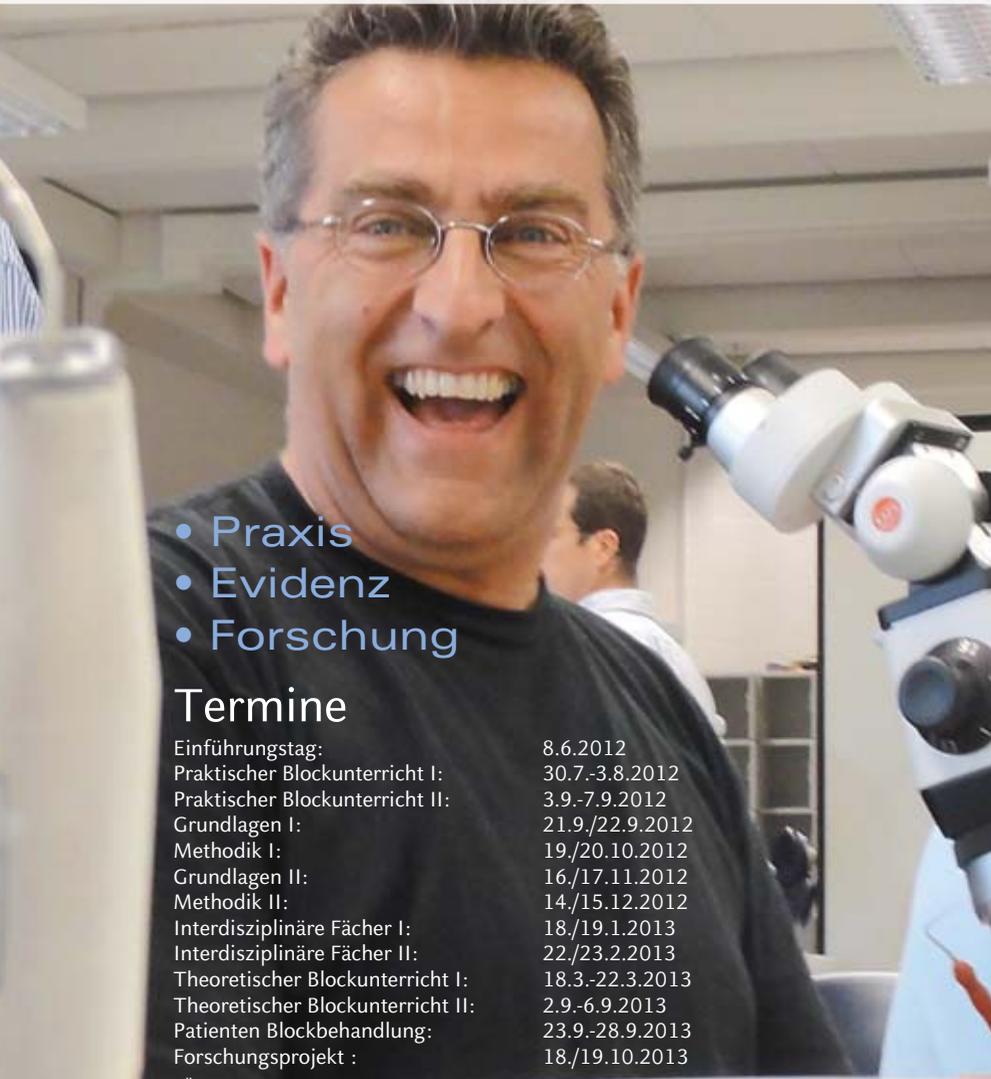


Prof. Dr. Rudolf Beer
Privatpraxis für
Endodontie
Bochumer Str. 2-4
45276 Essen



MASTERSTUDIENGANG

Endodontologie



- Praxis
- Evidenz
- Forschung

Termine

Einführungstag:	8.6.2012
Praktischer Blockunterricht I:	30.7.-3.8.2012
Praktischer Blockunterricht II:	3.9.-7.9.2012
Grundlagen I:	21.9./22.9.2012
Methodik I:	19./20.10.2012
Grundlagen II:	16./17.11.2012
Methodik II:	14./15.12.2012
Interdisziplinäre Fächer I:	18./19.1.2013
Interdisziplinäre Fächer II:	22./23.2.2013
Theoretischer Blockunterricht I:	18.3.-22.3.2013
Theoretischer Blockunterricht II:	2.9.-6.9.2013
Patienten Blockbehandlung:	23.9.-28.9.2013
Forschungsprojekt :	18./19.10.2013

(Änderungen vorbehalten)

Insgesamt finden ca. 50 Kurstage in Düsseldorf statt.
Die vollständige Liste sämtlicher Anwesenheitstage
finden Sie unter:

www.duesseldorf-dental-academy.de

Founding Sponsoren



QUINTESSENZ
INTERNATIONALE
VERLAGSGRUPPE



Kursort:

Sämtliche Arbeitstage des Studiengangs werden in den Räumlichkeiten der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf stattfinden.
Studierende: 25 | Semester: 4 (2 Jahre)

Kosten:

Die Kosten belaufen sich je Studienjahr auf 12.400 €. Eine Zahlung in maximal 8 Raten ist möglich. Bei Anerkennung von Vorleistungen können die Kosten um bis zu 3000 € reduziert werden.

Kontakt und Anmeldung:

Düsseldorf Dental Academy, Liesegangstr. 17a, 40211 Düsseldorf, Tel: 0211-882931870, www.duesseldorf-dental-academy.de